

**Simulação de Escoamento Sanguíneo em Biomodelos  
Digitais de Patologias Vasculares Humanas**

**Rita Margarida Delgado Geraldes**

Dissertação apresentada à

**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**

**Instituto Politécnico de Bragança**

Para obtenção do grau de Mestre em

**Tecnologia Biomédica**

**Ramo: Instrumentação e Sinais Médicos**

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

**Professora Carla Fernandes**

**Professor Luís Queijo**

*Ano letivo 2014/15*



*Aos meus fantásticos pais e á minha inigualável irmã  
com amor e gratidão por todo o apoio e incentivo  
ao longo deste trabalho e da minha vida.*

# Agradecimentos

No momento em que dou por concluída esta tese de mestrado, gostaria de agradecer a algumas pessoas que, sem o seu apoio e contributo, dificilmente conseguiria concretizá-la.

Em primeiro lugar gostaria de fazer um agradecimento especial aos meus orientadores, professora Doutora Carla Fernandes e professor Doutor Luís Queijo da Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Bragança, pelo apoio, disponibilidade, pelos conhecimentos transmitidos ao longo deste trabalho e pelas valiosas sugestões ao longo destes meses de trabalho.

Queria agradecer à Mestra Raquel Fernandes pela sua ajuda na explicação e elaboração do biomodelo realizado no ScanIP e também por toda a sua simpatia e disponibilidade.

A todos os meus amigos, um muito obrigado, por todos os momentos bem passados, pela amizade e apoio.

Finalmente, um agradecimento especial para os meus pais, irmã e Fábio Pereira pelo apoio incondicional, carinho e motivação. Sem eles, não saberia o que é a felicidade e o valor que a educação tem para construir um futuro melhor.

# Resumo

Os procedimentos cirúrgicos requeridos no tratamento de diversas patologias podem ser mais simples, baratos e eficientes com o uso das tecnologias de visualização e análise tridimensional de imagens médicas. Além de facilitar o diagnóstico, os modelos virtuais permitem ao cirurgião um planejamento detalhado e simulação de intervenções complexas. Estes modelos virtuais permitem a melhoria da capacidade de visualização, interação e otimização perante a situação clínica, possibilitando a identificação precoce de problemas.

O objetivo deste trabalho é a análise do escoamento sanguíneo na aorta abdominal com aneurisma. A primeira etapa do trabalho consistiu na extração de dados anatômicos de um aneurisma, com recurso à imagiologia médica e à reconstrução do biomodelo digital utilizando *softwares* apropriados de modo a obter um modelo realista da artéria em estudo. Posteriormente, efetuou-se o estudo numérico no biomodelo construído, sendo para tal utilizado o programa comercial Fluent de dinâmica de fluidos computacional. Nas simulações numéricas, realizadas para escoamento laminar, a reologia do sangue foi descrita por três modelos: modelo Newtoniano, modelo de Carreau e Lei da Potência. Com a utilização destes três modelos foi possível averiguar o impacto das propriedades não-Newtonianas do sangue nos fluxos estudados. Adicionalmente, as simulações realizadas no biomodelo foram efetuadas num domínio geométrico similar ao biomodelo, mas mais simples. Esta análise foi efetuada de modo a averiguar se para as condições estudadas era possível recorrer a um modelo simplificado sem comprometer a análise do escoamento pretendido.

Quanto aos resultados obtidos no estudo dos modelos reológicos não-Newtonianos e Newtoniano, para os perfis de velocidade e taxas de deformação o comportamento do modelo de Carreau aproximou-se do comportamento do modelo Newtoniano devido às taxas de deformação estarem maioritariamente abaixo de  $0.1 \text{ s}^{-1}$ . Em relação às quedas de pressão foi a Lei da Potência quem se aproximou mais do modelo Newtoniano. Por

último, foi calculada a razão de tensão de corte entre os fluidos não-Newtonianos e o fluido Newtoniano, dependendo a aproximação da velocidade de entrada utilizada. Esta aproximação diferiu do modelo simplificado para o modelo real.

Em conclusão, verificou-se que o modelo simplificado, proposto no presente trabalho, apresentou resultados compatíveis e distintos do modelo real dependendo do estudo em causa, não sendo possível optar pela utilização de um ou de outro modelo.

**Palavras-chave:** Imagiologia Médica, Biomodelos Virtuais, Aneurisma da Aorta Abdominal, Dinâmica dos Fluidos Computacional.

# Abstract

The surgical procedures required in the treatment of some diseases could be more simple, cheap and efficient with the use of visualization technologies and tridimensional analysis of the medical image. More than making easier the diagnosis, the virtual models let the surgeons make a detailed plan and simulate the most risky surgeries. These virtual models allow us to increase the visualization capacity, interaction and optimize a clinical situation, making possible an early identification of health problems.

The main objective of this work is the analysis of the blood runoff in the abdominal aorta in the presence of an aneurysm. The first step of the work consists in the anatomical data extraction about aneurysms, from medical image data the reconstruction of the digital biomodel and the use of appropriated *software's* in a way to get a realistic model of the artery in study. Therefore, it was done an numeric study in the biomodel that was build, using the commercial software of computational fluid dynamic - Fluent. In the numerical simulations done to the laminar runoff, the blood rheology was described under three models: Newton model, Carreau model, and the Power law. With the use of those three models was possible to evaluate the impact of the non-Newtonian properties of the blood. Additionally, the simulations done in the biomodel, were done in similar geometry but simplest. This analysis was done to check if in the studied conditions was possible to have a simplified model without ruining the analyses of the runoff.

The obtained results in the study of the non-Newtonian and the Newtonian blood rheology models, to the speed profile and deformation tax the behaviour of the Carreau was close to the Newtonian because the deformation taxes were in the most below  $0.1 \text{ s}^{-1}$ . About the pressure drops was the Power law that was closer to the Newtonian model. Last, was calculated the tension reason between non-Newtonian and Newtonian fluids, depending the speed approximation of the entry used. This approximation was different in the simplified and the real model.

In summary, was observed that the simplified model, show compatible and distinct results from the real model depending of the study in cause, making not possible to choose from one model or another.

**KEYWORDS:** Medical Imaging, Virtual biomodels, Abdominal Aortic Aneurysm, Computational Fluid Dynamics.

# Conteúdo

Lista de Abreviaturas.....	xi
Lista de Figuras .....	xii
Lista de tabelas .....	xv
Capítulo 1 – Introdução .....	1
Capítulo 2 – O uso da Biomodelação Virtual e Criação de um Modelo 3D .....	3
2.1 Engenharia Biomédica.....	3
2.2 Biomodelação .....	4
2.2.1 Benefícios .....	5
2.2.2 Processo de Obtenção do Biomodelo .....	6
2.2.3 Relatos de Casos em Biomodelação.....	8
2.3 <i>Softwares</i> Dedicados ao Diagnóstico e Planeamento Cirúrgico.....	10
2.3.1 InVesalius® 3.0.....	11
2.3.2 3DSlicer®.....	12
2.3.3 Mimics®.....	12
2.3.4 ScanIP®.....	13
Capítulo 3 - Obtenção de Dados a Partir da TC .....	14
3.1 Princípio de Funcionamento da TC .....	14
3.2 Tipos de Tomografia.....	15
3.3 Etapas da Tomografia Computorizada .....	17
3.4 Formato DICOM.....	18
Capítulo 4 – Hemodinâmica do Sistema Cardiovascular Circulatório.....	20
4.1 Introdução .....	20
4.2 Sistema Cardiovascular.....	21
4.3 O Sangue.....	22
4.3.1 Propriedades Reológicas do Sangue.....	23
4.3.2 Modelos Reológicos .....	24
4.3.3 Fluxo Sanguíneo .....	25
4.4 Aneurismas .....	27

4.5	Aneurismas da Aorta Abdominal .....	28
4.5.1	Hemodinâmica dos Aneurismas .....	28
Capítulo 5 – Simulação Numérica.....		30
5.1	Estudo Numérico .....	30
5.2	Equações do Escoamento.....	31
5.3	Geometria.....	32
5.4	Condições de Fronteira .....	35
5.5	Validação .....	36
5.6	Escoamento num Canal Circular 3D .....	37
Capítulo 6 - Resultados e Discussão .....		41
6.1	Comportamento do Fluxo .....	41
6.2	Velocidade .....	43
6.2.1	Perfil de Velocidades.....	44
6.3	Distribuição das Pressões.....	47
6.3.1	Quedas de Pressões.....	48
6.3.2	Estudo da Influência do Modelo Reológico .....	49
6.3.3	Viscosidade do Fluido .....	51
6.4	Tensão de Corte na Parede.....	51
6.4.1	Taxa de Deformação.....	56
6.5	Discussão .....	57
Capítulo 7 – Conclusões e Trabalhos Futuros .....		59
7.1	Conclusões .....	59
7.2	Trabalhos Futuros .....	60
Referências Bibliográficas.....		61

# Lista de Abreviaturas

<b>2D</b>	BIDIMENSIONAL
<b>3D</b>	TRIDIMENSIONAL
<b>AA</b>	ANEURISMA DA AORTA
<b>AAA</b>	ANEURISMA DA AORTA ABDOMINAL
<b>CAD</b>	COMPUTER AIDED DESIGN (DESENHO ASSISTIDO POR COMPUTADOR)
<b>CFD</b>	COMPUTAÇÃO DINAMICA DE FLUIDOS (COMPUTACIONAL FLUID DINAMICS)
<b>DICOM</b>	DIGITAL IMAGING COMMUNICATION (PADRÃO DE COMUNICAÇÃO DE DADOS DE IMAGEM MÉDICA DIGITAL)
<b>MIT</b>	INSTITUTO DE TECNOLOGIA DE MASSACHUSETTS (MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY)
<b>RE</b>	NÚMERO DE <i>REYNOLDS</i>
<b>RM</b>	RESSONÂNCIA MAGNETICA
<b>STL</b>	STANDARD TEMPLATE LIBRARY OU STEREO LITHOGRAPHY (TIPO DE FORMATO DE ARQUIVO)
<b>TC</b>	TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA
<b>WSS</b>	WALL SHEAR STRESS

# Lista de Figuras

Figura 1 - Áreas de atuação da Engenharia Biomédica (Adaptado de Enderle et al., 2005). .....	4
Figura 2 - Biomodelo virtual do torax criado no software InVsalius.....	5
Figura 3 - Processo de obtenção de um biomodelo virtual (Adaptado de Sugimoto, 2009). .....	6
Figura 4 - Visão geral da microssomia e simulação de dispositivo distrator (Robiony et al., 2007).....	9
Figura 5 - Biomodelos Virtuais antes e depois da reconstrução da orelha (Subburaj et al., 2007).....	9
Figura 6 - InVesalius 3.0. ....	12
Figura 7 - Esquema da tomografia computadorizada.....	14
Figura 8 - Tomografia Planar (Santa Barbara, 2006).....	16
Figura 9 - Tomografia helicoidal (Santa Barbara, 2006).....	16
Figura 10 - Vasos Sanguíneos (adaptado de Pinho, 2011). ....	21
Figura 11 - Esquema da Circulação Pulmonar e Circulação Sistémica (Seeley et al., 2007).....	22
Figura 12 - Fluxo sanguíneo numa artéria (Carneiro, 2009). ....	26
Figura 13 - Localização das principais artérias sanguíneas (Carneiro, 2009).....	26
Figura 14 - Classificação dos aneurismas segundo a sua forma (Marcos, 2011).....	27
Figura 15 - Visão axial do aneurisma da aorta abdominal. ....	33
Figura 16 - Segmentação automática do vaso aórtico e da placa de coágulo com a presença de outras estruturas com o mesmo intervalo de valores de cinza. ....	33

Figura 17 - Biomodelo 3D final. ....	34
Figura 18 - Modelo geométrico real.....	35
Figura 19 - Canal simplificado usado na validação.....	36
Figura 20 - Pormenor da malha usada neste estudo. ....	37
Figura 21 - Perfil de velocidades ao longo da direção transversal entre os modelos reológicos Newtoniano e Lei da Potência a uma velocidade de entrada $u=5.404$ mm/s. ....	38
Figura 22 - Comportamento do Fluxo ao longo dos respetivos canais para um fluido Newtoniano a uma velocidade de entrada de $u=5.404$ mm/s. ....	42
Figura 23 - Comportamento do Fluxo de um fluido (a) Newtoniano e (b) Lei da Potência ao longo do modelo real para as três velocidades de entrada, a1/a2) $u=2.162$ mm/s, b1/b2) $u=5.404$ mm/s, c1/c2) $u=10.81$ mm/s.....	43
Figura 24 - Campo da velocidade do fluido no modelo a) real e b) simplificado para o modelo reológico de Carreau a uma velocidade de entrada constante de $u=10.81$ mm/s. ....	44
Figura 25 - Impacto das diferentes velocidade de entrada no modelo real utilizando o modelo reológico de Carreau.....	45
Figura 26 - Perfil de velocidades para o modelo simplificado e real antes do aneurisma a uma velocidade de entrada constante de $u=5.404$ mm/s. ....	46
Figura 27 - Perfil de velocidades para o modelo simplificado e real no centro do aneurisma a uma velocidade média constante de $u=5.404$ mm/s.....	46
Figura 28 - Campo de pressões estáticas do modelo a) real e b) simplificado, utilizando o modelo reológico da Lei da Potência a uma velocidade de entrada constante de $u=10.81$ mm/s. ....	47
Figura 29 - Campo de pressões estáticas do modelo a) real e b) simplificado, utilizando o modelo reológico de Carreau a uma velocidade de entrada constante de $u=10.81$ mm/s. ....	47

Figura 30 - Campo de pressões estáticas do modelo a) real e b) simplificado, utilizando o modelo reológico Newtoniano a uma velocidade de entrada constante de $u=10.81$ mm/s. .....	48
Figura 31 - Pressão estática do modelo real utilizando o modelo reológico Newtoniano para três velocidades de entrada distintas.....	49
Figura 32 - Pressão estática ao longo do modelo real utilizando os três modelos reológicos estudados a uma velocidade de entrada constante de $u=2.162$ mm/s.....	50
Figura 33 - Pressão estática ao longo do modelo simplificado utilizando os três modelos reológicos estudados a uma velocidade constante de $u=2.162$ mm/s.....	50
Figura 34 - Viscosidade em Pa.s, para uma velocidade de entrada de 2.162 mm/s. a) Modelo de Carreau; b) Lei da Potência.....	51
Figura 35 – Tensão de corte exercida na parede pelo fluido Newtoniano no modelo a) real e b) simplificado a uma velocidade de entrada constante de $u=10.81$ mm/s.....	52
Figura 36 - Tensão de corte na parede ao longo de uma linha para o modelo real a uma velocidade de entrada igual a 2.162 mm/s.....	53
Figura 37 - Tensão de corte na parede ao longo de uma linha para o modelo simplificado a uma velocidade de entrada igual a 2.162 mm/s.....	54
Figura 38 - Razão da tensão de corte entre um fluido não-Newtoniano e um fluido Newtoniano para o modelo real a uma velocidade de entrada igual a 2.162 mm/s.....	54
Figura 39 - Razão da tensão de corte entre um fluido não-Newtoniano e um fluido Newtoniano para o modelo real a uma velocidade de entrada igual a 5.404 mm/s.....	55
Figura 40 - Razão da tensão de corte entre um fluido não-Newtoniano e um fluido Newtoniano para o modelo simplificado a uma velocidade de entrada igual a 5.404 mm/s. .....	56
Figura 41 - Taxa de deformação em (s-1) para uma velocidade de entrada de 2.162 mm/s. a) Modelo de Carreau; b) Lei da Potência.....	56
Figura 42 - Representação da viscosidade em função da taxa de deformação para os modelos estudados.....	57

# Lista de tabelas

Tabela 1 - Protocolo DICOM (Adaptado de Santa Barbara, 2006).....	19
Tabela 2 - Modelos reológicos do sangue e respetivos parâmetros [adaptado de Johnston et al., 2004]. .....	25
Tabela 3 - Desvios entre velocidade local numérica e analítica na secção de entrada do canal de validação.....	39
Tabela 4 - Desvios entre a queda de pressão obtida numericamente e prevista pela relação 5.2 na secção de entrada do canal de validação.....	40



# Capítulo 1 – Introdução

*Este capítulo tem como finalidade uma introdução ao tema do estudo que é descrito neste relatório. Inicialmente é apresentado um resumo das diversas motivações que levaram à realização deste trabalho, juntamente com os objetivos do mesmo.*

*Seguidamente é exposta detalhadamente a estrutura adotada na elaboração deste relatório final.*

## Motivação

A obtenção e análise de imagens médicas é cada vez mais importante nas diversas áreas da medicina, contribuindo para o sucesso do tratamento do paciente. A Tomografia Computorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM) são dois exames radiológicos, associados a programas computacionais de reconstrução 3D, que têm proporcionado precisão e eficiência no diagnóstico, planeamento e simulação cirúrgica, possibilitando a criação de modelos médicos virtuais e físicos da estrutura desejada. Para que se possa compreender a morfologia da doença, o médico analisa cada fatia da secção transversal do segmento em estudo e reconstrói mentalmente um modelo tridimensional. Posto isto, e de modo a se obter um diagnóstico preciso foram desenvolvidos *softwares* comerciais para a reconstrução 3D de estruturas anatómicas a partir de imagens 2D. Estas geometrias 3D podem ser inseridas e editadas em programas CAD, da designação inglesa Computer Aided Design, permitindo um melhor diagnóstico e simulações de técnicas cirúrgicas num ambiente virtual.

Assim sendo o objetivo deste trabalho, inserido na Unidade Curricular de Projeto do mestrado em Tecnologia Biomédica, é a extração de dados anatómicos do aneurisma,

uma patologia vascular humana, com recurso à imagiologia médica e à reconstrução dos respetivos biomodelos digitais utilizando *softwares* apropriados. Para a reconstrução dos biomodelos recorreu-se aos seguintes *softwares* de reconstrução tridimensional de estruturas anatómicas: InVesalius, Mimics, 3DSlicer e o ScanIP.

Estes biomodelos foram utilizados para a simulação do escoamento sanguíneo recorrendo ao *software* da dinâmica de fluidos computacional, FLUENT.

## Estrutura do Relatório

Este trabalho apresenta uma estrutura que permite ao leitor entender facilmente a sua natureza, compreender todas as etapas realizadas, quer na parte de investigação, quer na parte prática e também de forma a incentivar o estudo nesta área.

No Capítulo 1, o presente capítulo, encontra-se uma introdução ao relatório. Sendo abordada a motivação, o objetivo deste trabalho e por fim a descrição da estrutura deste relatório.

No Capítulo 2 é efetuada uma revisão bibliográfica da área em estudo de forma a compreender a evolução deste vasto campo do estudo da criação de biomodelos virtuais através de *softwares* apropriados.

No Capítulo 3 são explorados os princípios da Tomografia Computorizada, bem como uma descrição do formato DICOM. Houve também a necessidade de introduzir diversos fundamentos teóricos acerca da hemodinâmica e aneurismas no Capítulo 4.

No Capítulo 5 é descrita a metodologia deste projeto seguido do Capítulo 6 em que são mencionados os resultados obtidos juntamente com a sua análise e discussão. Finalizando este projeto está o Capítulo 7 onde se apresentam as conclusões e propostas de trabalhos futuros.

# Capítulo 2 – O uso da Biomodelação Virtual e Criação de um Modelo 3D

*Neste capítulo pretende-se realizar uma revisão bibliográfica acerca do assunto em estudo neste relatório – Simulação do escoamento sanguíneo em biomodelos digitais - de forma a demonstrar a evolução dos conhecimentos desta extensa área. Para tal, é explicado o processo até à obtenção do biomodelo virtual, sendo também referenciados alguns estudos desenvolvidos por investigadores e as suas opiniões. Ainda neste capítulo são referenciados os softwares utilizados nesta investigação.*

## 2.1 Engenharia Biomédica

Nas últimas décadas a medicina foi alvo de um grande avanço tecnológico devido ao desenvolvimento da computação e à sua aproximação com a engenharia, resultando numa melhoria na prática clínica e cirúrgica.

Assim, surgiu a Engenharia Biomédica como uma área multidisciplinar que combina conhecimentos da química, física, biologia e medicina com as técnicas de engenharia mecânica, engenharia elétrica, engenharia dos materiais, engenharia química, engenharia física e informática para a prevenção, diagnóstico e tratamento de doenças, para a reabilitação dos pacientes e para a melhoria de saúde (Enderle et al., 2005). O campo de atuação da Engenharia Biomédica encontra-se ilustrado na Figura 1.

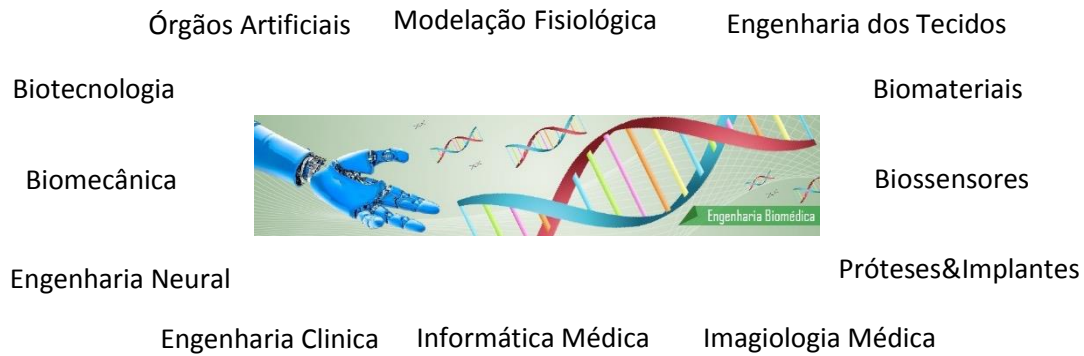


Figura 1 - Áreas de atuação da Engenharia Biomédica (Adaptado de Enderle et al., 2005).

A Imagiologia Médica é a área estudada neste projeto e segundo Nisert et al., (2009) apresenta três áreas específicas de aplicação:

- ✓ Soluções para a relação médico/paciente, como por exemplo, receituário eletrônico;
- ✓ Revisão e compilação da literatura médica;
- ✓ Aquisição e processamento de imagens 3D.

Focando a área de aquisição e processamento de imagens 3D, uma vez que é o tema em que este trabalho vai incidir, existem varias aplicações computacionais. Como por exemplo, a reconstrução 3D de componentes biológicos, o mapeamento de imagens médicas identificando possíveis problemas estruturais em tecidos, a avaliação de esforços em estruturas ósseas e próteses, o auxílio em cirurgias controladas com precisão, entre outras (Souza et al., 2003). Segundo Hasman et al., (1996), a modelação de sistemas biológicos é bastante importante na Imagiologia Médica, sendo aplicada em processos de decisão médica por meio do uso de *softwares*. Posto isto, diversos *softwares* têm sido desenvolvidos para o processamento de dados biológicos, melhorando a precisão e eficiência do diagnóstico do médico.

## 2.2 Biomodelação

A biomodelação é um termo que mostra a habilidade de reproduzir as características morfológicas de uma estrutura anatômica num modelo físico. Mais detalhadamente, a

biomodelação permite o processamento dos dados morfológicos pelo computador de modo a criar um modelo virtual convertendo-o num modelo físico através de uma máquina de prototipagem rápida (D’Urso et al., 1999).

Esta técnica de biomodelação pode ser dividida em duas etapas: a biomodelação virtual e a biomodelação física. A biomodelação virtual, abordada neste trabalho, é a etapa responsável pela criação e manipulação de um modelo digital de modo a melhorar a visualização anatómica, como por exemplo, a imagem 3D de uma estrutura esquelética gerada a partir de imagens de TC (Groesel et al., 2009). Na Figura 2 está representada a reconstrução 3D do tórax de um paciente através do *software* InVesalius.



Figura 2 - Biomodelo virtual do torax criado no software InVesalius.

### 2.2.1 Benefícios

O biomodelo 3D permite que o médico explique todos os passos da cirurgia à sua equipa e ao paciente uma vez que se pode visualizar a estrutura de interesse. Assim, o cirurgião pode simular as suas técnicas cirúrgicas, reduzindo assim o tempo da operação e os seus riscos (Antas, 2007; Ferraz, 2009).

Outros benefícios dos biomodelos 3D são a obtenção de medidas reais diretamente sobre o modelo, redução da possibilidade de erros médicos, redução do custo global de tratamento e melhores resultados finais (Robiony et al., 2007).

## 2.2.2 Processo de Obtenção do Biomodelo

Para a produção dos biomodelos são necessárias três etapas principais: aquisição das imagens médicas através de um exame radiológico (TC ou RM) em formato DICOM, segmentação das imagens e por fim a obtenção do biomodelo virtual (Figura 3).

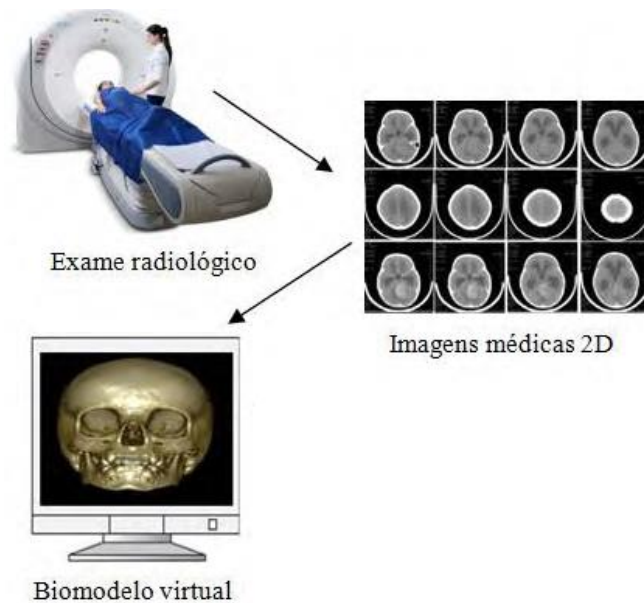


Figura 3 - Processo de obtenção de um biomodelo virtual (Adaptado de Sugimoto, 2009).

### Aquisição das Imagens do Paciente

Os equipamentos de RM e de TC evoluíram consideravelmente desde o seu aparecimento, sendo hoje conhecidos como os dois melhores métodos para a aquisição de informações de diagnóstico e planeamento cirúrgico.

Para o processo de aquisição de dados, o paciente é submetido a um exame radiológico de modo a analisar a região acometida, produzindo-se uma sequência de imagens baseadas nas secções transversais do tecido analisado.

Os dados de saída dos equipamentos de TC e RM encontram-se no formato DICOM. Adquiridas as imagens neste formato, estas devem ser processadas em *softwares* dedicados, onde serão editadas e segmentadas para a obtenção do modelo 3D virtual. Nesta fase as estruturas anatómicas devem ser bem identificadas para se proceder à geração do modelo.

## Segmentação das Imagens e Obtenção do Biomodelo 3D Virtual

De modo a facilitar o processamento e análise de imagens médicas são utilizados computadores. Estes apresentam algoritmos que permitem delinear estruturas anatómicas e outras estruturas de interesse. Estes algoritmos têm o nome de algoritmos de segmentação tendo um importante papel em imagens biomédicas uma vez que permitem diagnosticar e localizar patologias, permitem a realização de um estudo de estruturas anatómicas e o planeamento e tratamento cirúrgico por computador (Pham et al., 2000).

Para dar início ao processo de segmentação faz-se a importação dos arquivos no formato DICOM num *software* de processamento de imagens médicas. A precisão dos objetos obtidos nesta fase é essencial para a qualidade do biomodelo virtual (Pompei et al., 2002).

A segmentação de imagem permite, entre outras coisas, uma melhor extração da informação presente numa imagem em estudo como, as regiões de tecidos, órgãos, estruturas anatómicas, entre outras, tornando possível uma melhor compreensão da mesma.

O *threshold* é uma das ferramentas mais práticas e úteis para se realizar a segmentação. Este método é um algoritmo computacional utilizado para separar de forma automática as estruturas de um tecido, baseando-se na definição de intervalos de densidade de cinza que expressam apenas os *pixels* que correspondem ao tecido de interesse. O objetivo principal é identificar os *pixels* que pertencem a uma determinada estrutura. O *threshold* é feito para um corte 2D sendo depois aplicado em todo o biomodelo. Para tal, é determinada a faixa dos níveis de cinza que se quer representar. Depois de determinado o intervalo, observa-se na imagem original, se as estruturas desejadas estão dentro do mesmo. Se o intervalo for atribuído incorretamente, irá ocorrer um efeito chamado *dumb-bell*. Este efeito pode alterar o modelo, resultando num espessamento ou afinamento das estruturas de interesse, atribuindo portanto erros dimensionais (Meurer, et al., 2008).

Se a segmentação automática utilizando o comando *threshold* não aplicar o resultado esperado, as imagens devem ser editadas manualmente, fatia a fatia, aplicando ferramentas como pintar, apagar, cortar e seleccionar. Portanto, recorre-se à segmentação manual quando a região de interesse possui estruturas pouco diferenciadas ou quando há a presença de artefactos metálicos como próteses, implantes ou restaurações dentárias (Meurer, 2002).

## Obtenção do Biomodelo 3D Virtual

Depois das imagens 2D estarem segmentadas, o *software* de reconstrução reconhece em cada fatia as áreas definidas pelo operador e a partir da sobreposição das mesmas é gerado um modelo virtual 3D. Se o modelo obtido não for o esperado, pode-se editar manualmente as fatias de modo a obter um modelo melhor.

De seguida, os dados deste modelo virtual são exportados para o formato STL que é facilmente compreendido pelo equipamento de prototipagem rápida de modo a executar a construção de um protótipo físico.

O processo de manipulação das imagens biomédicas requer *softwares* específicos, como é o caso do Mimics®, InVesalius®, ScanIP® e 3DSlicer®.

### 2.2.3 Relatos de Casos em Biomodelação

O principal benefício da biomodelação na medicina é o diagnóstico e planeamento cirúrgico precisos.

Robiony et al., (2007) mostra a importância do uso da biomodelação virtual. Este estudo relatou o caso de um paciente com microssomia (desordem congénita que afeta o desenvolvimento da metade inferior da face, causando assimetria) submetido à correção mandibular. Foram utilizados dados anatómicos capturados por um exame radiológico para reconstrução 3D da face do paciente, onde foi realizado o estudo de ressecção óssea, projeto e posicionamento do distrator sobre a mandíbula (Figura 4). Baseados nas possibilidades técnicas, o cirurgião e o especialista em engenharia inversa analisaram inicialmente a viabilidade e efeitos de procedimentos operatórios em ambiente virtual, realizando o corte da mandíbula e posicionando-a em diversos pontos do espaço. Foi então projetado o distrator em *software* CAD sobre a mandíbula posicionada corretamente de modo a obter um melhor movimento mandibular. Assim, através deste caso clínico, os autores observaram a existência de várias vantagens obtidas pela técnica de biomodelação virtual. É um sistema de baixo custo, auxilia o cirurgião no planeamento de ressecções ósseas, reduz o tempo e custo da operação, possibilita infinitas simulações virtuais e permite realizar algumas avaliações que são impossíveis ou muito complexas

de se obterem num modelo físico, como por exemplo, medidas de distâncias, ângulos, volumes e áreas.

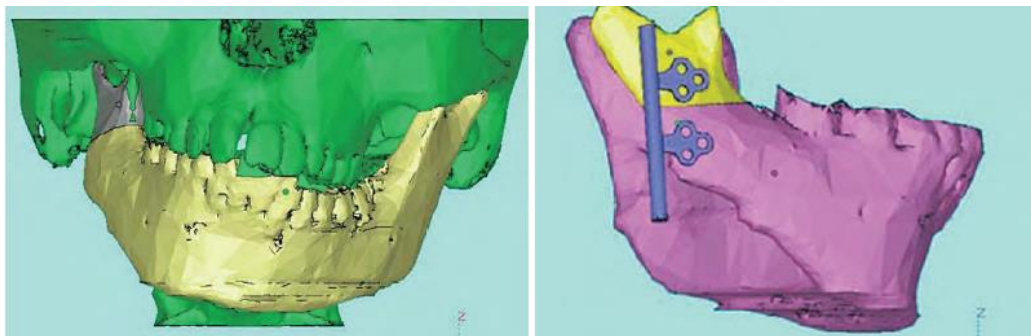


Figura 4 - Visão geral da microssomia e simulação de dispositivo distrator (Robiony et al., 2007).

Foi desenvolvida uma prótese auricular para um paciente portador de uma deficiência física no ouvido externo por Subburaj et al. (2007). A geometria e posição do ouvido foram obtidas através da reconstrução 3D (Figura 5), usando um *software* de modelação médica. O biomodelo virtual do ouvido externo sadio foi espelhado e sobreposto na posição exata do lado afetado, obtendo a geometria final da prótese. Após a fase de projeto, o biomodelo físico foi produzido pelo processo de prototipagem rápida, onde se obteve um molde em polímero. Este molde foi preenchido com silicone na cor apropriada para gerar o modelo final da prótese, que foi implantada sobre a deficiência. Posto isto e segundo os autores, a metodologia auxiliada por computador permitiu um elevado nível de reprodução em termos de formas, tamanho e posição da prótese, além de uma significativa redução do tempo de correção se comparado a técnicas convencionais.

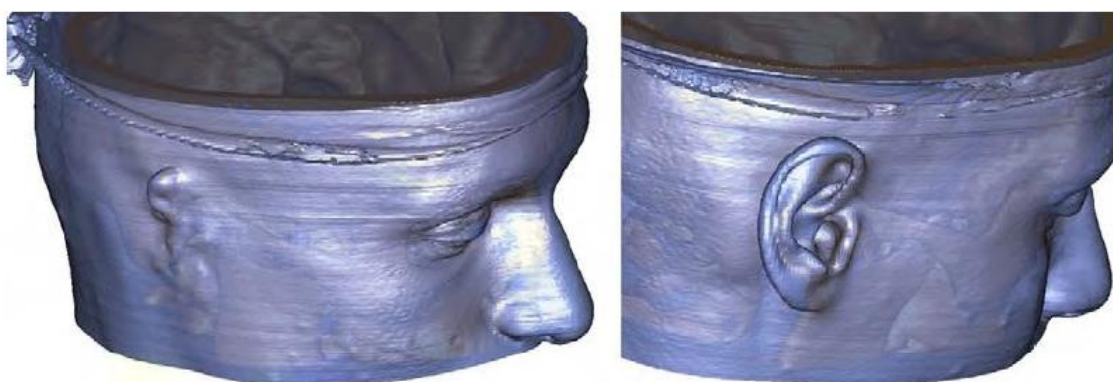


Figura 5 - Biomodelos Virtuais antes e depois da reconstrução da orelha (Subburaj et al., 2007).

Segundo Nakajima et al. (2005) foram usados modelos 3D reconstruídos a partir de imagens de ressonância magnética na região cerebrovascular para planejar cirurgias de 16 pacientes com diversas patologias cerebrovasculares. O objetivo foi estudar os casos destes pacientes de forma a determinar as vantagens deste método no tratamento de lesões vasculares.

Foi então utilizado o modelo virtual no planeamento cirúrgico de modo a facilitar a seleção da melhor intervenção cirúrgica para aqueles casos que permitiu avaliar o nível de risco operatório em caso de cirurgia, localizar as lesões intra-operatórias em conjunto com imagens de vídeo e ainda o volume exato da lesão. Foram também utilizados de modo a melhorar o treino do cirurgião.

## 2.3 *Softwares* Dedicados ao Diagnóstico e Planeamento Cirúrgico

Nesta secção serão abordadas as ferramentas de *software* que tornaram possível a leitura das imagens no formato DICOM, processar, analisar e visualizar o volume 3D formado a partir das fatias 2D, de modo a fornecer uma melhor simulação e planeamento cirúrgico, auxiliado por um modelo virtual exposto no ecrã do computador, no local de trabalho do cirurgião (Santa Barbara, 2006).

Para a manipulação de imagens biomédicas são necessários *softwares* específicos. Estes programas computacionais devem funcionar como uma interface eficiente entre as imagens tomográficas e o equipamento de prototipagem rápida, permitindo a construção dos modelos reais, a partir das imagens virtuais (Souza et al., 2003).

Muitos *softwares* foram desenvolvidos tanto por centros de pesquisas como por empresas comerciais, sendo que alguns deles são *softwares* livres e estão disponíveis na Internet: InVesalius 3.0 e 3DSlicer. Outros dois *softwares* abordados nesta pesquisa são o Mimics e o ScanIP sendo estes *softwares* comerciais.

Todos estes *softwares* têm em comum o facto de exigirem um certo conhecimento em processamento de imagem. Cada um tem uma metodologia própria para tratar a imagem

e um conjunto de algoritmos implementados específicos no qual o utilizador necessita de se adaptar (Santa Barbara, 2006).

O *software* livre é um programa com permissão aberta para o seu uso, cópia e distribuição na sua forma original ou modificado pelo utilizador, podendo ser redistribuído com ou sem custo (Dipold, 2005).

Para ser caracterizado como um *software* livre, o código fonte do programa deve estar disponível para todos. Este código fonte é o programa escrito por um programador que posteriormente é compilado num formato auto-executado no computador (Dipold, 2005).

Um *software* comercial é desenvolvido por uma empresa com o objetivo de auferir lucros com a sua utilização.

### 2.3.1 InVesalius® 3.0

O InVesalius (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, Brasil) é um *software* livre utilizado para o processamento de imagens médicas com o objetivo de dar auxílio a médicos no diagnóstico e planeamento cirúrgico através da criação de biomodelos 3D de estruturas anatómicas, a partir de imagens de TC e/ou RM.

O nome InVesalius foi uma homenagem ao médico Andréas Vesalius, nascido em Bruxelas a 31 de Dezembro de 1514.

Este *software*, inicialmente, foi criado para a manipulação de dados de tecidos duros/ossos. Posteriormente, verificou-se que alguns tecidos moles como o caso de aneurismas, quando previamente tratados com filtros, por exemplo, poderiam ser visualizados e segmentados.

A partir de imagens no formato DICOM, o *software* é capaz de criar uma sequência de visualização das seções transversais da área em estudo, navegar entre elas e segmentá-las por meio de máscaras de acordo com o interesse do usuário (Figura 6) (Promed, 2015).

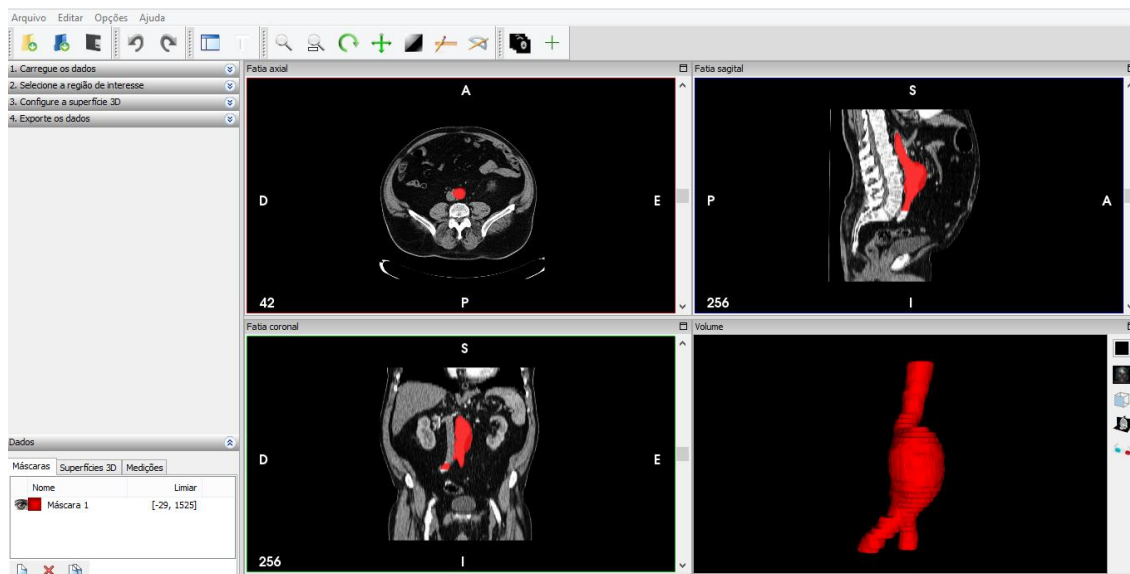


Figura 6 - InVesalius 3.0.

O InVesalius 3.0 oferece ainda algumas ferramentas para auxílio no diagnóstico clínico. Após a reconstrução 3D do biomodelo, é possível realizar medidas de distâncias e ângulos entre estruturas, assim como obter o volume total da geometria.

### 2.3.2 3DSlicer®

O 3DSlicer é um *software* de código aberto, que em 1998 começou como um projeto de tese de mestrado entre o Laboratório de planejamento cirúrgico no Hospital Brigham and Women's e o Laboratório de Inteligência Artificial do MIT.

A plataforma do 3DSlicer fornece funcionalidades para segmentação, registo e visualização tridimensional de dados de imagem multimodais. Este tem sido utilizado numa grande variedade de investigações clínicas. Na investigação sobre a terapia guiada por imagem, o 3DSlicer é frequentemente usado para construir e visualizar conjuntos de dados de MRI que estão disponíveis pré e intra-operatório de modo a permitir a aquisição de coordenadas espaciais para o acompanhamento de instrumentos (3DSlicer).

### 2.3.3 Mimics®

O *software* MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control Systems) da empresa Materialise, é um software interativo que permite a visualização e segmentação

de imagens médicas. Na área médica, este *software* é utilizado no diagnóstico e planeamento cirúrgico. Permite ao cirurgião controlar e segmentar imagens, bem como remover artefactos provenientes de restaurações metálicas, próteses ou osteossínteses. Um módulo separado está disponível para definir e calcular as informações necessárias à criação de modelos em todos os sistemas de prototipagem. Permite criar uma máscara de segmentação para realçar a região de interesse na construção dos modelos tridimensionais (Materialise, 2007).

### 2.3.4 ScanIP®

O *software* ScanIP da empresa Simpleware é um pacote de *software* para processamento de imagem que oferece uma vasta gama de ferramentas para segmentação e visualização, permitindo ao usuário criar várias máscaras (modelos). As ferramentas de segmentação incluem o *thresholding*, região de crescimento, operações booleanas e morfológicas, preenchimento de fluido, ponto de edição, cheque de sobreposição, filtros para redução de interferência, entres outros (Simpleware, 2007).

# Capítulo 3 - Obtenção de Dados a Partir da TC

Como está ilustrado na Figura 7, o objetivo deste capítulo é explorar os princípios da reconstrução tomográfica, os tipos e etapas existentes da tomografia e uma breve análise ao formato DICOM.

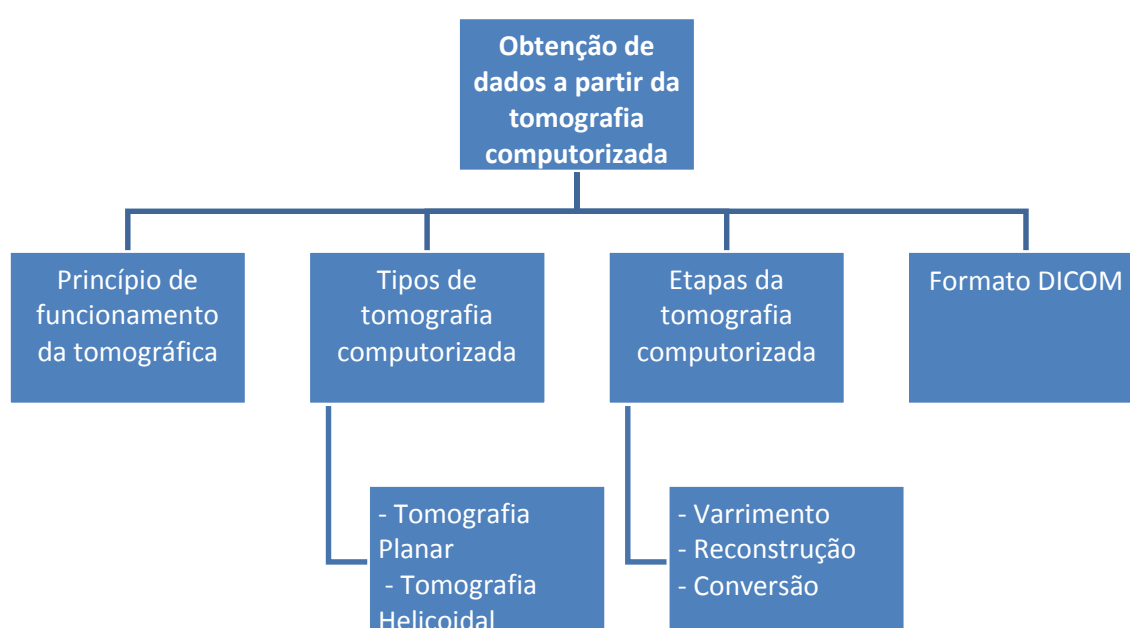


Figura 7 - Esquema da tomografia computadorizada.

## 3.1 Princípio de Funcionamento da TC

A tomografia computadorizada é uma imagem tridimensional construída a partir de projeções bidimensionais de imagens de raio x.

Uma das suas vantagens é o facto de permitir o estudo de secções transversais do corpo humano. Isto é uma vantagem sobre a radiografia convencional uma vez que permite a deteção e o estudo de anomalias que não seria possível a não ser através de métodos invasivos.

O facto de utilizar radiação é uma desvantagem para a TC uma vez que cria um efeito prejudicial para o corpo humano, principalmente em células que se multiplicam rapidamente podendo causar mutações genéticas.

Resumidamente, uma TC indica a quantidade de radiação absorvida por cada porção de secção analisada, traduzindo essas variações numa escala de cinza. Assim, zonas com diferentes densidades apresentam diferentes tons de cinza possibilitando assim a sua distinção.

Segundo Santa Barbara, (2006), durante o exame de TC, o *gantry* dá uma volta completa em torno do paciente, a ampola liberta raios x e quando atravessam o corpo do paciente são captados na outra extremidade pelo detetor. Estes dados são processados pelo computador, analisando as variações de absorção ao longo da secção em estudo. De seguida é construída uma imagem digital representada por uma matriz através do computador. Como já foi mencionado anteriormente, cada elemento da imagem da matriz apresentará um tom de cinzento correspondente à escala de Hounsfield (criador do primeiro aparelho de tomografia computadorizada).

## 3.2 Tipos de Tomografia

### **Tomografia Planar**

Na tomografia planar os detetores estão fixos à volta do paciente, e o tubo de raio x faz um movimento de rotação completo sem a mesa se movimentar; as exposições à radiação ocorrem uma de cada vez, sendo que entre uma imagem e outra é necessária a movimentação da mesa. O intervalo entre os cortes é determinado pela quantidade de movimento da mesa, sendo portanto o tempo total do exame aumentado devido ao tempo necessário para o reposicionamento da mesa a cada corte. Uma das limitações deste método é o facto do conjunto de dados ser fixo para cada fatia específica de tecido, ou seja, a espessura da fatia, a posição e a orientação são fixas durante a fase de varrimento (Meurer, 2002; Santa Barbara, 2006). Este método é descrito na Figura 8.

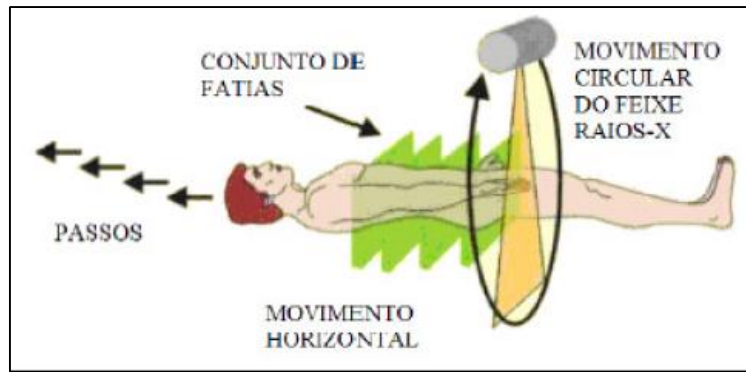


Figura 8 - Tomografia Planar (Santa Barbara, 2006).

### Tomografia Helicoidal

No varrimento helicoidal a mesa movimenta-se em direção ao gantry e a fonte executa um movimento rotacional contínuo, rodando o tubo de raio x em hélice em torno do paciente. A maior vantagem deste tipo de tomografia é o facto de produzir um conjunto de dados contínuos, que se estendem sobre todo o volume do corpo, de modo a que os dados não sejam quebrados em fatias. Apresenta também como vantagem a redução da dose de radiação no paciente (Meurer, 2002; Santa Barbara, 2006). A Figura 9 mostra este processo.

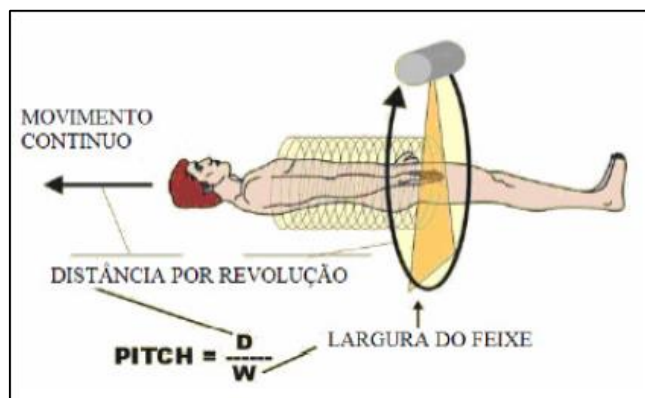


Figura 9 - Tomografia helicoidal (Santa Barbara, 2006).

### 3.3 Etapas da Tomografia Computorizada

Existem três etapas para a formação da imagem em tomografia computadorizada sendo elas, o varrimento (produção de dados), a reconstrução da imagem digital e a conversão analógica para digital.

#### **Varrimento**

Esta fase ocorre quando há a produção de dados. Um feixe de raio x, em forma de leque, é passado em torno do paciente. A quantidade de radiação que penetra o corpo do paciente é medida através de um complexo conjunto de detetores de raios x onde, simultaneamente, vai recolher esses raios no lado oposto à ampola após a sua passagem através do paciente (Santa Barbara, 2006).

#### **Fase da Reconstrução da Imagem**

Esta fase é a fase onde se processam os dados adquiridos e se forma a imagem digital. Após os dados serem processados é construída uma matriz bidimensional de modo a ser construída a imagem digital. Aqui cada elemento da matriz, denominado de *pixel*, recebe um valor numérico de TC que apresentarão um tom de cinzento correspondente à escala de Hounsfield. Estes tons de cinzento estão associados às diferentes densidades das estruturas anatómicas (Santa Barbara, 2006).

#### **Conversão de Digital para Analógica**

Nesta fase é reconstruída uma imagem tridimensional, do interior do corpo do paciente, pelo computador. O resultado da imagem de TC vai mostrar apenas os vários tons de cinzento, ou seja, do preto até ao branco. Esta variação de tons vai permitir identificar por exemplo a densidade do tecido examinado, a sua constituição óssea, tumoral e líquida (Santa Barbara, 2006).

### 3.4 Formato DICOM

DICOM é o formato em que os dados de saída do equipamento de TC se encontram. A criação deste formato teve como objetivo facilitar a troca de informação entre hospitais e clínicas de radiologia garantindo o reconhecimento e correta interpretação das imagens (Bazan, 2004).

Este protocolo foi desenvolvido na década de 1980 pela indústria da imagem, representada pelo National Electrical Manufacturers Association (Nema) e pelo American College of Radiologists (ACR) (Meurer, 2002).

Contudo, apesar do benefício deste formato para os profissionais de saúde, o conhecimento dos radiologistas sobre o mesmo é bastante limitado. Isto, devido à difícil leitura do material de referência e descrição. A Tabela 1, representa a nomenclatura de dados do protocolo DICOM (Santa Barbara, 2006).

Tabela 1 - Protocolo DICOM (Adaptado de Santa Barbara, 2006).

<b>Exemplo de Protocolo DICOM</b>	
<b>Nome do Arquivo</b>	<b>1.2.840.xxxxx.3.152.348.2.28.189436474</b>
<b>1</b>	Identifica o International Standards Organization (ISO)
<b>2</b>	Identifica o grupo dentro do ISO
<b>840</b>	Códigos específicos da organização do país membro (US for ANSI)
<b>xxxxx</b>	Número que identifica uma organização específica
<b>3</b>	Fabricante ou utilizador definido pelo tipo de dispositivo (ex. TC)
<b>152</b>	Número de série definido do fabricante ou utilizador
<b>348</b>	Número único de Estudo
<b>2</b>	Número único de Série
<b>28</b>	Número único de Imagem
<b>189436474</b>	Data e hora no ponto de aquisição da imagem

# Capítulo 4 – Hemodinâmica do Sistema Cardiovascular Circulatório

*Neste capítulo é feita uma abordagem à hemodinâmica, área inserida na mecânica dos fluidos com o intuito de estudar o escoamento sanguíneo no sistema cardiovascular. É efetuada uma breve introdução à hemodinâmica, seguida de uma descrição mais detalhada do sistema vascular sanguíneo. São ainda descritas as características e funções do sangue. Por último é feita uma abordagem aos aneurismas e à sua hemodinâmica.*

## 4.1 Introdução

A hemodinâmica é uma área da mecânica dos fluidos cujo objetivo é estudar o escoamento do sangue nos vasos sanguíneos. A compreensão da hemodinâmica é essencial para prever o fluxo sanguíneo dos pacientes, desenvolver ferramentas de diagnóstico de doenças, elaborar procedimentos que imitam ou alteram o fluxo sanguíneo e, assim, tratar doenças vasculares. A caracterização do fluxo e da resposta dos vasos sanguíneos é assim importante para compreender o comportamento normal e patológico do sistema vascular humano.

Segundo Pinho (2011) o sangue é um fluido em movimento, de forma contínua, capaz de proporcionar um adequado transporte de oxigênio e substâncias nutritivas aos diferentes órgãos, bem como participar na remoção de dióxido de carbono e de substâncias tóxicas.

Por definição, um fluido é uma substância que se deforma continuamente quando sujeito a uma tensão de corte. Entende-se por tensão o resultado dos esforços internos que ocorrem como reação a forças externas aplicadas sobre o fluido, ou como reação de forças internas (Seeley et al., 2007).

Existem dois tipos de tensão: a tensão de corte e a tensão superficial. A primeira, é uma tensão resultante de uma força tangencial aplicada sobre a superfície do fluido que induz

a sua deformação contínua, por outras palavras, o escoamento do fluido ocorre enquanto a tensão de corte se fizer sentir. A tensão superficial relaciona-se com as propriedades coesivas dos fluidos, sendo capaz de explicar fenómenos como a formação de gotas ou a flutuação de pequenos objetos (Lima et al., 2012).

Outras características importantes que descrevem o escoamento dos fluidos são a velocidade, a densidade, a viscosidade e a temperatura. A velocidade de um fluido descreve a variação do seu deslocamento em relação ao tempo. A densidade é uma propriedade física que corresponde à razão da quantidade de matéria, ou massa, por unidade de volume. A viscosidade é uma propriedade intrínseca de cada fluido e caracteriza as tensões internas que se criam entre moléculas vizinhas, resultando no deslocamento destas a diferentes velocidades (Lima, 2007; Stuart and Kenny, 1980).

## 4.2 Sistema Cardiovascular

O sistema cardiovascular é um sistema circulatório fechado que contribui para a manutenção da homeostasia do organismo. O coração e os vasos sanguíneos, nomeadamente, as artérias, as arteríolas, as veias, as vénulas e os capilares fazem parte deste sistema circulatório (Figura 10).

Os vasos sanguíneos estão revestidos por células endoteliais, que conferem uma superfície lisa e brilhante, favorecendo o escoamento do sangue com o mínimo atrito (Giomar, 2008; Gilson et al, 2003).

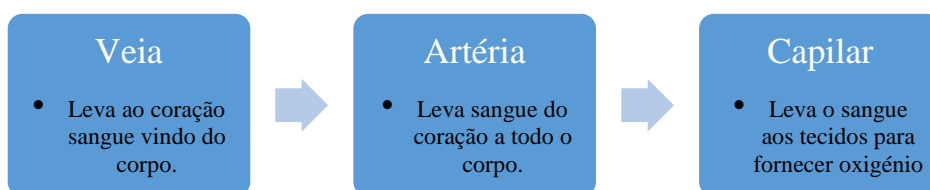


Figura 10 - Vasos Sanguíneos (adaptado de Pinho, 2011).

Neste sistema o coração serve de bomba, e os vasos sanguíneos conduzem o sangue desde o coração até aos tecidos, como se pode visualizar na Figura 11. Assim, a circulação sanguínea ocorre através de dois percursos distintos: a circulação pulmonar e a circulação sistémica. O sangue proveniente dos tecidos entra no coração primeiro pela aurícula

direita, chegando ao ventrículo direito. Quando este enche, contrai e envia o sangue para a artéria pulmonar, onde inicia a circulação pulmonar. A artéria pulmonar conduz o sangue venoso para os pulmões de modo a ocorrerem as trocas gasosas. Nos capilares pulmonares, o dióxido de carbono é libertado da corrente sanguínea e o oxigénio propaga-se no sangue. O sangue arterial entra nas veias pulmonares e retorna ao coração pela aurícula esquerda passando depois para o ventrículo esquerdo. Este, quando enche, contrai e impulsiona o sangue para a artéria aorta, onde se inicia a circulação sistémica. Da artéria aorta o sangue é conduzido para todas as partes do corpo através das artérias de maior calibre para as de menor calibre (Lima et al., 2012; Seeley et al., 2007).

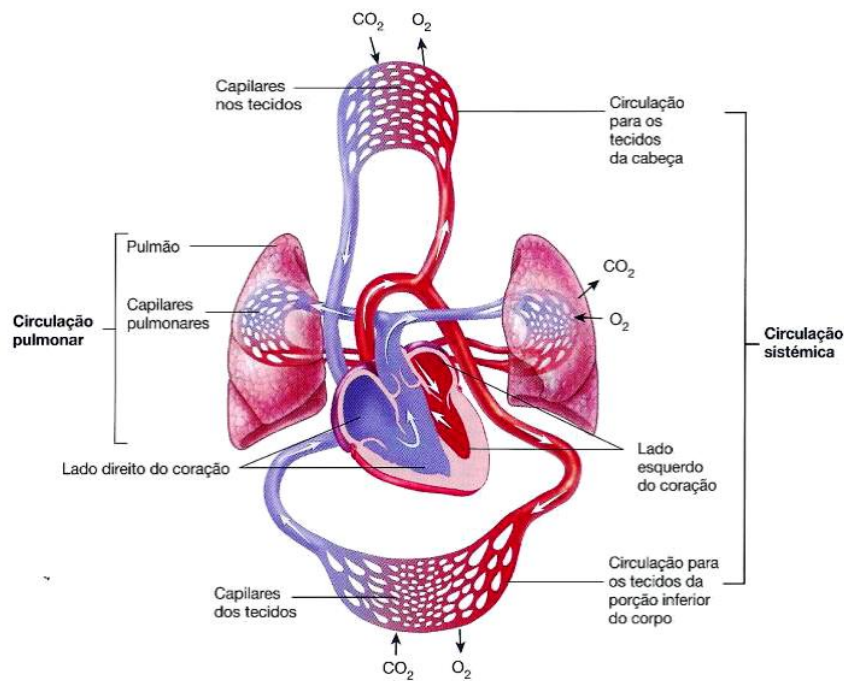


Figura 11 - Esquema da Circulação Pulmonar e Circulação Sistémica (Seeley et al., 2007).

### 4.3 O Sangue

O sangue é um fluido complexo que consiste numa suspensão de elementos celulares, tais como os glóbulos vermelhos, glóbulos brancos e plaquetas num líquido Newtoniano, o plasma. Pode ser descrito como um fluido opaco, com viscosidade superior à da água. Um homem adulto possui em média entre 5-6 litros de sangue, enquanto que numa mulher adulta o volume médio de sangue é de aproximadamente 4-5 litros.

O sangue apresenta um importante papel na homeostasia, ou seja, no estado de equilíbrio do corpo. O transporte de oxigênio e nutrientes a todos os órgãos bem como a captação e eliminação de gás carbônico e detritos resultante do metabolismo são algumas das funções executadas pelo sangue (Lima et al., 2012; Seeley et al., 2007).

### 4.3.1 Propriedades Reológicas do Sangue

A reologia é a ciência que estuda o escoamento da matéria e as suas deformações, podendo também ser aplicada para perceber o mecanismo de fluxo do sangue e das células que este envolve (Cowan et al., 2012).

Um fluido é uma substância que se deforma continuamente quando sujeito a uma tensão de corte. A grande maioria apresentam características reológicas não-Newtonianas como por exemplo tintas decorativas, colas, produtos de cosmética e beleza, produtos alimentares no estado líquido, entre outros.

Os fluidos podem ser classificados como Newtonianos e não-Newtonianos, de acordo com o seu comportamento reológico.

Quanto aos fluidos Newtonianos, apresentam uma viscosidade constante obedecendo assim à lei de Newton da viscosidade e uma tensão de corte diretamente proporcional à taxa de deformação, como mostra a equação (4.1).

$$\sigma = \mu \dot{\gamma} \quad (4.1)$$

Onde  $\sigma$  é a tensão de corte,  $\dot{\gamma}$  é a taxa de deformação e  $\mu$  a viscosidade.

Os fluidos Newtonianos apresentam um comportamento viscoso ideal onde a variação da taxa de deformação e tensão de corte é linear. A água, o plasma, soluções de açúcar e o óleo vegetal são alguns exemplos destes fluidos.

No entanto, para os fluidos não-Newtonianos a tensão de corte ( $\sigma$ ) não é diretamente proporcional à taxa de deformação ( $\dot{\gamma}$ ). Assim, a viscosidade vai variar de acordo com o grau de deformação aplicada e o tempo que esta é aplicada.

Os fluidos não-Newtonianos podem ainda ser classificados em dois grupos, independentes do tempo e dependentes do tempo. Os fluidos não-Newtonianos independentes do tempo podem ser classificados como: dilatantes sendo a viscosidade de corte maior com o aumento da taxa de deformação, pseudoplásticos em que a viscosidade de corte diminui com o aumento da taxa de deformação e plásticos de Bingham que necessitam de uma tensão de corte inicial para começarem a escoar mostrando um comportamento Newtoniano a partir de uma tensão limite de escoamento, designada tensão de cedência. Quanto aos fluidos dependentes do tempo existem os fluidos tixotrópicos e os reopéticos, sendo os primeiros aqueles que a viscosidade diminui com o tempo e os segundos a viscosidade aumenta com o tempo para uma taxa de corte fixa.

### 4.3.2 Modelos Reológicos

Existem vários modelos matemáticos para descrever o comportamento dos fluidos não-Newtonianos viscosos.

No caso particular do sangue, a sua reologia pode ser descrita, entre outros, pelo modelo de Carreau, Lei da Potência e até mesmo pela Lei de Newton (Johnston et al., 2004).

#### **Lei da Potência**

A Lei de Potência, também conhecida por modelo de Oswald-de-Waele é o modelo mais utilizado para o escoamento de fluidos (Bird et al., 1987).

Este modelo é descrito pela seguinte equação:

$$\mu = k(\dot{\gamma})^{n-1}, \quad (4.2)$$

onde,  $k$  é o fator de consistência, a taxa de deformação e o  $n$  o índice de fluxo. Para  $n > 1$  a expressão anterior descreve o comportamento dos fluidos dilatantes, para  $n < 1$  descreve o comportamento dos fluidos pseudoplásticos e para  $n = 1$  esta lei traduz o comportamento de um fluido Newtoniano.

## Modelo de Carreau

O modelo de Carreau é descrito pela seguinte equação:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{(n-1)/2} \quad (4.3)$$

onde,  $\mu$  é a viscosidade,  $\mu_{\infty}$  é a viscosidade a uma taxa de corte elevada,  $\mu_0$  é a viscosidade a uma taxa de corte baixa,  $\lambda$  é uma constante de tempo e  $n$  o índice de fluxo.

Segundo Bird et al. (1987), a baixas taxas de corte, a tensão de corte é proporcional à taxa de deformação, e a viscosidade aproxima-se a um valor constante. À medida que a taxa de corte aumenta, a viscosidade decresce, e para taxas de corte muito elevadas a viscosidade torna-se novamente independente da taxa de corte.

Para o caso particular do sangue os parâmetros reológicos são os apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Modelos reológicos do sangue e respetivos parâmetros [adaptado de Johnston et al., 2004].

Modelos do sangue	Viscosidade Efetiva $\mu$
Newtoniano	$\mu=0.00345$ Pa.s
Power Law	$k=0.0035$ Pa.s, $n=0.6$
Carreau	$\lambda=3.313$ s, $n=0.3568$ , $\mu_0=0.056$ Pa.s, $\mu_{\infty}=0.00345$ Pa.s

### 4.3.3 Fluxo Sanguíneo

O fluxo sanguíneo normal numa artéria é laminar, isto é, os elementos celulares fluem no centro da artéria, separados do endotélio por uma camada de plasma mais lenta (Figura 12)

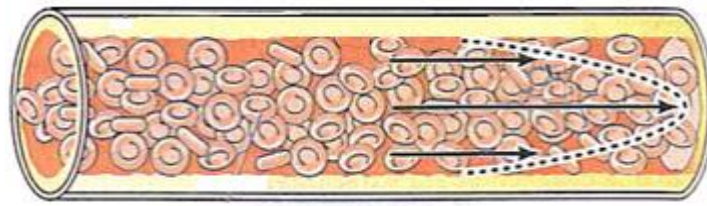


Figura 12 - Fluxo sanguíneo numa artéria (Carneiro, 2009).

Quando o sangue flui com maior velocidade ou passa por uma obstrução, há transição de fluxo laminar para turbulento. O perfil parabólico do sangue é alterado, movendo-se desordenadamente.

Nas artérias que apresentam ramificações ou bifurcações existe uma maior formação de placas ateroscleróticas. Este facto permite a formação de zonas de baixa velocidade próximo da obstrução, aumentando a queda de pressão e a resistência ao fluxo. O fluxo reverso na vizinhança à deformação aumenta, fazendo com que esta área fique mais vulnerável à aterosclerose (Lee et al., 2000).

Assim, o desenvolvimento de placa torna-se mais propício em zonas de deformações de grandes bifurcações, tais como carótida, coronária, renal e ilíaca (Figura 13), devido à diminuição da tensão de corte e ao fluxo reverso (Malek et al., 1999).

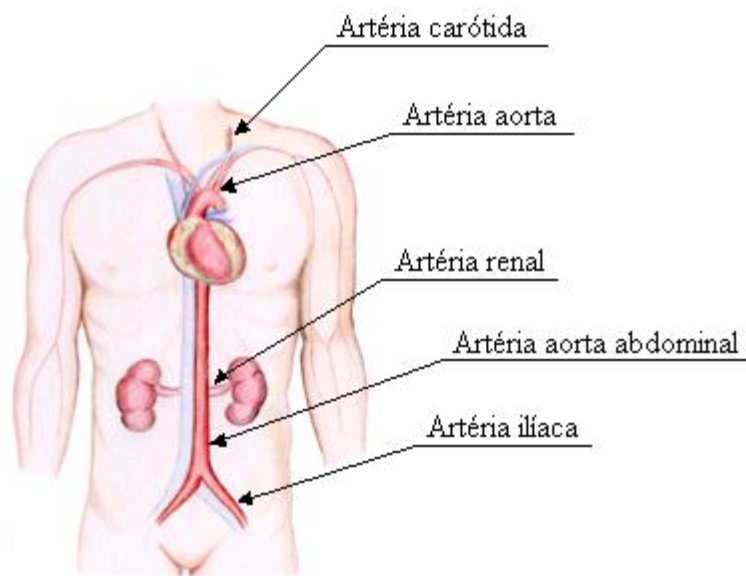


Figura 13 - Localização das principais artérias sanguíneas (Carneiro, 2009).

## 4.4 Aneurismas

Os aneurismas são definidos como uma dilatação anormal localizada de um vaso sanguíneo. A sua incidência tende a aumentar com a idade, podendo ser congênitos ou adquiridos. Após a formação do aneurisma, a pressão e as tensões de corte exercidas pelo escoamento sanguíneo na parede do vaso, podem causar uma expansão gradual e quando a parede deixa de aguentar a pressão interna do escoamento pode ocorrer a ruptura do aneurisma.

Os aneurismas podem ser classificados de acordo com a sua geometria e localização dentro do corpo humano, podendo ser: fusiforme e sacular (Figura 14). O fusiforme é maioritariamente encontrado na aorta abdominal ou na artéria poplítea apresentando uma forma alongada, e o sacular (forma esférica) é predominantemente encontrado nas principais artérias da circulação cerebral.

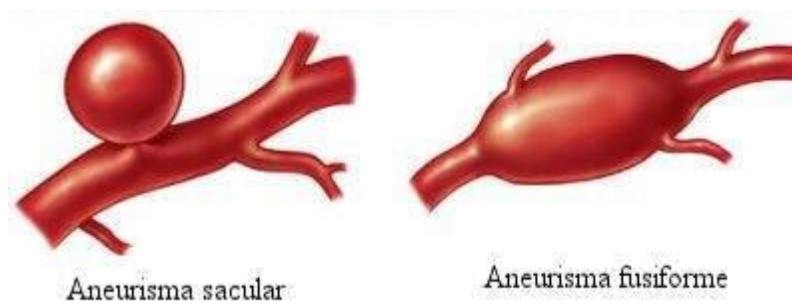


Figura 14 - Classificação dos aneurismas segundo a sua forma (Marcos, 2011).

Relativamente às causas hemodinâmicas da ruptura do aneurisma existem duas teorias correntes. Uma teoria declara que os aneurismas estão sob uma baixa tensão de corte na parede (WSS, da designação em inglês Wall Shear Stress), o que desencadeia processos, como a remodelação da parede arterial, que degradam a qualidade da mesma e originam pontos enfraquecidos na parede do aneurisma, resultando na sua rutura. A segunda teoria considera que os processos associados com elevadas tensões de corte nas paredes são responsáveis pelos danos causados na parede do vaso, resultando também na sua rutura.

## 4.5 Aneurismas da Aorta Abdominal

A aorta abdominal é o maior vaso sanguíneo do corpo humano, partindo do coração, atravessa o abdómen e bifurca nas duas artérias ilíacas que fornecem sangue aos membros inferiores. Esta artéria é constituída por três camadas de tecido distintas: a túnica íntima, a túnica média e a túnica externa, também conhecida como túnica adventícia. A túnica íntima é composta por células endoteliais, sendo responsável pelas propriedades estruturais e elásticas da artéria. A túnica média é composta por células musculares lisas e tecido elástico (Duarte et. al, 2004). Quanto à camada adventícia é constituída principalmente por colagénio. O diâmetro normal da artéria aorta é de aproximadamente 2 cm portanto, um diâmetro de 3 cm já é considerado um aneurisma (Cotran et al., 1994).

Os Aneurismas da Aorta Abdominal (AAA) são os mais frequentes, normalmente com ocorrência entre as artérias renais e as ilíacas, e estão associados à aterosclerose, tendo mais incidência a partir dos 50 anos de idade. Este é definido como uma dilatação do vaso em que o seu diâmetro aumenta pelo menos 50%.

Um estudo realizado por investigadores da Universidade de Yale mostra que a maioria dos aneurismas cresce cerca de 0.12 cm por ano, apresentando um crescimento muito lento, podendo então o aneurisma ter-se começado a formar na juventude do paciente (Lasheras, 2007).

Por muitos anos foi considerado que o AAA fosse o resultado do processo degenerativo aterosclerótico na aorta humana. Tanto o aneurisma como a aterosclerose, aumentam a sua ocorrência com a idade, esta suposição foi aceite prontamente pela maioria dos médicos. Porém, evidências clínicas e bioquímicas compilaram na última década causas diferentes e sugerem que fatores hereditários e mudanças bioquímicas podem representar um papel dominante na etiologia do AAA na maioria dos doentes.

### 4.5.1 Hemodinâmica dos Aneurismas

Fry (1968) sugere que as regiões sujeitas a alta tensão de corte podem causar lesões na mecânica da parede do vaso sanguíneo. Caro et al. (1971) afirmam que nas regiões de baixa tensão de corte nas paredes ocorre aterosclerose devido à baixa difusão mássica de lipídeos e dessa maneira permite um maior tempo de contacto entre as moléculas de

lipídeos e a parede da artéria. Regiões de escoamento com baixa velocidade de recirculação são fortemente suscetíveis à formação de trombos (Legendre et al., 2006).

De acordo com Wang (2001), a tensão de corte e a pressão na parede apresentam-se como características importantes de modo a entender as consequências da característica do escoamento sobre as células endoteliais dos vasos sanguíneos. Estas células estão permanentemente expostas às tensões de corte. Dependendo da magnitude das tensões de corte, estas tensões podem estar dentro de uma gama considerada prejudicial às células endoteliais (Malek et al., 1999). A gama de valores normais, de um padrão fisiológico, para as tensões de corte situa-se entre 1.0 a 7.0 Pa. Por outro lado, quando estes valores das tensões de corte aumentam para valores maiores do que 10 Pa, existe uma predisposição para a trombose. Quando as tensões crescem para valores maiores do que 35 Pa, ocorre a lesão e denudação do endotélio. Para tensões de corte baixas com valores da ordem de -0.4 a +0.4 Pa está associado o aparecimento de aterogénese. Segundo o estudo “United Kingdom Small Aneurysm Trial” UKSAT a rutura do aneurisma está associada a uma pressão sanguínea média elevada (Choke et al., 2005). Isto pode ser explicado qualitativamente devido ao efeito da hemodinâmica, com maior carga de pressão arterial média, na parede do aneurisma com o seu consequente enfraquecimento. A simulação computacional tem sido utilizada para estudos do comportamento hemodinâmico dentro de vasos sanguíneos com o objetivo de identificar regiões potenciais de aterogénese, trombose, lesão endotelial ou denudação.

# Capítulo 5 – Simulação Numérica

*Neste trabalho pretende-se estudar numericamente as propriedades do escoamento sanguíneo na aorta abdominal com aneurisma.*

*A resolução do problema numérico em estudo consiste na resolução do sistema de equações constituído pelas equações de conservação de massa e de quantidade de movimento para fluidos incompressíveis e equação constitutiva.*

## 5.1 Estudo Numérico

O código Fluent V 15.0 é um programa comercial de Mecânica dos Fluidos Computacional (CFD da designação inglesa *Computational Fluid Dynamics*) que permite simular o escoamento de fluidos. Neste código as equações governativas são resolvidas numericamente usando o método dos volumes finitos. Para isso é criada uma malha computacional que permite dividir o domínio de cálculo num número finito de células.

O ANSYS Workbench® proporciona um ambiente de modo a que vários tipos de simulações possam ser realizadas, e atende a uma gama de ferramentas de otimização de design. Este pacote fornece o acesso às ferramentas necessárias para ler a geometria pretendida, criar as condições de fronteira, resolver o problema específico, criar resultados de fácil visualização (imagens e animações) e relatórios sobre os resultados e ainda gerar as respetivas malhas (Queiroz, 2008). A geração das malhas computacionais de grande qualidade é indispensável pois através destas obtêm-se grandes êxitos nas simulações de CFD.

O Fluent é também um pacote de *software* de CFD para simular os problemas de fluxo dos fluidos no interior das geometrias escolhidas para a simulação. Mostrou-se eficaz para uma variedade enorme de projetos de investigação, simplificando o trabalho, pois

dispensa a necessidade de se realizar testes com modelos nos laboratórios. Fornece também gráficos das propriedades das variáveis como a velocidade, pressão, densidade e viscosidade do fluido no meio inserido com uma facilidade relativa, permitindo definir as condições de fronteira, as propriedades do fluido, os materiais, entre outros (Ferreira, 2009).

Assim, as simulações numéricas foram realizadas com recurso ao *software* Fluent. Quanto às geometrias e à malha foram criadas previamente no *software* SolidWorks® e no Ansys Meshing, respetivamente.

Em relação ao sangue foi descrito, reologicamente, por diferentes modelos: modelo Newtoniano, modelo de Carreau e Lei da potência, usando os parâmetros reológicos apresentados na Tabela 2 (pág. 24) e  $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$  (Johnston et al., 2004).

## 5.2 Equações do Escoamento

Nesta secção estão descritas as equações governativas usadas nas simulações computacionais.

Neste caso foram resolvidas as equações da continuidade e as equações de Navier-Stokes para um escoamento laminar, incompressível em estado estacionário.

### Conservação da Massa

Também conhecida como equação da continuidade, a equação de conservação massa, estabelece que não pode haver variação líquida de massa no interior das fronteiras de um volume fixo no escoamento. Este princípio pode ser traduzido por (Wiley, 1994):

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho(\nabla \cdot u) = 0 \quad (5.1)$$

onde,  $\rho$  é a massa específica do fluido e  $u$  é o vetor velocidade.

No entanto, como o sangue é considerado um fluido incompressível, a taxa de variação da densidade é zero sendo a equação (5.1) simplificada:

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (5.2)$$

## Equação de Navier-Stokes

Também conhecida como equação do movimento estabelece que a variação da quantidade de movimento de um sistema é igual ao somatório das forças externas agindo sobre o sistema (Wiley, 1994):

$$P \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \nabla u \right) = -\nabla P + \nabla \cdot \tau \quad (5.3)$$

Assim a forma simplificada para um fluido incompressível é:

$$P \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \nabla u \right) = -\nabla P + \mu \nabla^2 u \quad (5.4)$$

Onde,  $u$  é a velocidade média do fluido,  $P$  a pressão,  $\tau$  o tensor das tensões somatórias e representa o Laplaciano do campo de velocidade  $u$ .

## 5.3 Geometria

A partir das dimensões da geometria da artéria abdominal, de um paciente com um aneurisma, obtida através do *software* Mimics, foi construído um modelo geométrico da Aorta Abdominal recorrendo ao *software SolidWorks* para posterior simulação no *Fluent*.

De seguida será explicado, detalhadamente, a obtenção desta geometria do AAA através do *software* Mimics.

A reconstrução 3D consiste então em reproduzir virtualmente o AAA do paciente em questão de modo a que seja avaliada a localização e determinadas as dimensões da anomalia vascular. Para o médico, estas informações tornam-se bastante uteis na elaboração do diagnóstico e na necessidade de realização ou não de procedimento cirúrgico.

Depois de importadas as imagens tomográficas da região pélvica-abdominal através do exame de TC foi necessário identificar a área patológica por meio das janelas de visualização 2D (Figura 15).

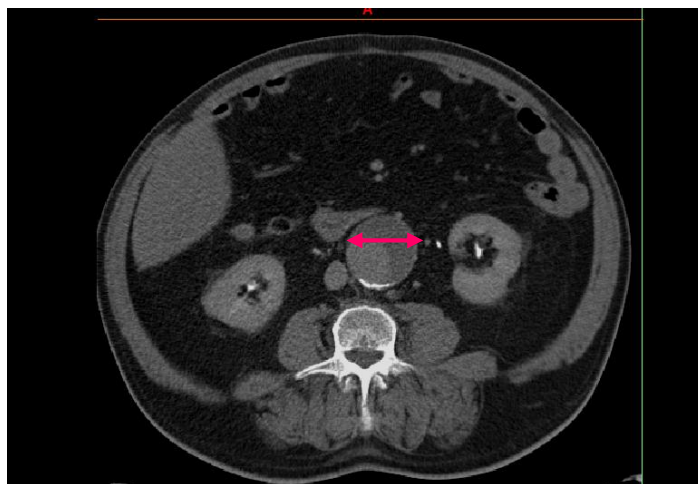


Figura 15 - Visão axial do aneurisma da aorta abdominal.

De seguida foi criada uma máscara de segmentação de maneira a diferenciar o vaso aórtico e a placa de coágulo (aneurisma) das restantes estruturas.

Foi então aplicada a ferramenta *Threshold* com definição de valores de cinza para o intervalo de 29 a 1531, determinado através da resposta da área pretendida em relação ao intervalo. No entanto foi necessário edição manual para separar as estruturas desejadas das restantes. Pode-se visualizar na Figura 16 a presença de outras estruturas com o mesmo intervalo de valores de cinza e a presença de um vaso em contacto direto com a sua superfície.

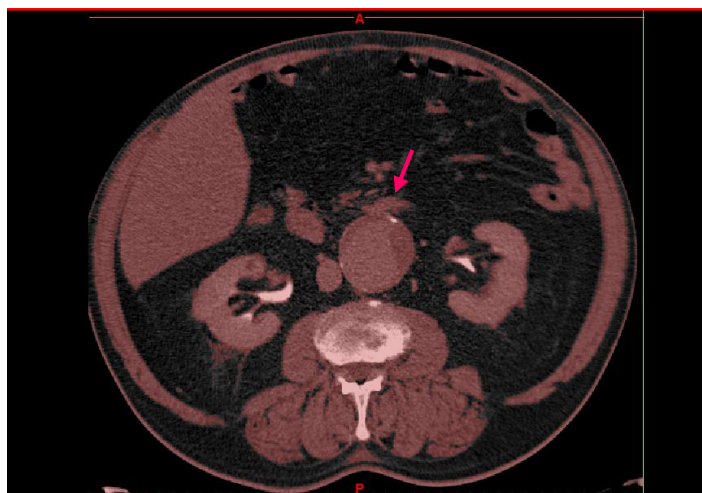


Figura 16 - Segmentação automática do vaso aórtico e da placa de coágulo com a presença de outras estruturas com o mesmo intervalo de valores de cinza.

Quando a segmentação automática não é suficiente é necessário excluir as áreas que não pertencem à estrutura de interesse, apagando-as ou aplicando o limiar localizado (pintar apenas a região de interesse). Neste caso optou-se por eliminar os tecidos adjacentes.

Após a segmentação manual de todas as fatias que continham a região pretendida certificou-se que estavam livres de contacto com outros tecidos, de modo que apenas o desejável apareça na reconstrução 3D do biomodelo.

Finalizada a etapa de segmentação, a máscara do AAA (composta pela placa de coagulo e artéria aórtica) foi submetida ao processo de reconstrução de modo a se obter a respetiva superfície 3D (Figura 17).

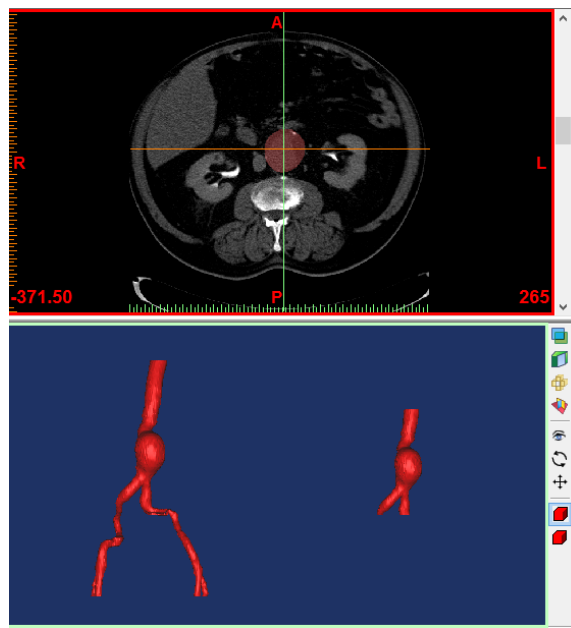


Figura 17 - Biomodelo 3D final.

Este método foi igualmente aplicado para os *softwares* ScanIP, InVesalius e 3DSlicer tendo o Mimics apresentado melhores resultados na regularidade do biomodelo final.

Por impossibilidade de exportação destes biomodelos para o *software* Ansys foram então, como já mencionado anteriormente, reproduzidos no *SolidWorks*.

Na Figura 18: D1=30.40 mm, D2=57 mm, D3=15.63 mm, D4=24.52 mm, D5=60 mm, D6=40 mm, D7=16.76 mm, D8=17.03 mm.

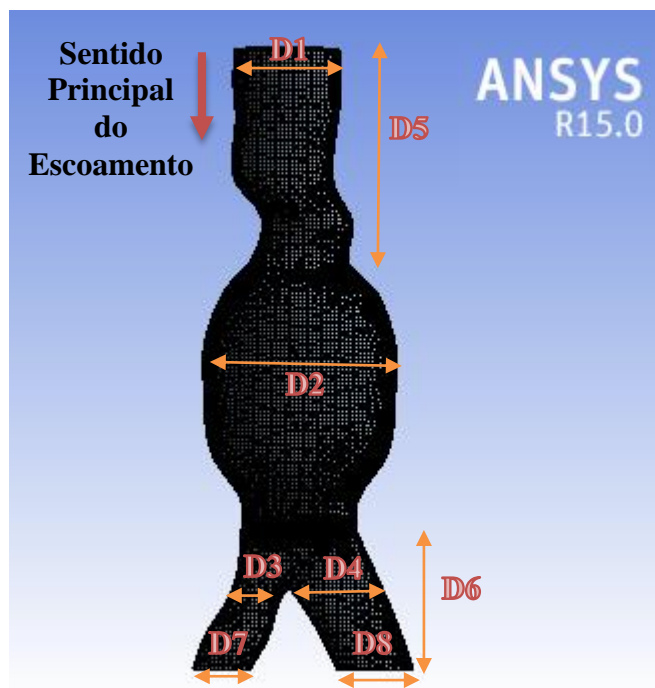


Figura 18 - Modelo geométrico real.

## 5.4 Condições de Fronteira

Para a resolução numérica foi necessário impor condições de fronteira. Uma vez que se trata de um escoamento isotérmico, as condições de fronteira são apenas mássicas, ou seja, terá de se impor uma velocidade média na entrada do canal, definir quais as faces por onde o fluido sai do canal e impor a velocidade junto à parede.

Assim, neste estudo foram impostas as seguintes condições: na entrada do canal ( $x=0$ ) as velocidades médias foram 2.162 mm/s, 4.504 mm/s e 10.81 mm/s, que correspondem, para o escoamento Newtoniano, a  $Re=20$ ,  $Re=50$  e  $Re=100$ , respetivamente (Johnston et al., 2004).

Quanto às paredes do canal admitiu-se velocidade nula, uma vez que se estão a estudar escoamentos laminares.

## 5.5 Validação

Nesta fase do trabalho pretendeu-se validar o modelo numérico utilizado neste estudo, mais concretamente, avaliar se as condições de fronteira, geometria e discretização da mesma reproduzem de forma correta os escoamentos em estudo.

Uma vez que não dispomos de resultados experimentais para o escoamento em análise, a validação foi realizada efetuando o estudo de um escoamento similar mas mais simples que o escoamento real, para o qual existem soluções analíticas. O escoamento Newtoniano e não-Newtoniano (para a Lei da Potência) do sangue foi realizado num canal tridimensional, Figura 19, constituído por um canal circular, uma perturbação com forma semelhante à do aneurisma em estudo, e dois canais circulares na saída do canal. As secções de entrada e saída possuíam diâmetro semelhante ao do modelo da artéria abdominal em estudo, contudo a secção de entrada tem um comprimento distinto do modelo real. Este facto deve-se à necessidade de possuímos um escoamento completamente desenvolvido para que seja possível comparar os resultados obtidos nessa secção com os resultados analíticos conhecidos para escoamentos laminares incompressíveis em condutas circulares.

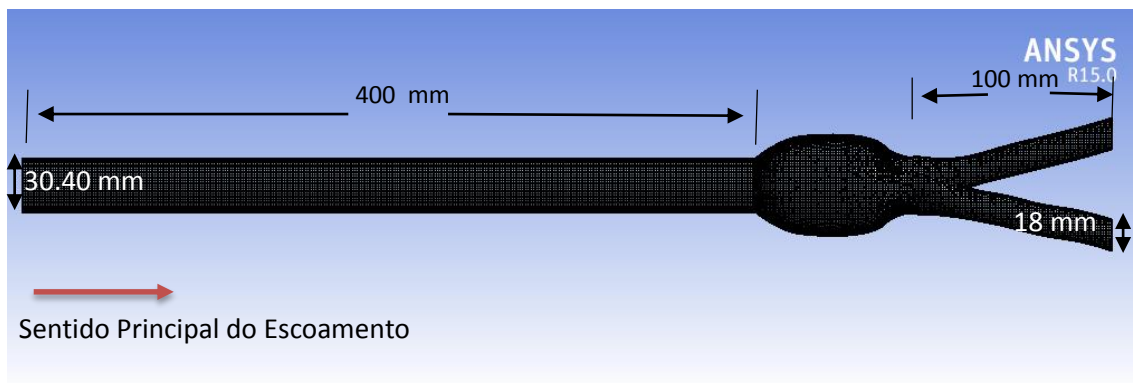


Figura 19 - Canal simplificado usado na validação.

A utilização deste canal complexo, em detrimento de uma conduta circular, como a secção de entrada, prende-se com o facto de a discretização adequada para uma simples conduta circular se ter revelado ineficaz quando a geometria assume maior complexidade,

pelo que se optou por um domínio geométrico que já introduz algumas das particularidades da geometria real.

A discretização do domínio geométrico foi efetuada recorrendo essencialmente a elementos quadriláteros, através de uma malha “CutCell”, tendo-se obtido uma malha com 484319 elementos e 492652 nós (Figura 20).

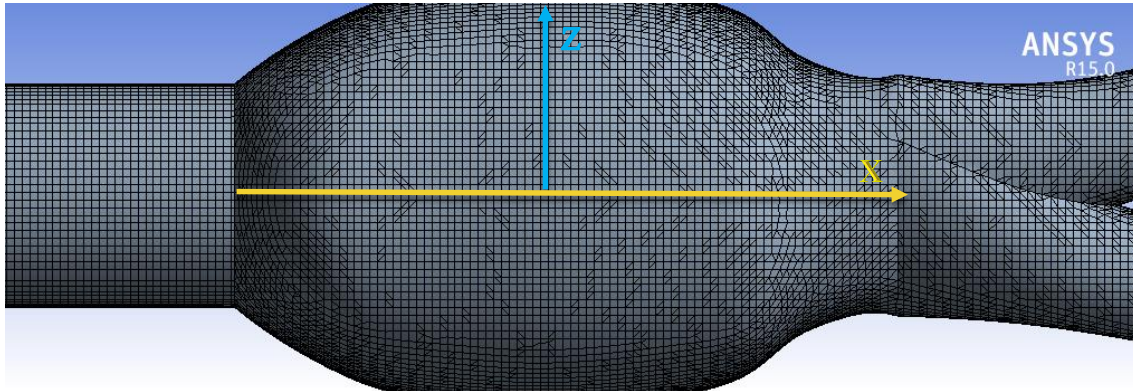


Figura 20 - Pormenor da malha usada neste estudo.

## 5.6 Escoamento num Canal Circular 3D

Através do programa Fluent verificou-se que a superfície do tubo exerce uma tensão de corte máxima que vai retardar o escoamento do fluido, conseqüentemente a sua velocidade junto da parede do canal vai ser reduzida. Uma vez que com o avanço do escoamento o perfil de velocidades não se altera, o escoamento encontra-se completamente desenvolvido.

A análise dos perfis de velocidade ao longo da secção de entrada permitiu-nos concluir que o comprimento estabelecido para essa secção permitia obter um escoamento completamente desenvolvido antes de se atingir o aneurisma, uma vez que foi detetada uma região em que os perfis de velocidade se mantinham inalterados na direção principal do escoamento.

Assim, a primeira propriedade de escoamento analisada foi a velocidade local, pois é sabido que o perfil de velocidade do escoamento laminar incompressível e

completamente desenvolvido em conduta circular, de um fluido descrito pela lei de Potência, é dado por (Bird et al., 1987):

$$v(r) = \frac{3n+1}{n+1} \left( 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^{\frac{n+1}{n}} \right) \cdot u \quad (5.1)$$

onde  $u$  é a velocidade média,  $n$  o índice da Lei de Potência,  $R$  o raio do canal e  $r$  a posição radial.

Na Figura 21 estão representados os perfis de velocidade analíticos, dados pela equação (5.1), assim como os determinados numericamente, sendo possível verificar que os dois perfis, quer para o escoamento Newtoniano quer para o não-Newtoniano, estão em concordância com os previstos analiticamente, o que nos permitiu afirmar que o modelo numérico estabelecido reproduz corretamente as propriedades locais dos escoamentos em estudo.

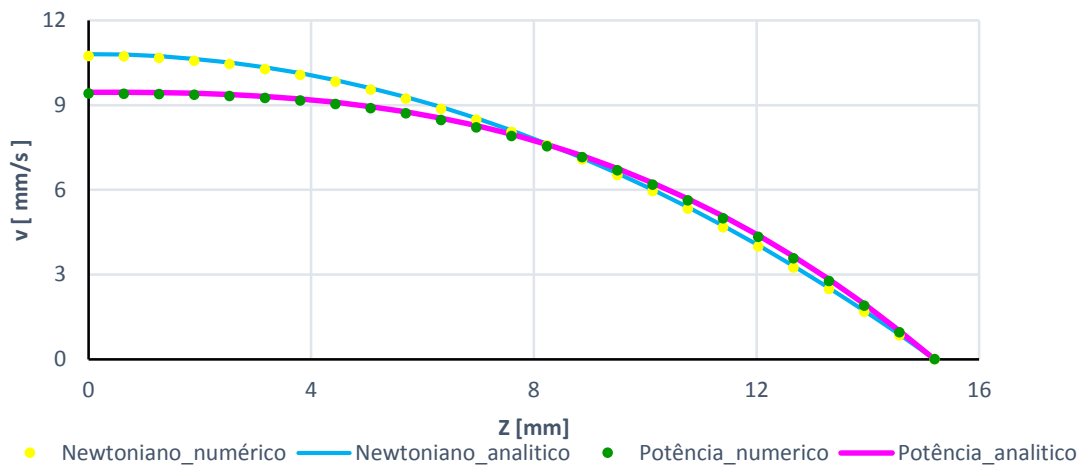


Figura 21 - Perfil de velocidades ao longo da direção transversal entre os modelos reológicos Newtoniano e Lei da Potência a uma velocidade de entrada  $u=5.404$  mm/s.

Na Tabela 3 são apresentados os erros relativos médio e máximo obtidos para as várias simulações. Nesta tabela, pode verificar-se que para os escoamentos Newtonianos se obtiveram erros ligeiramente inferiores aos observados quando se usou a Lei da Potência para descrever o comportamento reológico do sangue. Verificou-se ainda que o erro máximo, como era previsto, ocorreu junto à parede do canal, onde a velocidade é muito próxima de zero.

**Tabela 3 - Desvios entre velocidade local numérica e analítica na secção de entrada do canal de validação.**

<i>u</i> (mm/s)	Fluido Newtoniano		Fluido da Lei de Potência	
	Erro médio (%)	Erro máximo (%)	Erro médio (%)	Erro máximo (%)
2.162	0.7702	5.1374	0.8394	6.5659
5.404	0.7894	5.1446	0.8629	6.5654
10.81	1.0178	4.7967	1.4963	5.3974

Para além das propriedades locais, também as propriedades globais dos escoamentos foram analisadas na secção de entrada do canal de validação de modo a garantir que estas também sejam bem previstas pelo modelo numérico estabelecido. Para tal recorreu-se à queda de pressão para um escoamento laminar incompressível para um fluido cuja reologia é descrita pela Lei de Potência, podendo esta ser estimada através da relação entre o fator de Fanning e o número de Reynolds (Delplace et al., 1995):

$$f = \frac{\Delta P * D}{L * 2 * \rho * u^2} = \frac{a}{Re_g} \quad (5.2)$$

onde, *D* é o diâmetro do canal,  $\Delta P$  a queda de pressão, *L* o comprimento do canal, um parâmetro geométrico que assume o valor 16 para um canal circular e o número de Reynolds generalizado dado por:

$$Re_{ge} = \frac{\rho * u^{2-n} * D^n}{k \{ (24n + \xi) / ((24 + \xi)n) \}^n * \xi^{n-1}} \quad (5.3)$$

onde *k* é o índice de consistência, *n* o índice de potência e  $\xi$  um parâmetro geométrico que assume o valor 8 para canais circulares. Para o caso de fluidos Newtonianos,  $k = \mu$  e  $n = 1$ , que leva à definição tradicional do número de Reynolds.

A utilização do  $Re_g$ , em detrimento do  $Re$ , permite estimar a queda de pressão, dependente da viscosidade do fluido, para fluidos não-Newtonianos, descritos pela Lei da Potência, cuja viscosidade não é constante.

Das equações (5.2) e (5.3) obtém-se a expressão que permite estimar a queda de pressão por unidade de comprimento para um escoamento em conduta circular:

$$\frac{\Delta P}{L} = 32 u^n \frac{k \{(24n+8)/(32n)\}^n 8^{n-1}}{D^{n+1}} \quad (5.4)$$

**Tabela 4 - Desvios entre a queda de pressão obtida numericamente e prevista pela relação 5.2 na secção de entrada do canal de validação.**

<b>u</b> (mm/s)	<b>Fluido Newtoniano</b>			<b>Fluido da Lei de Potência</b>		<b>Erro relativo</b> (%)
	<b>(ΔP/L)</b> numérico <b>(Pa/mm)</b>	<b>(ΔP/L)</b> analítico <b>(Pa/mm)</b>	<b>Erro relativo</b> (%)	<b>(ΔP/L)</b> numérico <b>(Pa/mm)</b>	<b>(ΔP/L)</b> analítico <b>(Pa/mm)</b>	
<b>2.162</b>	258.0	258.2	0.0894	359.6	360.1	0.1489
<b>5.404</b>	644.9	645.6	0.1049	623.1	623.0	0.1437
<b>10.81</b>	1291.1	1291.2	0.0197	945.8	945.9	0.0112

Da análise dos resultados apresentados na Tabela 4, é possível observar que, à semelhança do que aconteceu para a velocidade, os valores da queda de pressão obtidos estão em concordância com os valores esperados.

Pelo descrito anteriormente, podemos afirmar que a metodologia desenvolvida, isto é, a malha e as condições de fronteira estabelecidas, permitem prever com exatidão propriedades locais e globais de escoamentos Newtoniano e não-Newtoniano do sangue em canais similares ao canal teste para as condições de operação em estudo.

# Capítulo 6 - Resultados e Discussão

*Neste capítulo são apresentados os resultados provenientes da simulação numérica dos sistemas formados pelas equações governativas (Capítulo 5), equação constitutiva (Capítulo 4) e das respectivas condições de fronteira.*

*Face à impossibilidade de representar todos os resultados obtidos, as representações gráficas escolhidas foram apenas para uma das três velocidades de entrada visto que as outras duas qualitativamente apresentavam comportamentos iguais.*

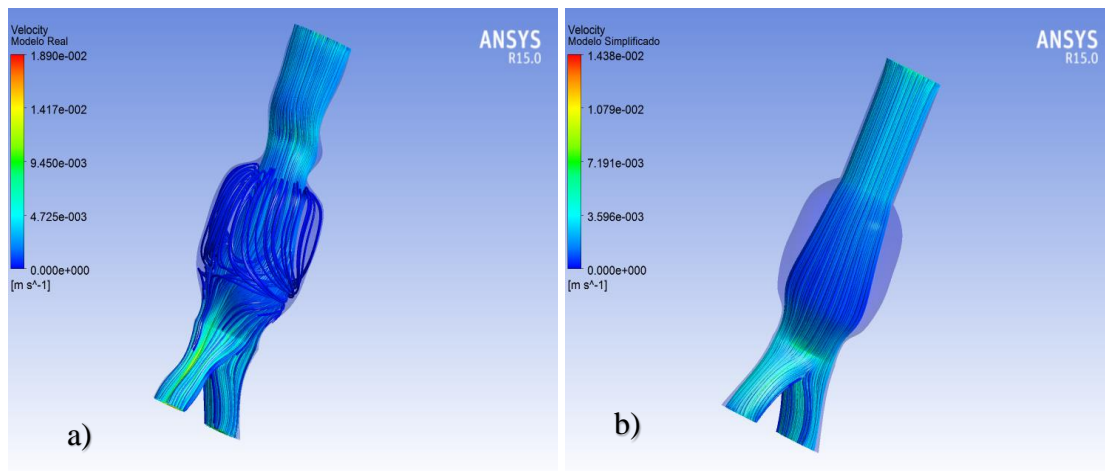
*Como dito anteriormente, foram utilizados diferentes modelos para descrever o comportamento reológico do sangue: Newtoniano, Lei da Potência e modelo de Carreau. Para cada um dos modelos estudaram-se os perfis de velocidade, as quedas de pressão e a tensão de corte na parede.*

*É ainda de salientar que, os escoamentos Newtonianos são caracterizados por três números de Reynolds distintos  $20 < Re < 100$  (valores que consideram um escoamento laminar), sendo que os escoamentos não-Newtonianos se processam para as velocidades de entrada dos Newtonianos.*

## 6.1 Comportamento do Fluxo

Na Figura 22 é mostrado o comportamento do fluxo nos canais estudados, sendo possível observar um comportamento linear ao longo do canal para ambas as geometrias, até chegar ao aneurisma que mostra um comportamento não linear para a geometria real, indicando uma alteração no escoamento do fluido. Esta diferença de comportamento para ambas as geometrias deve-se às diferenças no canal antes do aneurisma.

Este comportamento do aneurisma, no modelo real, não é o mesmo para todos os modelos reológicos analisados, nem para as diferentes velocidades de entrada.



**Figura 22 - Comportamento do Fluxo ao longo dos respectivos canais para um fluido Newtoniano a uma velocidade de entrada de  $u=5.404$  mm/s.**

As Figura 23 (a) e (b) mostra o comportamento do fluxo para os modelos Newtoniano e Lei da Potência, respetivamente.

Pode-se então verificar que para ambos os modelos reológicos na menor velocidade de entrada o aneurisma apresenta um comportamento linear ao contrário das outras duas velocidades de entrada que mostram um comportamento não linear.

Em relação ao modelo de Carreau todas as velocidades de entrada proporcionam um comportamento linear para o aneurisma.

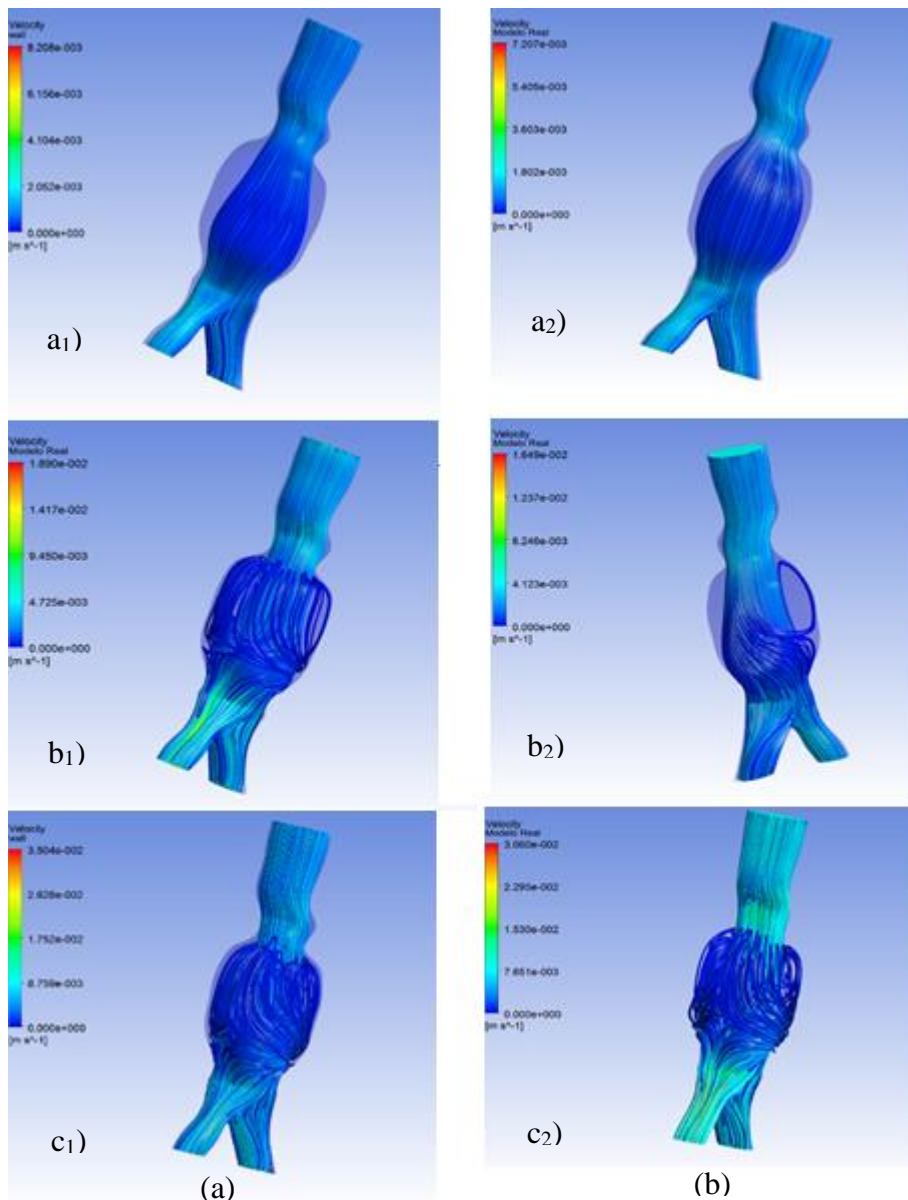


Figura 23 - Comportamento do Fluxo de um fluido (a) Newtoniano e (b) Lei da Potência ao longo do modelo real para as três velocidades de entrada, a1/a2)  $u=2.162$  mm/s, b1/b2)  $u=5.404$  mm/s, c1/c2)  $u=10.81$  mm/s.

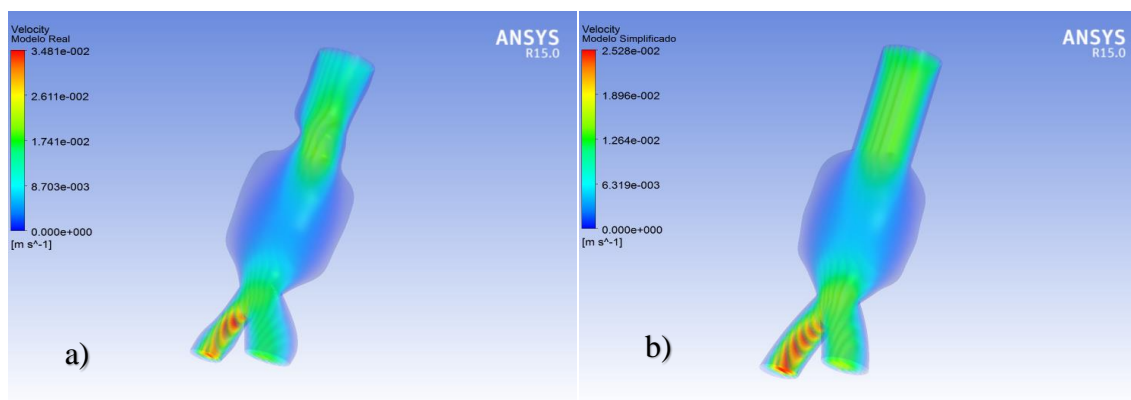
## 6.2 Velocidade

Relativamente aos resultados do campo de velocidades obtidos nos modelos computacionais permitem tirar informações importantes no interior do aneurisma, tais como, variações significativas de velocidades e formação de vórtices.

As Figura 24 a) e 24 b) mostram o campo das velocidades do fluido ao longo do vaso sanguíneo do modelo real e simplificado, respetivamente para o modelo reológico de

Carreau a uma velocidade de entrada constante de 10.81 mm/s. O diagrama de cores dá uma indicação quantitativa da distribuição das velocidades do fluxo sanguíneo. Como era de esperar as baixas velocidades tendem a ocorrer junto das paredes da artéria ao passo que as velocidades mais elevadas tendem a ocorrer nas regiões centrais da artéria.

Da comparação da Figura 24 a) com a Figura 24 b) nota-se que o campo de velocidades tem um comportamento idêntico para ambos os modelos exceto antes do aneurisma onde apresenta uma velocidade menor no modelo real devido ao facto do canal não ser completamente cilíndrico.



**Figura 24 - Campo da velocidade do fluido no modelo a) real e b) simplificado para o modelo reológico de Carreau a uma velocidade de entrada constante de  $u=10.81$  mm/s.**

Em relação à velocidade máxima, ocorre no interior da íliaca direita para ambos os casos, devido ao raio nessa íliaca ser inferior ao da íliaca esquerda.

Quanto ao aneurisma gera regiões com baixos gradientes de velocidade.

### 6.2.1 Perfil de Velocidades

Para uma melhor compreensão do efeito dos aneurismas na distribuição das velocidades foram estudados os perfis das velocidades no centro do canal antes do aneurisma e no centro do aneurisma, para ambas as geometrias analisadas e para os três modelos reológicos estudados.

Em primeiro lugar foi realizado um estudo do impacto das três velocidades de entrada no centro do vaso sanguíneo, através dos perfis de velocidade como está representado na Figura 25.

Assim pode-se verificar que quanto maior a velocidade de entrada maior vai ser a velocidade de escoamento do fluido, como expectável.

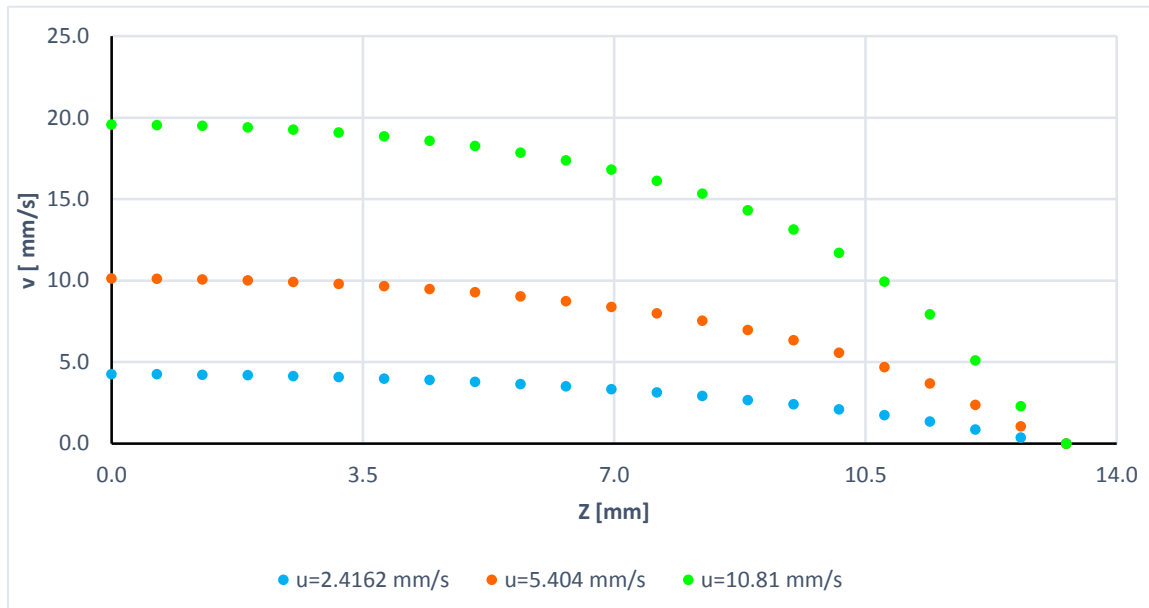
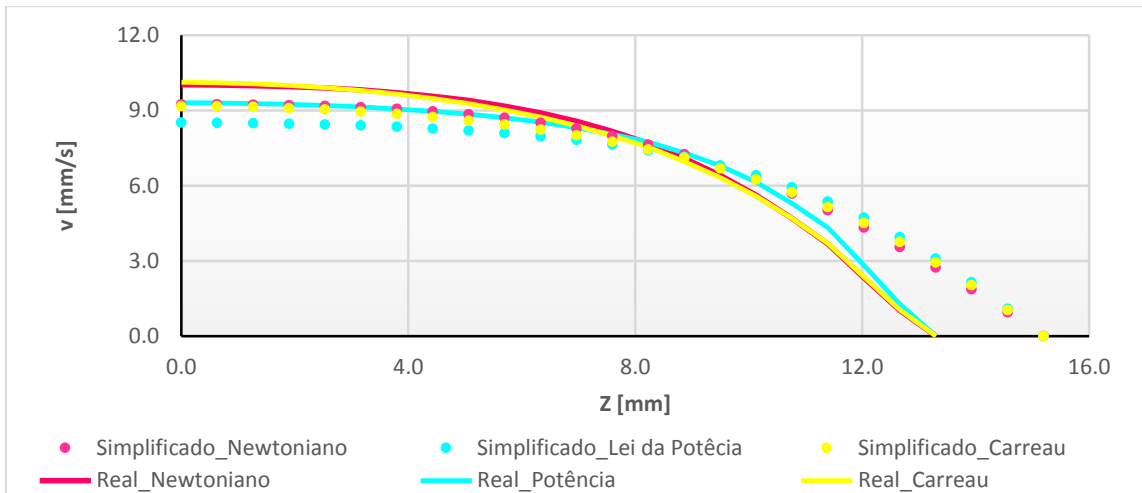


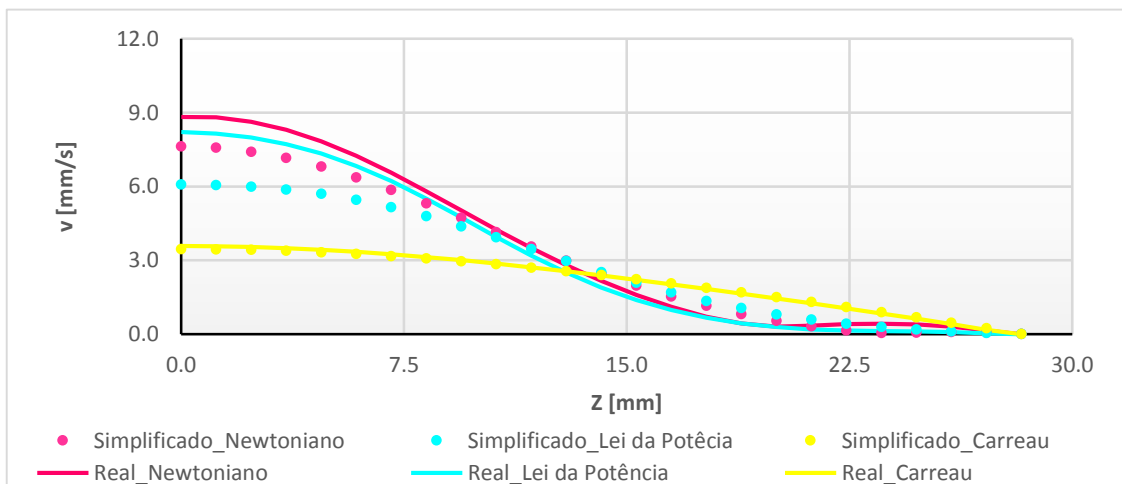
Figura 25 - Impacto das diferentes velocidade de entrada no modelo real utilizando o modelo reológico de Carreau.

De seguida estudou-se a influência do modelo reológico, como é mostrado na Figura 26, podendo-se visualizar bem a aproximação do modelo reológico Newtoniano com o modelo de Carreau. Ou seja, os perfis de velocidade obtidos com o modelo de Carreau e considerando o sangue um fluido Newtoniano são bastante próximos, situação que será explicada na Secção 6.3.1. O mesmo se verifica para o modelo real. Assim como para o modelo de validação, no modelo simplificado e real a velocidade aumenta da parede para o centro da artéria abdominal.



**Figura 26 - Perfil de velocidades para o modelo simplificado e real antes do aneurisma a uma velocidade de entrada constante de  $u=5.404$  mm/s.**

Na Figura 27 estão representados os perfis de velocidade para a posição do centro do aneurisma. Neste caso, e ao contrário dos resultados da Figura 26, o modelo reológico Newtoniano aproxima-se mais do modelo da lei da potência. Verifica-se também que para o modelo de Carreau os resultados obtidos para o modelo simplificado e para o modelo real aproximam-se mais do que para os outros dois modelos.



**Figura 27 - Perfil de velocidades para o modelo simplificado e real no centro do aneurisma a uma velocidade média constante de  $u=5.404$  mm/s.**

Assim, quanto à velocidade de escoamento do fluido no interior do aneurisma é inferior à sentida no vaso sanguíneo, antes do aneurisma, como expectável.

Conclui-se ainda que o perfil de velocidade no vaso sanguíneo não sofre qualquer alteração, enquanto no aneurisma este vai-se alongar de acordo com a forma do

aneurisma; aproximando-se também a velocidade máxima do mesmo da velocidade de entrada, com o aumento da altura.

### 6.3 Distribuição das Pressões

As Figura 28 a) e 28 b) mostram o campo de pressões do fluido ao longo do vaso sanguíneo do modelo real e simplificado, respetivamente, para o modelo reológico da Lei da Potência a uma velocidade de entrada constante de 10.81 mm/s. O diagrama de cores dá uma indicação quantitativa da distribuição das pressões ao longo do vaso sanguíneo.

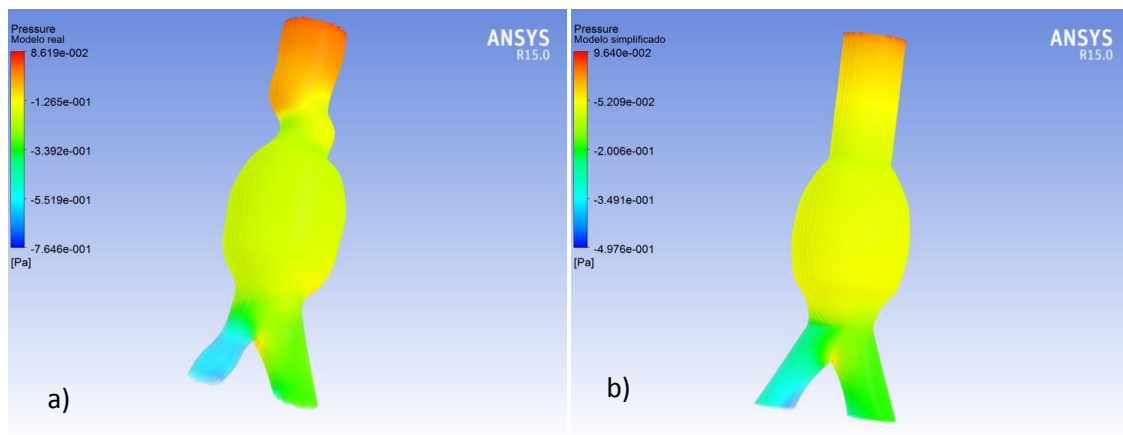


Figura 28 - Campo de pressões estáticas do modelo a) real e b) simplificado, utilizando o modelo reológico da Lei da Potência a uma velocidade de entrada constante de  $u=10.81$  mm/s.

Como a distribuição das pressões difere para os três modelos estudados, estas são então representadas na Figura 29 e Figura 30 para o modelo de Carreau e Newtoniano, respetivamente.

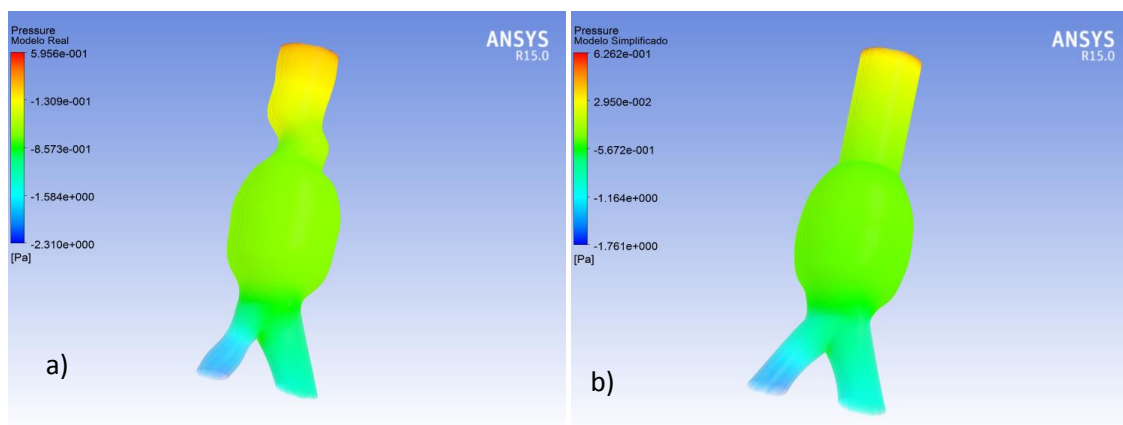
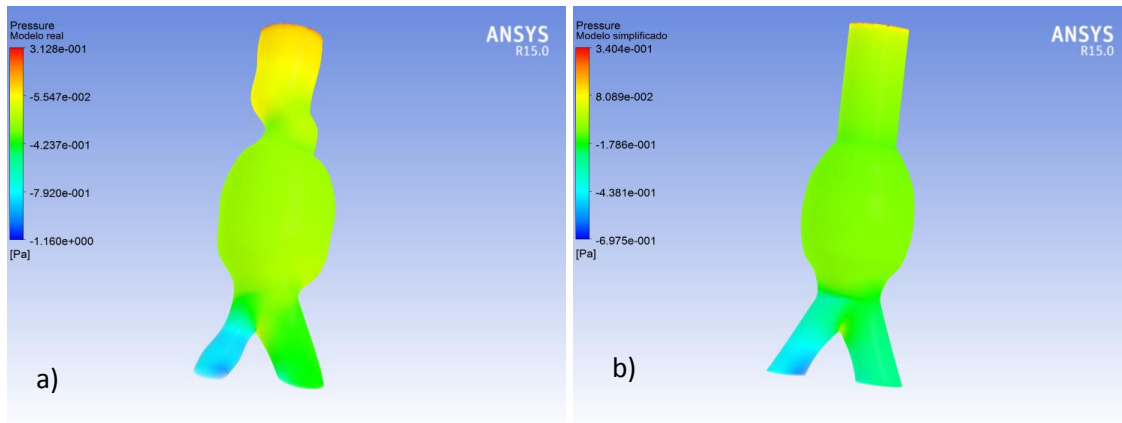


Figura 29 - Campo de pressões estáticas do modelo a) real e b) simplificado, utilizando o modelo reológico de Carreau a uma velocidade de entrada constante de  $u=10.81$  mm/s.



**Figura 30 - Campo de pressões estáticas do modelo a) real e b) simplificado, utilizando o modelo reológico Newtoniano a uma velocidade de entrada constante de  $u=10.81$  mm/s.**

Assim, comparando os três modelos, é possível identificar uma região junto à parede da bifurcação das Ilíacas, onde a pressão estática atinge um máximo, bem como na entrada do vaso sanguíneo onde ocorre a pressão máxima. Em todos os casos, nota-se ainda a ocorrência de maiores pressões na ilíaca esquerda, quando comparada com a ilíaca direita.

### 6.3.1 Quedas de Pressões

A Figura 31 mostra o comportamento da pressão estática desde o início da entrada do vaso sanguíneo até ao final das duas bifurcações.

Pode-se observar que à medida que a velocidade de entrada aumenta, a pressão estática exercida pelo fluido do modelo real vai diminuir, mas a sua variação vai aumentar. Pode também verificar-se que na zona do aneurisma a variação da pressão vai ser menor para as três velocidades de entrada, diminuindo mais acentuadamente junto á bifurcação. Quanto às saídas conclui-se que a saída do lado direito ou seja, a saída com menor raio, apresenta uma pressão estática menos elevada do que a de maior raio.

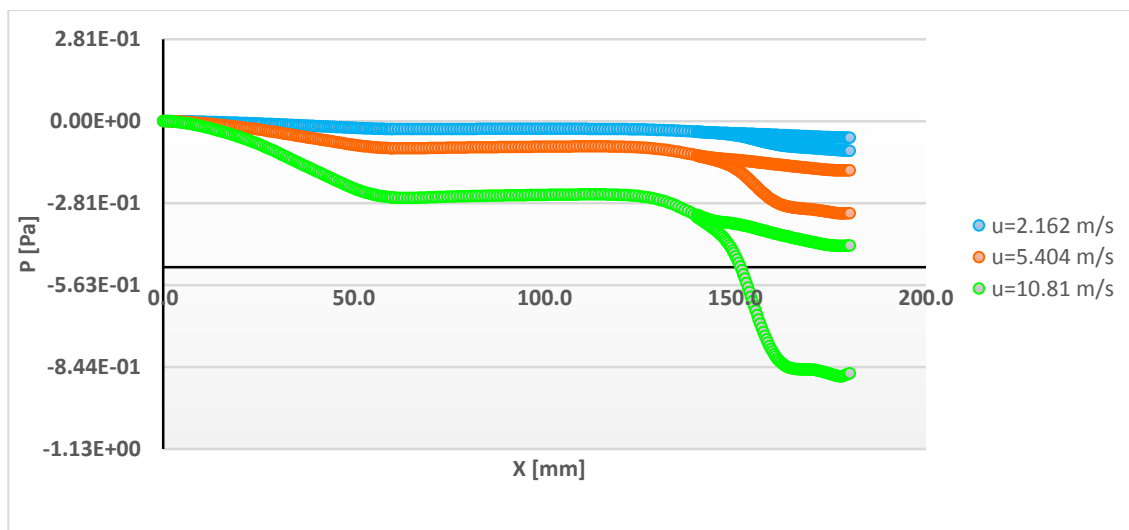


Figura 31 - Pressão estática do modelo real utilizando o modelo reológico Newtoniano para três velocidades de entrada distintas.

### 6.3.2 Estudo da Influência do Modelo Reológico

Na Figura 32 e Figura 33 estão representadas as quedas de pressão nas duas geometrias analisadas através dos três modelos reológicos estudados.

O comportamento da pressão estática é igual para os dois modelos geométricos, isto é, antes do aneurisma há uma queda de pressão linear, quando o escoamento chega ao aneurisma a pressão fica constante começando a diminuir ligeiramente próximo da saída, voltando de novo a haver uma acentuada diminuição da pressão nas bifurcações.

Posto isto, e de modo a comparar os três modelos reológicos verificamos que o modelo de Carreau apresenta uma menor pressão estática, havendo portanto uma maior queda de pressão para este modelo em comparação com os restantes modelos reológicos. A variação de pressão também vai ser maior para o modelo de Carreau, aproximando-se portanto a Lei da Potência ao modelo Newtoniano.

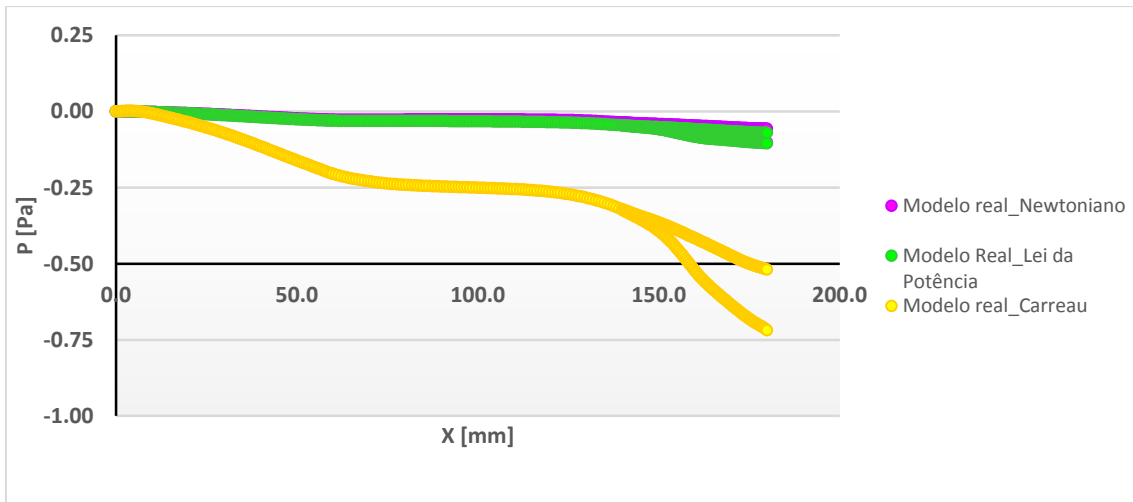


Figura 32 - Pressão estática ao longo do modelo real utilizando os três modelos reológicos estudados a uma velocidade de entrada constante de  $u=2.162$  mm/s.

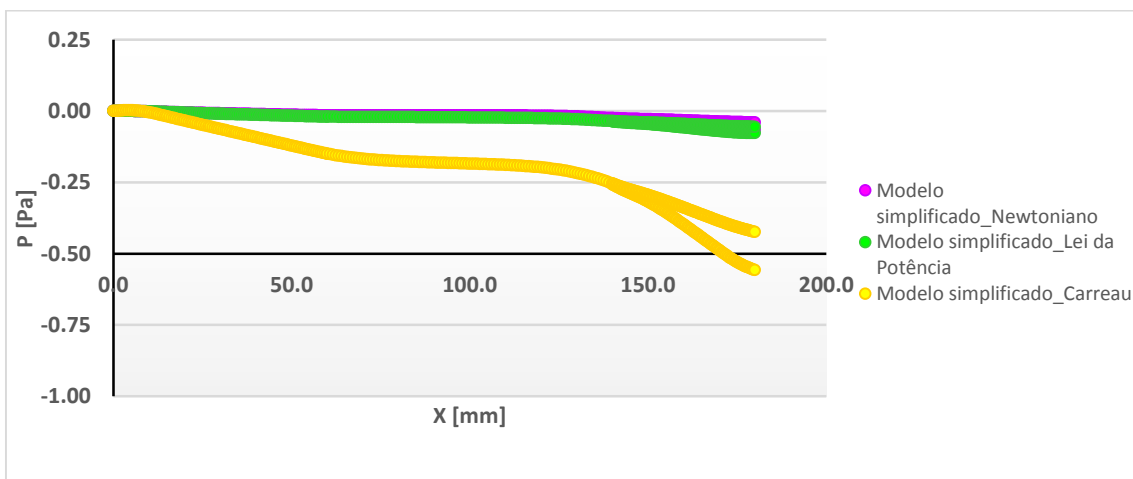


Figura 33 - Pressão estática ao longo do modelo simplificado utilizando os três modelos reológicos estudados a uma velocidade constante de  $u=2.162$  mm/s.

Comparando o modelo real com o simplificado, no primeiro a pressão para os três modelos reológicos é ligeiramente menor do que no modelo simplificado. E a variação de pressão é maior para o modelo real o que era de esperar devido à não linearidade da geometria.

### 6.3.3 Viscosidade do Fluido

Como se pode verificar na Figura 32 e Figura 33 a queda de pressão vai ser maior para o modelo reológico de Carreau, este comportamento pode ser explicado através da viscosidade. Assim, olhando para a Figura 34 a) observa-se que a gama da viscosidade do modelo de Carreau é superior à do modelo Newtoniano ( $\mu=0.00345$  Pa.s) sendo portanto a queda de pressão maior para este modelo.

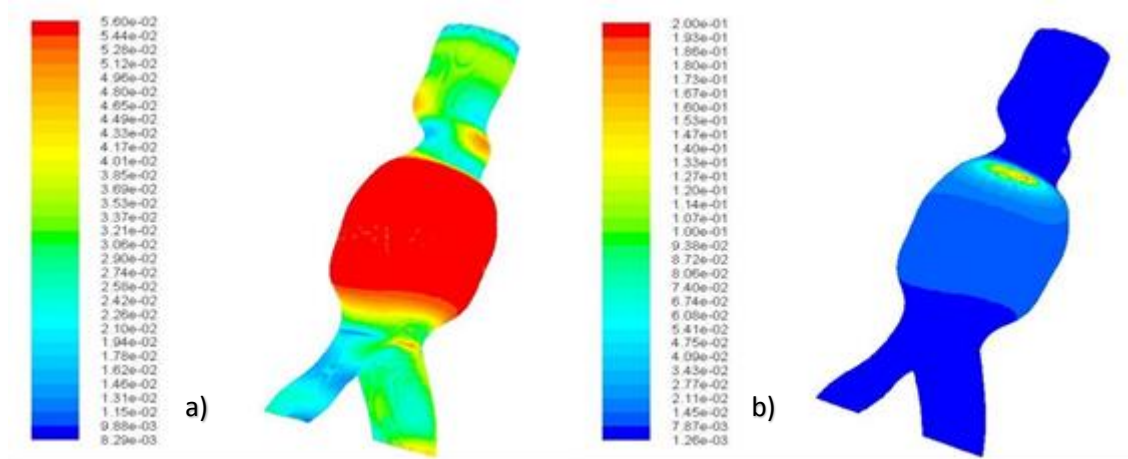


Figura 34 - Viscosidade em Pa.s, para uma velocidade de entrada de 2.162 mm/s. a) Modelo de Carreau; b) Lei da Potência.

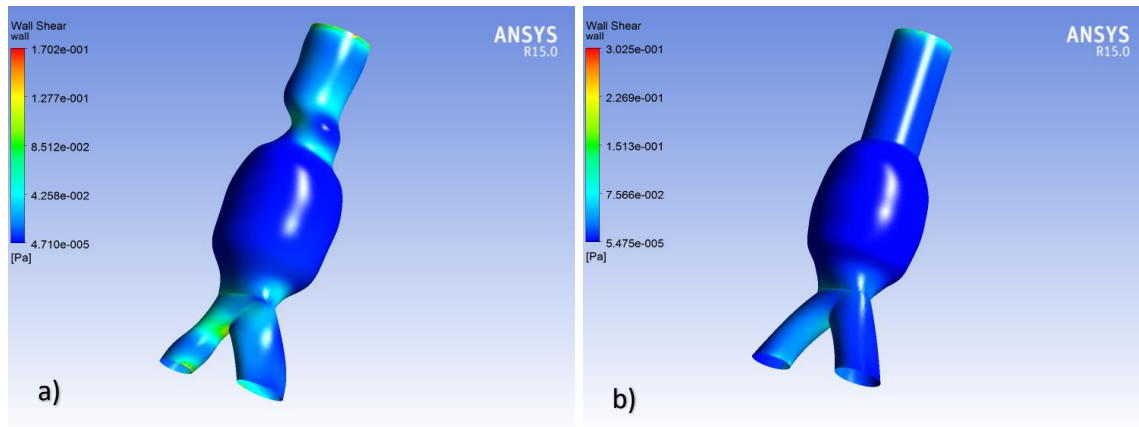
Quanto à Figura 34 b) mostra a viscosidade do fluido usando a Lei da Potência, tendo maioritariamente uma gama de viscosidade inferior à do modelo Newtoniano. Apresentando portanto, uma queda de pressão mais baixa que o modelo de Carreau.

### 6.4 Tensão de Corte na Parede

Através das Figuras 35 a) e b) pode-se visualizar que a tensão de corte na parede do aneurisma tem um valor praticamente nulo devido à baixa velocidade de escoamento tanto para o modelo real como para o simplificado. Contudo, ao longo do vaso sanguíneo para o modelo simplificado a tensão de corte vai ser baixa e constante, exceto na entrada da artéria que é onde vai assumir o valor máximo de tensão de corte assim como no modelo real (facto resultante de efeitos de entrada). Uma vez que a geometria do vaso sanguíneo e das bifurcações do modelo real não é linear, ou seja o raio não é constante,

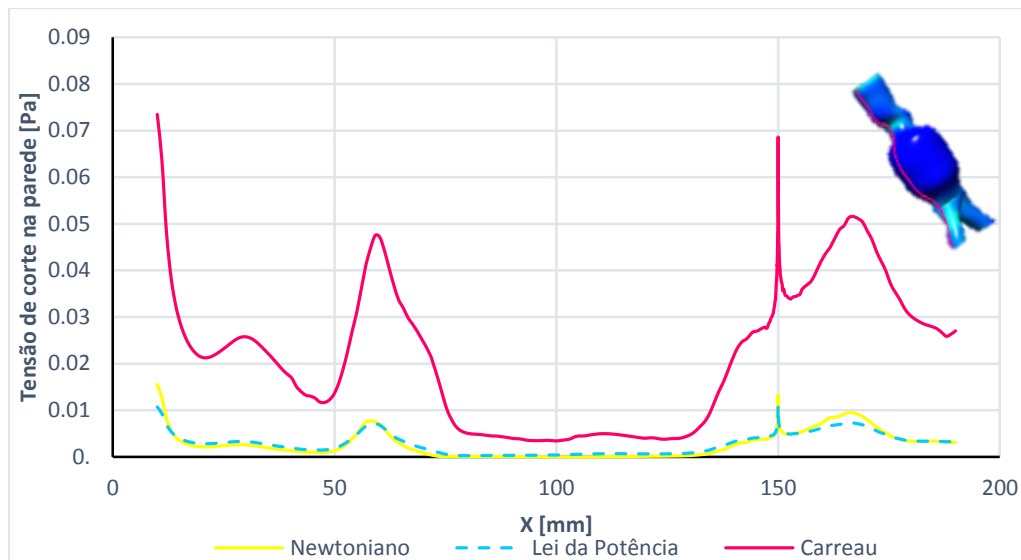
vai apresentar uma maior variação na tensão de corte sendo que esta assume máximos nesses pontos, ao contrário do modelo simplificado.

Para o modelo real pode verificar-se ainda uma subida da tensão de corte na entrada e saída do aneurisma (efeitos de entrada e saída), não sendo tão acentuada no modelo simplificado.



**Figura 35 – Tensão de corte exercida na parede pelo fluido Newtoniano no modelo a) real e b) simplificado a uma velocidade de entrada constante de  $u=10.81$  mm/s.**

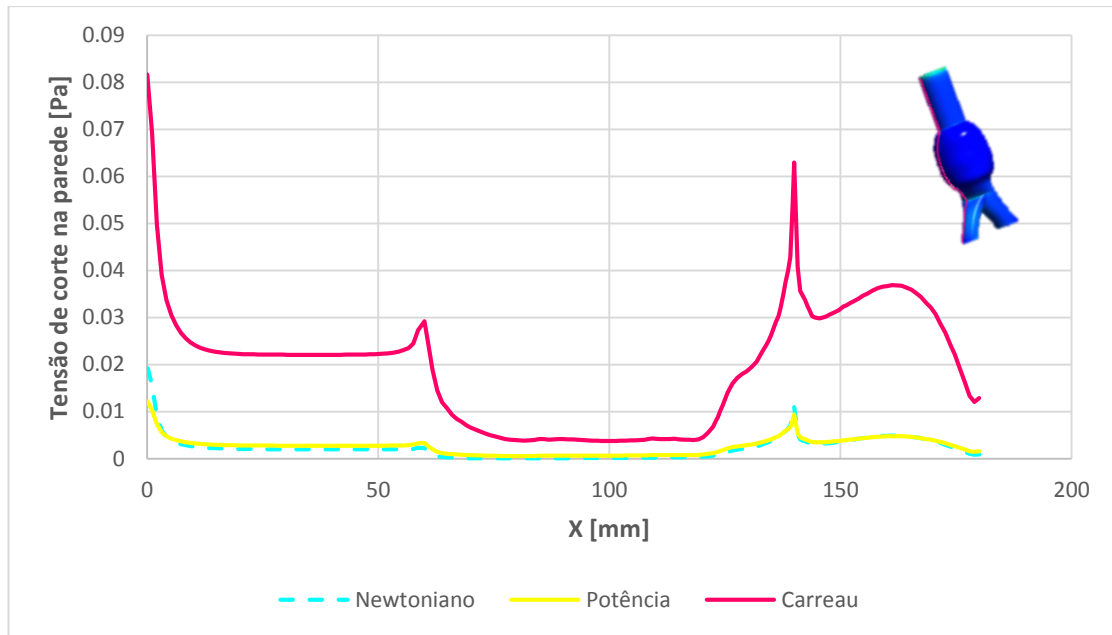
De modo a relacionar a velocidade de entrada com a tensão de corte na parede, criou-se uma linha ao longo da parede dos canais desde a entrada até à saída, como mostra a Figura 36 e Figura 37. Assim, para a primeira figura, podemos observar o comportamento da tensão de corte ao longo da linha analisada para o modelo real, ou seja a região do aneurisma contém as tensões mais baixas do modelo geométrico. Quanto aos máximos das tensões de corte são apresentados na contração do canal antes do aneurisma, na entrada da bifurcação e na entrada do canal, apesar de que este último se pode dever a efeitos de entrada.



**Figura 36 - Tensão de corte na parede ao longo de uma linha para o modelo real a uma velocidade de entrada igual a 2.162 mm/s.**

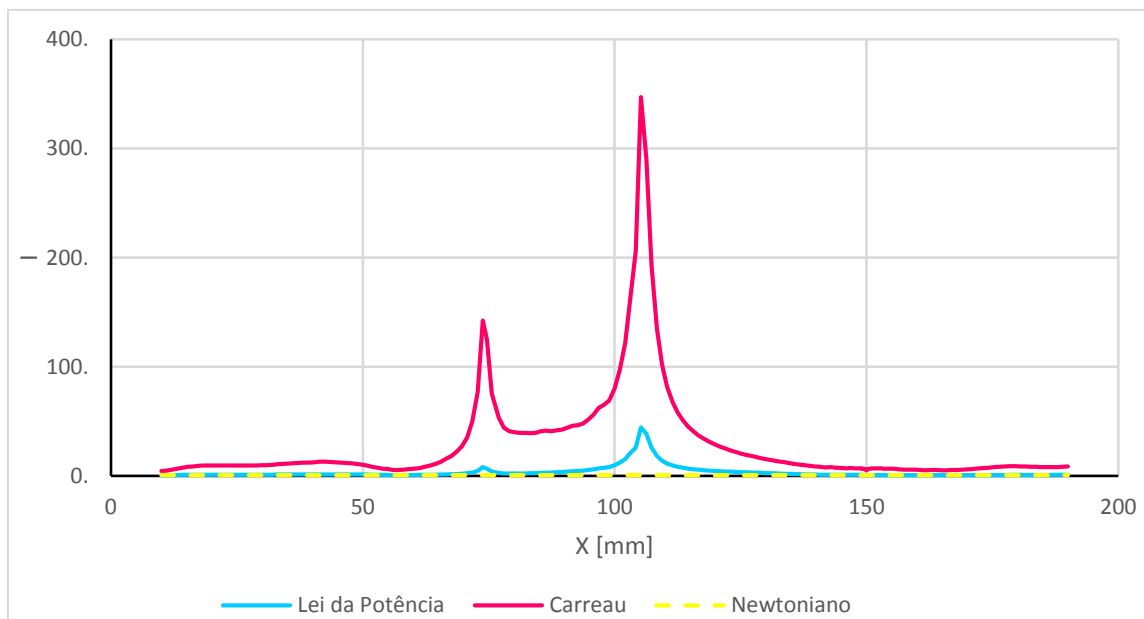
Quanto ao modelo simplificado podemos visualizar, na Figura 37, que as menores tensões também se encontram no aneurisma assim como picos de tensão de corte maior que se encontram na entrada do aneurisma e da bifurcação.

Este estudo foi realizado para as três velocidades de entrada, tendo-se observado o mesmo comportamento para as velocidades dos respectivos modelos geométricos. Ao analisar os gráficos chegou-se à conclusão que à medida que a velocidade de entrada aumenta a tensão de corte na parede do respectivo modelo também vai aumentar.



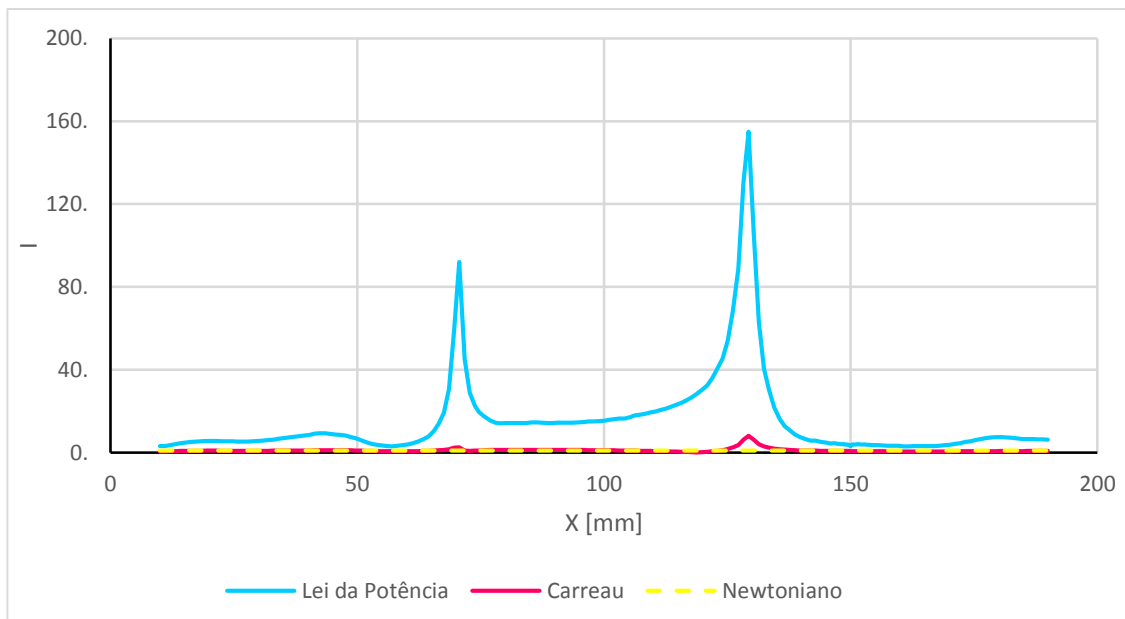
**Figura 37 - Tensão de corte na parede ao longo de uma linha para o modelo simplificado a uma velocidade de entrada igual a 2.162 mm/s.**

Ainda em relação à tensão de corte, e de modo a visualizar o comportamento dos modelos reológicos não-Newtonianos em relação ao Newtoniano, calculou-se a razão da tensão de corte entre os fluidos não-Newtonianos e o fluido Newtoniano para as diferentes velocidades de entrada, ou seja  $I = \text{Tensão de corte na parede não-Newtoniana} / \text{Tensão de corte na parede Newtoniana}$  (Figura 38 a Figura 40).



**Figura 38 - Razão da tensão de corte entre um fluido não-Newtoniano e um fluido Newtoniano para o modelo real a uma velocidade de entrada igual a 2.162 mm/s.**

Em relação aos dois modelos reológicos não-Newtonianos, aquele que se aproxima mais do modelo Newtoniano vai depender da velocidade de entrada utilizada. Portanto, para o modelo real e para a menor e maior velocidade de entrada o modelo que mais se aproxima é a Lei da Potência, enquanto que para a velocidade de entrada de 5.404 mm/s é o modelo de Carreau que mais se aproxima do modelo Newtoniano (Figura 38 e Figura 39).



**Figura 39 - Razão da tensão de corte entre um fluido não-Newtoniano e um fluido Newtoniano para o modelo real a uma velocidade de entrada igual a 5.404 mm/s.**

Em relação ao modelo simplificado (Figura 40), para as três velocidades de entrada, o comportamento da Lei da Potência está mais aproximado do comportamento do modelo Newtoniano.

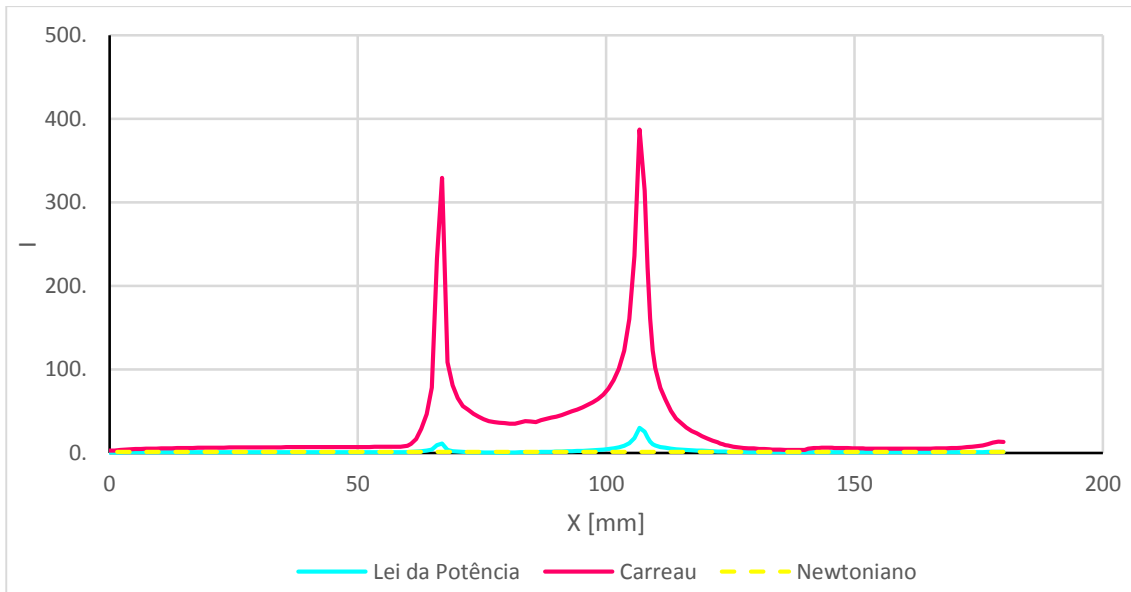


Figura 40 - Razão da tensão de corte entre um fluido não-Newtoniano e um fluido Newtoniano para o modelo simplificado a uma velocidade de entrada igual a 5.404 mm/s.

### 6.4.1 Taxa de Deformação

Através da Figura 34 e Figura 41 podemos observar que a viscosidade diminui com o aumento da taxa de deformação. Esta variação da viscosidade com a taxa de deformação está apresentada na Figura 42.

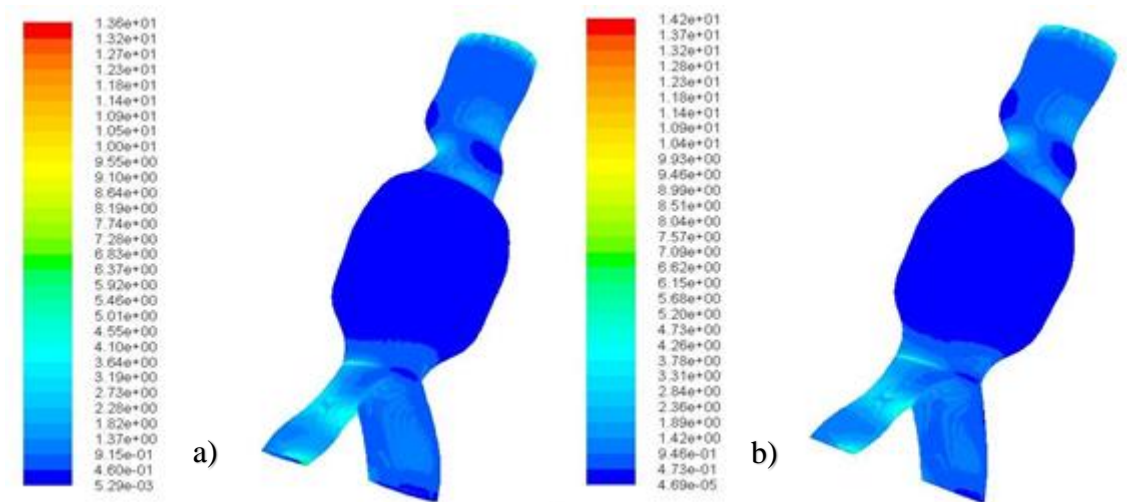


Figura 41 - Taxa de deformação em (s-1) para uma velocidade de entrada de 2.162 mm/s. a) Modelo de Carreau; b) Lei da Potência.

Na Figura 41 a), através da taxa de deformação, podemos visualizar que o modelo de Carreau se aproxima do comportamento do modelo Newtoniano devido às taxas de deformação estarem, maioritariamente, abaixo de  $0.1 \text{ s}^{-1}$ , valores para os quais o modelo de Carreau prevê um comportamento Newtoniano. Esta situação explica a proximidade dos valores de velocidade obtidos entre o modelo de Carreau e o fluido Newtoniano.

Em relação ao modelo da Lei da Potência, como se pode visualizar na Figura 41 b) apresenta taxas de deformação muito baixas e muito elevadas.

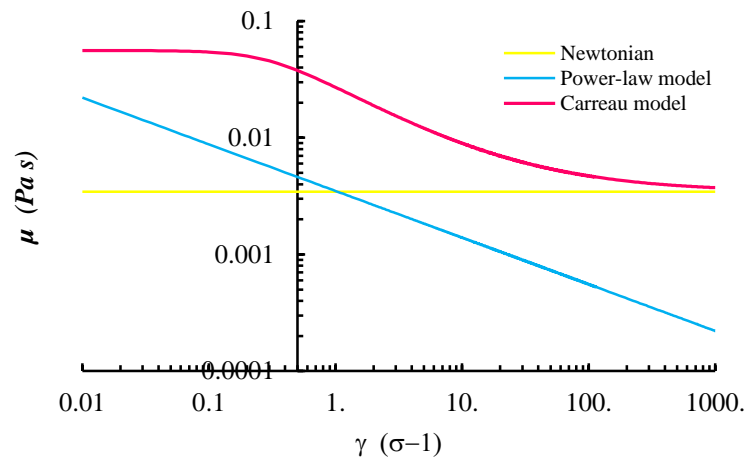


Figura 42 - Representação da viscosidade em função da taxa de deformação para os modelos estudados.

## 6.5 Discussão

Analisando os resultados obtidos para a velocidade e pressão, verifica-se que o fluido que se encontra próximo das paredes do canal move-se mais lentamente do que no centro, devido às forças de atrito existentes entre a parede do canal e o fluido e também ao facto de a velocidade junto à parede ser nula.

Quanto ao comportamento o fluxo apresenta resultados interessantes, no modelo simplificado o fluxo da velocidade é ordenado, apresentando um comportamento linear e portanto pode-se afirmar que apresenta um escoamento linear ao longo de toda a geometria.

No modelo real, o fluxo apresenta o mesmo comportamento que o modelo simplificado quando o fluido não está em contato com o aneurisma. Dentro do aneurisma existe uma mudança no comportamento do fluido ou seja, o movimento das partículas não apresenta

um padrão, a trajetória aparenta a forma de um redemoinho. Mas, estas condições apenas se verificam para as duas maiores velocidades de entrada do modelo Newtoniano e Lei da Potência, tendo a menor velocidade de entrada um comportamento linear. Em relação ao modelo de Carreau, no aneurisma, o fluxo apresenta um comportamento linear para todas as velocidades de entrada.

Da elevada velocidade na ílaca direita, perto da área de formação do aneurisma, resulta uma baixa pressão na mesma zona, podendo provocar estreitamento da parede elástica da artéria e conseqüente obstrução ou bloqueio completo do fluxo sanguíneo. Para além disso a tensão de corte é bastante elevada na área de formação de um trombo, como se pode observar na Figura 35 a), podendo provocar a rutura da artéria. Na mesma área observamos ainda uma taxa de deformação elevada, comparado com as restantes zonas.

Por último, vão ser analisadas as vantagens proporcionadas pelo modelo real de modo a concluir se realmente vale a pena a construção de um modelo tão complexo. Portanto, se o médico necessitar de realizar um estudo ao comportamento do fluxo, olhando para os resultados obtidos, existe uma elevada discrepância entre o comportamento dos dois modelos geométricos analisados. Quanto à tensão de corte na parede observou-se que a não linearidade proporciona máximas tensões, influenciando por isso o uso do modelo real as decisões implementadas pelo médico. Caso se queira analisar o comportamento dos modelos reológicos não-Newtonianos em relação ao Newtoniano também é mais prudente optar pela construção do modelo real do paciente, visto que se obtiveram diferentes aproximações para as duas estruturas estudadas.

Se apenas se quiser estudar o comportamento da velocidade do fluido e a variação da pressão pode-se optar pelo uso de um modelo simplificado visto que os resultados se aproximam bastante do modelo real.

# Capítulo 7 – Conclusões e Trabalhos Futuros

*Neste capítulo são expostas de uma forma resumida todas as conclusões retiradas do trabalho efetuado. Posteriormente, de forma a dar continuidade a este trabalho, são efetuadas algumas sugestões de trabalhos futuros de forma a dar continuidade a este trabalho.*

## 7.1 Conclusões

O presente trabalho teve como objetivo fundamental a reconstrução do biomodelo digital de um aneurisma utilizando diversos *softwares*, para posterior simulação do escoamento sanguíneo recorrendo ao *software* Fluent.

Para o efeito, foram efetuadas análises numéricas que demonstraram o comportamento de dois fluidos não-Newtonianos e do fluido Newtoniano para o modelo real do biomodelo digital construído e também para o seu modelo simplificado, utilizando três velocidades de entrada distintas.

Através do perfil de velocidades obtido do método numérico concluiu-se que as velocidades são nulas na parede e vão aumentando até ao centro do canal.

Os resultados relativos ao campo de velocidades permitem tirar informações importantes do interior do aneurisma, tais como, a existência de variações significativas de velocidades e formação de vórtices.

Desse modo, concluiu-se que o escoamento é linear ao longo do canal, para ambas as geometrias, enquanto que na zona do aneurisma, para o modelo real, existe uma alteração do escoamento, havendo formação de vórtices/redemoinhos.

Para as condições deste estudo verifica-se a existência de zonas com tensões de corte muito baixas ( $<0.4$  Pa), e portanto propícias ao aparecimento da aterosclerose. Estas

zonas vão favorecer a circulação lenta ou estagnação do fluxo sanguíneo, podendo assim ocasionar trombos devido a anomalias na coagulação sanguínea.

O modelo simplificado, proposto no presente trabalho, apresentou resultados compatíveis e distintos do modelo real dependendo do estudo em causa, não sendo possível optar pela utilização de um ou de outro modelo.

Por último conclui-se que as simulações numéricas são ferramentas bastante importantes na resolução de problemas sobre o escoamento de fluidos Newtonianos e não-Newtonianos para auxiliar o médico no diagnóstico e decisão no tratamento de patologias vasculares humanas.

## 7.2 Trabalhos Futuros

Este trabalho contribuiu positivamente para a análise e compreensão do comportamento do escoamento sanguíneos numa artéria com aneurisma e bifurcação. No entanto, é possível dar continuidade a este trabalho de forma a conseguir avaliar mais detalhadamente a influência do local em que se encontra o aneurisma, ou seja realizar este estudo na região após a bifurcação. De forma a compreender melhor de que maneira a bifurcação afeta o escoamento sanguíneo numa patologia vascular humana.

# Referências Bibliográficas

3DSlicer. Disponível em <http://www.slicer.org/>. Acesso em 07/03/2015

Antas, A. F. F. (2007). *Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica*. Dissertação (Mestrado em Design Industrial) - Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

Bazan, O. (2004). *Usinagem de prótese para cranioplastia a partir de imagens tomográficas*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba.

Bird R. B., Armstrong R. C., H. O. (1987). *Dynamics of Polymeric Liquids*. (J. W. & Sons, Ed.). New York.

Bird, R. B., Armstrong, R. C. e Ole, H. (1987). The generalized Newtonian fluid. *Dynamics of polymeric liquids. Willy- Interscience Publication*, 2, 258–260.

Carneiro, A. F. G. C. (2009). *Influência do Ciclo Cardíaco no Fluxo Sanguíneo na Vizinhaça da Bifurcação Ilíaca*. Universidade do Minho. Escola de Engenharia.

Caro, C.G., Fitz-Gerald, J.M. e Schroter, R. C. (1971). Atheroma and Arterial Wall Shear: Observation, Correlation and Proposal of a Shear De-pendent Mass Transfer Mechanism for Atherogenesis. *Royal Society's Flagship Biological Research Journal*, 17(7), 109–159.

Choke, E., Cockerill, G., Wilson, W.R.W., Sayed, S., Dawson, J., Loftus, I. e Thompson, M. (2005). A Review of Biological Factors Implicated in Abdominal Aortic Aneurysm Rupture. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 30, 227–244.

Cotran, R.S., Kumar, V., e Robbins, S. L. (1994). *Robbins pathologic basis of disease*. (Saunders, Ed.) (5th ed., p. 1525). Londen.

- Cowan, A. Q., Cho, D. J. e Rosenson, R. S. (2012). Importance of Blood Rheology in the Pathophysiology of Atherothrombosis. *Cardiovascular Drugs and Therapy*, 26, 339–348.
- D’Urso et al. (1999). Cerebrovascular biomodelling: a technical note. *Surgical Neurology*, 52(5), 490–500.
- Delplace F. (1995). Generalized Reynolds Number for the Flow of Power Law Fluids in Cylindrical Ducts of Arbitrary Cross-Section. *ChemEngJournal*, 56, 33–37.
- Dipold, R. D. (2005). *Potencialidade econômica do software livre*. (Graduação em Economia) – Centro de Ciências Sociais Aplicadas, Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Toledo.
- Duarte, A.; Foito, A.; Martins, J.; Fonseca, J.; Ramos, M. N. (2004). *Fisiologia dos vasos sanguíneos e pressão arterial*. São Paulo: UNL.
- Enderle, J.; Bronzino, D.; Blanchard, S. M. (2005). *Introduction to biomedical engineering*. (2nd ed., p. 1141). Burlington: Elsevier.
- Ferraz, E. G. (2009). *Efeito do processamento de reconstruções tridimensionais virtuais para confecção de bi-omodelos de prototipagem rápida: estudo experimental em mandíbulas secas humanas*. Dissertação (Mestrado em Odontologia - Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador.
- Ferreira, A. A. (2009). *Simulação de Fluxo no Meio Poroso utilizando o Fluent*. Dissertação de Mestrado - Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal.
- Fry, D. L. (1968). Acute Vascular Endothelial Changes Associated with Increased Blood Velocity Gradients. *Circulation Research*, 12, 165–197.
- Gilson A. et al. (2003). *Visualização Científica Aplicada ao Estudo da Hemodinâmica do Sistema Cardiovascular Humano*. Laboratório Nacional de Computação Científica, Brasil.
- Guiomar, S. (2008). Circulação sanguínea. Disponível em: <http://www.aceav.pt/blogs/saguiomar/Lists/Artigos/Post.aspx?ID=8>. Acesso em 29/03/2015

- Groesel, M.; Gfoehler, M; Peham, C. (2009). Alternative solution of virtual biomodeling based on CT-scans. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 2006–2009.
- Hasman, A.; Haux, B.; Albert, A. (1996). A systematic view on medical informatics. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 51(3), 131–139.
- Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S., & Kilpatrick, D. (2004). Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 709–20. doi:10.1016/j.jbiomech.2003.09.016
- Lasheras, J. C. (2007). The Biomechanics of Arterial Aneurysms. *Rev. Fluid Mech*, 39, 293–319.
- Lee, D. e Chen, J. Y. (2000). Numerical simulation of flow fields in a tube with two branches. *Journal of Biomechanics*, 33, 1305–1312.
- Legendre, D., Bock, E., Andrade, A., Antunes, P., Biscegli, J. e Ortiz, J. P. (2006). *Computational fluid dynamics investigation of a centrifugal blood pump*. IV Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Caxambú.
- Lima, R., Ishikawa, T., Imai, Y., and Yamaguchi, T. (2012). Blood flow behaviour in microchannels: past, current and future trends. *Single and two-Phase Flows on Chemical and Biomedical Engineering*, 513–547.
- Lima, R. (2007). *Analysis of the blood flow behaviour through microchannels by a confocal micro-piv/ptv system*. Master's thesis, Tohoku University.
- Malek, A.M., Alper, S.L.A. e Izumo, S. (1999). Hemodynamic Shear Stress and its Role in Atherosclerosis. *Journal of American Medical Association*, 282, 2035–2042.
- Marcos J. (2011). Aneurismas: causas e sintomas. Disponível em: <http://jmarcosrs.wordpress.com/2011/07/03/aneurisma-caus/>. Acesso em 29/03/2015
- Materialize Software: Magics Base. (2007). Disponível em: [www.materialise.com](http://www.materialise.com). Acesso em 05/02/2015.

- Meurer, E. (2002). *As tecnologias CAD-CAM em cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial*. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia, Universidade Católica do Rio Grande do Sul.
- Meurer, M. I. et al. (2008). Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. *Radiologia Brasileira*, 41(1), 49–54.
- Nakajima, S.; Atsumi, H.; Bhalerao, A. H.; Jolesz, F. A.; Kikinis, R.; Yo-Shimine, T.; Moriarty, T. M.; Stieg, P. E. (2005). Computer-assisted surgical planning for cerebrovascular neurosurgery. Disponível em: [www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9257308](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9257308). Acesso em 09/02/2015.
- Nisbet, R.; Elder, J.; Miner, G. (2009). Medical Informatics. Handbook of Statistical Analysis and Data Mining Applications, 313–219.
- Pham, D. L.; Xu, C.; Prince, J. L. (2000). A Survey of Current Methods in Medical Image Segmentation. *Annual Reviews Biomedical Engineering*, 2, 315–337.
- Pinho, D. (2011). *Determinação e caracterização das trajetórias dos glóbulos vermelhos: Um método semi-automático*. Master's thesis, Instituto Politécnico de Bragança.
- Pompei, J. P. S. et al. (2002). Segmentação de imagens médicas. In *In: Jornada De Iniciação Científica Do Cenpra*. Campinas.
- (2015). Promed: Software InVesalius. Disponível em [www.cenpra.org.br/PROMED](http://www.cenpra.org.br/PROMED). Acesso em 08/02/2015.
- Queiroz, N. F. (2008). *Tutorial Ansys Workbench 11.0; Simulação com CFD de escoamento de fluxo ao redor de um edifício de 10 andares*. Departamento de Arquitetura e Urbanismo, Centro de Tecnologia. Rio Grande do Norte.
- Robiony, M. et al. (2007). Virtual reality for surgical planning maxillofacial distraction osteogenesis: the role of re-verse engineering rapid prototyping and cooperative work. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 65(6), 1198–1208.
- Santa Bárbara, A. (2006). *Processamento de imagens médicas tomográficas para modelagem virtual e física: o software Invesalius*. Tese (Doutorado em Engenharia

Mecânica - Materiais e Processos de Fabricação) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas.

Seeley, R., Stephens, T., and Tate, P. (2007). Anatomia e Fisiologia. *Lusociência*, 6.

Simpleware. (2007). Disponível em <http://www.simpleware.co.uk>. Acesso em 08/02/2015

Souza, M. A.; Centeno, T.; Pedreni, H. (2003). Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e Prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, 19(2), 103–105.

Stuart, J. and Kenny, M. (1989). Blood rheology. *Journal of Clinical Pathology*, 33, 417–429.

Subburaj, K. et al. (2007). Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 36(10), 938–943.

Sugimoto, L. (2009). Tese revela disseminação de biomodelos em cirurgias de reconstrução craniofacial. *Jornal Unicamp*, XXIII(432). Disponível em: [http://www.wwow.com.br/portal/includes\\_popup/imprimir2.asp?secao=5&id=527](http://www.wwow.com.br/portal/includes_popup/imprimir2.asp?secao=5&id=527). Acesso em: 09/12/2014

Wang, H. (2001). Analytical models of atherosclerosis. *Atherosclerosis*, 159, 1–7.

Wiley J. & Sons. (1994). *Dynamic Behavior of Materials*.