

**Estudo Numérico e Experimental do comportamento
biomecânico do aneurisma quando sujeito a pressão interna**

Eládio César Gonçalves Órfão

Dissertação apresentada à
**Escola Superior de Tecnologia e Gestão
Instituto Politécnico de Bragança**

para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica

Novembro de 2014

**Estudo Numérico e Experimental do comportamento
biomecânico do aneurisma quando sujeito a pressão interna**

Eládio César Gonçalves Órfão

Trabalho de Projeto apresentado à
Escola Superior de Tecnologia e Gestão
Instituto Politécnico de Bragança

Para obtenção do grau de Mestre em
Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professor João Ribeiro

Professor Rui Lima

Esta dissertação não inclui as críticas e sugestões feitas pelo Júri

Novembro de 2014

Agradecimentos

Na elaboração desta dissertação de mestrado contei com o apoio de algumas pessoas e instituições e deixo aqui o meu agradecimento salientando que sem o seu contributo este estudo não seria realizado.

Ao Professor João Eduardo Ribeiro e ao Professor Rui Lima, orientadores da dissertação, agradeço o amparo, o ensino, o tempo dedicado, a procura de soluções quando apareciam os problemas, o incentivo para continuar, em suma todas as contribuições para a elaboração desta dissertação.

Queria agradecer às Mestres Diana Pinho e Raquel Rodrigues por toda a sua preciosa ajuda nas atividades laboratoriais realizadas nesta dissertação.

Um agradecimento para a instituição, o IPB, pelos profissionais que puseram no meu caminho, e pelas instalações e equipamentos fornecidos para o desenvolvimento deste estudo.

Revelo aqui também a gratidão para com a minha família, pelo seu apoio incondicional, pela sua compreensão, sacrifício e paciência virtudes sempre presentes ao longo da minha formação.

Uma palavra de apreço para os meus amigos, sempre presentes na minha vida académica e como não podia deixar de ser também neste capítulo. Por todas as suas dicas, conselhos e dúvidas que me desfizeram ao longo do desenvolvimento desta investigação, mas acima de tudo pelo capítulo pessoal em que nunca me deixaram só, considero esta dissertação não apenas minha mas de todos os que de uma forma ou outra fazem parte da minha vida.

Resumo

Um aneurisma é uma área frágil na parede de um vaso sanguíneo que faz com que este forme uma protuberância ou aumente de tamanho. Em situações limites, este enfraquecimento pode levar ao rompimento do vaso.

O principal objetivo deste trabalho é o de compreender como ocorre a deformação do aneurisma quando sujeito a uma pressão interna semelhante à pressão sanguínea. O estado de deformação do aneurisma, permitirá definir quais as regiões que estão sujeitas a deformações mais elevadas e que podem dar uma indicação de potencial rotura. Para realizar este estudo realizaram-se duas aproximações distintas, uma numérica e outra experimental.

No estudo numérico utilizou-se o programa comercial de elementos finitos Ansys®. Neste programa calculou-se a pressão provocada pelo fluido, utilizando parâmetros conhecidos através da medição experimental da queda de pressão. Foi possível definir um perfil de velocidades para o fluido e caracterizar o seu escoamento ao longo do canal. Sujeitou-se o aneurisma à pressão já calculada para o fluido, simulando a pressão a que o canal é sujeito pela corrente sanguínea, estes estudos tiveram sempre em consideração que os vasos sanguíneos têm um comportamento hiper-elástico, definido neste estudo através de curvas tensão/deformação.

Para a análise experimental, foi desenvolvido um modelo *in vitro* do aneurisma, para realização desse modelo recorreu-se a um sistema de prototipagem rápida utilizando uma impressora 3D, *Solidoodle*®. O material que foi utilizado para a criação do modelo tem um comportamento elástico próximo das paredes arteriais e designa-se por polidimetilsiloxano. Utilizando a técnica da Correlação Digital de Imagem realizaram-se medições de elevada resolução para o campo de deslocamentos do modelo e procedeu-se à comparação dos resultados obtidos nos ensaios.

Pela análise de resultados, confirma-se a potencialidade deste tipo de ensaios para medições em materiais hiper-elásticos.

Palavras-chave: Aneurisma, Ensaios experimentais e numéricos, PDMS, *Ansys Workbench*®, Correlação Digital de Imagem.

Abstract

An aneurysm is a localized weak area in the wall of a blood vessel that can ballooning or increase in size. In extreme situations, this weakening can lead to the rupture of the vessel.

The purpose of the present study was to understand how the deformation of the aneurysm occurs when subjected to an internal pressure similar to arterial blood pressure. The deformation of the aneurysm, allowed to define which regions are subjected to higher deformations and can give an indication of potential rupture. To conduct this study there were two distinct approaches, a numerical and experimental.

The commercial finite element program Ansys® was used in the numerical study. The program was used to calculate the pressure caused by the fluid, using known parameters through the experimental measurement of pressure. It was possible to define a velocity profile for the fluid and characterize its flow along the model. The aneurysm was subjected to the fluid pressure already calculated, simulating the pressure at which the channel is subjected by the bloodstream, these studies considered that blood vessels have a hyperelastic behavior, defined in this study through the stress/strain curves.

For the experimental analysis, an in vitro model of the aneurysm was developed, a rapid prototyping system, Solidoodle® 3D printer, was used for the model creation. The material that was used on the model creation has a elastic behavior close to those of the arterial walls and is called polydimethylsiloxane. The technique of Digital Image Correlation was used to perform high resolution measurements of the model displacement and proceeded to the compare the results obtained in the tests.

The analysis of the results, confirms the potential of this type of test for measurements on hyperelastic materials.

Keywords: Aneurysm, Experimental and numerical tests, PDMS, Ansys Workbench®, Digital Image Correlation.

Conteúdo

1.	Introdução	19
1.1.	Motivação	21
1.2.	Estrutura da Dissertação	21
2.	Fundamentação Teórica.....	23
2.1.	Sistema Circulatório	23
2.2.	Aneurisma.....	27
2.2.1.	Aneurisma Cerebral	29
2.2.2.	Aneurisma da Aorta.....	31
2.2.3.	Tipos de Aneurisma	32
2.3.	Polidimetilsiloxano	33
2.3.1.	Estrutura.....	34
2.3.2.	Aplicações Biomédicas.....	35
2.4.	Materiais Hiper-elásticos	36
2.4.1.	Comportamento Reológico dos Materiais	36
2.4.2.	Modelo Mooney-Rivlin	42
2.5.	Método dos Elementos finitos	43
2.6.	Correlação Digital de Imagem.....	44
3.	Procedimento Experimental	46
3.1.	Produção dos Provetes	46
3.1.1.	Construção dos Moldes.....	46
3.1.2.	Alisamento	49
3.1.3.	Produção de PDMS.....	50
3.2.	Medição da Queda de Pressão	54
3.2.1.	Modelo Teórico	56

3.2.2. Análise de Resultados.....	57
3.3. Caracterização das Propriedades Mecânicas do PDMS	59
3.4. Medição Global do Aneurisma com a Correlação Digital de Imagem. 61	
3.5. Resultados.....	63
4. Simulação Numérica e Comparação de Resultados	66
4.1. Simulação Numérica.....	66
4.2. Simulação do Escoamento do Fluido.....	68
4.2.1. Cálculo da Velocidade e Pressão	69
4.2.2. Resultados Obtidos	69
4.2.3. Análise da Pressão	70
4.2.4. Análise da Velocidade	73
4.2.5. Discussão	78
4.3. Simulação do Comportamento Mecânico dos Modelos	80
4.3.1. Resultados Obtidos	82
4.3.2. Discussão	87
4.4. Comparação com os Resultados Experimentais	89
5. Conclusões e Trabalhos Futuros.....	93
5.1. Trabalhos Futuros	95
Referências	97
Anexos	102

Lista de Figuras

Figura 2.1: Sistema circulatório humano [10].....	24
Figura 2.2: Histologia de um vaso sanguíneo arterial [10].	26
Figura 2.3: Aneurisma da aorta abdominal [13].....	28
Figura 2.4: Aneurisma Cerebral [14].	30
Figura 2.5: Representação de uma aorta com aneurisma abdominal [15].....	31
Figura 2.6: Tipos de aneurisma e sua rotura [18].....	32
Figura 2.7: Possíveis localizações dos aneurismas [18].....	32
Figura 2.8: Estrutura química do polímero da borracha de silicone PDMS [23].	34
Figura 2.9: PDMS usado para detecção de tumores [27].....	35
Figura 2.10: Representação dos 6 diferentes modos de deformação [34].	41
Figura 2.11: Representação esquemática da deformação de um cubo unitário sujeito a tração uniaxial segundo a direção principal 1 [34].	42
Figura 2.12: Variação do estado inicial (referência) para o estado final (deformada) [35].....	45
Figura 3.1: Impressora 3D Solidoodle.	46
Figura 3.2: a) Geometria do macho do canal com aneurisma; b) Geometria do molde do canal com aneurisma.	48
Figura 3.3: a) Geometria do macho do canal simples; b) Geometria do molde do canal simples.	48
Figura 3.4: Geometria dos modelos em ABS: a) Macho do canal com aneurisma; b) Macho e molde do canal simples.	49
Figura 3.5: Moldes e machos a suavizar em vapor de acetona.	50
Figura 3.6: Mistura no exsiccador.....	51
Figura 3.7: Molde e macho colados.	51
Figura 3.8: Modelos envoltos em PDMS no exsiccador.....	52
Figura 3.9: Modelos envoltos em PDMS no processo de cura.	52
Figura 3.10: Modelos envoltos em PDMS após sair do forno e ferramentas utilizadas.....	53
Figura 3.11: Modelo final em PDMS do canal com aneurisma.	53

Figura 3.12: Sistema laboratorial para medição das quedas de pressão nos modelos.....	55
Figura 3.13: Bomba de seringa ligada ao modelo durante o ensaio.....	55
Figura 3.14: Sensor de pressão ligado ao tubo que atravessa o modelo.....	56
Figura 3.15: Queda de pressão teórica para o canal simples.....	58
Figura 3.16: Comparação da queda de pressão experimental entre o canal simples e o canal com aneurisma.....	58
Figura 3.17: Dimensões dos provetes ensaiados.	60
Figura 3.18: Curva tensão/deformação utilizada no ensaio numérico.....	61
Figura 3.19: Calibração do sistema VIC 3D.	62
Figura 3.20: Sistema experimental de Correlação Digital de Imagem.....	62
Figura 3.21: Representação do campo de deslocamentos: a) Direção X em 2D e 3D; b) Direção Y em 2D e 3 D; c) Direção Z em 2D e 3D.	63
Figura 3.22: Representação do campo de deformação: a) Deformação mínima; b) Deformação máxima; c) Deformação segundo a direção X; d) Deformação de corte XY; e) Deformação segundo a direção Y.....	64
Figura 4.1: Malha de elementos finitos na: a) Geometria estrutural do canal com aneurisma; b) Geometria do fluido do canal com aneurisma; c) Geometria estrutural do canal simples; d) Geometria do fluido do canal simples.	68
Figura 4.2: Vetores da pressão: a) Absoluta para o fluido no canal simples; b) Estática para o fluido no canal simples; c) Absoluta mais aproximada.	70
Figura 4.3: Vetores da pressão dinâmica para o fluido: a) Do canal simples; b) Mais aproximados; c) Vistos pela entrada do fluido; d) Na entrada do fluido.....	71
Figura 4.4: Vetores da pressão absoluta no fluido: a) Para o canal com aneurisma; b) Aproximados ao aneurisma.....	72
Figura 4.5: Vetores da pressão para o fluido do canal com aneurisma: a) Pressão dinâmica; b) Pressão dinâmica no aneurisma; c) Pressão dinâmica a partir da saída do fluido; d) Pressão dinâmica no interior do fluido [42].	73
Figura 4.6: Vetores da velocidade do fluido no canal simples: a) Vistos pela lateral; b) Vistos a partir da entrada no canal simples [42].	74
Figura 4.7: Vetores de velocidade no fluido: a) Segundo a direção X; b) Segundo a direção X a partir da entrada no fluido; c) Segundo a direção Y; d) Segundo a direção	

Y a partir da entrada no fluido; e) Segundo a direção Z; f) Segundo a direção Z a partir da entrada no fluido.	75
Figura 4.8: Vetores do número de Reynolds ao longo do fluido: a) Vistos pela lateral; b) Vistos a partir da entrada do fluido.	76
Figura 4.9: Vetores da velocidade do fluido: a) Ao longo da sua lateral; b) No aneurisma; c) A partir da entrada do fluido; d) No interior do fluido.	77
Figura 4.10: Vetores de velocidade do fluido: a) Na direção X; b) Na direção Y; c) Na direção Z; d) No interior do aneurisma.	77
Figura 4.11: Vetores do número de Reynolds do fluido no canal com aneurisma: a) A partir da entrada do fluido; b) Na zona do aneurisma.	78
Figura 4.12: Curvas tensão/deformação e modelo constitutivo hiper-elástico de Mooney-Rivlin.	80
Figura 4.13: Suporte fixo na estrutura do canal.	81
Figura 4.14: Pressão provocada pelo fluido, importada do Fluent: a) Para o canal simples; b) Para o canal com o aneurisma.	81
Figura 4.15: Campo de deslocamentos para o canal simples: a) Deslocamento Total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Segundo a direção Z.	82
Figura 4.16: Campo de deformações no canal simples: a) Deformação equivalente; b) Deformação equivalente segundo a direção X; c) Deformação equivalente segundo a direção Y; d) Deformação equivalente segundo a direção Z.	83
Figura 4.17: Campo de tensões no canal simples: a) Tensão equivalente; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Segundo a direção Z [42].	84
Figura 4.18: Campo de deslocamentos no canal com aneurisma: a) Deslocamento total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Direção Y visto na outra lateral; e) Segundo a direção Z; f) Direção Z visto na outra lateral.	85
Figura 4.19: Campo de deformações no canal com aneurisma: a) Deformação total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Direção Y vista na outra lateral; e) Segundo a direção Z; f) Direção Z vista na outra lateral [42].	86
Figura 4.20: Campo de tensões no canal com aneurisma: a) Tensão equivalente de Von-Mises; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Segundo a direção Z; e) Direção Z vista da outra lateral; f) Tensão de corte XY.	87

Figura 4.21: Campo de deslocamentos para o modelo com aneurisma: a) Segundo a direção X pela técnica CDI; b) Segundo a direção X pelo método numérico; c) Segundo a direção Y pela técnica CDI; d) Segundo a direção Y pelo método numérico; e) Segundo a direção Z pela técnica CDI; f) Segundo a direção Z pelo método numérico..... 89

Figura 4.22: Campo de deformações no modelo com aneurisma: a) Segundo a direção X pela técnica CDI; b) Segundo a direção X pelo método numérico; c) Segundo a direção Z pela técnica CDI; d) Segundo a direção Z pelo método numérico; e) Deformação de corte XZ pela técnica CDI; f) Deformação de corte XZ pelo método numérico. 90

Acrónimos

AA:	Aneurisma da Aorta
AAA:	Aneurisma da Aorta Abdominal
ABS:	Acrilonitrila Butadieno Estireno
AVC:	Acidente Vascular Cerebral
CCD:	Charge-Coupled Device
CDI:	Correlação Digital de Imagem
MEF:	Método dos Elementos Finitos
PDMS:	Polidimetilsiloxano
WSS:	Wall Shear Stress

Nomenclatura

A:	Área [m ²]
Atm:	Atmosfera
L:	Comprimento do canal
M:	Metro
Pa:	Pascal
Q:	Caudal
°C:	Graus Celsius
μ:	Viscosidade
μL/min:	Microlitros por minuto

1. Introdução

Um dos pontos de interesse para a Engenharia Biomédica é o contínuo estudo e procura de inovações tecnológicas, de novos materiais e equipamentos de modo a encontrar soluções para problemas na área da Medicina.

Os aneurismas são a 4^a causa mais frequente de doença cérebro-vascular no adulto, a seguir aos acidentes isquémicos, trombóticos e à hemorragia cerebral hipertensiva, facto que se reveste da maior importância, considerando que em Portugal as doenças cérebro vasculares são a principal causa de mortalidade [1]. Uma das causas principais para o aparecimento dos aneurismas é a deterioração da parede arterial, cuja causa mais frequente é a hipertensão. Outras causas incluem doenças hereditárias do tecido conjuntivo, anomalias cardiovasculares congénitas ou a arteriosclerose [2].

Contudo, ainda não existem formas conhecidas de prevenir a formação dos aneurismas. Nesse sentido, uma abordagem ao estudo do comportamento dos aneurismas poderá ser feita a partir da análise do escoamento do sangue nessa região e a deformação ocorrida, provocada pela pressão sanguínea. Um dos aspetos importantes neste estudo relaciona-se com as propriedades mecânicas dos tecidos de que são constituídos as artérias. Alguns estudos têm comprovado que os tecidos das artérias têm um comportamento tipicamente hiper-elástico [3, 4, 5]. Estes materiais são caracterizados pelas elevadas deformações que exibem antes de atingir a tensão de rotura [2]. No sentido de encontrar um material com propriedades hiper-elásticas próximas dos tecidos arteriais para fabricar modelos *in vitro* de aneurismas, escolheu-se um polímero denominado

polidimetilsiloxano, mais conhecido por PDMS. O PDMS é um biomaterial muito conhecido pela sua biocompatibilidade e o seu baixo custo que fazem dele um material usado em várias aplicações biomédicas, como é o caso do desenvolvimento de microfluidos [6,7].

No estudo realizado neste trabalho seguiram-se duas vias distintas, a numérica e a experimental.

A análise numérica baseou-se no método dos elementos finitos, técnica computacional que, devido à evolução de algoritmos mais robustos e otimizados, permite simulações com resultados de elevado rigor e precisão. A abordagem numérica tem a vantagem de evitar a necessidade de ensaios experimentais que, normalmente, têm custos muito elevados e são muito trabalhosos [8]. Este método permite inserir as características dos materiais hiper-elásticos previamente conhecidas, e a sua resolução por modelos matemáticos adequados a estes materiais. Nesta análise será traçado um perfil de velocidades para o fluido, que será a glicerina, que simula a presença do sangue. O estudo da elasticidade do material, cálculo dos deslocamentos, tensões e deformações resultantes da pressão exercida pelo fluido nas paredes do modelo serão parte importante desta dissertação.

O ensaio experimental assenta na utilização do sistema de Correlação Digital de Imagem (CDI) para medição do campo de deformações e deslocamentos fora do plano. No entanto, foi necessária a construção dos modelos em PDMS e a realização de um ensaio para medir a queda de pressão entre a entrada e saída do fluido no aneurisma. Essas medições foram posteriormente utilizadas nas simulações numéricas.

O método CDI envolve equipamentos custosos, mas permite resultados bastante realísticos. É um método de medição ótica que possibilita a medição global do comportamento dos tecidos [9]. No ensaio com a CDI foi inserido um fluido no canal, glicerina, e foram medidos os campos de deslocamentos e deformações ocorridos no modelo de aneurisma fabricado em PDMS. As medições realizadas foram, também, utilizadas para validar os resultados obtidos nas simulações numéricas.

1.1. Motivação

A principal motivação para a realização deste trabalho foi a possibilidade de desenvolver um modelo *in vitro* que permitisse simular, de forma bastante realista, o comportamento biomecânico de um aneurisma cerebral. Uma outra motivação importante foi a da implementação de simulações numéricas que permitissem analisar a diferença de escoamento entre artérias saudáveis e com aneurisma, e consequente efeito a nível de deformações e deslocamentos nas paredes das respetivas artérias.

Para além destas motivações, houve, também, outros interesses, tais como:

- Possibilidade de conhecer as vantagens e desvantagens do sistema de correlação digital de imagem em materiais hiper-elásticos.
- Verificar se o método de elementos finitos era adequado para o estudo da pressão e do perfil de velocidades no fluido.
- Determinar se a análise do escoamento do fluido pode ser utilizada para determinar o comportamento hiper-elástico dos materiais.
- Comparar as técnicas experimentais e numéricas.

1.2. Estrutura da Dissertação

No capítulo dois apresentam-se os principais conceitos teóricos abordados ao longo desta dissertação. Estes conceitos são expostos de forma simples e sucinta, devidamente fundamentados para uma maior compreensão dos trabalhos desenvolvidos.

No terceiro capítulo são apresentados os ensaios experimentais, nomeadamente a produção do PDMS, desde a sua fabricação; o ensaio para medir a queda de pressão, expondo a montagem do sistema, a experiência e os resultados obtidos; e a medição através do sistema de correlação digital de imagem, começando na calibração do material, passando pelo ensaio e acabando com os resultados obtidos.

No capítulo quatro é descrito todo o método numérico, iniciando-se com o desenho das geometrias, passando pela caracterização das velocidades e pressões do fluido e finalizando com os resultados da aplicação da técnica dos elementos finitos nas estruturas. Neste capítulo encontra-se também a comparação dos ensaios experimentais com as simulações numéricas.

No quinto capítulo são tecidas as considerações finais analisando resultados e procedimentos desenvolvidos ao longo da dissertação, passando depois ao comentário de possíveis trabalhos a ser desenvolvidos nesta área. A dissertação termina com as referências bibliográficas que foram indispensáveis no desenvolvimento deste estudo.

2. Fundamentação Teórica

Neste capítulo pretende fazer-se uma introdução teórica e uma análise do estado da arte dos principais assuntos relacionados com o trabalho que se vai desenvolver nesta dissertação. Assim, serão abordados os elementos mais importantes do sistema circulatório, bem como, o estudo da patologia que está na base deste trabalho, designada por aneurisma. Nesse sentido, apresentar-se-á uma definição de aneurisma, indicar-se-ão os principais tipos de aneurisma, as suas causas e consequências. Neste trabalho irá realizar-se um estudo dos aneurismas recorrendo a ferramentas numéricas, com elementos finitos, e experimentais com a técnica de análise global denominada Correlação Digital de Imagem. Para melhor entender as bases teóricas destas tecnologias, serão abordados estes conceitos na sua fundamentação matemática e física. Na abordagem experimental deste trabalho foram desenvolvidos modelos de aneurismas fabricados num polímero designado por polidimetilsiloxano, mais conhecido por PDMS, para melhor compreender as suas propriedades mecânicas são também apresentadas as principais características destes materiais que os aproximam, no seu comportamento elástico, aos tecidos dos vasos sanguíneos.

2.1. Sistema Circulatório

O sistema circulatório é constituído pelo coração, sangue e vasos sanguíneos, e tem como principal função transportar oxigénio e nutrientes necessários para o bom funcionamento de todos os tecidos do corpo. Este sistema de transporte é levado a cabo

Fundamentação Teórica

pelo coração que serve de bomba, e pelos vasos sanguíneos que conduzem o sangue desde o coração até aos tecidos, como se pode visualizar na Figura 2.1 [10].

A substância que banha os tecidos é chamada de fluido intersticial, este é mantido pelo sangue e pela linfa. O sangue recebe o oxigénio dos pulmões, nutrientes do trato gastrointestinal, hormonas das glândulas endócrinas e ainda enzimas de outras partes do corpo, e transporta essas substâncias para todos os tecidos, onde se difundem desde os vasos sanguíneos microscópicos para o fluido intersticial. A partir do fluido intersticial, as substâncias entram nas células e os desperdícios das células entram nos vasos sanguíneos. O sangue que se encontra no interior dos vasos sanguíneos, o fluido intersticial que se encontra à volta dos tecidos do corpo, e a linfa que se encontra nos vasos linfáticos constituem o ambiente interno do corpo. Como os tecidos do corpo são demasiado especializados para se ajustarem a mudanças muito limitadas no seu ambiente, o seu ambiente interno deve ser mantido dentro dos limites fisiológicos normais. Esta condição é chamada de homeostase [10].

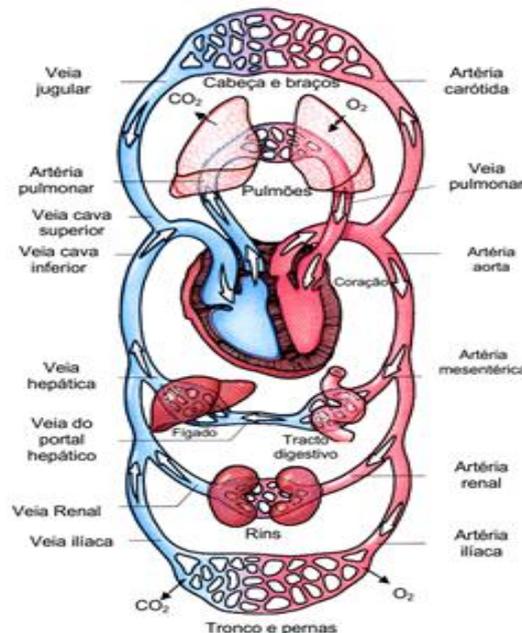


Figura 2.1: Sistema circulatório humano [10].

O sangue é um fluido de ligação aos tecidos e desempenha funções de extrema relevância, nomeadamente transporte (de oxigénio dos pulmões aos tecidos do corpo, de

dióxido de carbono dos tecidos para os pulmões, de nutrientes do trato gastrointestinal para os tecidos, de desperdícios das células para os rins, pulmões e glândulas sudoríferas, de hormonas das glândulas endócrinas para os tecidos e de energia sob a forma de calor das várias células), regulação (do pH através de estados-tampão, da temperatura normal do corpo através de absorção de calor e de propriedades refrigeradoras da água contida, da quantidade de água contida nas células principalmente através de iões sódio dissolvidos) e proteção (contra a perda de sangue através do mecanismo de revestimento e contra a intrusão de micróbios e toxinas através dos glóbulos brancos ou proteínas do plasma especializadas, como os anticorpos) [10,11].

Das suas propriedades físicas destaca-se o facto de ser um fluido viscoso: é mais denso e mais viscoso que a água. A viscosidade do sangue pode ser sentida através do tacto. A sua temperatura no corpo humano é de aproximadamente 38°C, o seu pH é da ordem dos 7,35 (ligeiramente alcalino) [11]. Num homem adulto o volume médio de sangue é de aproximadamente 5-6 litros; numa mulher adulta o volume médio de sangue é de aproximadamente 4-5 litros. O sangue constitui cerca de 8% da massa corporal. O sangue humano é composto de 34% de células (hemácias, plaquetas e leucócitos) e 66% de plasma [10].

O sistema circulatório é constituído por vasos sanguíneos que formam uma rede de tubagens que transportam o sangue do coração para os tecidos do corpo humano, voltando de seguida ao coração. As artérias são os vasos responsáveis pelo transporte do sangue desde o coração até aos tecidos. As artérias de maior diâmetro saem do coração e dividem-se em artérias de tamanho médio que se ramificam pelas várias regiões do corpo [11].

Estas artérias de tamanho médio dividem-se em artérias menores, que por sua vez se dividem em artérias ainda mais pequenas chamadas arteríolas. As arteríolas no interior de um tecido ou órgão dividem-se em vasos microscópicos chamados capilares. Nas paredes dos capilares há trocas de substâncias entre o sangue e os tecidos. Antes de abandonar os tecidos, os grupos de capilares reúnem-se para formar veias denominadas vénulas. Estas por sua vez juntam-se para progressivamente formarem tubos de maior

diâmetro chamados de veias. As veias são vasos sanguíneos que transportam sangue dos tecidos para o coração [11].

As artérias, como se ilustra na Figura 2.2, têm paredes formadas por três camadas distintas e um núcleo oco chamado de lúmen, por onde passa o sangue. A camada mais interna é composta por escamas de epitélio, denominadas endotélio, e tecido elástico. A camada intermédia é constituída por músculo fino e tecido de ligação elástico. A camada mais externa é composta principalmente por fibras de colagénio e fibras elásticas [10,11].

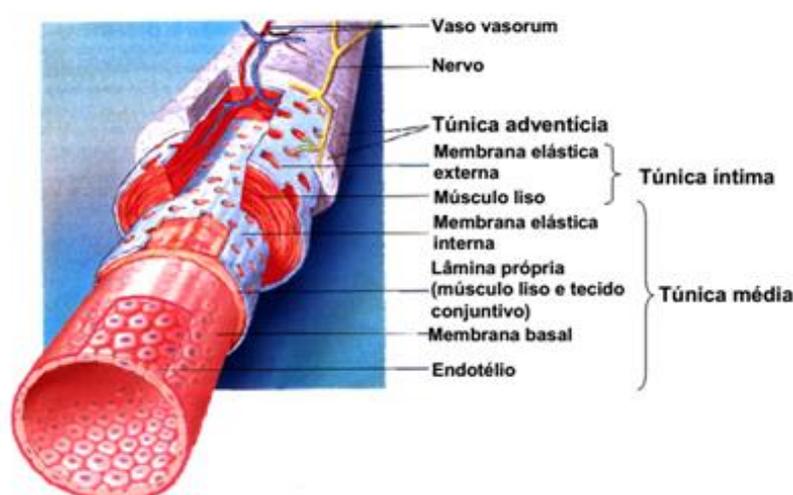


Figura 2.2: Histologia de um vaso sanguíneo arterial [10].

Como resultado da estrutura da camada intermédia, as artérias possuem duas grandes propriedades: elasticidade e contractilidade. Quando os ventrículos do coração contraem, e ejetam sangue para as artérias de maior secção, estas expandem para acomodar o excesso de sangue – vasodilatação. Quando os ventrículos relaxam, os elásticos das artérias recolhem forçando o sangue a progredir [10,11].

A contractilidade de uma artéria deve-se ao seu músculo liso, que é comandado pela componente simpática do sistema nervoso autónomo. Quando aumenta a estimulação simpática, aumentam as contrações do músculo liso, provocando um estreitamento ou uma redução do lúmen, processo este chamado vasoconstrição. A vasodilatação, ou aumento de tamanho do lúmen, resulta da diminuição da estimulação simpática e conseqüente relaxamento do músculo liso [10,11].

O músculo liso constituinte dos vasos sanguíneos, especialmente das artérias, ajuda a parar o sangramento dos ferimentos dado que quando uma artéria é cortada, este contrai, produzindo um espasmo vascular do vaso. No entanto, existe um limite para a contração do vaso impedir a hemorragia, uma vez que o bombeamento do coração provoca um fluxo sanguíneo pelas artérias com pressão elevada [10, 11].

As veias com diâmetro superior a 2 [mm] contêm válvulas que permitem ao sangue circular até ao coração, mas não em sentido contrário. As válvulas são pregas de túnica íntima, que formam duas abas semelhantes, em forma e função, às válvulas semilunares do coração. As duas pregas sobrepõem-se no centro da veia de modo a que, quando o sangue tenta fluir em sentido contrário, fecham o vaso [11].

2.2. Aneurisma

Um aneurisma é uma dilatação anormal das paredes de um vaso sanguíneo, seja ele uma artéria ou uma veia. As artérias levam o sangue oxigenado do coração aos órgãos de destino e são, portanto, submetidas à pressão arterial determinada pelo coração. As veias trazem o sangue de volta ao coração e não estão submetidas a um regime de tão alta pressão. Em geral as artérias são mais resistentes por apresentarem uma camada muscular na sua constituição, o que não ocorre nas veias. No entanto, nem sempre as paredes possuem a resistência suficiente, para conseguir resistir a tensões excessivas, e nesses casos podem ocorrer deformações/dilatações anormais, localizadas numa das paredes do vaso sanguíneo, como se pode observar na Figura 2.3, dando origem a um aneurisma cuja rotura é responsável por aproximadamente 80% dos acidentes vasculares cerebrais [12].



Figura 2.3: Aneurisma da aorta abdominal [13].

Os aneurismas são mais comuns nas bifurcações dos vasos sanguíneos, especialmente do cérebro. O modo como se formam e as causas da sua rotura, ainda são foco de controvérsia, mas envolvem os seguintes fatores:

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

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

- Mecanismos lesivos da parede arterial devido a acontecimentos, tais como infeções, traumatismos, tumores, abuso de drogas, que formam aneurismas com características diferentes por lesão da parede arterial [12].

Pouco se sabe sobre a importância relativa destes fatores, pois o comportamento dos aneurismas é diferente de caso para caso. Contudo, é aceite que fatores tais como a hemodinâmica do fluxo de sangue no cérebro, a distribuição espacial e a variação temporal da tensão de corte na parede têm um contributo importante [12].

Relativamente às causas hemodinâmicas da rotura do aneurisma existem duas teorias correntes. Uma teoria declara que os aneurismas estão sob uma baixa tensão de corte na parede (WSS), o que desencadeia processos, como a remodelação da parede arterial, que degradam a qualidade da mesma e originam pontos enfraquecidos na parede do aneurisma, resultando em rotura. A segunda teoria considera que os processos associados com elevadas tensões de corte nas paredes são responsáveis pelos danos causados na parede do vaso, de que resulta a sua rotura. Assim, o estudo da dinâmica do escoamento sanguíneo reveste-se de elevada importância para caracterizar em detalhe os campos de tensão de corte, de modo a permitir avaliar se os aneurismas estão sujeitos a elevadas ou baixas tensões de corte [12].

2.2.1. Aneurisma Cerebral

Um aneurisma cerebral é uma patologia provocada pela dilatação segmentar, em formato variável, de um vaso no encéfalo, como pode ser observado na figura 2.4, geralmente arterial ou menos frequentemente venoso, como por exemplo, o raro aneurisma da veia de Galeno [14].

O tamanho é variável, podendo ser desde alguns milímetros até alguns centímetros. Os aneurismas acima de dois centímetros de diâmetro são considerados aneurismas cerebrais gigantes. Os aneurismas pequenos, de poucos milímetros, são chamados de aneurismas baby [14].

Geralmente os aneurismas manifestam-se na vida adulta e são raramente encontrados nas autópsias de crianças. Logo, o aneurisma cerebral forma-se ao longo da vida da pessoa. Assim, não cabem algumas discussões jurídicas envolvendo o termo doença pré-existente em contratos com seguros de saúde, pois a pessoa não nasce com o aneurisma, e sim com a condição pré-existente, o que é completamente diferente [14].

Há uma discreta predominância da incidência no sexo feminino e o pico etário de rotura encontra-se em torno dos 43 a 45 anos de idade. Pode raramente ocorrer na infância [14].

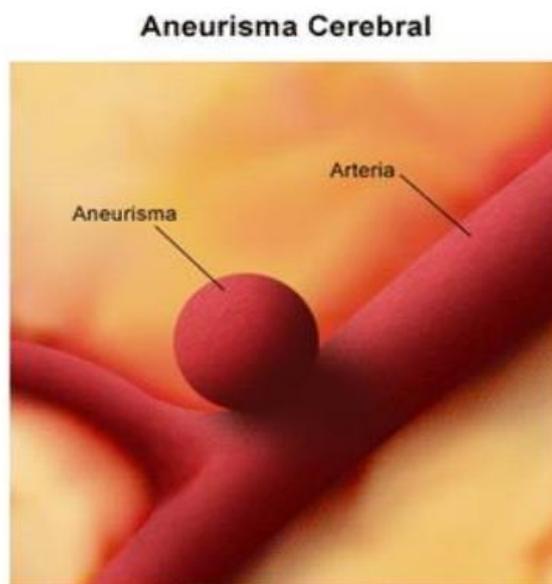


Figura 2.4: Aneurisma Cerebral [14].

A consequência da rotura do aneurisma cerebral é um fenómeno patológico, chamado de acidente vascular cerebral hemorrágico ou AVC (derrame, na linguagem popular). Os aneurismas, na maioria dos casos, não geram qualquer tipo de sintoma até a sua rotura e sangramento, menos frequente o aneurisma pode crescer, comprimindo estruturas como nervos, causando paralisia como acontece frequentemente a queda de uma pálpebra subitamente, indicando possibilidade de rotura. Existem outras causas de AVC e o sangramento por aneurisma não é a causa mais frequente. Considera-se que entre 1 a 5 % dos adultos têm aneurismas cerebrais assintomáticos, enquanto outros autores dizem que são encontrados entre 5 a 10 % das autópsias em geral [14].

O tratamento para aneurisma cerebral depende do seu tamanho, localização, se está infetado e se houve rotura. Um aneurisma cerebral pequeno que não se rompeu pode não necessitar de tratamento. Um aneurisma cerebral grande pode pressionar o tecido do cérebro, causando dor de cabeça forte ou visão prejudicada, e tem grande probabilidade de romper. Se o aneurisma romper, haverá sangramento no cérebro, que causará derrame cerebral. Se um aneurisma cerebral ficar infetado, necessitará de tratamento médico imediato [14].

2.2.2. Aneurisma da Aorta

A aorta é a principal artéria do corpo, como é visível na Figura 2.5. Ela nasce no coração, atravessa o tórax e o abdômen, dando origem a todas as artérias (ramos) que levam o sangue a todos os segmentos do corpo. O aneurisma da aorta, AA, pode ocorrer em qualquer segmento. É mais frequente em homens (6% dos homens acima de 60 anos), mas pode também acometer as mulheres [15].

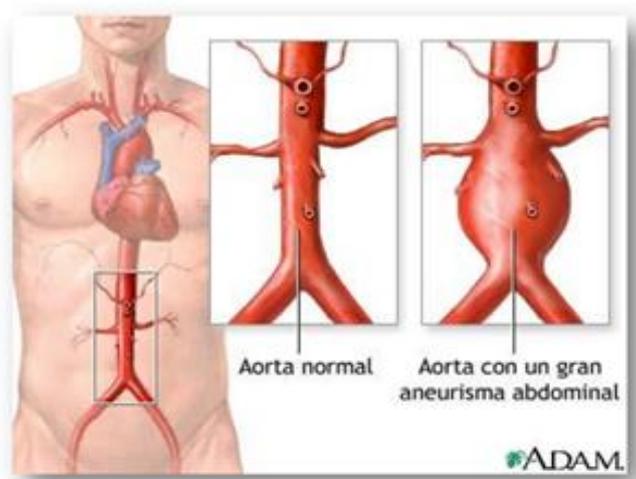


Figura 2.5: Representação de uma aorta com aneurisma abdominal [15].

O aneurisma da aorta é caracterizado pela dilatação patológica da aorta. Na análise estrutural encontra-se deterioração do tecido conjuntivo local e remodelação na parede vascular. Pode ser decorrente da inflamação transmural crônica, com depleção ou destruição das células musculares lisas que acarreta elevada produção de metaloproteinases na matriz extracelular, cuja composição envolve o colagénio, proteoglicanos, elastina e fibronectina [16]. Outra forma de detecção do AA é a dilatação anormal (maior que 50% do esperado para aquele segmento), permanente e focal desta artéria, sendo na maioria das vezes (80%) infra-renal [17].

2.2.3. Tipos de Aneurisma

Os aneurismas podem ser classificados de acordo com a sua forma e localização no corpo humano em dois grupos principais, representados nas Figuras 2.6 e 2.7:

- Aneurismas “fusiformes” (“forma alongada”): são mais comuns na artéria aorta abdominal (AAA) ou na artéria poplíteia, localizada na parte posterior da perna à altura do joelho;
- Aneurismas “saculares” (“forma esférica”): são normalmente encontrados nas artérias da circulação cerebral, especialmente no polígono ou círculo de Willis. Normalmente este tipo de aneurisma pode provocar a rotura da artéria e consequente hemorragia cerebral, [18].



Figura 2.6: Tipos de aneurisma e sua rotura [18].

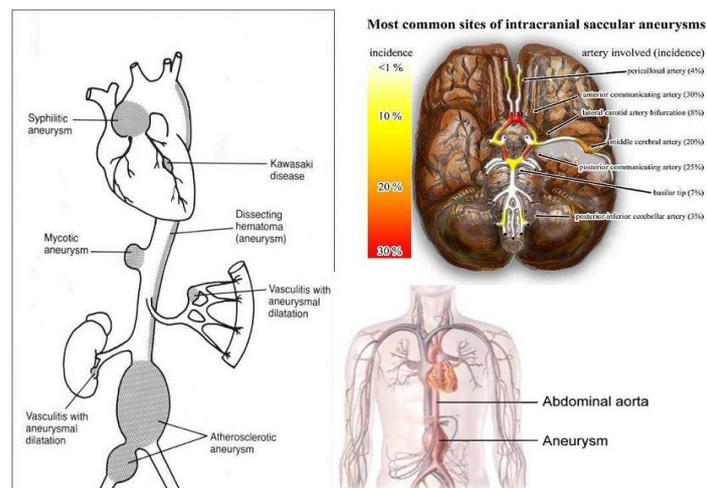


Figura 2.7: Possíveis localizações dos aneurismas [18].

2.3. Polidimetilsiloxano

O uso de elastómeros tem atraído o interesse de investigadores no desenvolvimento de sistemas e componentes para aplicações biomédicas. O polidimetilsiloxano, mais vulgarmente conhecido por PDMS, é um exemplo desses materiais. O extenso conhecimento deste material, aliado ao seu baixo custo e a outras características como facilidade de fabrico, flexibilidade, biocompatibilidade, transparência ótica, entre outras, permitiram a sua utilização numa diversificada gama de aplicações [19].

Os silicones, por serem quimicamente inertes e resistentes à decomposição pelo calor, água ou agentes oxidantes, caracterizam-se pela grande longevidade com uma vida útil de, no mínimo, 10 anos e pela compatibilidade com os meios de aplicação. Adicionalmente, por serem inertes, não prejudicam o meio ambiente, não contaminando o solo, a água ou o ar. Além disso, quando incinerados, não provocam reações químicas que possam gerar gases e poluir a atmosfera. Muitos tipos de silicone são recicláveis e outros são de simples disposição, sem agressão ao meio ambiente [20].

Este tipo de materiais, os silicones, foram sintetizados pela primeira vez por Wacker Chemie em 1950, sendo utilizados nas mais diversas áreas. O PDMS começou a ser usado no encapsulamento de componentes eletrónicos, promovendo o prolongamento da vida de um chip. No entanto, mais tarde, outras aplicações surgiram nomeadamente no desenvolvimento de micro e nanotecnologias, no estudos de fluidos, sistemas óticos, e em sensores, podendo estes ser químicos ou médicos [21].

O PDMS é cerca de 50 vezes mais barato do que o silício e apresenta inúmeras propriedades muito interessantes. A baixa temperatura de cura é uma dessas características. A sua suavidade permite o movimento mecânico de componentes como válvulas e bombas, sendo tolerante a partículas que contêm líquidos, como é o caso de suspensões de células. Por último é de salientar a capacidade de deformação reversível do PDMS, o que o torna favorável em atuadores de membrana simples [22].

Este polímero é bastante versátil apesar de apresentar uma resistência mecânica baixa. O facto de ser o único polímero com uma ligação silício-oxigénio, em vez da convencional estrutura de carbono, torna-o menos sensível à temperatura. Além de todas as outras propriedades, trata-se também de um material que apresenta propriedades isotrópicas e homogéneas, e é um material ideal para desenvolver microestruturas [22].

2.3.1. Estrutura

Sendo dos silicões mais conhecidos, silicões estes que pertencem ao grupo dos polímeros orgânicos sintéticos, o PDMS apresenta uma cadeia linear de átomos de silício e oxigénio alternados (siloxanos) com radical metil (CH₃) ligada aos átomos de silício, como sugere a Figura 2.8 [23]:

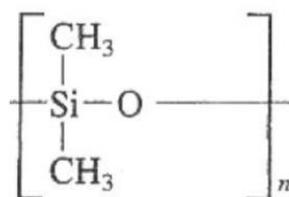


Figura 2.8: Estrutura química do polímero da borracha de silicone PDMS [23].

2.3.1.1. Propriedades mecânicas

Diversos materiais no momento da sua utilização podem estar sujeitos a forças ou cargas, como é o caso do PDMS quando aplicado por exemplo em próteses de artérias, estando este constantemente sob o efeito da pressão sanguínea. Logo, nestas circunstâncias é de real importância conhecer as características do material, de forma a não o sujeitar a forças que levem à sua rotura. O comportamento mecânico de um material reflete a sua resposta no momento em que é sujeito a uma carga ou força que esteja a ser exercida [24].

Experimentalmente as propriedades mecânicas dos materiais são obtidas através de testes de tração que pretendem simular cargas às quais estes podem ser sujeitos no dia-

a-dia. Os fatores a ter em consideração são a intensidade da carga a ser aplicada e o tempo que estará sujeita a essa carga. Esta carga pode ser de tração, compressão ou de corte, e a sua magnitude poderá ser constante ao longo do tempo ou então variar continuamente [24].

2.3.2. Aplicações Biomédicas

Devido às suas ótimas características o polidimetilsiloxano (PDMS) é utilizado numa vasta gama de aplicações na área da biomedicina.

Numerosas aplicações biomédicas têm sido desenvolvidas para a utilização deste material, tais como: próteses, órgãos artificiais, objetos de reconstrução facial, pele artificial e lentes de contato. Tais aplicações biomédicas conduziram aos estudos de biocompatibilidade envolvendo interações com proteínas [25].

A sua excelente flexibilidade e estabilidade faz com que este seja usado numa grande variedade de próteses, como são os casos de articulações dos dedos, válvulas cardíacas, implantes mamários, de orelhas, do queixo e em reconstruções do nariz. Para além destas é utilizado na produção de cateteres, tubos de drenagem e no isolamento de *pacemakers* cardíacos. Este também pode ser utilizado como oxigenador de membrana devido à sua elevada permeabilidade ao oxigénio. Este elastómero é igualmente usado no fabrico de microcanais para estudos hemodinâmicos da microcirculação *in vitro*. Novos sensores de pressão com uma maior flexibilidade com vista, por exemplo, à deteção de tumores são outro exemplo de utilidade, como é ilustrado na Figura 2.9 [26].



Figura 2.9: PDMS usado para deteção de tumores [27].

2.4. Materiais Hiper-elásticos

2.4.1. Comportamento Reológico dos Materiais

Os materiais têm uma natureza discreta, pois são constituídos por átomos e moléculas, se se tratar de líquidos ou gases, ou, se se tratar de sólidos, também por fibras, cristais, grânulos, associação de diferentes materiais, etc.. As interações físicas entre estes constituintes determinam o comportamento dos materiais. À Mecânica dos Materiais interessa fundamentalmente o comportamento reológico, isto é, a maneira como o material se deforma quando sujeito à ação de forças [28].

Um dos aspetos da análise de estruturas tem a ver com as deformações que as cargas aplicadas provocam, sendo esta análise útil para a determinação das tensões [28].

As grandezas quantificadoras da ação e da deformação, respetivamente, tensões e deformações relacionam-se através de leis, as chamadas leis constitutivas. O modo como se relacionam entre si estas grandezas pode dizer-se que depende do material ou classe do material. Em geral pode agrupar-se o comportamento dos materiais em modelos constitutivos que incluem um ou mais comportamentos como os que são referidos em Elasticidade, Plasticidade, Viscoelasticidade, Hiperelasticidade e outros [28].

Diz-se que um material se comporta elasticamente se as deformações provocadas num provete por uma dada carga desaparecerem após a carga ser removida. O maior valor da tensão para a qual o material se comporta elasticamente denomina-se tensão limite de elasticidade do material. Deformações que aparecem rapidamente durante o carregamento podem ser classificadas como elásticas ou plásticas. A deformação elástica é recuperada imediatamente após o descarregamento. Quando é a única deformação presente, a relação entre a tensão e a extensão é normalmente proporcional [28].

Este tipo de deformação está associado com o alongamento (sem rotura) das ligações químicas entre os átomos de um sólido. Se for aplicada uma tensão externa a um material, a distância entre os seus átomos varia de uma pequena quantidade em função do material e da sua estrutura molecular. Estas variações de distância quando acumuladas

numa amostra de material de dimensões macroscópicas, são chamadas deformações elásticas. As deformações plásticas não são recuperadas após descarregamento e são por isso permanentes. Quando a deformação plástica tem início, um pequeno aumento de tensão provoca um aumento relativamente grande de deformação. Este processo chama-se cedência [29].

Materiais capazes de suportar grandes deformações plásticas comportam-se de forma dúctil, e aqueles que fraturam com pouca deformação plástica comportam-se de forma frágil. O resultado da deformação plástica (cedência) a nível da estrutura do material é que os átomos mudam de local, voltando a uma estrutura estável após o descarregamento onde o átomo vizinho é novo. De notar que este processo é fundamentalmente diferente da deformação elástica onde a posição relativa dos átomos não é alterada, tratando-se só de um alongamento das ligações químicas [28].

A deformação elástica é um processo essencialmente independente da deformação plástica, assim quando uma tensão que causa cedência é retirada, a extensão elástica é recuperada, tal como se não tivesse havido cedência, mas a extensão plástica é permanente. Para além dos dois tipos de deformação instantânea já discutidos, os materiais deformam-se com comportamentos dependentes do tempo de aplicação das cargas, chamados fluência. Sob tensão constante, a deformação varia com o tempo. Existe uma deformação elástica inicial que aumenta lentamente enquanto a tensão for mantida. Se a tensão for retirada, a deformação elástica é recuperada rapidamente, uma parcela da deformação de fluência pode vir a ser recuperada com o tempo, mas a parcela restante será permanente [30].

As deformações por fluência assumem grande importância a temperaturas próximas da fusão do material. Os mecanismos físicos que a influenciam variam com o material e a temperatura [31].

Os comportamentos elásticos distinguem-se dos comportamentos ditos não elásticos e por vezes referidos como comportamentos não-lineares, pelo facto dos comportamentos elásticos estarem associados à retoma da forma inicial do sólido no processo de descarga [30]. Quando os materiais têm comportamentos deste tipo,

comportamentos em geral não-lineares, durante o processo de descarga o material não retoma o estado inicial. O efeito do tempo por si só também se manifesta em materiais elásticos e neste caso o comportamento do material é dito viscoelástico. O comportamento elástico também pode ser linear e não-linear, os materiais cujo comportamento é linear elástico durante o processo de carregamento são tidos por mais fiáveis em termos estruturais. Robert Hooke (1678), é referido como precursor da Teoria da Elasticidade, estabelecida com base na existência de linearidade na relação entre as tensões e deformações, mas foi em 1807 que apareceu Thomas Young e estabeleceu o famoso módulo de proporcionalidade entre tensões e deformações, conhecido por módulo de Young. Ao definir-se o módulo de Young, apenas considerámos a deformação longitudinal, no entanto, qualquer material elástico ao ser deformado sofre também uma deformação transversal que é proporcional à deformação longitudinal aplicada. A razão entre a deformação transversal associada a uma deformação longitudinal na direção do esforço de tração, chama-se o coeficiente de Poisson [28, 29, 30].

Num modelo material elástico o estado de tensão em cada momento depende apenas do estado de deformação naquele momento (e eventualmente da temperatura), mas não da história de deformação, enquanto que na hiperelasticidade não é garantido que o trabalho feito pelo campo de tensões durante um certo intervalo de tempo seja independente do percurso [29].

Modelos hiper-elásticos são aqueles em que a tensão resultante da deformação pode ser derivada de uma função de energia potencial de deformação, cuja expressão depende do tipo de material a ser simulado [32]. O material hiper-elástico ou material elástico de Green postula, segundo Holzapfel, a existência da função energia específica de deformação Ψ , chamada também de energia livre de Helmholtz, por unidade de volume inicial, que pode ser descrita, no caso de materiais homogêneos e isotrópicos, pela equação 2.1 [33]:

$$\Psi = \Psi(A) = \Psi(C) = \Psi(E) = \Psi(I_1, I_2, I_3) = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (2.1)$$

onde A é o tensor gradiente da função mudança de configuração, C o tensor alongamento à direita de Cauchy-Green, E é o tensor deformação de Green-Lagrange, I_1 , I_2 e I_3 são os invariantes de C , e λ_1 , λ_2 e λ_3 os alongamentos principais [30].

Os materiais hiper-elásticos abrangem uma ampla gama de tipos de materiais importantes, tais como, materiais isotrópicos, materiais incompressíveis e compressíveis [26]. Um material hiper-elástico isotrópico, como é o caso da borracha, é um material que quando aplicada uma carga irá ter uma resposta igual em todas as direções [29].

Uma das maneiras de se expressar a função energia específica de deformação para materiais isotrópicos, como mostra a equação (2.1), é com uso dos invariantes de deformação descritos pelas equações (2.2), (2.3) e (2.4), [34]:

$$I_1 = I_1(C) = tr(C) = C_{ii} = C_{11} + C_{22} + C_{33} \quad (2.2)$$

$$I_2 = I_2(C) = \frac{1}{2}[(trC)^2 + tr(C^2)] = tr(C^{-1})det(C) \quad (2.3)$$

$$I_3 = I_3(C) = det(C) \quad (2.4)$$

Assim, pode-se escrever a equação (2.5):

$$\Psi = \Psi[I_1(C), I_2(C), I_3(C)] \quad (2.5)$$

A partir dos requisitos da função de Helmholtz, dados pelas expressões (2.2), (2.3) e (2.4), descreveu-se a equação geral (2.6) da lei constitutiva para materiais isotrópicos e hiper-elásticos [34]:

$$\Psi = \Psi(I_1, I_2, I_3) = c_{ijk}(I_1 - 3)^i(I_2 - 3)^j(I_3 - 1)^k \quad (2.6)$$

onde C_{ijk} são os coeficientes do material, sendo que i , j , e k variam de zero até o número inteiro N , que determina a quantidade de coeficientes para cada modelo [30].

Um material é considerado incompressível quando este apenas permite movimentos isocóricos, ou seja, o material consegue suportar deformações finitas sem que haja alteração de volume [29, 30].

É possível simplificar a equação (2.6) ao considerar que o terceiro invariante do tensor C é, ao longo de todo o corpo, igual a um, como é visível na equação (2.7):

$$I_3(C) = \det(C) = J^2 = 1 \rightarrow J = \frac{V_f}{V_0} = 1 \rightarrow V_f = V_0 \quad (2.7)$$

onde J é o jacobiano, V_0 é o volume inicial e V_f o volume final. Tal aproximação é válida para muitos polímeros, nos quais é desprezível a variação volumétrica. Pode-se, deste modo, expressar a função da energia específica pela forma da equação (2.8) e (2.9):

$$\Psi = \Psi(C) - p(J - 1) \quad (2.8)$$

$$\Psi = \Psi(I_1, I_2) = \sum_{i,j=0}^N c_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (2.9)$$

onde p é a pressão hidrostática, a ser determinada com as condições de contorno.

No caso de hiperelasticidade isotrópica incompressível a função energia de deformação é definida pela equação (2.10) [29]:

$$W = \bar{W}[I_1(C), I_2(C)] - \frac{1}{2} \rho (I_3(C) - 1) \quad (2.10)$$

onde ρ é o multiplicador de Lagrange.

Os materiais compressíveis são aqueles que exibem alteração volumétrica significativa, isto é, o volume inicial é diferente do inicial (2.11) [33]:

$$J \neq 1 \rightarrow V_f \neq V_0 \quad (2.11)$$

Pode ser utilizado, neste caso, o artifício da decomposição multiplicativa, na qual o gradiente é separado em duas parcelas (2.12), a volumétrica (2.13) e a isocórica (2.14) [33]:

$$A = \bar{A}\bar{A} \quad (2.12)$$

$$A = \left(J^{\frac{1}{3}}\right) I \rightarrow \det(\hat{A}) = J \quad \text{parcela volumétrica} \quad (2.13)$$

$$\bar{A} = \left(J^{\frac{-1}{3}}\right) A \rightarrow \det(\bar{A}) = 1 \quad \text{parcela isocórica} \quad (2.14)$$

As constantes dos materiais hiper-elásticos são corretamente caracterizadas com recurso a ensaios de deformação simples, compostos por 6 modos de deformação, ilustrados na Figura 2.10 [34].

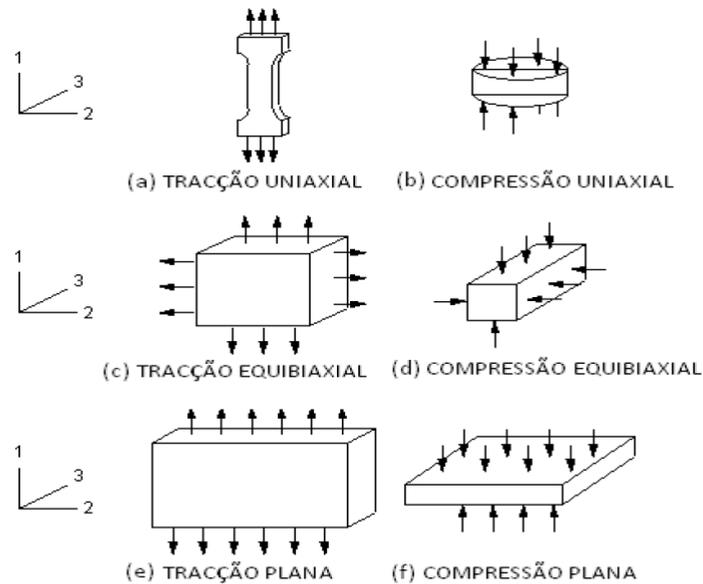


Figura 2.10: Representação dos 6 diferentes modos de deformação [34].

Para determinar as constantes hiper-elásticas do material efetuam-se diversos ensaios e a combinação de diferentes testes tende a melhorar a caracterização do comportamento hiper-elástico destes materiais. A precisão dos ensaios vai estar também relacionada com a semelhança entre o comportamento do material na realidade e aquele que as leis prevêm. Tomado o exemplo de um ensaio de tração uniaxial (Figura 2.10), deduzem, em seguida, as expressões que permitem o cálculo dos valores de alongamentos e invariantes do tensor das tensões para os modos de deformação ilustrados partindo da análise de um cubo unitário como mostra a Figura 2.11 [34].

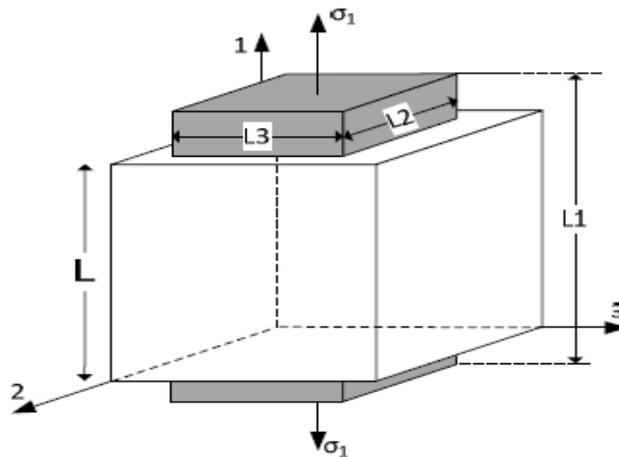


Figura 2.11: Representação esquemática da deformação de um cubo unitário sujeito a tração uniaxial segundo a direção principal 1 [34].

2.4.2. Modelo Mooney-Rivlin

Existem vários modelos constitutivos para a determinação da energia livre de Helmholtz. Contudo, devido à sua simplicidade matemática bem como à sua correlação precisa para um intervalo relativamente grande de deformações, o modelo de Mooney-Rivlin é um dos mais conhecidos e utilizados modelos hiper-elásticos, principalmente na simulação numérica de borrachas e derivados. A função de energia livre para este modelo, considerando a incompressibilidade, é dada pela expressão (2.15) [35]:

$$\Psi(I_1, I_2) = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (2.15)$$

onde C_1 e C_2 são constantes materiais a serem determinadas durante o processo de calibração, este modelo equivale-se ao modelo Polinomial de ordem um [35].

2.5. Método dos Elementos finitos

Quando surge a necessidade de resolver um problema de análise de uma estrutura, a primeira questão que se coloca é a classificação quanto à sua geometria, modelo do material constituinte e ações aplicadas. O modo como o MEF é formulado e aplicado depende, em parte, das simplificações inerentes a cada tipo de problema. A formulação do MEF requer a existência de uma equação integral, de modo que seja possível substituir o integral sobre um domínio complexo, de volume V , por um somatório de integrais estendidos a subdomínios de geometria simples, de volume V_i . Esta técnica é ilustrada com a equação (2.16), que corresponde ao integral de volume de uma função f [36]:

$$\int_V f dV = \sum_{i=1}^n \int_{V_i} f dV \quad (2.16)$$

na equação (2.16) pressupõe-se a equação (2.17):

$$V = \sum_{i=1}^n V_i \quad (2.17)$$

Se for possível calcular todos os integrais estendidos aos subdomínios V_i , basta efetuar o somatório correspondente ao segundo membro de (2.16) para se obter o integral estendido a todo o domínio. Cada subdomínio V_i corresponde a um elemento finito de geometria simples, como um segmento de reta, triângulo, quadrilátero. O somatório indicado na equação (2.16) vai dar origem à operação designada *assemblagem*, que apresenta muitas semelhanças com a que é efetuada nas estruturas reticuladas [36].

2.6. Correlação Digital de Imagem

Na análise aos materiais quanto ao seu comportamento mecânico a tensão e o deslocamento são os parâmetros mais importantes, portanto o seu cálculo deve ser o mais aproximado possível do real. O uso das técnicas óticas nesta área da mecânica experimental não é novidade. Elas vêm sendo aplicadas há várias décadas no estudo de propriedades de materiais e na análise de tensões. O atual desenvolvimento das câmaras digitais com o conseqüente aumento da resolução CCD (Charge-Coupled Device) permitiu que as técnicas de Correlação Digital se tornassem mais efetivas e versáteis nas suas aplicações. Alguns *softwares* comerciais estão disponíveis, por exemplo, VIC e ARAMIS, para este propósito [37].

A Correlação Digital de Imagem foi concebida no início dos anos 1980. Na literatura, Peters e Ranson (1982) foram os primeiros a empregá-la para medição de pequenos deslocamentos em superfícies de materiais e cálculo de tensões, e tem sido bem desenvolvida e aperfeiçoada nas duas últimas décadas [38].

A CDI é uma técnica de medição em que se utiliza um método de correlação matemática para calcular o deslocamento no plano em superfícies de componentes ou estruturas sujeitas a tensões térmicas ou mecânicas [39].

O princípio de funcionamento consiste em comparar uma imagem digital da superfície deslocada ou deformada com a imagem original usando uma função matematicamente bem definida de correlação com base num subconjunto de pixels, o que permite determinar o deslocamento ocorrido entre os dois estados, antes e após a deformação [38].

Nesta técnica o objeto é iluminado por uma fonte de luz não coerente, sendo os padrões de intensidade resultantes da textura da superfície. Estes padrões de intensidade, que deverão ter uma distribuição aleatória, serão subdivididos em áreas de menores dimensões. Cada subdivisão, definida na imagem inicialmente gravada será depois comparada por correlação com imagens obtidas para estados diferentes de deformação do objeto. Considerando $f(x,y)$ como uma função discreta que define os níveis de cinzento

dos *pixel* da imagem inicial, e $f^*(x^*,y^*)$ dos *pixel* da imagem final. A relação entre as duas funções é definida pela expressão (2.18) [39]:

$$f^*(x^*, y^*) = f(x + u(x, y), y + v(x, y)) \quad (2.18)$$

onde u e v representam o campo de deslocamentos como se pode observar na Figura 2.12..

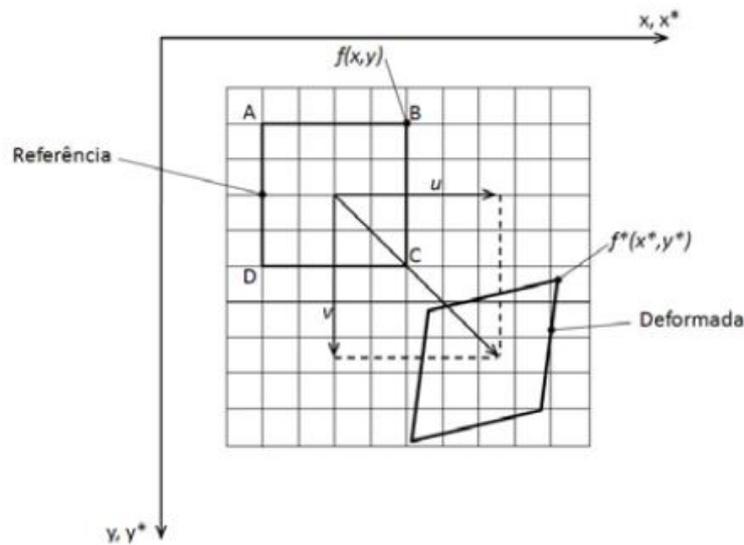


Figura 2.12: Variação do estado inicial (referência) para o estado final (deformada) [35].

A determinação do campo de deslocamentos é obtida pela correlação entre o padrão aleatório da imagem inicial (referência) e a sua transformada (deformada). Esta operação é realizada para todos os padrões que se encontrem no centro da rede virtual da imagem inicial, de modo a obter todo o campo de deslocamentos de cada elemento da rede [39].

3. Procedimento Experimental

Neste capítulo procede-se à descrição sucinta de todas as atividades laboratoriais realizadas no âmbito desta dissertação, inicialmente a produção do PDMS e construção das geometrias passando depois para as experiências e por fim analisando os resultados obtidos.

3.1. Produção dos Provetes

3.1.1. Construção dos Moldes

Utilizando a impressora *Solidoodle* imprimiram-se em 3D vários moldes simulando canais sanguíneos simples e com aneurismas. Os moldes dividiam-se em duas peças, a parte do canal, e uma caixa que serve como encaixe para canal.



Figura 3.1: Impressora 3D *Solidoodle*.

Procedimento Experimental

Para o fabrico dos diferentes componentes dos moldes e dos modelos foram utilizados os seguintes materiais:

- Álcool Etílico;
- X-Ato;
- Algodão;
- Seringa;
- Espátulas;
- Gobelé;
- Arame;
- Folha de alumínio;
- Proveta;
- Termómetro;
- Silicone;
- Agente de cura;
- Paquímetro;
- Copo de Plástico;
- Glicerina;
- ABS (Acrilonitrila butadieno estireno);
- Vapor de acetona;
- Plasticina;
- Fita – cola.

Para a realização do trabalho laboratorial foram utilizados vários equipamentos, sendo de referir os principais e que são os seguintes:

- Bomba de vácuo (Auto Be Electronics);
- Balança digital (Adam Highland);
- Fornos (WTB Binder);
- Bomba de seringa (Syringe Pump);
- Exsicador (Heavy Duty);

Procedimento Experimental

- Placa de aquecimento (RH Basic 2);
- Impressora/Extrusora 3D (Solidoodle);
- Câmaras CCD (ST-7E);
- VIC 3D (Correlated Solutions);
- Computador para visualização de resultados.

As geometrias dos modelos foram construídas em *SolidWorks*®, onde se desenharam moldes e respectivos machos, para o canal simples e para o canal com o aneurisma, como se pode observar nas Figuras 3.2 e 3.3. As dimensões e geometria dos modelos estão representadas no **Anexo A**.

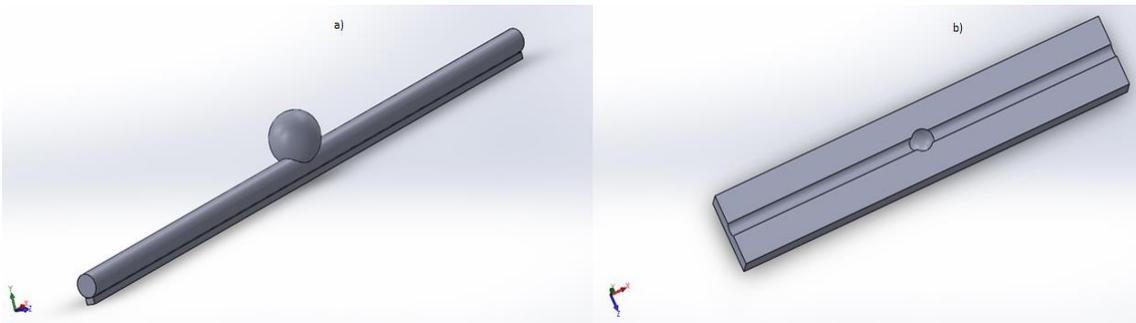


Figura 3.2: a) Geometria do macho do canal com aneurisma; b) Geometria do molde do canal com aneurisma.

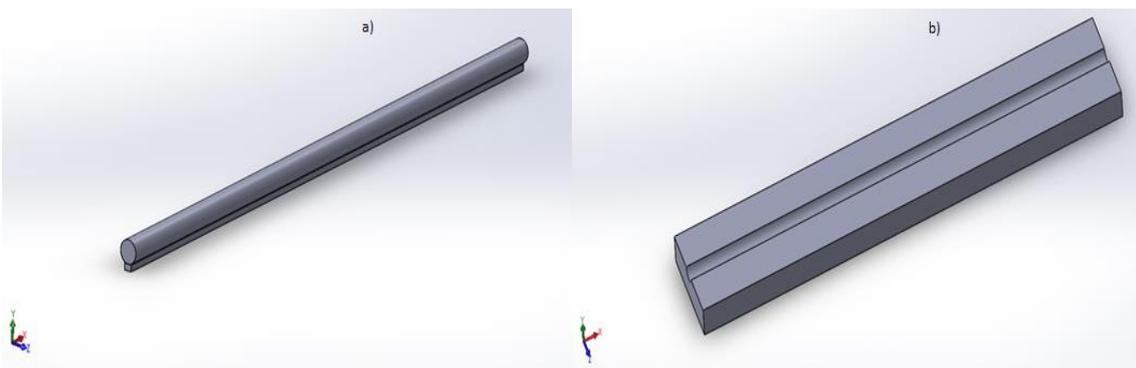


Figura 3.3: a) Geometria do macho do canal simples; b) Geometria do molde do canal simples.

Estes moldes foram produzidos em ABS, acrilonitrila butadieno estireno, um polímero termoplástico, utilizado pela sua boa resistência mecânica e à tração. Na Figura 3.4 são apresentados os modelos obtidos.

Procedimento Experimental

Durante a impressão era necessário um cuidado especial com a temperatura, tanto da extrusora como da mesa, dado que a impressora tem um intervalo de valores para o correto funcionamento. Outro cuidado, era a velocidade da extrusora que, principalmente, na impressão dos aneurismas e na elaboração dos canais mais finos tinha de ser reduzida para uma correta impressão.



Figura 3.4: Geometria dos modelos em ABS: a) Macho do canal com aneurisma; b) Macho e molde do canal simples.

3.1.2. Alisamento

Os moldes imprimidos apresentavam superfícies rugosas e algumas imperfeições, devido à deposição do plástico camada a camada, por essa razão, decidiu-se proceder ao alisamento do material utilizando vapor de acetona.

Para suavizar a superfície do ABS colocou-se num gobelé a acetona e uma placa metálica para fixar os moldes e, recorrendo a uma placa de aquecimento, elevou-se a temperatura até à ebulição da acetona para vaporizá-la. Na Figura 3.5 encontra-se representado o processo de suavização da superfície descrita neste parágrafo.

Os moldes ficam cobertos com os vapores de acetona, suavizando, progressivamente, as superfícies das peças fabricadas em ABS, este processo tem de ser bem controlado para que o tempo de exposição aos vapores não seja demasiadamente elevado, pois nesse caso os modelos podem perder a sua forma original.

Procedimento Experimental

Foi necessário ter atenção à existência de bolhas na acetona, pois, significaria que a temperatura estava demasiado elevada e corria-se o risco de não apenas alisar os moldes mas também poderia levar a uma perda significativa de material.



Figura 3.5: Moldes e machos a suavizar em vapor de acetona.

3.1.3. Produção de PDMS

Uma vez que o PDMS, da marca Slygard 184, se encontra no estado líquido para a sua fabricação fez-se uma mistura de um pré-polímero, com um agente de cura, num rácio de 10:1, utilizando 185 gramas de silicone por 18,5 de agente de cura. As pesagens foram feitas na balança digital.

Após a realização da mistura com os dois componentes, mexeu-se o PDMS num copo com uma espátula durante cerca de 2 minutos. De seguida, colocou-se o copo no exsiccador ligado à bomba de vácuo, de modo a retirar a maioria das bolhas da mistura, como demonstra a Figura 3.6. Estas bolhas podem, numa fase posterior, alterar os resultados da experiência.



Figura 3.6: Mistura no exsiccador.

Quando a mistura se mostrou homogénea e sem a presença de bolhas vazou-se por gravidade para a caixa modeladora que já possuía os modelos, molde e macho, devidamente encaixados e distribuídos. Os modelos em ABS foram aderidos à caixa modeladora com recurso a fita-cola, como se pode observar na Figura 3.7, pois os mesmos são menos densos que o PDMS, prevenindo assim que durante a cura do mesmo os modelos não viessem à superfície.



Figura 3.7: Molde e macho colados.

Já com os modelos mergulhados em PDMS na respetiva caixa modeladora colocou-se o recipiente de novo no exsiccador, como se pode ver na Figura 3.8, para eliminar as bolhas que apareceram quando se vazou o PDMS, devido ao contacto entre os dois materiais, PDMS e ABS.

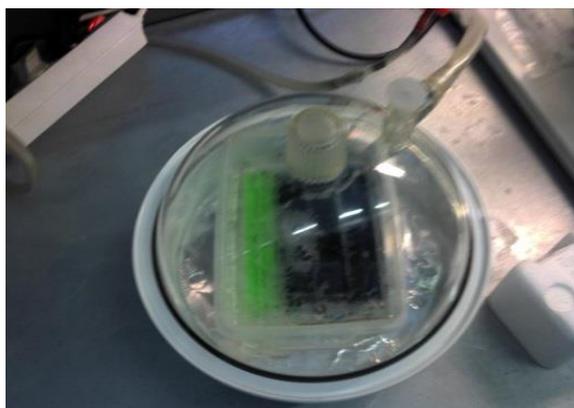


Figura 3.8: Modelos envolvidos em PDMS no exsicador.

Depois de levar novamente o recipiente ao exsicador para retirar todas as bolhas presentes, o PDMS ficou a curar durante mais de 42 horas à temperatura ambiente, para a cura se processar de forma lenta, levando à libertação de possíveis bolhas existentes entre o molde e o macho. Na Figura 3.9 são representados os modelos durante o processo de cura.



Figura 3.9: Modelos envolvidos em PDMS no processo de cura.

Para ter a certeza de que o PDMS estava solidificado levou-se o recipiente ao forno durante aproximadamente 20 minutos a 80°C. Após recolher o recipiente do forno, retirou-se o PDMS utilizando um x-ato, cortando de forma a ficar com modelos em PDMS dos canais sanguíneos em perfeitas condições para as seguintes experiências, na Figura 3.10 podem observar-se os moldes com o PDMS e as ferramentas cortantes referidas no texto. Para ficar apenas com a parte do PDMS necessária para o estudo, ou seja, a parte

Procedimento Experimental

do canal com e sem aneurisma de forma oca, foram necessários cortes precisos para não danificar os canais e utilizou-se água quente para facilitar a remoção das partes não necessárias para o estudo, ou seja para facilitar a tarefa de desmoldar.



Figura 3.10: Modelos envoltos em PDMS após sair do forno e ferramentas utilizadas.

Para remover o molde recorreu-se à água quente para facilitar o desmolde da película de PDMS, já para retirar o macho com a geometria que representa a patologia do interior do PDMS foi necessário realizar um corte preciso na parte de trás do canal e retirar cuidadosamente do seu interior, sem que a película do PDMS se rasga-se. Sendo bem-sucedida esta fase o rasgo realizado é novamente selado com PDMS. As ligações de entrada e saída são também seladas com tubos do mesmo diâmetro, tal como se pode ver na Figura 3.11.



Figura 3.11: Modelo final em PDMS do canal com aneurisma.

3.2. Medição da Queda de Pressão

Com os modelos *in vitro* obtidos em PDMS procedeu-se a medições de queda de pressão. Neste ensaio usou-se glicerina a 60%, pois é um fluido com alguma viscosidade proporcionando maiores quedas de pressão possíveis de serem medidas no *set-up* experimental, por outro lado, a viscosidade está mais próxima da do sangue do que a da água, que foi uma das alternativas tidas em consideração para este trabalho. O procedimento laboratorial foi o mesmo, tanto para o canal com o aneurisma como para o canal simples.

Os valores obtidos experimentalmente serão comparados com os teóricos calculados pela equação de Navier-Stokes, mas apenas os resultados para o canal simples, uma vez que para a geometria com o aneurisma não é possível a previsão teórica.

Para realizar o ensaio montou-se um sistema no laboratório que era composto por uma seringa onde se introduziu o fluido, uma bomba de seringa para o bombear, e um sensor para medir as quedas de pressão que se encontrava ligado ao modelo *in vitro*, formando um ciclo fechado. Os dados são recebidos pelo computador e guardados em documento.txt. O *set-up* utilizado e descrito neste parágrafo está representado na Figura 3.12.

Quanto aos parâmetros da experiência tinha-se um canal com um comprimento de 70 [cm], L , que foi considerado apropriado para o ensaio, pois com um menor comprimento os resultados da simulação seriam pouco fiáveis. Para tal comprimento do canal era apropriada uma seringa com um diâmetro não muito pequeno, então usou-se uma seringa com 24 [mm] de diâmetro interno. Outro parâmetro indicado foi a temperatura da glicerina que se situava nos 18.3 °C. Na Figura 3.13 está representada a bomba de seringa com a respetiva seringa usada nos ensaios experimentais.

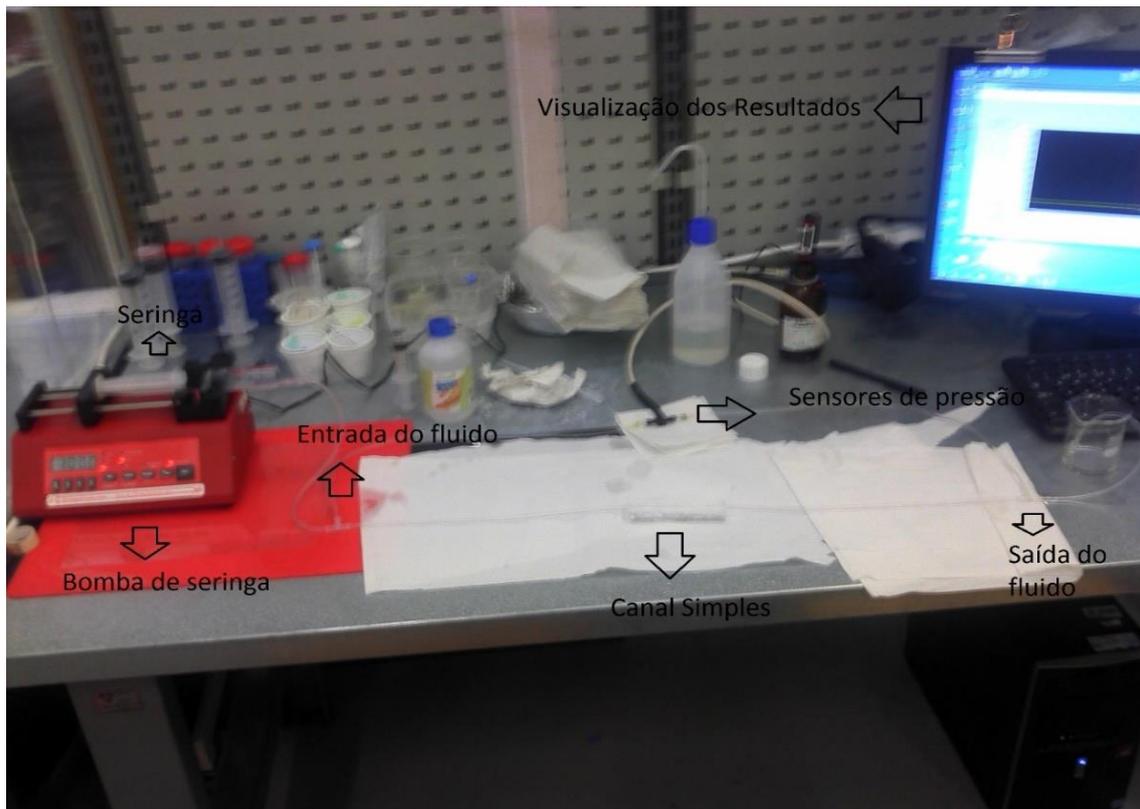


Figura 3.12: Sistema laboratorial para medição das quedas de pressão nos modelos.

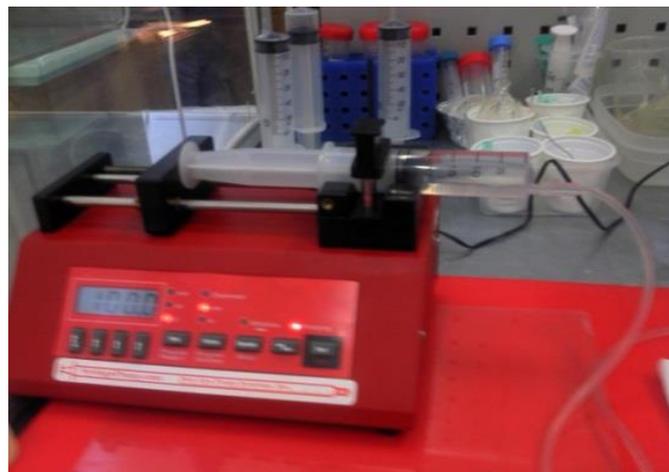


Figura 3.13: Bomba de seringa ligada ao modelo durante o ensaio.

O ensaio consistia em inserir um caudal na bomba de seringa, em $[\mu\text{L}/\text{min}]$, começando pelo caudal nulo até aos $300 [\mu\text{L}/\text{min}]$. Optou-se por não ultrapassar este

Procedimento Experimental

caudal, pois a precisão do sensor poderia ser afetada para caudais mais elevados, mesmo sabendo que essa quantidade não seria suficiente para a rotura do aneurisma, a qual necessitaria de caudais bem superiores, tendo em conta a resistência do material. Aumentava-se sucessivamente o caudal em 25 [$\mu\text{L}/\text{min}$], depois esperava-se que o valor da pressão equilibra-se para poder finalmente extrair os resultados para cada caudal.

As medições foram feitas na entrada e na saída do fluido, com furos ligados ao sensor de pressão, como se pode observar na Figura 3.14, que depois transcrevem os resultados para o programa SAD e assim possibilitaram a sua visualização.



Figura 3.14: Sensor de pressão ligado ao tubo que atravessa o modelo.

3.2.1. Modelo Teórico

Através da derivada das equações de Navier-Stokes pode-se chegar à Lei de Poiseuille, tendo em conta que a Lei de Poiseuille considera que o fluido escoar num canal longo, reto e rígido em que existe uma diferença de pressão entre as extremidades do canal então para o caso em questão a seguinte fórmula pode ser utilizada [18]:

$$\Delta P = \frac{8\mu L Q}{\pi R^2} \quad (3.1)$$

em que:

ΔP : variação da pressão [Pa]

μ : viscosidade do fluido, glicerina [Ns/m²]

L: comprimento do canal [m]

Q: caudal [m³/s]

R: raio hidráulico [m]

Na tabela 3.1 são apresentados os valores dos parâmetros utilizados na equação (3.1).

Tabela 3.1: Parâmetros utilizados na equação de Navier-Stokes.

μ [Ns/m ²]	L [m]	R [m]	Q [m ³ /s]
1.08×10^{-2}	0.7	1.45×10^{-3}	$0 \text{-----} 5 \times 10^{-9}$

3.2.2. Análise de Resultados

O programa SAD permitiu guardar os resultados da pressão para cada caudal, de 0 a 300 $\mu\text{L}/\text{min}$, variando de 25 em 25 [$\mu\text{L}/\text{min}$], estes valores foram trabalhados fazendo a média das pressões em relação ao correspondente caudal. Então, com um valor de pressão correspondente a cada caudal procedeu-se à elaboração de gráficos para o canal simples e para o canal com aneurisma. O medelo teórico foi calculado resolvendo a equação (3.1.), para cada caudal, de 25 em 25 [$\mu\text{L}/\text{min}$]. Na Figura 3.15 é apresentada a previsão teórica da pressão para o canal simples.

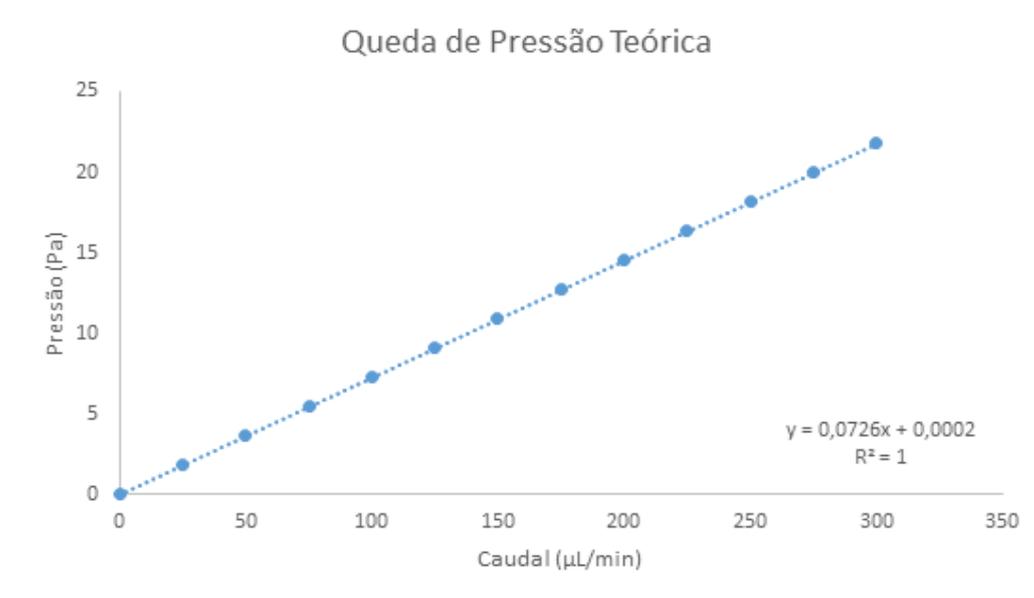


Figura 3.15: Queda de pressão teórica para o canal simples.

Para o modelo com o aneurisma a equação de Navier-Stokes não é diretamente aplicável, devido à geometria do aneurisma. Na Figura 3.16 representa-se a comparação da queda de pressão experimental entre o canal simples e o canal com aneurisma.

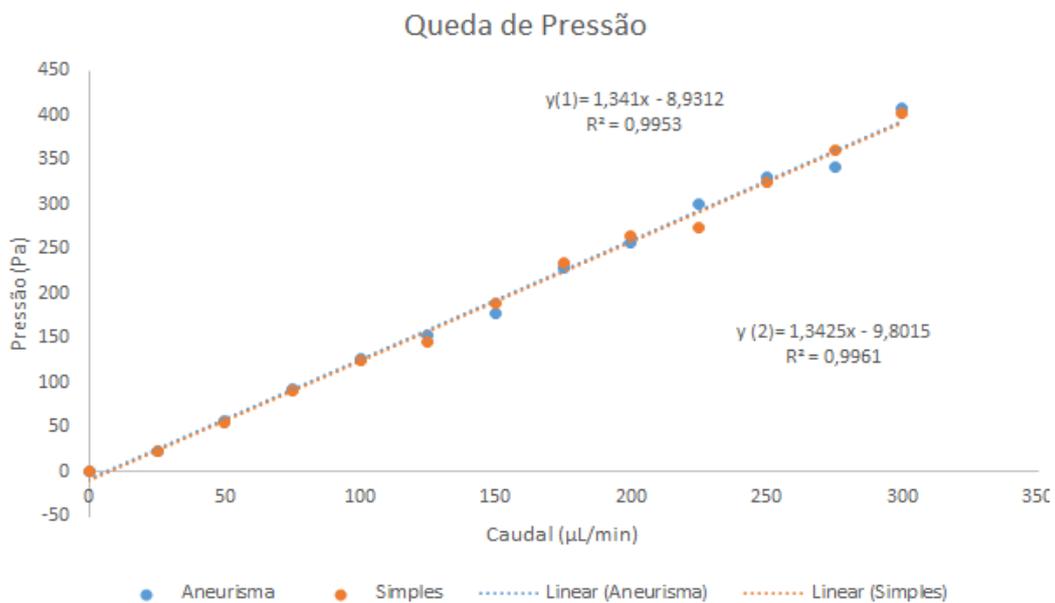


Figura 3.16: Comparação da queda de pressão experimental entre o canal simples e o canal com aneurisma.

Na Figura 3.16 a equação $y(1)$ corresponde à variação da pressão para o canal com o aneurisma, enquanto $y(2)$ diz respeito à variação no canal simples.

Da análise à figura pode retirar-se que para este ensaio a presença do aneurisma não reflete grande efeito na queda de pressão medida, tendo em conta que ambos os ensaios foram realizados sob as mesmas condições e no mesmo dia.

Uma explicação possível para este resultado é a dimensão do aneurisma, tendo em conta que o tubo usado media 70 [cm], e o aneurisma apenas tinha 8 [mm] de altura e [10 mm] de largura será plausível que o seu tamanho não produza grandes alterações na pressão de um tubo com dimensão muito superior.

A razão da elaboração desta atividade experimental prende-se com a análise numérica no programa *Ansys Workbench*®, que vai ser descrita mais à frente nesta dissertação. Na análise numérica é necessário conhecer o comportamento da pressão e da velocidade no momento da entrada e da saída do fluido do canal, por isso foram realizados estes ensaios experimentais. Os resultados das medições de queda de pressão efetuadas nesta fase do trabalho serão utilizados nas simulações numéricas apresentadas no Capítulo 4.

3.3. Caracterização das Propriedades Mecânicas do PDMS

Como tem sido referido neste capítulo, os modelos experimentais foram fabricados em PDMS, cujas propriedades elásticas se aproximam dos tecidos moles, mais especificamente dos vasos sanguíneos. Este grupo de materiais tem um comportamento mecânico designado por hiperelasticidade que se caracteriza pela apresentação de um comportamento não-linear elástico com elevadas taxas de deformação. Para caracterizar estes materiais é necessário efetuar um ensaio de tração uni ou bidirecional, e é a partir das curvas tensão-deformação obtidas nestes ensaios experimentais que se determinam as principais propriedades mecânicas destes materiais. Na simulação numérica destes

Procedimento Experimental

materiais, desenvolvida no Capítulo 4 desta dissertação, é necessário utilizar a curva tensão-deformação experimental no modelo constitutivo mais adequado para o material em análise.

Assim, foram realizados ensaios de tração bidirecionais do PDMS com a mesma composição do utilizado nos modelos experimentais. Com esse objetivo, foi desenvolvida uma montagem experimental que permitiu realizar os ensaios de tração biaxiais. Neste desenvolvimento considerou-se um conjunto de especificidades, tais como: as baixas cargas envolvidas, as elevadas deformações e o sistema de fixação das amostras.

Desenvolveu-se uma nova geometria em PDMS, seguindo os mesmos passos que foram descritos anteriormente, ao longo do Capítulo 3.1. A geometria neste caso era retangular, de modo a uma maior produção de provetes, e neste caso para acelerar o processo de cura, o PDMS foi levado ao forno durante 1 aproximadamente uma hora a 80°C. Para proceder ao corte do molde utilizou-se um molde cortante com as dimensões adequadas, o molde pode ser observado na Figura 3.17.

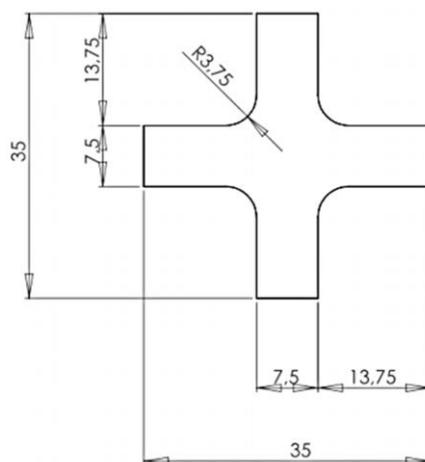


Figura 3.17: Dimensões dos provetes ensaiados.

Na Figura 3.18 apresenta-se a curva tensão/deformação obtida no ensaio experimental.

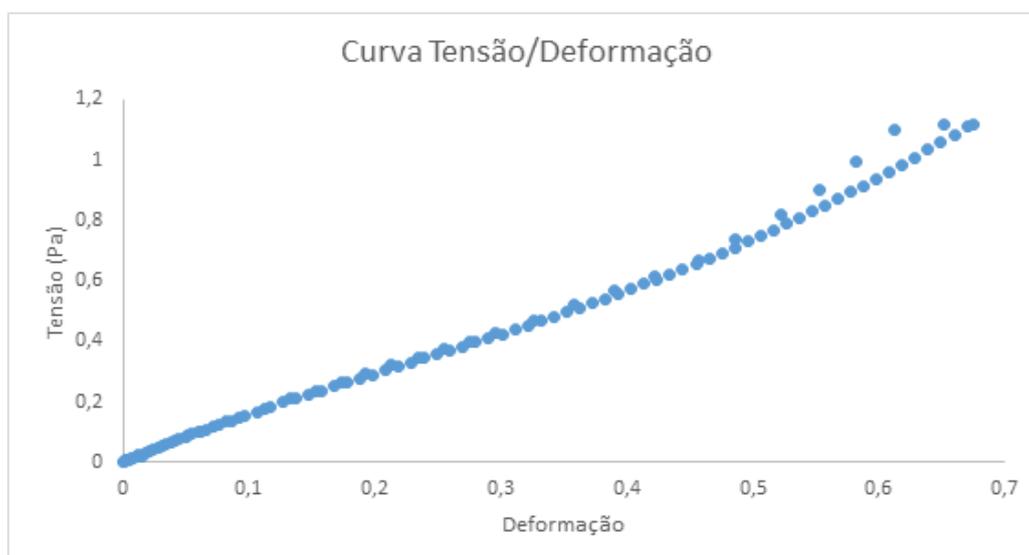


Figura 3.18: Curva tensão/deformação utilizada no ensaio numérico.

Esta curva foi considerada mais adequada para o estudo uma vez que segue notoriamente o modelo dos materiais hiper-elásticos, com grandes taxas de deformação, perto dos 70%.

3.4. Medição Global do Aneurisma com a Correlação Digital de Imagem

De forma a medir o campo de deslocamentos e deformações, no plano e fora do plano, para o modelo com aneurisma, desenvolveu-se um novo ensaio experimental utilizando um sistema de correlação digital de imagem. Decidiu-se utilizar esta técnica de medição uma vez que a CDI é uma das poucas técnicas óticas que permite a medição de campos de deslocamentos e deformações tão elevadas como as que ocorrem nos materiais hiper-elásticos.

Para o ensaio recorreu-se a um sistema de CDI comercial, VIC-3D®, constituído por duas câmaras CCD com a resolução 1624 x 1236 *pixel*, e um computador que permitia a aquisição, o controlo e o processamento das imagens.

Procedimento Experimental

Inicialmente procedeu-se à calibração do sistema VIC 3D, essa calibração foi feita utilizando uma grelha que definia a distância para as câmaras, como mostra a Figura 3.19. Através dessa calibração era criado o ponto de referência para as seguintes medições.

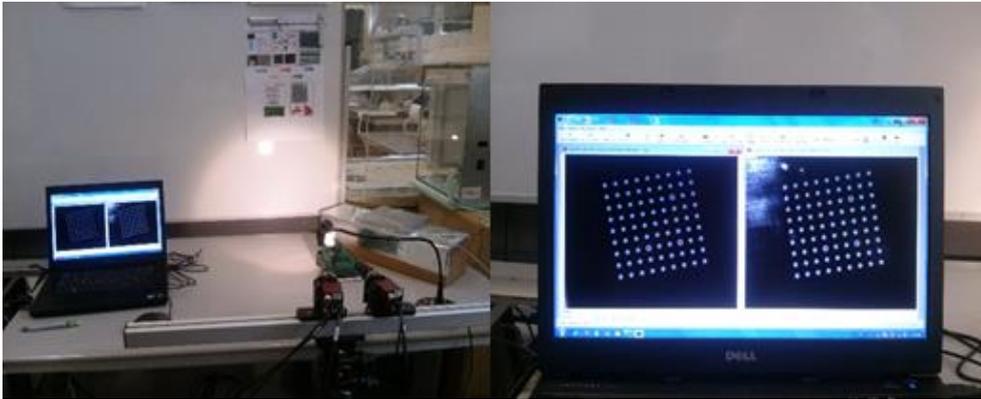


Figura 3.19: Calibração do sistema VIC 3D.

O sistema do ensaio, representado na Figura 3.20, é semelhante ao sistema utilizado no ensaio da queda de pressão, novamente a bomba de seringa a injetar o fluido, a glicerina, mas desta vez não havia sensor para a pressão, dado que não era necessário para o ensaio, e com a presença do sistema CDI, com as câmaras e o computador.

A atividade apenas foi feita para o canal com o aneurisma dado que os resultados eram mais interessantes para este caso. O ensaio foi realizado para vários caudais mas apenas se tiraram os resultados quando o caudal era de 300 [$\mu\text{L}/\text{min}$].



Figura 3.20: Sistema experimental de Correlação Digital de Imagem.

3.5. Resultados

Os resultados dos ensaios experimentais realizados no âmbito deste trabalho encontram-se apresentados na Figuras 3.21.

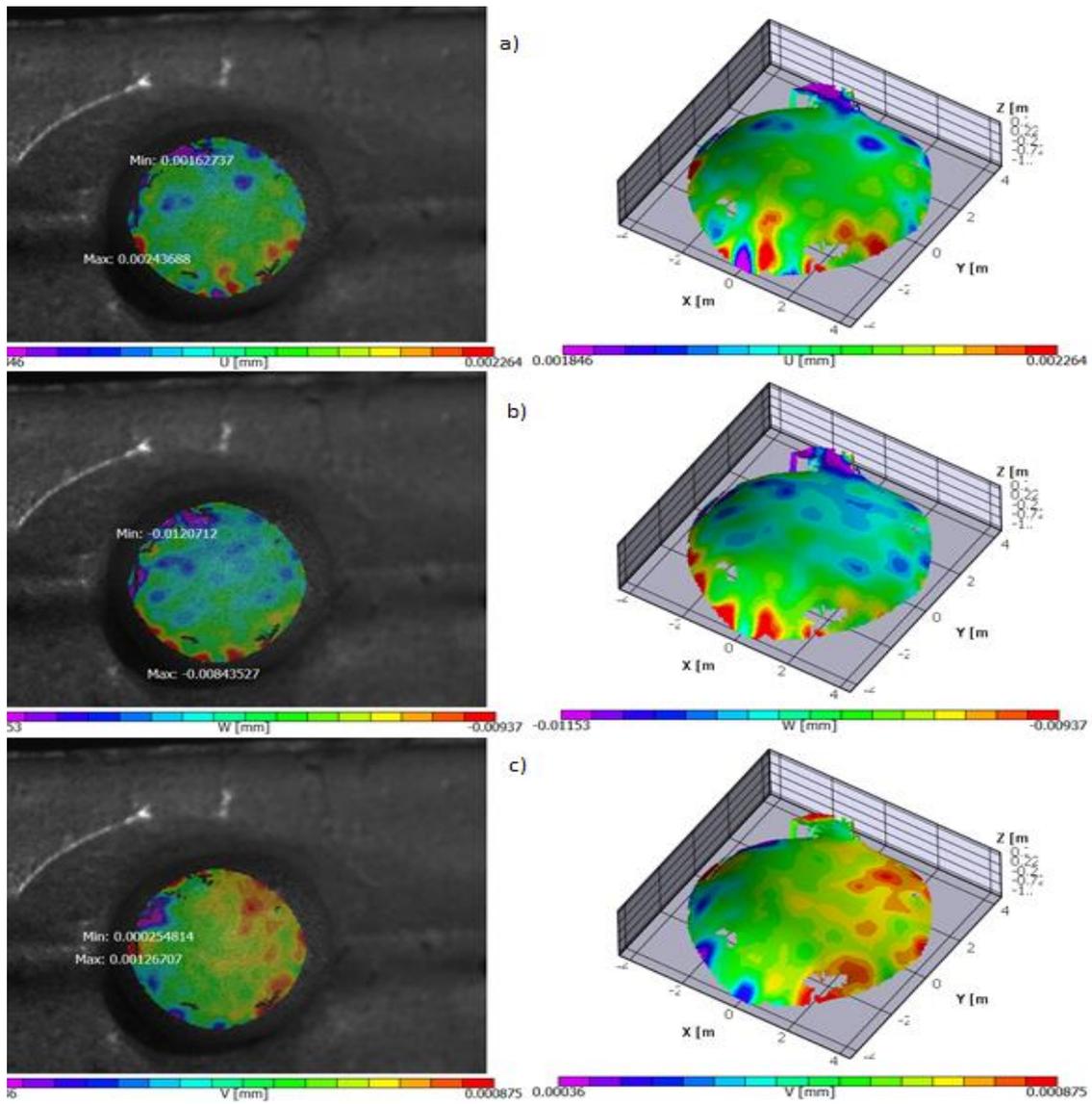


Figura 3.21: Representação do campo de deslocamentos: a) Direção X em 2D e 3D; b) Direção Y em 2D e 3 D; c) Direção Z em 2D e 3D.

Das imagens do campo de deslocamentos, apresentadas na Figura 3.21, pode-se observar que as taxas não foram muito elevadas, o deslocamento é baixo em todas as direções. Ainda assim nota-se que o deslocamento é maior nos lados do aneurisma e não

Procedimento Experimental

na parte superior, então considera-se que a expansão do aneurisma estava a ocorrer para os lados, a expansão era horizontal. O facto de o deslocamento não ser grande, como é característica dos materiais hiper-elásticos, pode-se dever ao diminuto caudal utilizado que não permite pressões elevadas ao longo do canal.

São agora apresentados na Figura 3.22 os resultados para o campo das deformações no aneurisma segundo os ensaios da CDI.

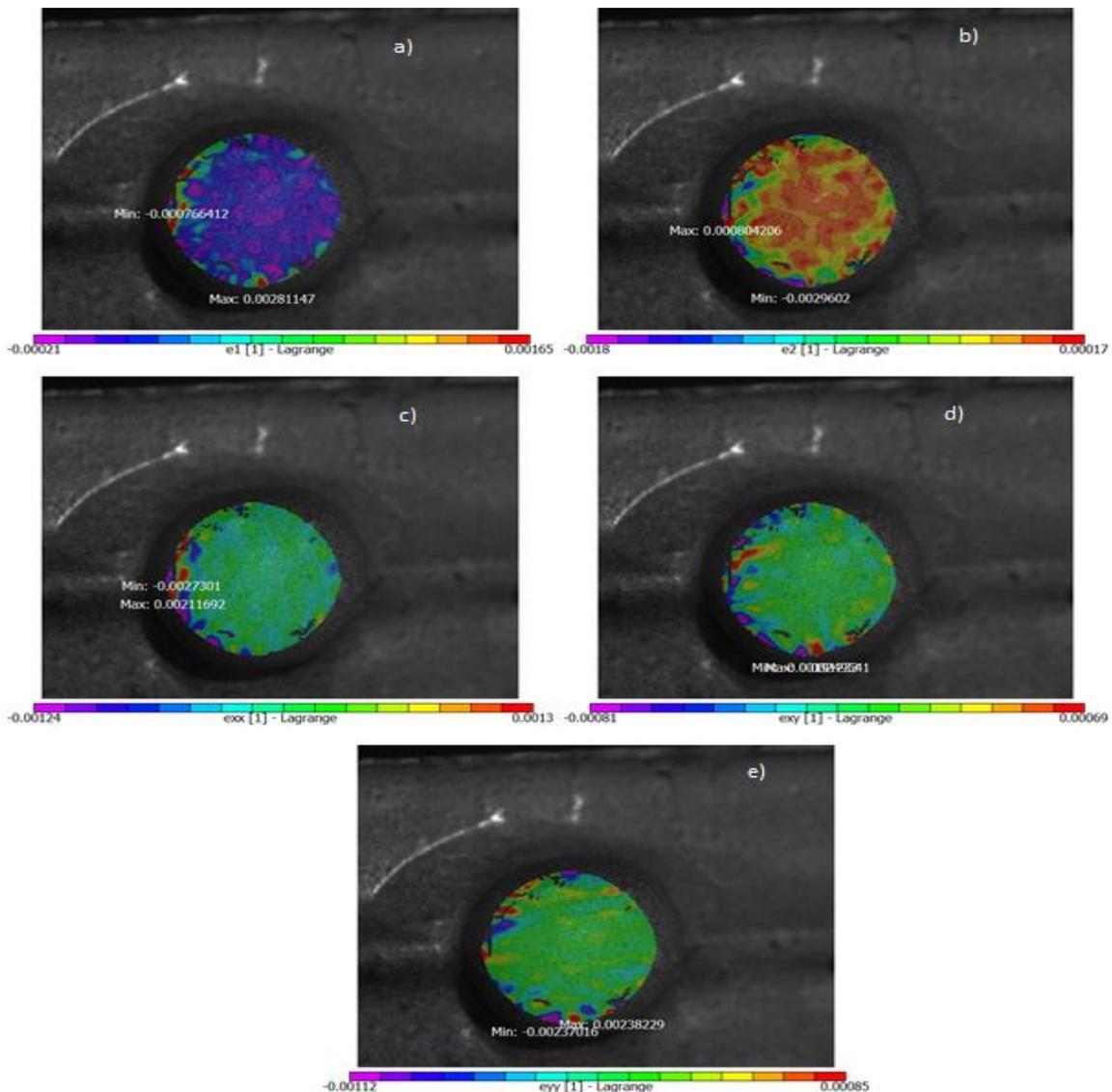


Figura 3.22: Representação do campo de deformação: a) Deformação mínima; b) Deformação máxima; c) Deformação segundo a direção X; d) Deformação de corte XY; e) Deformação segundo a direção Y.

Procedimento Experimental

Os anteriores resultados da medição das deformações, observadas na Figura 3.22, mostram valores de baixa magnitude, o que acompanha os resultados do deslocamento. As deformações máximas encontram-se na parte superior do aneurisma.

As deformações no plano XY são semelhantes, ambas são baixas e apresentam pouca variação ao longo do modelo. De realçar que tanto na medição das deformações normais nas direções X e Y, e a deformação de corte em XY os maiores valores para a deformação se encontram nos lados do aneurisma.

4. Simulação Numérica e Comparação de Resultados

Um dos principais objetivos deste trabalho é de desenvolver ferramentas numéricas que permitam analisar o campo de deslocamentos e deformações para entender como pode ocorrer a rotura nos aneurismas, para isso foram utilizados dois modelos distintos: um simulando um vaso sanguíneo sem qualquer patologia, designado por canal simples, outro considerando a existência de um aneurisma. Nesse sentido, fez-se um estudo numérico do escoamento de um fluido, com uma viscosidade superior à da água, num canal fechado, que permite simular um vaso sanguíneo, com e sem aneurisma. De seguida, utilizou-se o campo de pressões resultante da análise do escoamento no estudo estrutural e que permitirá obter a informação sobre o campo de deslocamentos e deformações. Para validar os resultados numéricos obtidos nas simulações faz-se uma comparação das medições obtidas experimentalmente e que se encontram descritas no capítulo 3.

4.1. Simulação Numérica

Para a realização das simulações numéricas foi utilizado um código de elementos finitos comercial, Ansys®. Este programa tem módulos distintos para os diferentes tipos de simulações que podem ser realizadas com elementos finitos e que podem ir de campos tão distintos como análise estrutural até eletromagnetismo, passando por análise de escoamentos de fluidos, vibrações, entre outros. No caso em estudo foram usados dois

módulos distintos: escoamento de fluidos (*Fluent*) e estrutural (*Structural*). Uma das grandes vantagens deste programa de elementos finitos é a possibilidade da integração de diferentes análises e, deste modo, utilizar os resultados obtidos de uma simulação para a outra. No caso específico, utilizou-se a pressão que o fluido exerce nas paredes do canal para determinar os deslocamentos e deformações resultantes dessa pressão.

Para efetuar a comparação de resultados entre a simulação numérica e o ensaio experimental foi necessário um modelo numérico com a geometria e dimensões semelhantes ao modelo experimental fabricado em PDMS, tanto para o canal simples como para o canal com aneurisma. Os modelos utilizados para simulação do escoamento do fluido correspondem ao interior dos modelos experimentais, enquanto que à análise estrutural corresponde a geometria do modelo experimental. Os modelos usados na simulação numérica foram previamente desenhados num *software* de CAD denominado *SoliWorks*®. Após a obtenção do modelo tridimensional no *software* CAD, é gravado com extensão *parasolid*.

Durante o pré-processamento no *Ansys*® é importada a geometria previamente criada em *parasolid*. As dimensões e geometria dos modelos usados nas simulações numéricas encontram-se no **Anexo B**. Nesta fase da simulação foi, também, gerada a malha de elementos finitos de forma automática com um elevado refinamento, tanto na simulação do escoamento do fluido como na estrutural. Na Figura 4.1 estão representadas as malhas geradas para as diferentes simulações.

Nos modelos referentes à geometria estrutural dos canais, figura 4.1 a) e c), o tipo de elemento utilizado é o mesmo, o elemento Solid 187, e o número de elementos é de 10934 e 27559, respetivamente [40]. O modelo da figura 4.1 b) é constituído por 58239 elementos que tem a designação de Tetrahedral, já no caso da figura 4.1 d), o modelo tem 9823 elementos designados por Hexahedral [40].

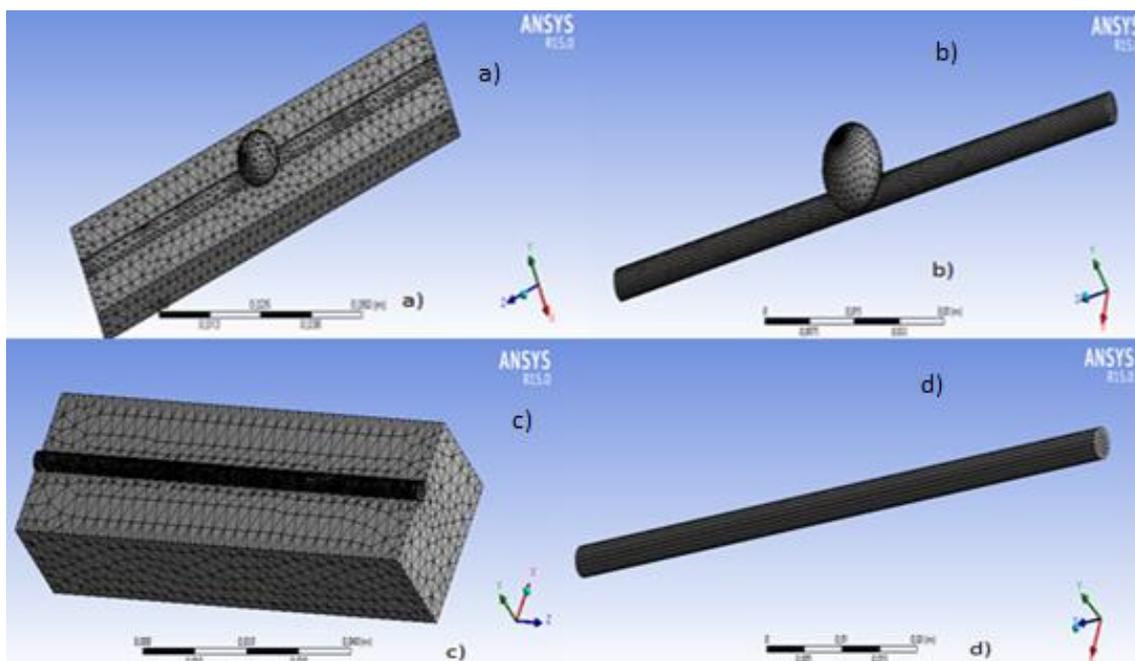


Figura 4.1: Malha de elementos finitos na: a) Geometria estrutural do canal com aneurisma; b) Geometria do fluido do canal com aneurisma; c) Geometria estrutural do canal simples; d) Geometria do fluido do canal simples.

4.2. Simulação do Escoamento do Fluido

A simulação do escoamento foi realizada no módulo do *Ansys Workbench* denominado *Fluent*. Neste módulo, foi necessário importar as geometrias correspondentes ao interior dos modelos usados experimentalmente, e que corresponde aos canais por onde circula o fluido, tanto para o canal simples como para o canal com aneurisma. No pré-processamento, para além da geometria e das propriedades do fluido utilizado, é necessário considerar as condições de fronteira do modelo em análise. As condições de fronteira são obtidas a partir de um conjunto de parâmetros que foram medidos diretamente no ensaio experimental ou calculados a partir de algumas dessas medições. Utilizou-se o mesmo fluido dos ensaios experimentais, glicerina, e cujas propriedades médias se encontram na base de dados do *Ansys*®.

Relativamente aos parâmetros das condições de fronteira calculados foram a velocidade do escoamento e a pressão.

4.2.1. Cálculo da Velocidade e Pressão

Para o cálculo da velocidade usou-se a seguinte expressão (4.1) [41]:

$$U = \frac{Q}{A} \quad (4.1)$$

U = velocidade [m/s]

Q = caudal [m³/s]

A = área [m]

O caudal utilizado para a expressão foi de 300 [μL/min], caudal usado no ensaio da queda de pressão. Quanto à área bastava conhecer o raio do canal na entrada.

Considerando que a pressão na saída do fluido é de 1 [atm], e a queda de pressão do fluido medida experimentalmente foi de 402,85 [Pa] para o canal simples, e de 389,55 [Pa] para o caudal de 300 μL/min, calculou-se a pressão no ponto de entrada do fluido e foi de 100922,15 [Pa] para o canal simples e de 100935,45 [Pa] para o canal com o aneurisma.

4.2.2. Resultados Obtidos

Após a fase do pré-processamento, implementou-se o processamento, tendo o cuidado de verificar a convergência dos resultados, para isso optou-se por utilizar 500 interações, para garantir um número de iterações suficientemente elevado para o resultado convergir para uma solução.

Finalmente, fez-se a análise dos resultados na fase do pós-processamento, que está integrado no *Ansys*®, e que permite analisar os principais parâmetros de um escoamento. Os resultados analisados foram a variação da pressão e velocidade no canal, tanto no canal simples como no aneurisma.

4.2.3. Análise da Pressão

4.2.3.1. Canal Simples

Na Figura 4.2, correspondente à pressão estática e absoluta, é possível observar que as variações são muito baixas ao longo do canal, tanto no seu comprimento, como no referente às paredes e centro do mesmo.

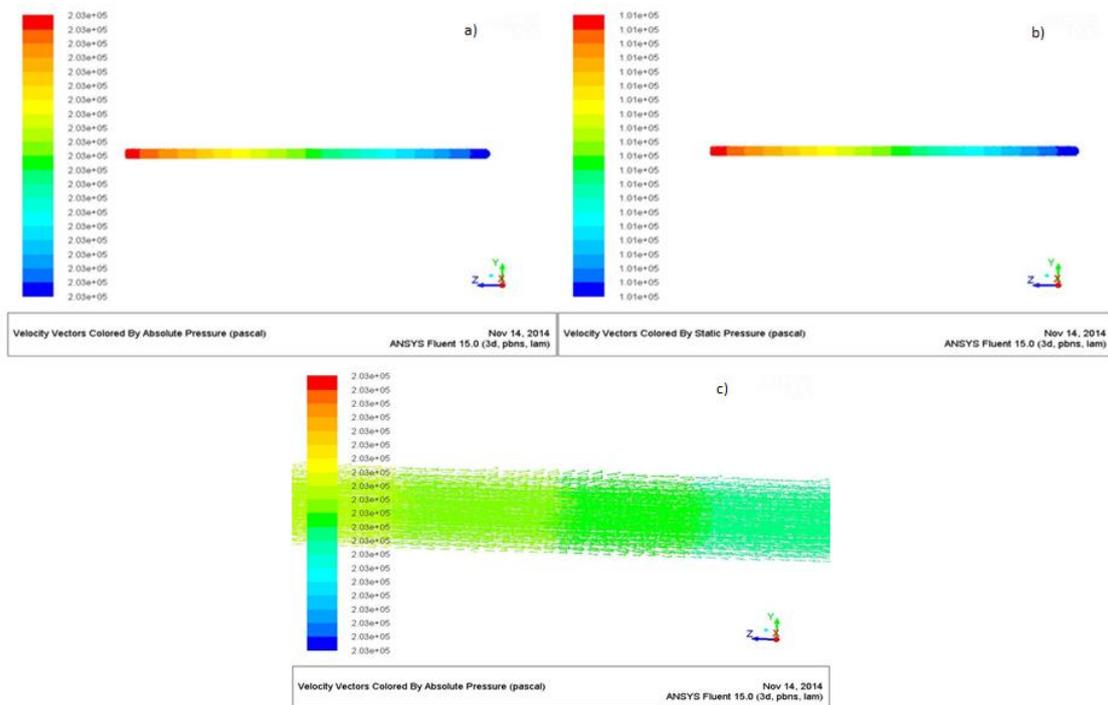


Figura 4.2: Vetores da pressão: a) Absoluta para o fluido no canal simples; b) Estática para o fluido no canal simples; c) Absoluta mais aproximada.

Destacando o comportamento do fluido, ilustrado na Figura 4.3, denota-se que se move de forma quase linear, seguindo a mesma direção ao longo canal.

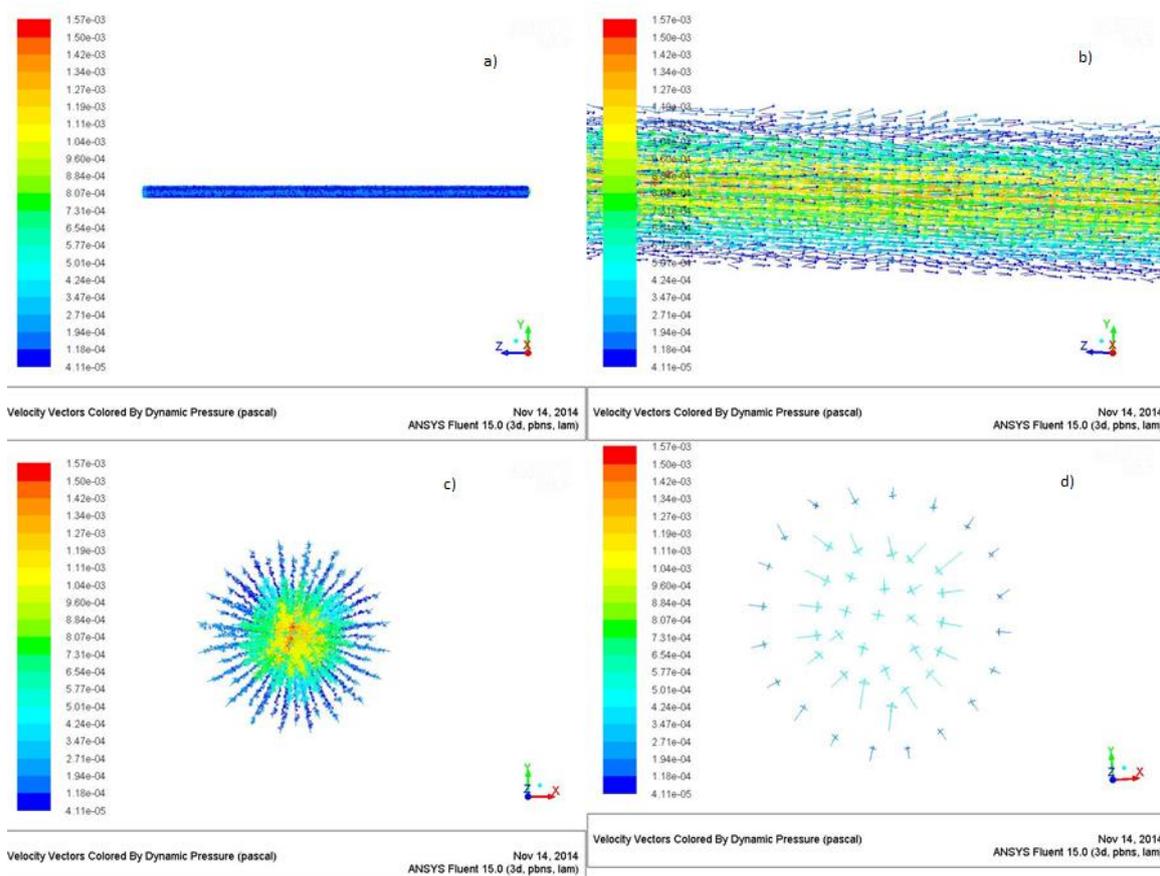


Figura 4.3: Vetores da pressão dinâmica para o fluido: a) Do canal simples; b) Mais aproximados; c) Vistos pela entrada do fluido; d) Na entrada do fluido.

Nos resultados para a pressão dinâmica verificam-se mais variações, na entrada a pressão é menor mas, acima de tudo, verifica-se que das paredes do canal para o seu centro a pressão vai sempre aumentando. A pressão é máxima na parte mais central do fluido, e o fluxo da pressão na entrada aponta para esse mesmo centro. O comportamento da pressão ao longo do fluido é basicamente unidirecional.

4.2.3.2. Canal com Aneurisma

Observando a Figura 4.4, verifica-se que o fluido no canal com o aneurisma não apresenta grandes diferenças de pressão absoluta em toda a sua extensão, principalmente, no espaço entre a parede e o centro, tal como se observou no canal simples.

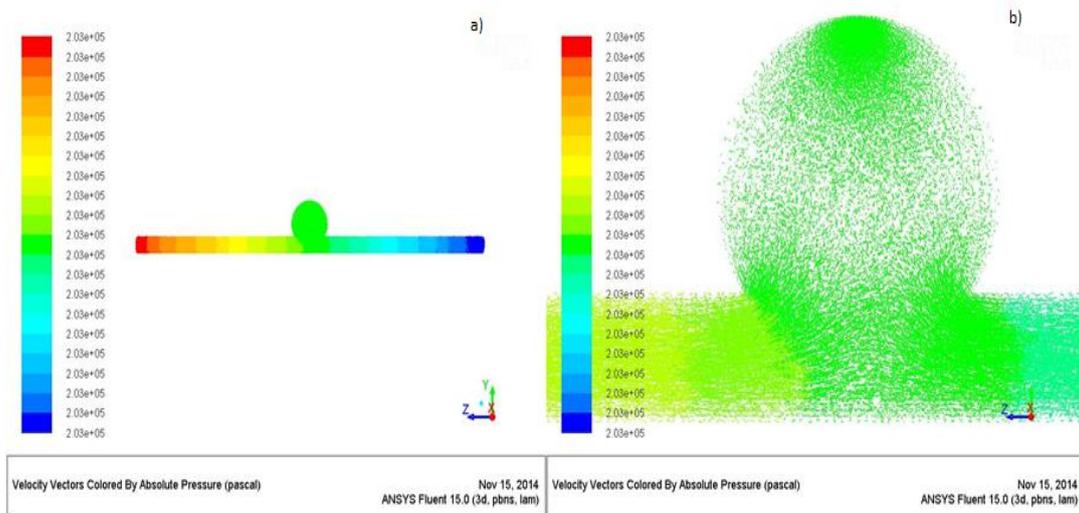


Figura 4.4: Vetores da pressão absoluta no fluido: a) Para o canal com aneurisma; b) Aproximados ao aneurisma.

Mais interessante é a observação dos vetores na Figura 4.5, seguem praticamente todos a mesma direção até chegar ao aneurisma, mas, quando se chega a essa região já não é possível perceber a direção que tomam, isto indicia uma alteração no escoamento do fluido. A presença da geometria do aneurisma parece não alterar a variação da pressão no fluido.

Ao longo do fluido as pressões são muito baixas, vindo em crescimento da extremidade para o centro do canal. É de realçar que na zona do aneurisma as pressões do fluido eram também muito baixas, tal como nas paredes ao longo do canal. Quanto ao fluxo mostra um comportamento linear ao longo da fase reta do canal, e na chegada a aneurisma um comportamento não linear, com várias direções para o fluxo, o que mostra diferenças no escoamento nessa zona.

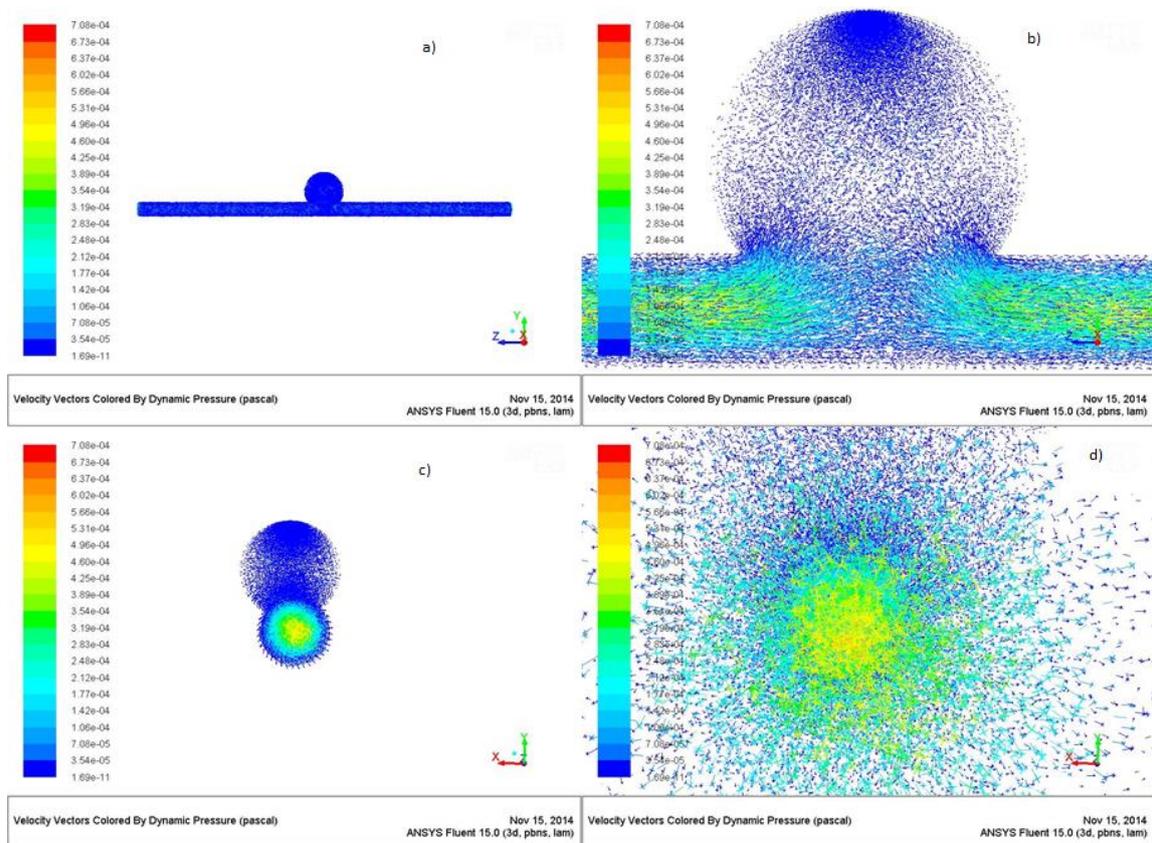


Figura 4.5: Vetores da pressão para o fluido do canal com aneurisma: a) Pressão dinâmica; b) Pressão dinâmica no aneurisma; c) Pressão dinâmica a partir da saída do fluido; d) Pressão dinâmica no interior do fluido [42].

4.2.4. Análise da Velocidade

4.2.4.1. Canal Simples

Analisando a Figura 4.6, verifica-se que velocidade do fluido é baixa, mas tem alguma variação ao longo do canal, onde se nota um crescimento das paredes para o centro do canal

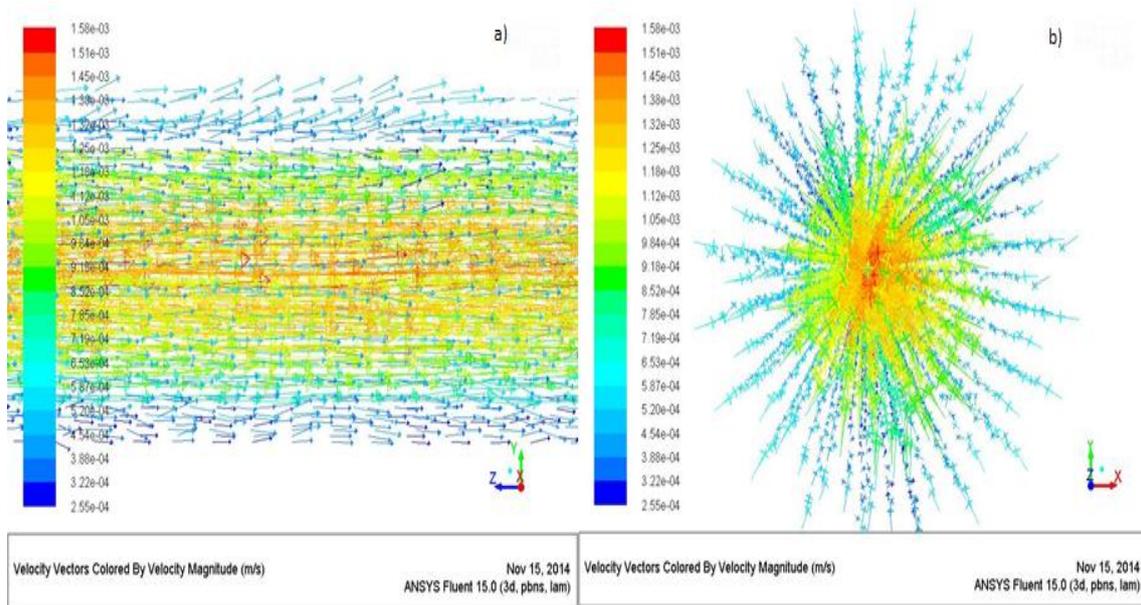


Figura 4.6: Vetores da velocidade do fluido no canal simples: a) Vistos pela lateral; b) Vistos a partir da entrada no canal simples [42].

Na Figura 4.6 também se verifica que os vetores se deslocam praticamente todos na mesma direção, na Figura 4.7 são representadas as velocidades do fluido ao longo de todas as direções.

Analisando o perfil de velocidade em todas as direções, observado na Figura 4.7, verifica-se que as velocidades são baixas e que nas posições X e Y a velocidade aumenta das paredes para o interior, enquanto na direção Z ocorre o oposto. Outra observação é o fluxo de velocidades que é linear, os vetores apresentam apenas uma direção. O número de Reynolds é apresentado vectorialmente na Figura 4.8.

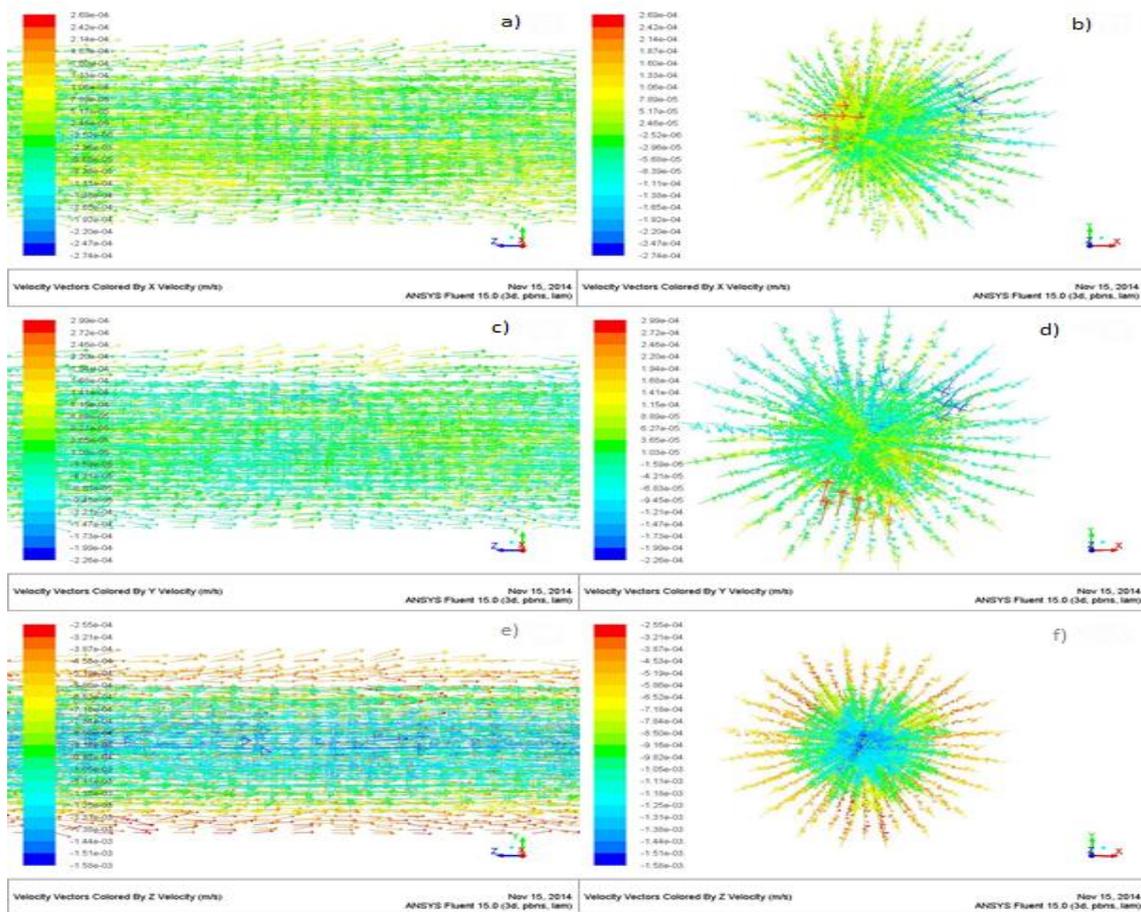


Figura 4.7: Vetores de velocidade no fluido: a) Segundo a direção X; b) Segundo a direção X a partir da entrada no fluido; c) Segundo a direção Y; d) Segundo a direção Y a partir da entrada no fluido; e) Segundo a direção Z; f) Segundo a direção Z a partir da entrada no fluido.

Na análise ao número de Reynolds do fluido, os resultados seguem o mesmo padrão dos resultados da velocidade, valores máximos ao meio do fluido e mínimos nas paredes. Os vetores apresentam linearidade apontando quase sempre na mesma direção, apenas os vetores da parede não se movem da mesma maneira.

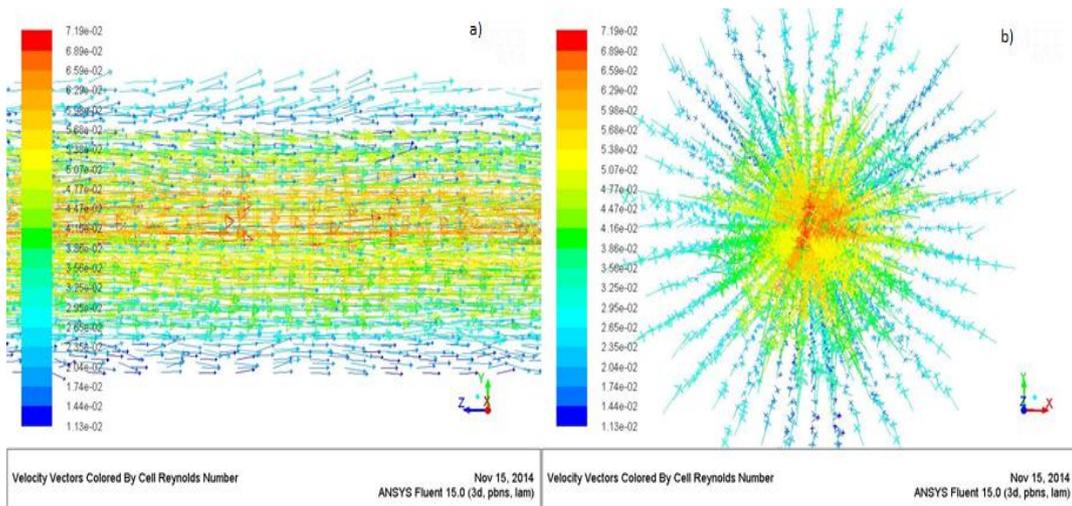


Figura 4.8: Vetores do número de Reynolds ao longo do fluido: a) Vistos pela lateral; b) Vistos a partir da entrada do fluido.

4.2.4.2. Canal com Aneurisma

Da Figura 4.9, mais uma vez se destaca que as velocidades vão aumentando das paredes do fluido para o centro do canal, mas realce para as menores velocidades no aneurisma e em toda a sua zona e contacto.

O perfil dos vetores indica uma mudança no escoamento na zona da abertura para o aneurisma, de vetores todos seguindo a mesma direção passa para uma zona em que o seu fluxo não é da mesma forma. Na Figura 4.10 analisa-se o comportamento da velocidade no fluido ao longo de todas as direções.

Simulação Numérica e Comparação de Resultados

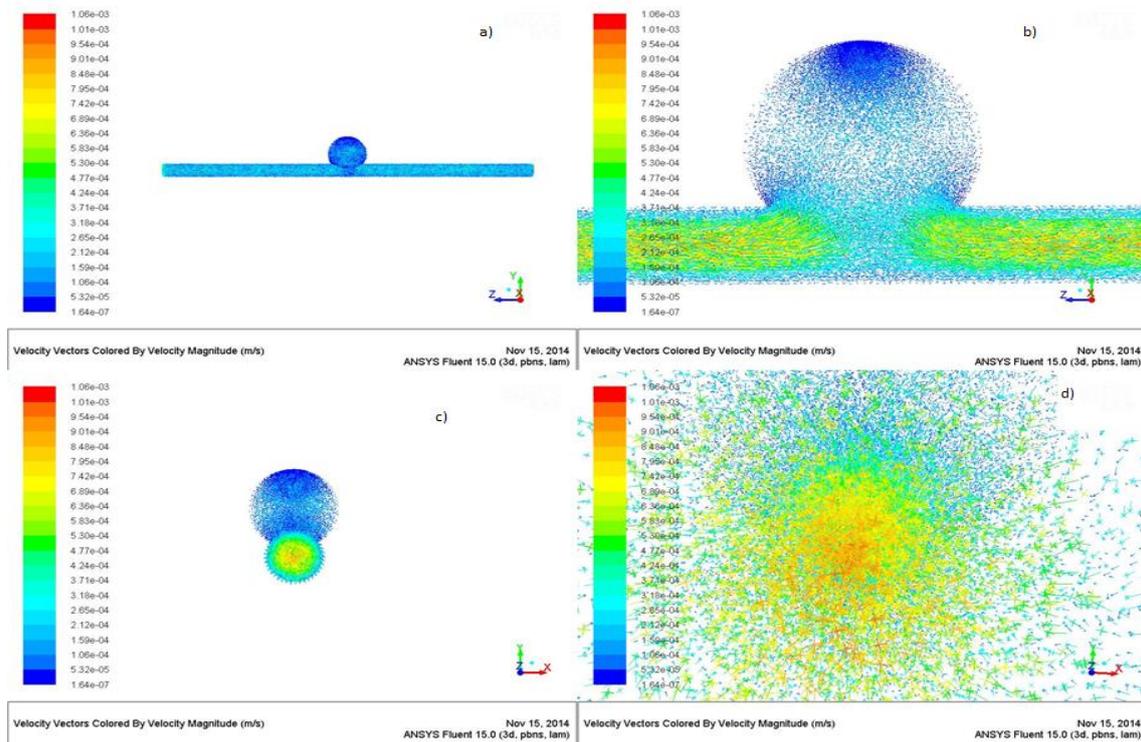


Figura 4.9: Vetores da velocidade do fluido: a) Ao longo da sua lateral; b) No aneurisma; c) A partir da entrada do fluido; d) No interior do fluido.

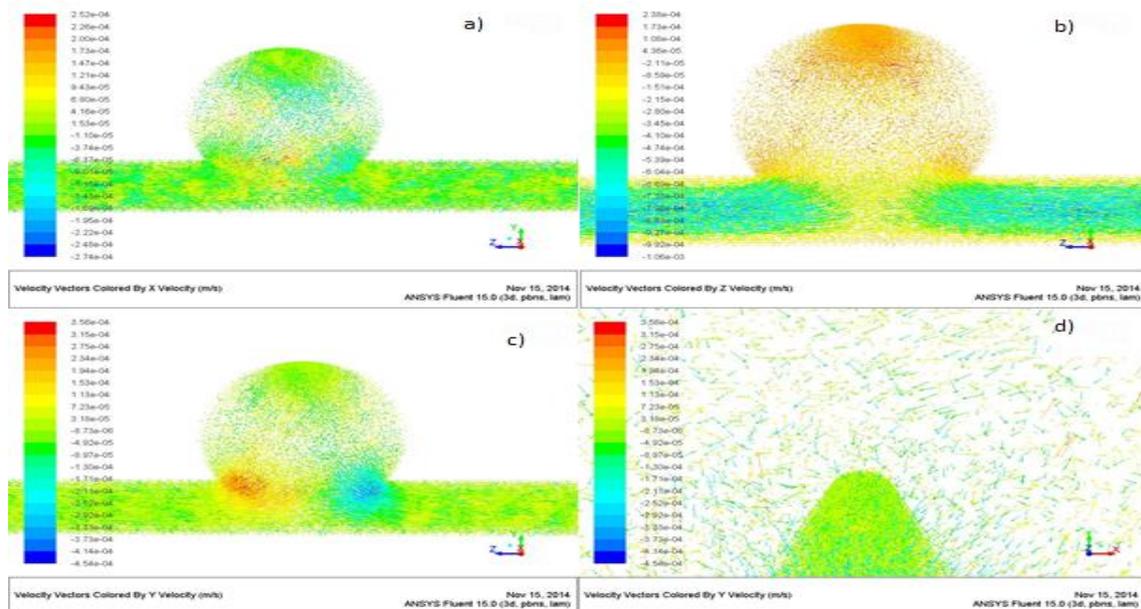


Figura 4.10: Vetores de velocidade do fluido: a) Na direção X; b) Na direção Y; c) Na direção Z; d) No interior do aneurisma.

Analisando a Figura 4.10, denota-se que segundo a direção Z o aneurisma apresenta maiores velocidades e, ao contrário do normal, a zona média do fluido tem menor velocidade do que as paredes. Nas outras direções acontece o contrário, na direção Y, quando o fluido chega à zona do aneurisma perde velocidade e na saída ganha. Destaque para a Figura 4.10 d), onde se pode observar perfeitamente o fluxo dos vetores velocidade, esta imagem mostra como não existe um fluxo unidirecional. Nas zonas retas, sem presença do aneurisma, encontram-se fluxos definidos de velocidade. O comportamento do fluxo relativo ao número de Reynolds é apresentado na Figura 4.11.

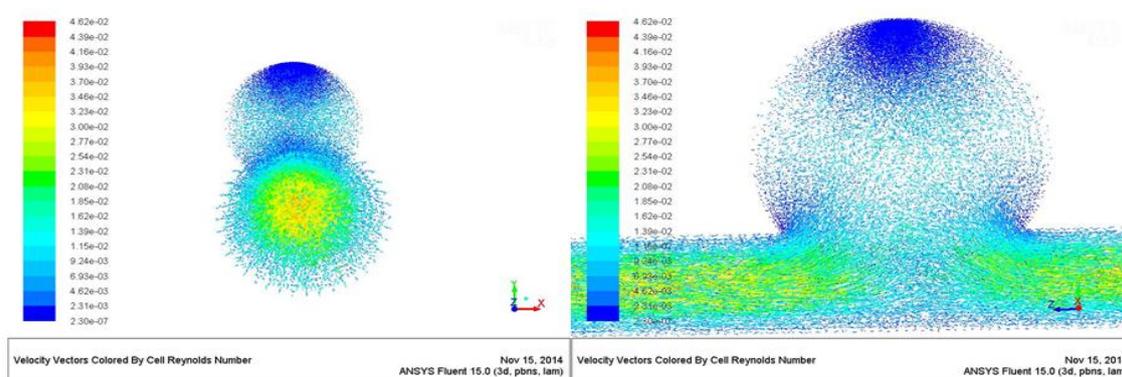


Figura 4.11: Vetores do número de Reynolds do fluido no canal com aneurisma: a) A partir da entrada do fluido; b) Na zona do aneurisma.

Quanto aos valores do número de Reynolds, representados na Figura 4.11, vão sendo superiores conforme estejam mais ao centro do canal do fluido e, na zona do aneurisma, são mínimos, tal como nas paredes. Na zona de contacto do aneurisma também são valores inferiores. Quanto ao fluxo, a sua direção é de fácil leitura ao longo da zona reta, porém na zona da abertura do canal para o aneurisma esse fluxo fica sem direção definida, num estado mais aleatório.

4.2.5. Discussão

Analisando os resultados obtidos, para a velocidade e pressão, verifica-se que o fluido no canal simples e no canal com aneurisma evidenciaram alguns aspetos a ter em conta. Verifica-se que o fluido que se encontra muito próximo das paredes do canal move-se muito mais lentamente do que no centro, este fenómeno deve-se às forças de atrito

entre as paredes do canal e o fluido e da parede se encontrar parada, isto é, com velocidade nula.

A presença do aneurisma não tem grande influência no resto do canal, apenas na abertura entre o canal e o próprio aneurisma. No aneurisma, os resultados para a velocidade e para a pressão, de forma geral e como era de esperar, têm valores mais baixos. Em algumas imagens nota-se que o resultado é semelhante ao das paredes do fluido.

Quanto ao fluxo representado pelos vetores observaram-se também resultados interessantes, no canal simples o fluxo dos vetores da velocidade é aproximadamente constante em cada ponto do fluido, apenas nas paredes o fluxo não é tão evidente. Como o movimento do fluxo é ordenado, mantendo sempre a mesma posição, pode-se afirmar que é um escoamento laminar.

No canal com o aneurisma, o fluxo apresenta o mesmo comportamento que o canal simples quando o fluido não está em contacto com o aneurisma. No momento da abertura para o aneurisma existe uma mudança no comportamento do fluido, deixa de existir uma linha de fluxo, o movimento das partículas não apresenta padrão, a trajetória varia de instante a instante. Este tipo de fluxo significa que no aneurisma o escoamento segue um regime turbulento.

Portanto, no canal simples o escoamento apresenta um regime laminar, enquanto o canal com aneurisma, apresenta escoamento laminar na sua fase reta mas, há uma alteração de regime para turbulento quando se encontra o aneurisma, após o aneurisma o escoamento é novamente laminar. A zona do aneurisma é, portanto, uma zona de alteração do regime de escoamento.

4.3. Simulação do Comportamento Mecânico dos Modelos

Um dos resultados obtidos na simulação do escoamento do fluido foi a variação de pressão ao longo do canal, com e sem aneurisma. Este valor de pressão foi utilizado para o estudo do comportamento mecânico das paredes do canal. Para o trabalho de simulação desenvolvido foram utilizados os modelos com a geometria e dimensões semelhantes aos utilizados no ensaio experimental, e com um material com as propriedades hiper-elásticas do PDMS.

Tal como para simulação numérica do escoamento do fluido foi necessário atribuir as propriedades da glicerina, na simulação estrutural dos canais é necessário atribuir as propriedades do material hiper-elástico. Para atribuir o comportamento hiper-elástico usaram-se as curvas tensão/deformação descritas no capítulo 3 e utilizou-se o modelo constitutivo Mooney-Rivlin com 2 parâmetros, apresentado na Figura 4.12, por ser o que melhor representa o comportamento do PDMS.

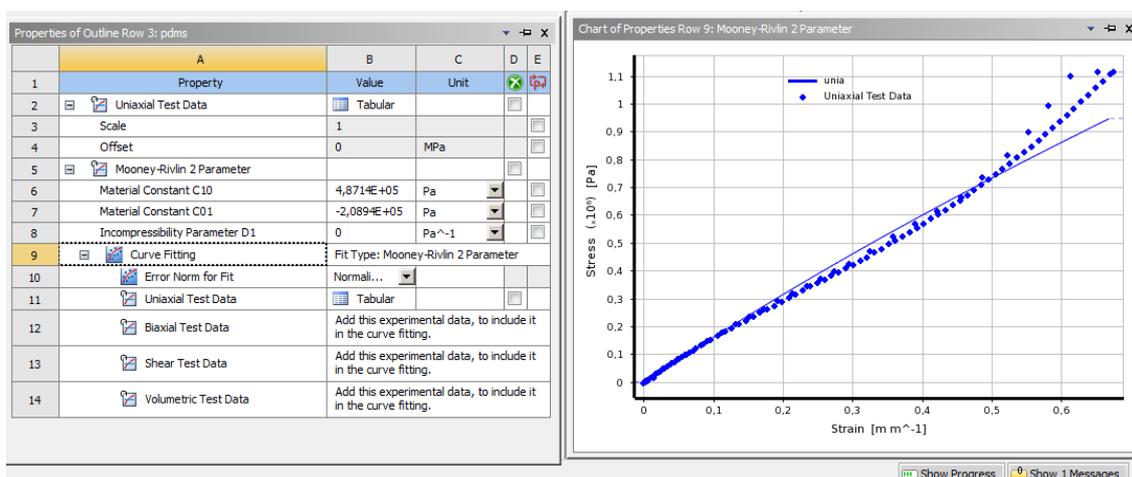


Figura 4.12: Curvas tensão/deformação e modelo constitutivo hiper-elástico de Mooney-Rivlin.

Após inserir os dados da Figura 4.12, os cálculos dos elementos finitos já são realizados de acordo com o modelo dos materiais hiper-elásticos.

Simulação Numérica e Comparação de Resultados

O passo seguinte para a resolução do problema foi o de introduzir as condições de fronteira ao modelo geométrico. Neste caso considerou-se que a base do modelo se encontra fixa, tal como se pode ver na Figura 4.13.

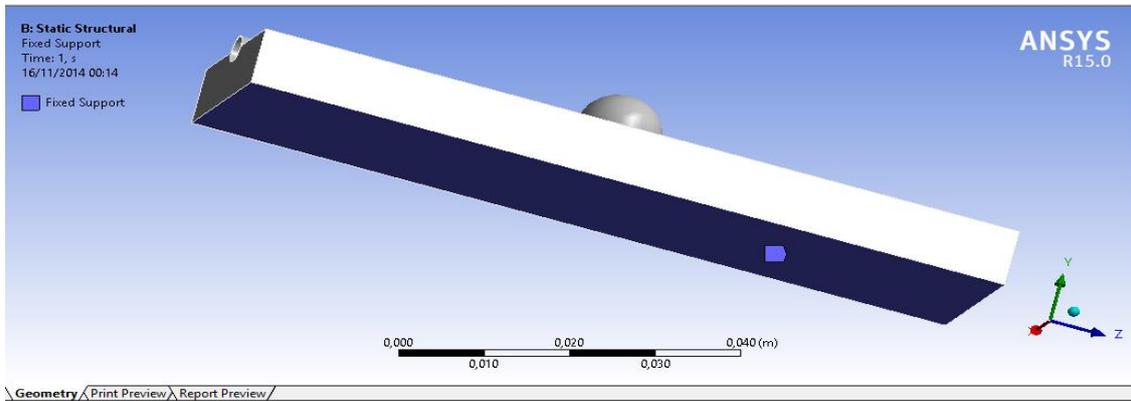


Figura 4.13: Suporte fixo na estrutura do canal.

A outra componente da condição fronteira a acrescentar será a da pressão interna determinada previamente no módulo do *Fluent*. Na Figura 4.14, pode observar-se a variação de pressão obtida no *Fluent*, aplicada nos dois modelos em análise, com e sem aneurisma.

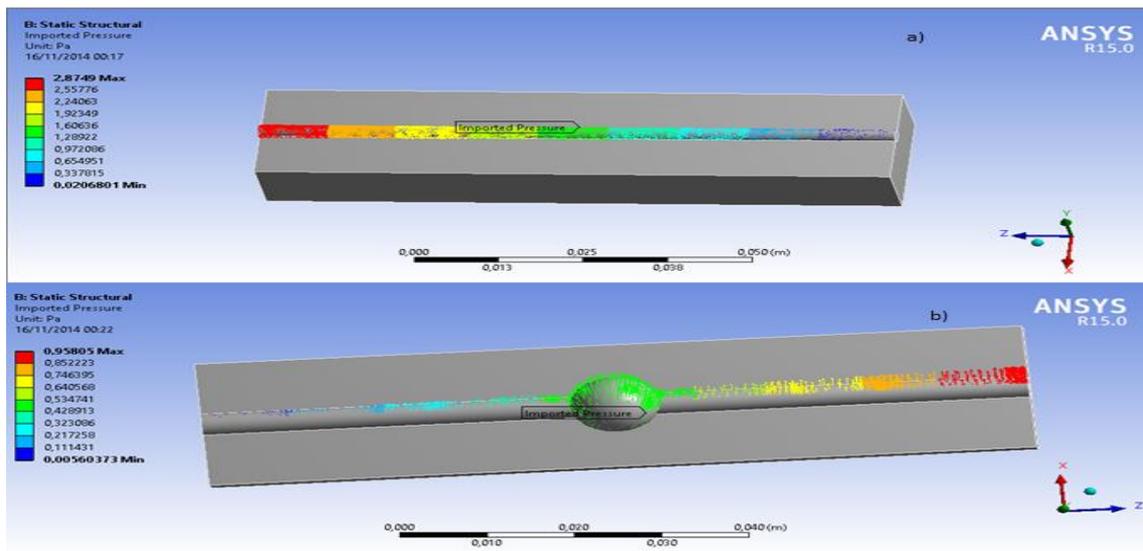


Figura 4.14: Pressão provocada pelo fluido, importada do *Fluent*: a) Para o canal simples; b) Para o canal com o aneurisma.

Após a introdução das condições de fronteira, referidas nos parágrafos anteriores, procedeu-se ao processamento dos dados. Como a simulação envolve grandes deslocamentos, há necessidade de garantir a convergência para uma solução, que foi alcançada após 149 iterações.

4.3.1. Resultados Obtidos

4.3.1.1. Canal Simples

Os deslocamentos observados na Figura 4.15 são realmente muito baixos, e nota-se que os seus máximos se encontram maioritariamente na parte que corresponde à entrada do canal.

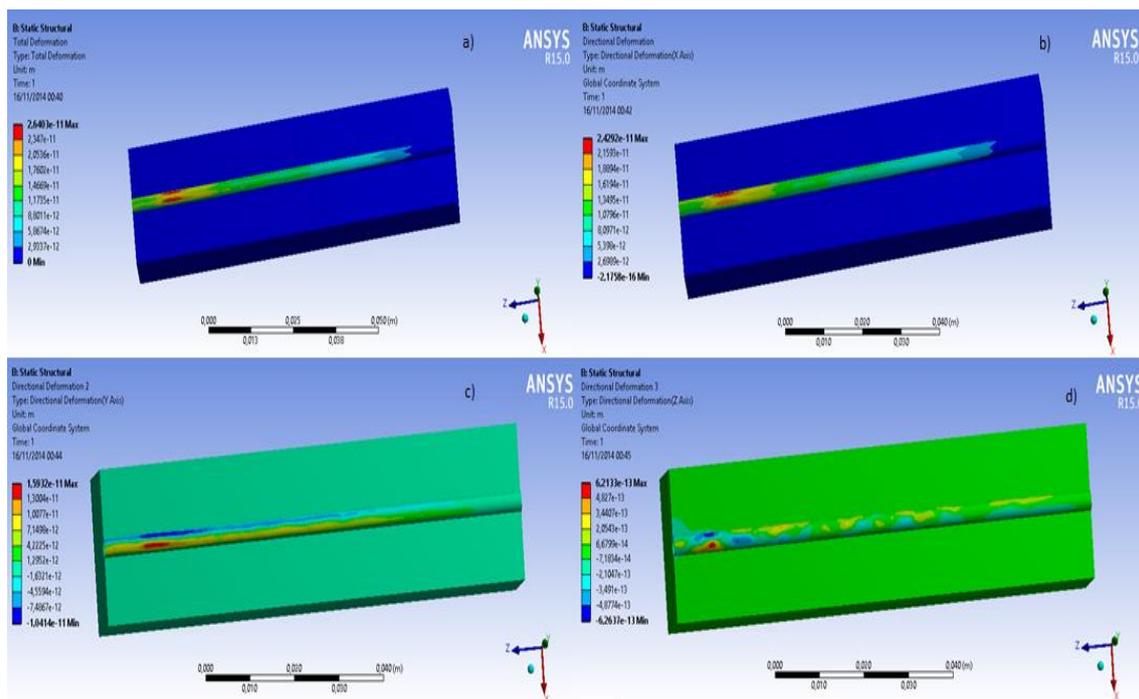


Figura 4.15: Campo de deslocamentos para o canal simples: a) Deslocamento Total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Segundo a direção Z.

Tal como acontece na medição dos deslocamentos, as deformações também são muito baixas para o canal simples, e os máximos estão também na zona da entrada, como se pode visualizar na Figura 4.16.

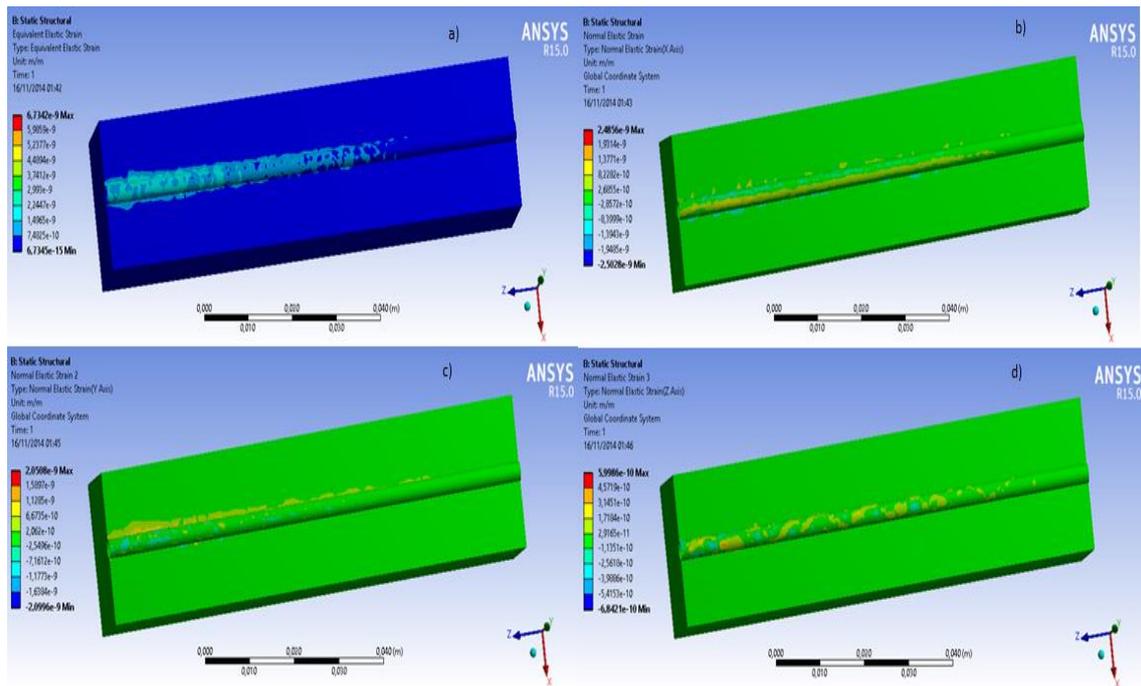


Figura 4.16: Campo de deformações no canal simples: a) Deformação equivalente; b) Deformação equivalente segundo a direção X; c) Deformação equivalente segundo a direção Y; d) Deformação equivalente segundo a direção Z.

Da observação da Figura 4.17 percebe-se uma maior tensão nos lados do canal, e no suporte nas zonas adjacentes a esses lados.

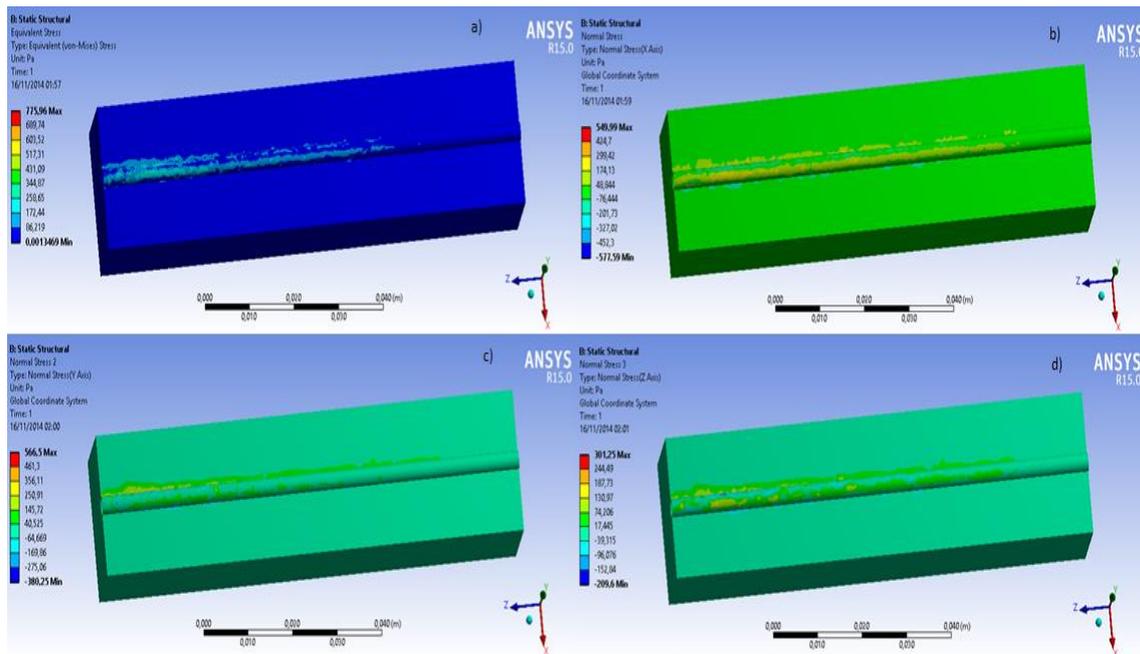


Figura 4.17: Campo de tensões no canal simples: a) Tensão equivalente; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Segundo a direção Z [42].

4.3.1.2. Canal com Aneurisma

Observando os deslocamentos da Figura 4.18 e comparando com os deslocamentos do canal simples, pode-se afirmar que o aneurisma influencia o deslocamento no restante canal. A influência do aneurisma é visível também nos valores máximos de deslocamento, uma vez que são bem superiores aos do canal simples.

Visualizam-se na Figura 4.18 a) os deslocamentos máximos na parte superior do aneurisma, porém, segundo os deslocamentos em Y os valores máximos encontram-se na parte lateral do aneurisma.

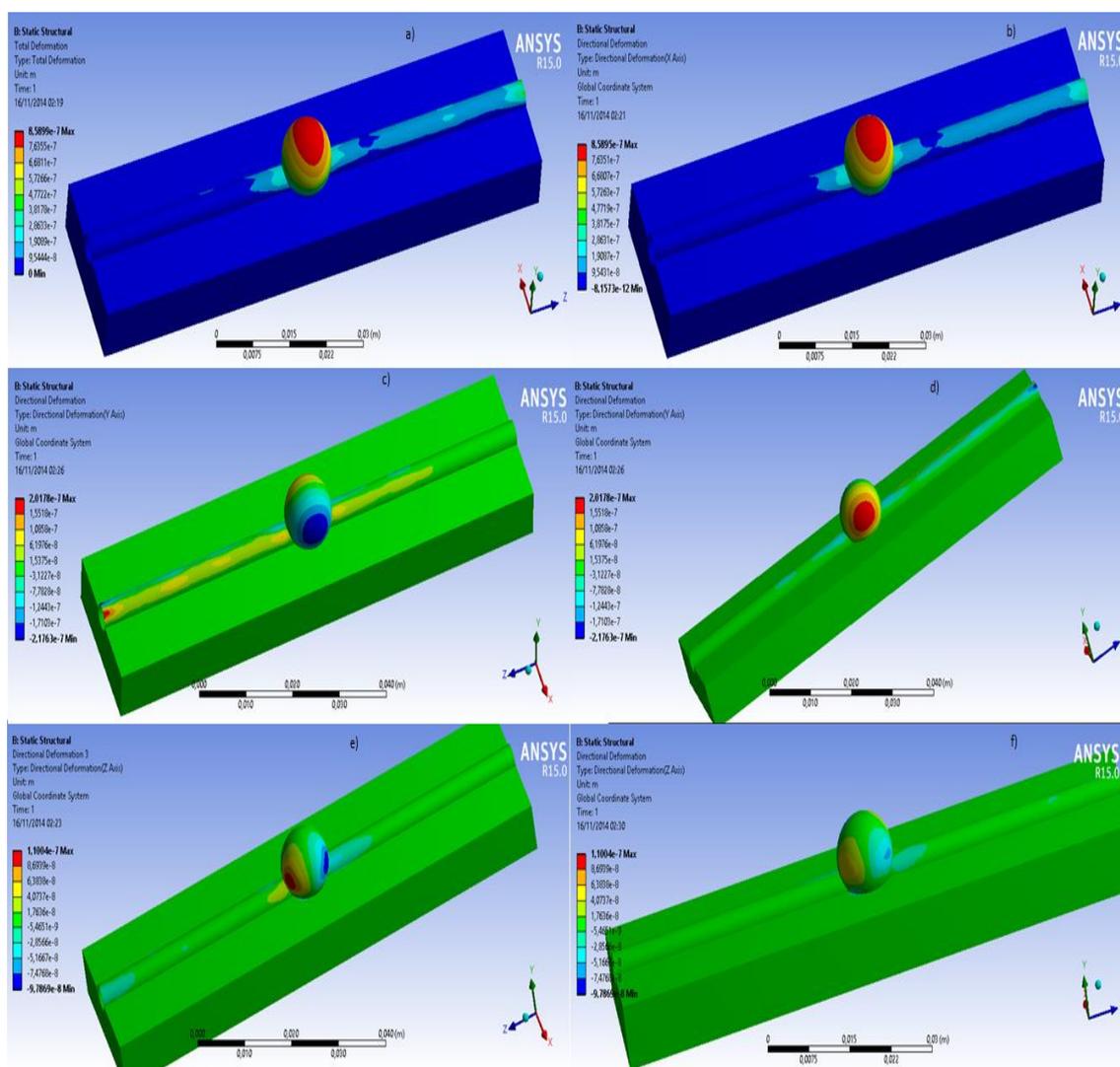


Figura 4.18: Campo de deslocamentos no canal com aneurisma: a) Deslocamento total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Direção Y visto na outra lateral; e) Segundo a direção Z; f) Direção Z visto na outra lateral.

As deformações observadas na Figura 4.19, são bastante superiores às encontradas no canal simples, o que prova a influência da existência do aneurisma. Tanto as deformações máximas como as deformações mínimas estão localizadas no aneurisma, principalmente na sua zona lateral e nas zonas do canal em contacto com o aneurisma. Ainda assim as variações não são muito grandes ao longo da geometria. Na Figura 4.20 é possível observar o campo das tensões para a mesma geometria.

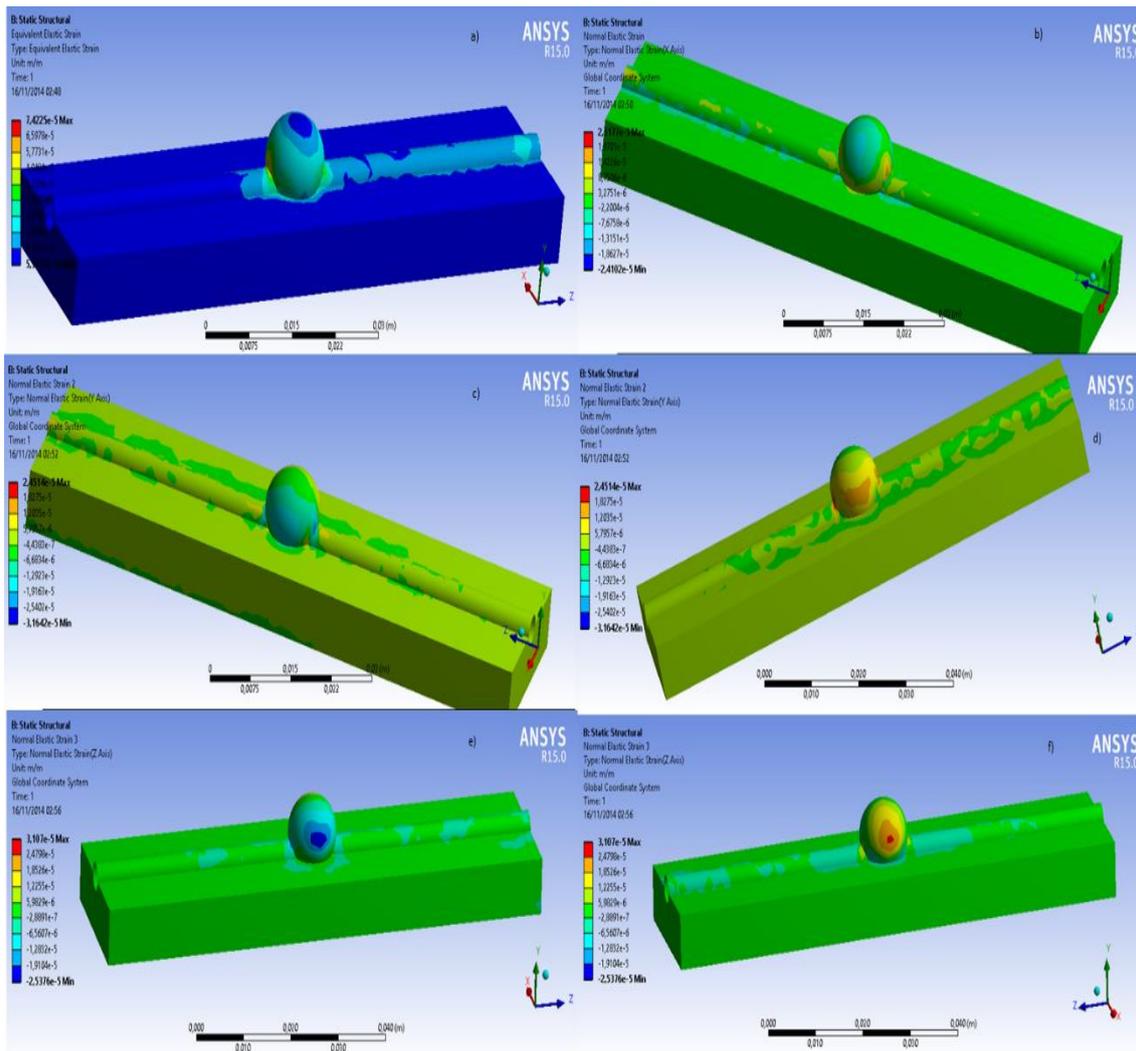


Figura 4.19: Campo de deformações no canal com aneurisma: a) Deformação total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Direção Y vista na outra lateral; e) Segundo a direção Z; f) Direção Z vista na outra lateral [42].

Um pormenor na análise das tensões no canal com aneurisma, que pode ser observado na figura seguinte, é que em relação ao canal simples as tensões são inferiores. A tensão equivalente mostra os seus valores máximos no canal na zona em contacto com o aneurisma, e valores mínimos na parte superior do mesmo. As tensões na zona de contacto com o aneurisma são sempre das mais elevadas, enquanto a parte superior do aneurisma apresenta sempre tensões menores. Na tensão segundo a direção Z observam-se tensões máximas num dos lados do aneurisma.

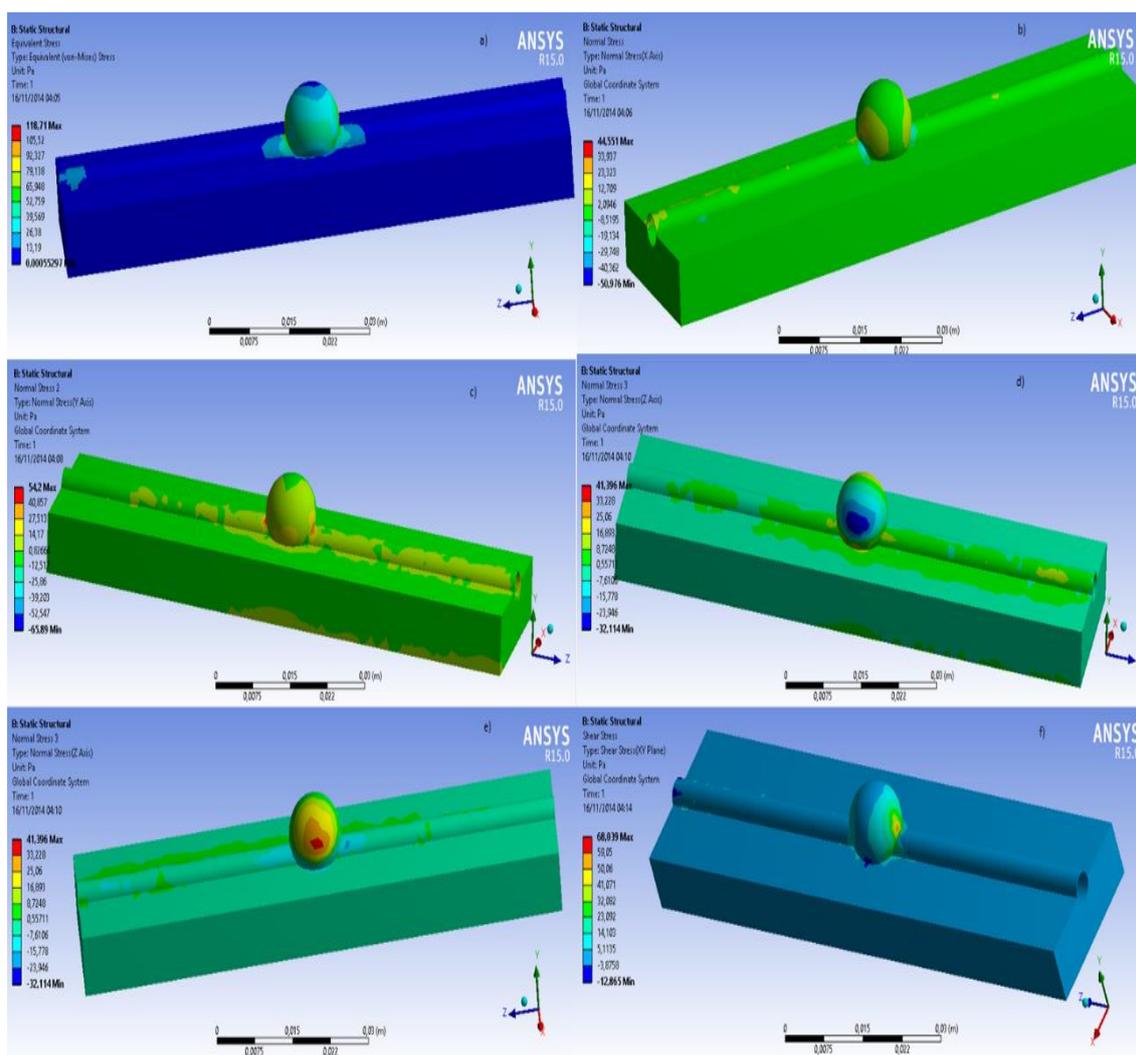


Figura 4.20: Campo de tensões no canal com aneurisma: a) Tensão equivalente de Von-Mises; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Segundo a direção Z; e) Direção Z vista da outra lateral; f) Tensão de corte XY.

4.3.2. Discussão

Pode-se, em primeiro lugar, destacar que os resultados apresentados nas figuras anteriores se devem à pressão no fluido importada da simulação do escoamento obtida no *Fluent*, processo que foi descrito sucintamente, e essa pressão no fluido foi calculada apenas para um caudal, 300 [$\mu\text{L}/\text{min}$], logo os resultados para os campos de deslocamento, deformação, tensão apresentados nas últimas figuras são também para um caudal de 300 [$\mu\text{L}/\text{min}$], do fluido glicerina.

A presença do aneurisma altera o comportamento mecânico do canal quando sujeito à pressão do fluido, como era de esperar, pois, uma variação localizada da geometria provoca sempre uma alteração no campo de tensões.

No canal simples os maiores deslocamentos ocorreram na parte do canal que correspondia à entrada do fluido, então foram as variações calculadas na simulação anterior correspondente ao escoamento do fluido, que influenciaram o valor destes deslocamentos.

Na Figura 4.18, verifica-se que, relativamente ao deslocamento total e ao deslocamento segundo X, os pontos máximos encontram-se na parte superior do aneurisma, seguindo este resultado é de esperar que o aneurisma esteja a deslocar-se para cima com o decorrer do tempo. Contudo, observando os resultados na direção Y os deslocamentos são máximos na lateral do aneurisma, então o aneurisma está a expandir para os lados. Portanto, o aneurisma deve aumentar o seu volume tanto crescendo verticalmente como expandindo horizontalmente.

As maiores deformações e tensões são encontradas nas partes laterais do aneurisma e na zona de entrada do fluido no aneurisma. Estes máximos de tensão e deformação podem estar ligados aos máximos de velocidade, na análise ao fluido, que foram encontrados aproximadamente nas mesmas posições. Os valores da deformação e da tensão estão bastante ligados, como se pode observar pelos seus máximos e mínimos que estão nas mesmas posições.

Nos resultados dos deslocamentos e das deformações os seus valores máximos encontram-se no aneurisma ou em zonas de contacto com o aneurisma, sendo superiores aos máximos do canal simples, todavia, no que respeita aos resultados da tensão, tal não se verifica, uma vez que a tensão máxima na geometria canal simples é superior à tensão máxima na geometria com o aneurisma. Este resultado será consequência das pressões no fluido, a pressão no fluido é superior no canal simples em relação ao canal com aneurisma, e essas pressões inferiores no aneurisma podem ser a razão para a qual a tensão máxima é, comparativamente, superior no canal simples.

4.4. Comparação com os Resultados Experimentais

Da Figura 4.21 verifica-se que, relativamente aos valores do deslocamento, existem algumas diferenças no deslocamento calculado com o método numérico em relação à medição experimental por CDI.

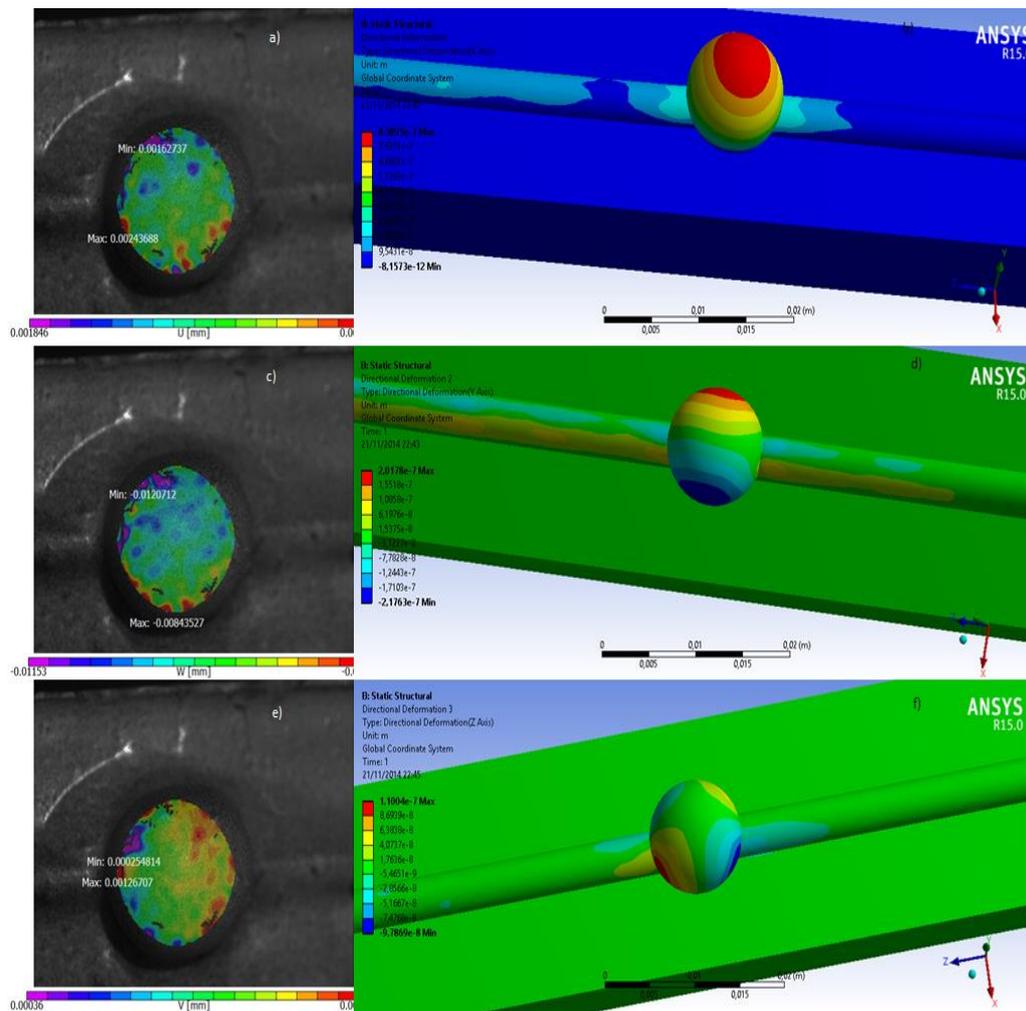


Figura 4.21: Campo de deslocamentos para o modelo com aneurisma: a) Segundo a direção X pela técnica CDI; b) Segundo a direção X pelo método numérico; c) Segundo a direção Y pela técnica CDI; d) Segundo a direção Y pelo método numérico; e) Segundo a direção Z pela técnica CDI; f) Segundo a direção Z pelo método numérico.

Verifica-se que os valores obtidos na medição experimental, são em geral, bastante superiores aos determinados numericamente, em média dez vezes superiores.

Simulação Numérica e Comparação de Resultados

Contudo, principalmente na direção Y, e um pouco na direção Z, os pontos máximos e mínimos são, aproximadamente os mesmos, em ambas as medições. Na Figura 4.22 é representada a comparação do campo das deformações.

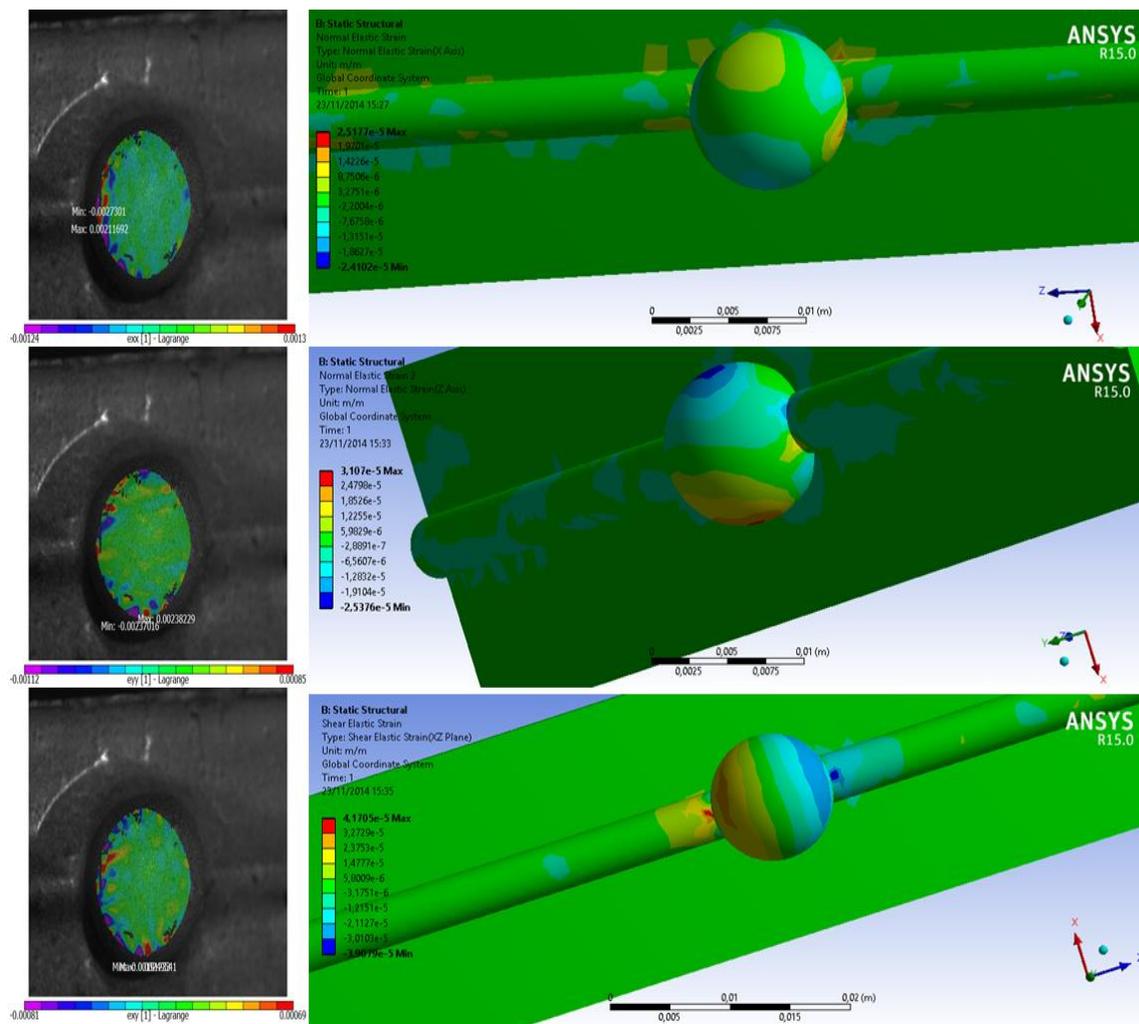


Figura 4.22: Campo de deformações no modelo com aneurisma: a) Segundo a direção X pela técnica CDI; b) Segundo a direção X pelo método numérico; c) Segundo a direção Z pela técnica CDI; d) Segundo a direção Z pelo método numérico; e) Deformação de corte XZ pela técnica CDI; f) Deformação de corte XZ pelo método numérico.

Na Figura 4.22, estão representadas as comparações entre os campos de deformações medidos experimentalmente com CDI e obtidos experimentalmente com MEF (Método dos Elementos Finitos), em que mais uma vez se verifica uma diferença assinalável. No entanto, é possível encontrar similitudes: as semelhanças encontram-se

nas variações da deformação, as deformações máximas encontram-se de forma geral na zona da entrada do fluido e nas zonas laterais do aneurisma e esses máximos podem ser observados, tanto na medição da CDI como na simulação numérica. As deformações mínimas estão situadas na zona central do aneurisma e essa zona é, também, onde ocorre uma menor variação da deformação, estas afirmações são corroboradas também pelos dois métodos, experimental e numérico.

Globalmente, a comparação entre a medição por CDI e a simulação numérica, envolve uma diferença que pode ser considerada elevada. Embora a diferença seja considerável não se pode afirmar que estas técnicas não permitam o estudo dos materiais hiper-elásticos. Em primeiro lugar, as geometrias do ensaio numérico e do ensaio experimental não são exatamente iguais, são aproximadas, o comprimento do canal, a largura do canal, são bastante próximas nos dois ensaios, mas a geometria do aneurisma não é de fácil reprodução experimental. Fazer um aneurisma numericamente, com a altura e o raio do experimental não gera dificuldade, no entanto desenvolver ambos os aneurismas com a mesma espessura não é de fácil aplicação. O aneurisma experimental, desenvolvido em PDMS, pelas características deste polímero apresenta uma espessura não regular, não é fácil controlar a deposição do PDMS, e a medição não é uniforme dado que a espessura vai mudando ao longo da curvatura, o que não acontece na simulação numérica, onde a espessura é muito constante. Destaque para esta diferença da espessura que pode influenciar os resultados por dois lados, pode mudar a quantidade de fluido, que vai influenciar o caudal, e as características da parede, mais fina ou mais espessa.

Por outro lado, embora com grandes diferenças quantitativas nas análises aos deslocamentos e deformações, existe um padrão nos resultados entre as duas técnicas, os máximos, mínimos, as zonas onde não existem variações, são localizadas em áreas muito próximas nas duas técnicas. Então pode-se considerar que os resultados qualitativos, obtidos com ambas as técnicas têm alguma semelhança, mas os valores quantitativos apresentam uma diferença substancial. Posto isto, não se pode invalidar o resultado de nenhuma das técnicas, embora, possivelmente, existam outros parâmetros não controláveis na medição, para além dos referidos. Nomeadamente, o facto do processo de fabrico dos modelos ser manual, o que pode originar diferenças substanciais entre a

Simulação Numérica e Comparação de Resultados

geometria teórica e a real. Relativamente ao escoamento, também podem ocorrer diferenças, tanto a nível da rugosidade das paredes do canal entre o experimental e numérico, como do controlo efetivo da medição das quedas de pressão. Também seria importante verificar se a viscosidade da glicerina, usada no modelo experimental, é a mesma do numérico.

Interessante poderia ser a verificação se o modelo Mooney-Rivlin, utilizado para a resolução do problema numérico, seria o mais adequado para este problema.

5. Conclusões e Trabalhos Futuros

Nesta dissertação elaborou-se um estudo do comportamento mecânico de modelos de um aneurisma e de uma artéria saudável, quando sujeitos a pressão interna provocada pelo escoamento de um fluido.

Esse estudo foi realizado com duas abordagens distintas: uma experimental, implementada em laboratório e outra numérica através de simulação com o método de elementos finitos.

O ensaio experimental consistiu na fabricação de modelos em PDMS que simulavam a artéria e o aneurisma, medições de queda de pressão necessários para a simulação numérica e, principalmente, a medição de campo utilizando o sistema CDI.

A geometria e dimensões do modelo utilizado na simulação numérica foram semelhantes às do modelo experimental. A simulação numérica foi realizada num programa comercial de elementos finitos, recorrendo a dois módulos distintos do Ansys®: *Fluent* e *Strutural*. No primeiro módulo analisou-se o escoamento de um fluido (glicerina) no interior de um canal fechado e no segundo foi estudado o campo de deformações provocado pelas pressões provocadas pelo escoamento do fluido. No modelo desenvolvido foi considerado que o material tinha um comportamento hiper-elástico, como tal, foi necessário utilizar a curva tensão-deformação obtida experimentalmente para o PDMS e implementado o modelo constitutivo de Mooney-Rivlin.

Foram comparados os resultados obtidos para as simulações numéricas e ensaios experimentais considerando, para ambos os casos, um caudal no canal de 300 $\mu\text{L}/\text{min}$.

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

Quanto ao escoamento do fluido, da observação ao canal simples e do canal com aneurisma, concluiu-se que o escoamento é laminar ao longo do canal, mas, na zona do aneurisma existe uma alteração no escoamento, passa de laminar para escoamento turbulento. Em todas as zonas retas do canal o escoamento é laminar, nas zonas do aneurisma o escoamento é turbulento.

Na comparação dos resultados numéricos com os experimentais para os deslocamentos e deformações dos modelos verifica-se uma grande diferença nos resultados obtidos. No entanto, não é possível afirmar que algum dos métodos não seja adequado para medições em materiais hiper-elásticos.

Por um lado, tendo em atenção os valores dos deslocamentos e deformações, máximas e mínimas, pode salientar-se a enorme diferença observada. Todavia, a localização desses máximos e mínimos é bastante aproximada em ambos os métodos, o que indica uma concordância qualitativa nos resultados obtidos.

As diferenças quantitativas entre os resultados obtidos numericamente e medidos experimentalmente devem-se a vários fatores, nomeadamente, às diferenças geométricas e dimensionais entre o modelo real que foi manufacturado e o modelo teórico desenhado num software CAD utilizado nas simulações numéricas. Senda as mais significativas a variação de espessura das paredes dos canais que ocorreu nos modelos reais, e que nas simulações numéricas essa espessura é constante; os canais dos modelos reais não eram totalmente circulares, tinham uma rugosidade significativa, entre outras diferenças que existem entre os dois modelos.

Para a realização da simulação numérica, no *Fluent*, foram necessários dados experimentais retirados de medições de queda de pressão, ou seja, a experiência numérica foi implementada com as medições realizadas nesse ensaio.

Analisando os resultados obtidos, verifica-se que a expansão do aneurisma é predominante nas suas regiões laterais, e que as maiores deformações, onde há um maior risco de rotura, ocorrem exatamente nessas zonas.

A obtenção dos modelos numéricos prova a potencialidade das simulações computacionais, é possível aproximar bastante estes modelos dos modelos reais. Quanto aos modelos experimentais obtidos em PDMS destacar também a semelhança destes modelos *in vitro* aos canais com aneurisma *in vivo*. Porém, deve-se revelar a dificuldade no processo de desmoldar o aneurisma, não é um processo fácil de controlar e conduz à variação de alguns parâmetros como a espessura da parede e elevada rugosidade.

Finalizando, estas técnicas de medição revelaram-se interessantes para este tipo de problemas com materiais hiper-elásticos. Na fase de obtenção de modelos mostraram grande similitude com os modelos reais, embora seja uma fase melhorável, principalmente na fase de desmoldar o PDMS. No processo de medição apresentam resultados muito interessantes, destacando as capacidades do sistema CDI, bastante aproveitáveis para a medição. O processo da aplicação da pressão do fluido no modelo hiper-elástico ainda pode ser melhorado, uma vez que ainda existe pouco estudo nessa área o que tornou essa atividade complicada, mas com novos estudos e sendo otimizada é uma técnica com muito potencial para medições.

5.1. Trabalhos Futuros

Como trabalho futuro propõe-se a melhoria e otimização do processo de fabrico, nomeadamente a fase de desmoldar o PDMS, seria importante desenvolver uma nova técnica que não origine a perda de material, nem a alteração da rugosidade do mesmo. Na ausência desta otimização podia-se pelo menos suavizar o PDMS com o objetivo de não alterar a rugosidade.

Testar a capacidade que as técnicas computacionais possuem, a criação de malhas mais refinadas, e a exploração do método utilizado nesta dissertação, em que se calculam

Conclusões e Trabalhos Futuros

as pressões do fluido e se inserem no canal. Utilizar diferentes modelos constitutivos hiper-elásticos e verificar qual deles é o mais adequado o caso em análise.

Seria também importante medir experimentalmente a viscosidade do fluido utilizado, para garantir os mesmos valores de viscosidade, tanto para a simulação numérica como para os ensaios experimentais. Utilização de caudais mais elevados, com o objetivo de aumentar as pressões internas no aneurisma até atingir a rotura. A utilização de um fluido com propriedades mais próximas das do sangue.

Referências

- [1] G. Branco, J. Miguel, A. Goulão, J. C. Maurício, “Diagnóstico Angiográfico dos Aneurismas Intracranianos: Estudo Sobre a Experiência do Serviço de Neurologia do Hospital Egas Moniz”, *Acta Médica Portuguesa*, No.5, pp.515-518,1992.
- [2] L. C. M. Faleiro, N. J. G. Pimenta, R. M. Faleiro, R. A. Costa, A. C. Esmeraldo, “Tratamento Cirúrgico dos Aneurismas não Rotos da Artéria Cerebral Média”, *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, Vol.62, No.2^a, São Paulo, Junho 2004.
- [3] Gerhard A. Holzapfel, Hans W. Weizsäcker, “Biomechanical behavior of the arterial wall and its numerical characterization”, *Computers in Biology and Medicine*, 28(4), pg. 377–392, 1998.
- [4] T. Christian Gasser, Ray W Ogden, Gerhard A Holzapfel, “Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations”, *Journal of the Royal Society Interface*, 3(6), pg. 15–35, 2006.
- [5] Ingrid Masson, Pierre Boutouyrie, Stéphane Laurent, Jay D. Humphrey, Mustapha Zidi, “Characterization of arterial wall mechanical behavior and stresses from human clinical data”, *Journal of Biomechanics*, 41(12), pg. 2618–2627, 2008.
- [6] Marie–Claire Bélanger, Yves Marois, “Hemocompatibility, biocompatibility, inflammatory and in vivo studies of primary reference materials low-density polyethylene and polydimethylsiloxane: A review”, *Journal of Biomedical Materials Research*, 58(5), pg. 467–477, 2001.

Referências

- [7] W. Chen, N. Huang, K. Kurabayashi, J. Fu, “Surface Micromachining of Polydimethylsiloxane (PDMS) for Microfluidic Biomedical Applications ”, 16th International Conference on Miniaturized System for Chemistry and Life Sciences October 28 – November 1, 2012, Okinawa, Japan.
- [8] J. Bischoff, E. Arruda, K. Grosh, “Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 6, pp. 645–652, 2000.
- [9] J. A. G. Chousal, M. F. S. F. de Moura, “Validação da Medição de Deformações por Correlação Digital de Imagem em Compósitos Laminados de Matriz Polimérica”, *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, Vol. 11, N.º 2, pp. 23-34, 2007.
- [10] R. A. M. V. Lacerda, *Apostila de Anatomia e Fisiologias Humanas*, Faculdade e Escola Técnica Egídio José da Silva, Maio 2009.
- [11] Professor Rubens, Universidade Castelo Branco, *Bases Anatomofisiológicas do Corpo Humano II, Estudo Morfofuncional do Sistema Circulatório (Cardiovascular)*.
- [12] B. M. C. Azevedo, “Estudo Preliminar da Hemodinâmica em Modelos Simplificados de Aneurismas Saculares”, *Dissertação do MIEM, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, Julho de 2010*.
- [13] Website: <http://www.saudemedicina.com/aneurisma-da-aorta-abdominal/>, visitado em 25/08/2014.
- [14] A. Sousa, F. Duarte, G. Mendes, I. Ramalho, J. Nunes, “Doenças do Foro Neurológico”, *Escola Básica de Eugénio de Castro, Disciplina de Área de Projeto, Ano Letivo 2009/2010*.
- [15] L. M. P. Paulos, “Abordagem Diagnóstica, Terapêutica e Preventiva do Doente com Tromboembolismo Pulmonar: A propósito de um caso clínico”, *Dissertação do UBI, Universidade da Beira Interior, Faculdade Ciências da Saúde, Mestrado Integrado em Medicina, Covilhã, 2008*.

Referências

- [16] H. Begisson, D. Bergqvist, “Ruptured Abdominal Aortic Aneurism: a population-based study”, *J Vasc Surg*, Vol.18, pp.74-80, 1993.
- [17] G. Ferro, H. F. Amorim, I. A. Rosique, F. M. Borghi, R. F. A. Daniel, “Aspectos Epidemiológicos, Etiopatogênicos, Clínicos, Diagnósticos e Terapêuticos do Aneurisma de Aorta Abdominal”, *Fundamentos da Cirurgia Vascular Angiologia*, pp-169-180 Faculdade de Medicina da Universidade de Ribeirão Preto, 2012.
- [18] R. F.P. Dias, R. A. M. M. de Lima, Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia e de Gestão, Biomecânica Cardiovascular, Apontamentos de Biomecânica Cardiovascular.
- [19] P. J. T. de Sousa, “Estudo e Otimização de Estruturas em PDMS para Dispositivos Microfluídicos”, *Dissertação da Universidade do Minho*, pp. 1-5, 2011.
- [20] F. Schneider, “ Mechanical Properties of Silicones for MEMS”, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2008.
- [21] J. C. McDonald, G. M. Whitesides, “Poly(dimethylsiloxane) as a Material for Fabricating Microfluidic Devices”, *Accounts of chemical research*, Vol. 35, No. 7, pp. 491-499, 2002.
- [22] D. Anjos, E. Revôredo, A. Galembeck, “Blendas de PDMS-PMMA para Próteses Faciais”, *9º Congresso Brasileiro de Polímeros*, Brasil, 2007.
- [23] R. C. F. Pinto, “Propriedades Térmicas Dielétricas e Vibracionais de Ormosils Baseados em PDMS e Teos Dopados com MDS”, *Dissertação da Universidade Federal do Maranhão*, pp. 1-5, 2008.
- [24] L. F. M. da Siva, “Effect of Material Geometry, Surface Treatment and Environment on the Shear Strength of Single lap Joints”, *Loughborough University*, pp. 4-39.
- [25] F. N. S. Neto, “Preparação e Caracterização de Óxidos de Ferro Magnéticos Revestidos com Polidimetilsiloxano” *Dissertação da Universidade Estadual de Goiás*, Anápolis, 2012.

Referências

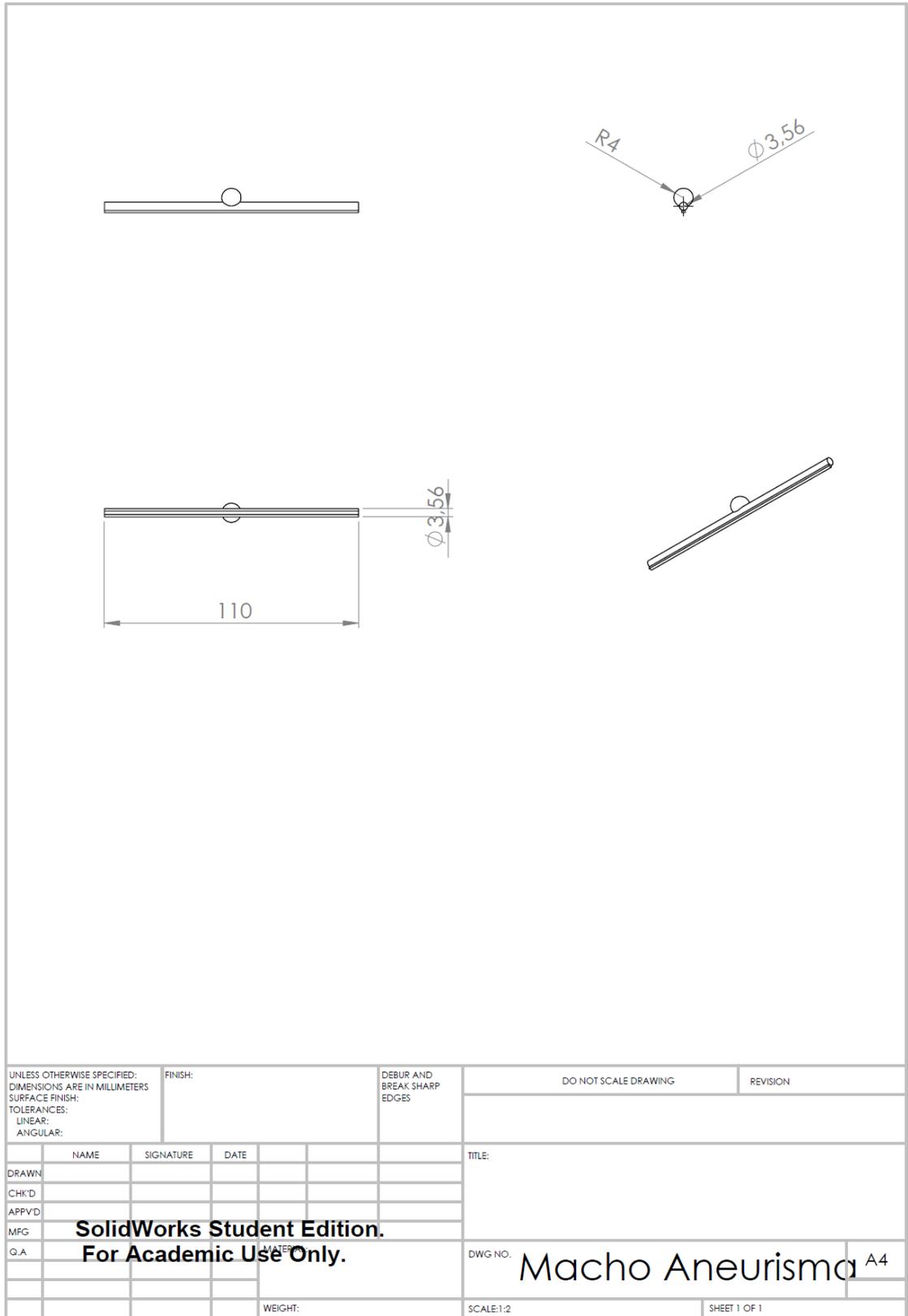
- [26] M. F. Schneider, J. Draheim, R. Kamberger, U. Wallrabe, "Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for Optical MEMS", *Sensors and Actuators A*, 2009, 151, 95–99.
- [27] T. Pan, A. Fell, "Miniature pressure sensors for medical touch", *ScienceDaily*, University of California.
- [28] M. N. Valente, Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia e de Gestão, *Mecânica Aplicada 2, Introdução à Mecânica dos Materiais*.
- [29] L. Reips, "Modelo constitutivo para materiais viscoelásticos reforçados por fibras adequado à simulação de tecidos conectivos", *Dissertação da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil*, 2008.
- [30] G. A. Holzapfel, "Nonlinear Solid Mechanics: A continuum approach for engineering", *Dissertação da Graz University of Technology, Austria*, 2000.
- [31] N. E. Dowling, *Mechanical behavior of materials 4th*, New Jersey: Prentice Hall, 1993.
- [32] S. T. Pinho, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, *Mestrado em Engenharia Mecânica, Mecânica não linear, Hiperelasticidade*.
- [33] J. P. Pascon, H. B. Coda, "Modelos Constitutivos para materiais Hiperelásticos: estudo e implementação computacional", *Cadernos de Engenharia de Estruturas, São Carlos, Vol.11, No. 50*, pp. 131-153, 2009.
- [34] J. M. C. Correia, "Análise Estrutural de um Componente do Sistema de Arrefecimento do Motor de um Veículo Automóvel", *Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa*, Outubro de 2011.
- [35] A. L. Vieira, M. E. Silveira, "Avaliação de modelos Hiperelásticos na Simulação Numérica de um suporte de motor automativo", *Dissertação da Universidade Federal de São João de Del-Rei, Minas Gerais*, Maio de 2010.
- [36] A. F. M. Azevedo, "Método dos Elementos finitos", *Dissertação da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto*, Abril de 2003.

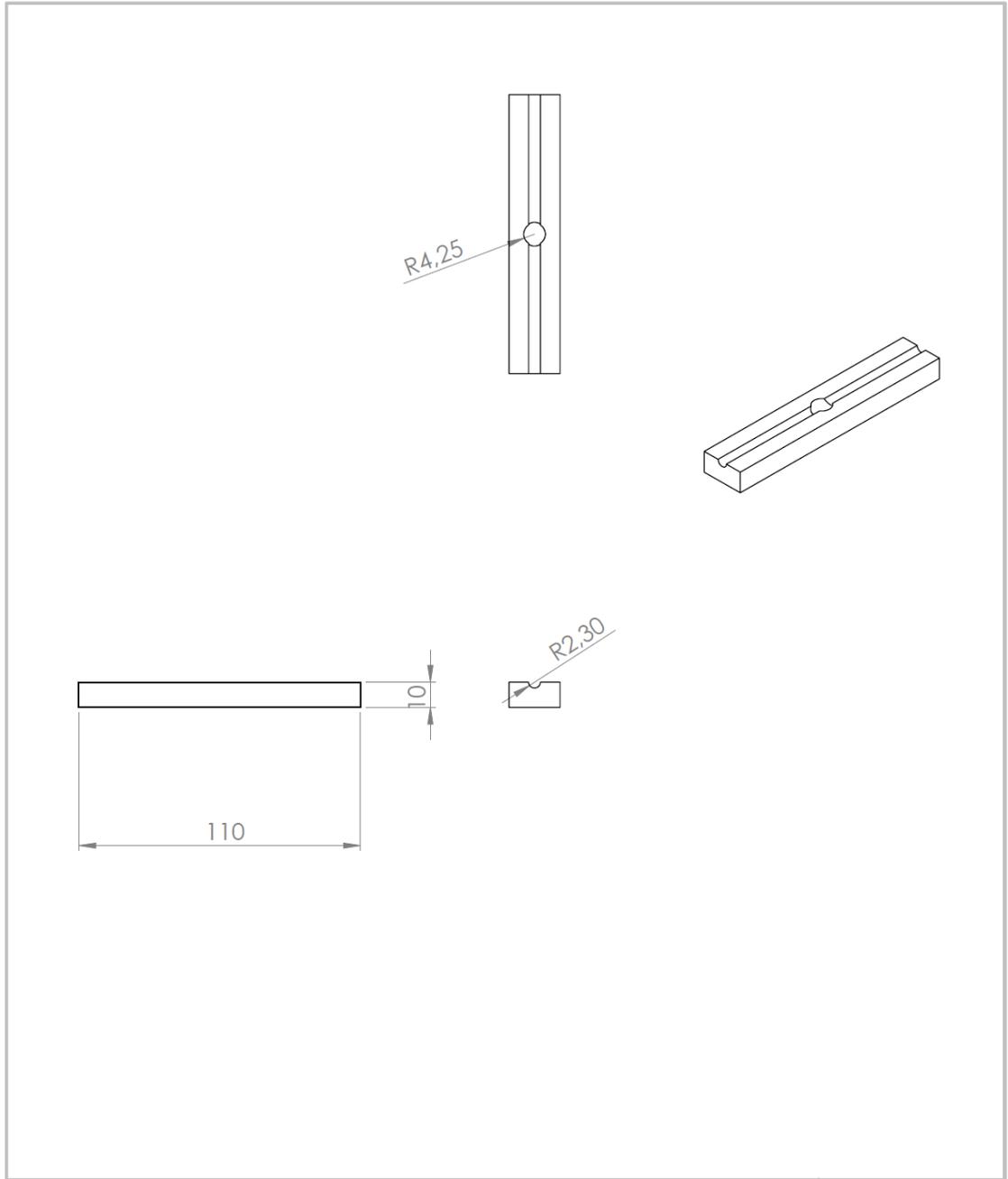
Referências

- [37] G. R. C. Fiorante, Especificações técnicas e características operacionais de circuitos de aquisição de imagens com sensores CCD, Monografia da Universidade de São Paulo, 2001.
- [38] F. T. van der Laan, “Medição de campos de velocidade em fluidos com técnicas “intraframe” de processamento digital de imagem”, Tese da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
- [39] J. Ribeiro, B. Mendonça, H. Lopes, P. Martins, “Determinação do Campo de Deslocamentos de Tecidos Biológicos Hiper-Elásticos”, Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica, Vol. 16, 1, 2012, pp. 37-49.
- [40] Hei-Huang Lee, “Finite Element Solutions with Ansys Workbench 14- Theory, Application, Case Studies”, NCKU, Taiwan, Chapter 14.
- [41] H. Lima, Universidade da Madeira, Unidade Curricular de Hidráulica, Apontamentos de Hidrocinemática, pp. 1-26, 2010.
- [42] E. Órfão, J. Ribeiro, R. Lima, “Estudo Numérico e Experimental do comportamento biomecânico dos aneurismas quando sujeitos a pressão interna”, Apresentação oral no II Encontro de Jovens Investigadores - EJI2014, Bragança, 12-14 de Novembro, 2014 (o resumo encontra-se no anexo C).

Anexos

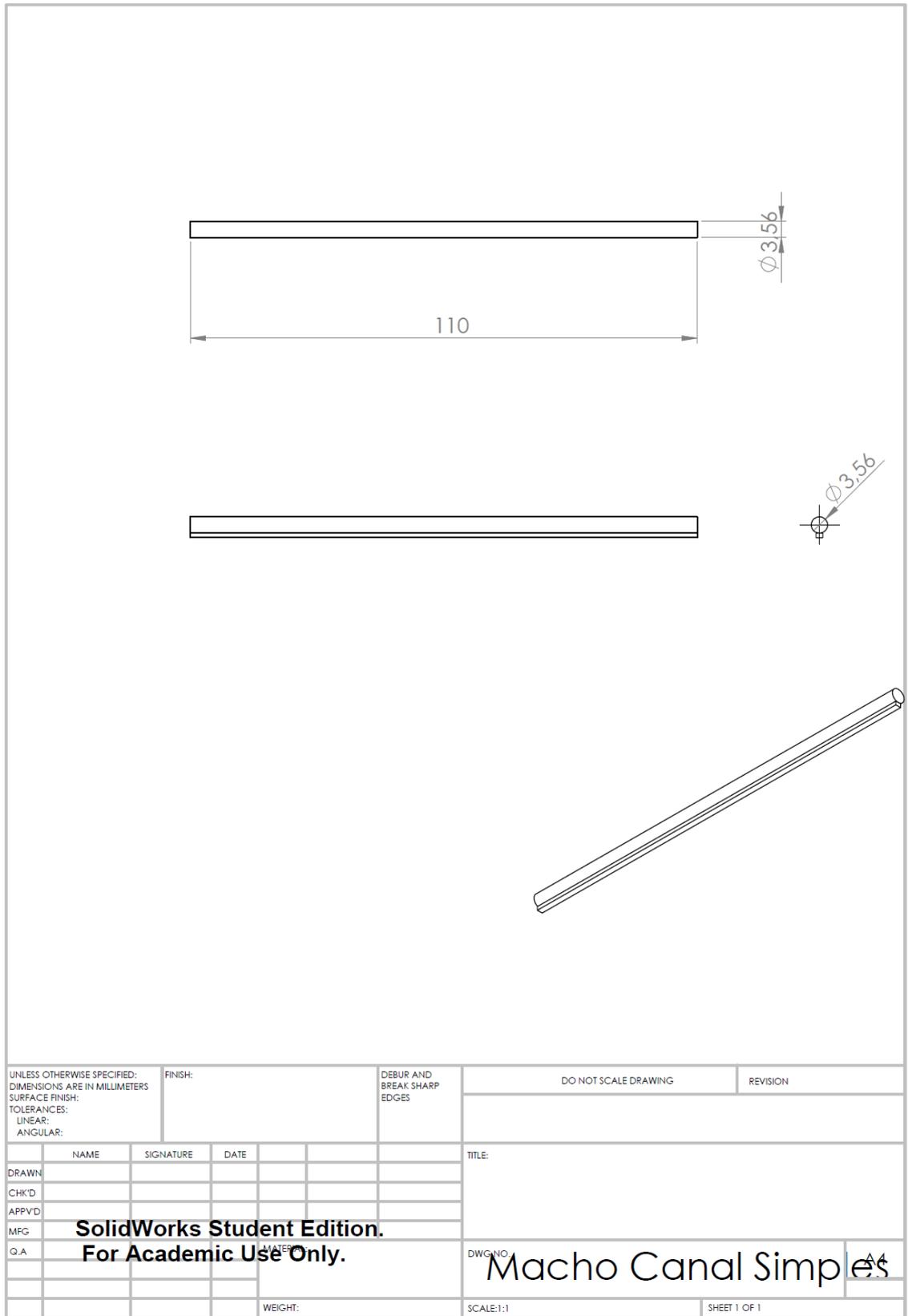
Anexo A

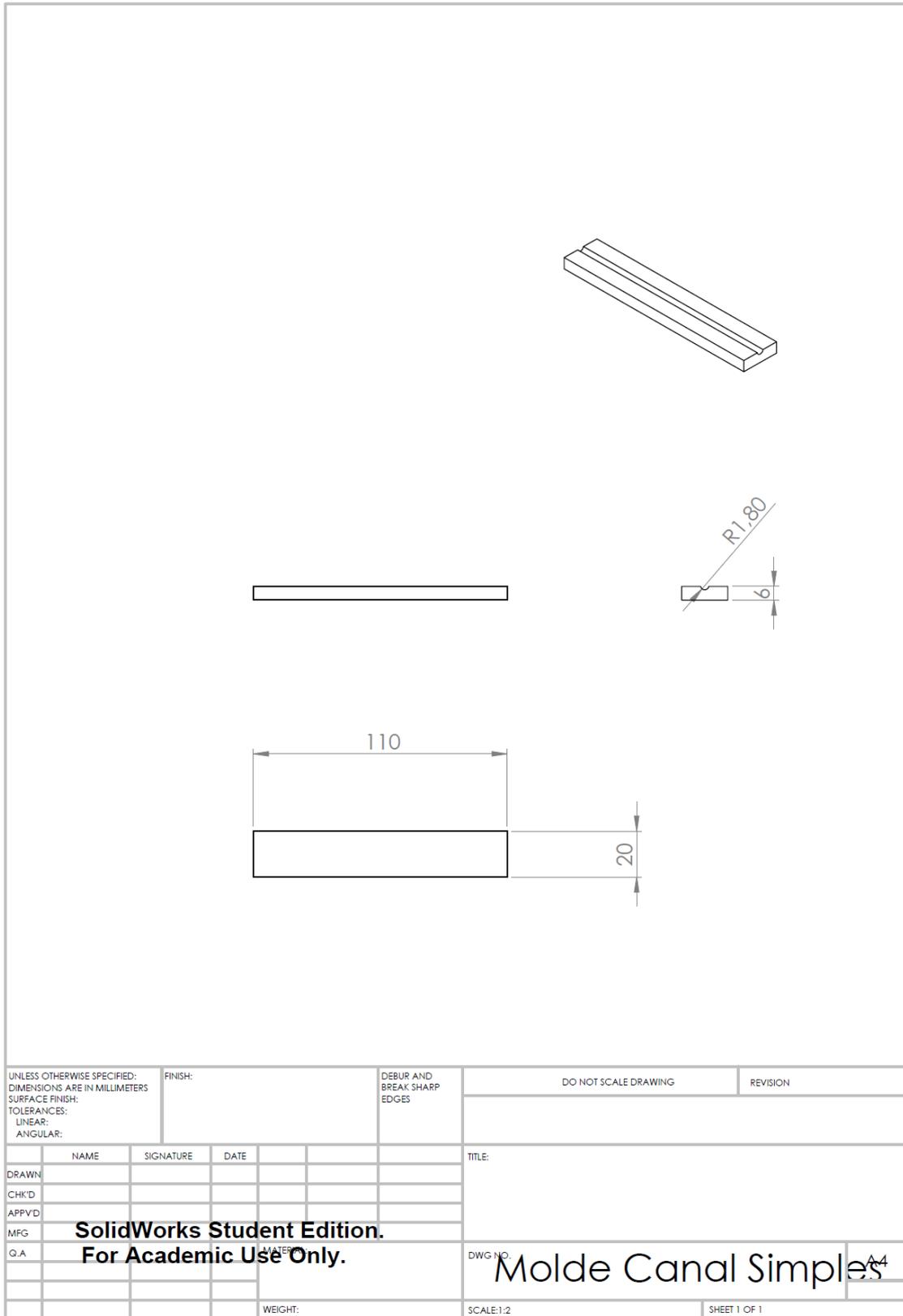




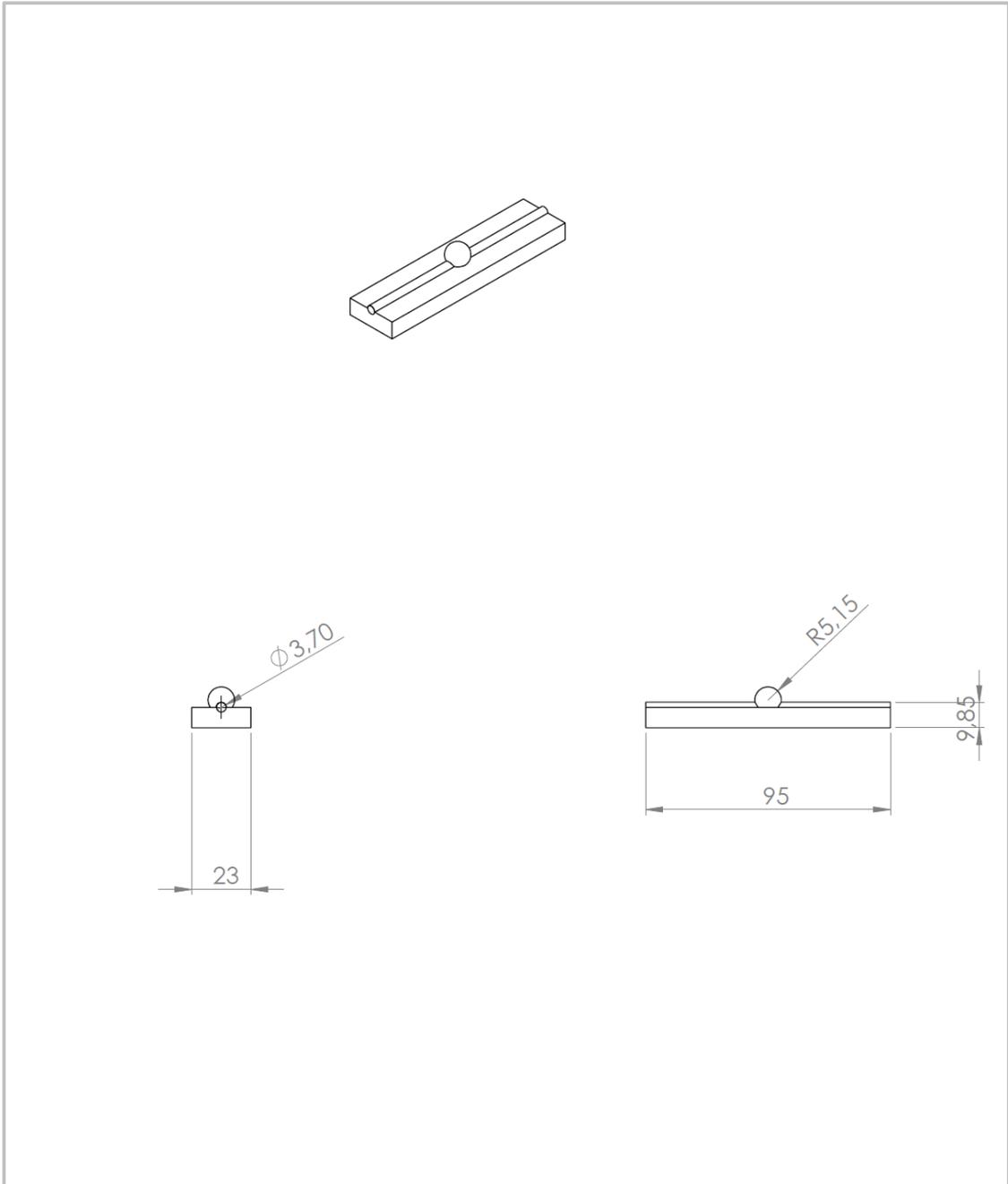
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:									
TOLERANCES:									
LINEAR:									
ANGULAR:									
DRAWN		NAME	SIGNATURE	DATE	TITLE:				
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A					DWG. NO.		Molde Aneurismo		A4
					SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1		
					WEIGHT:				

**SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.**

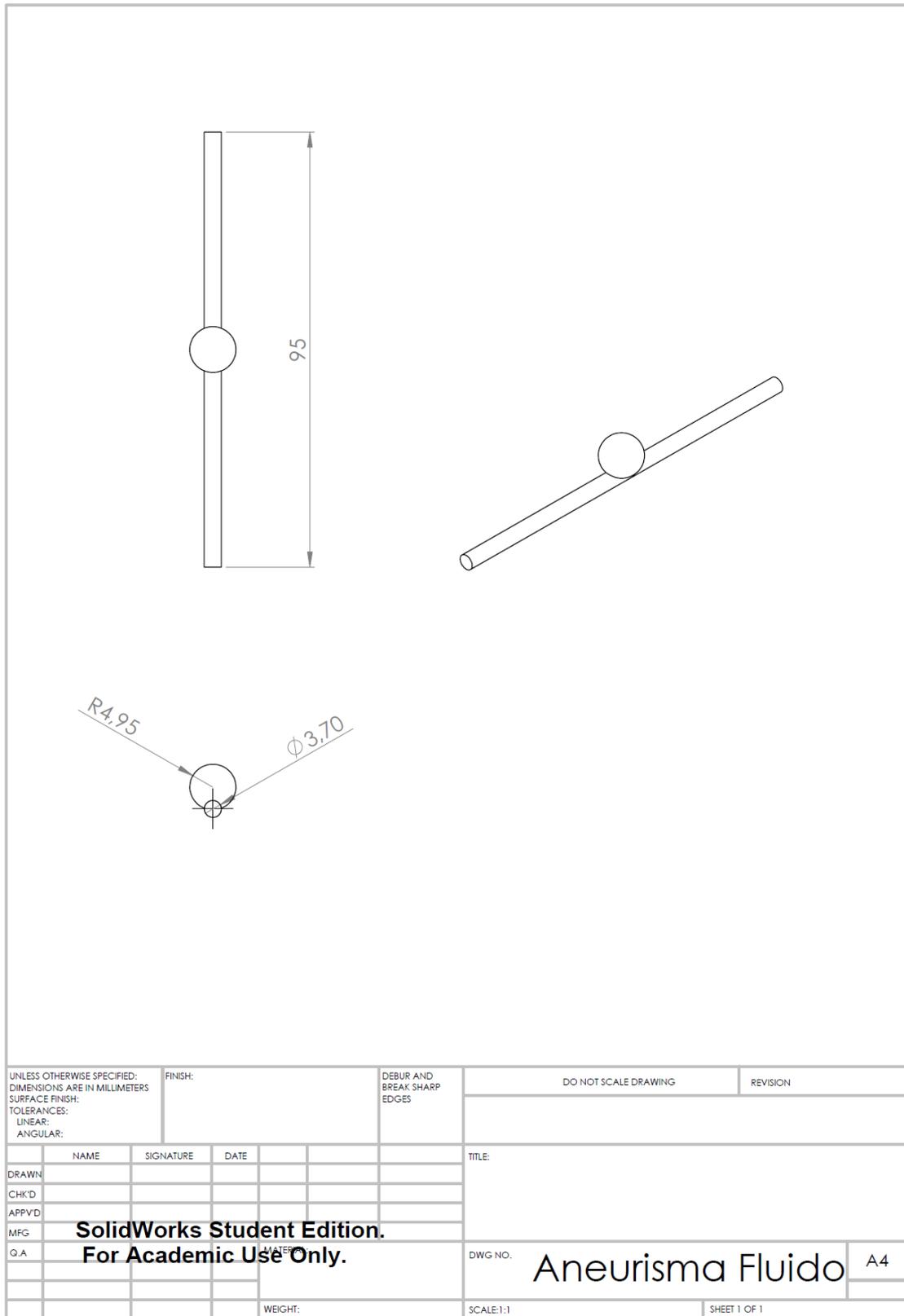


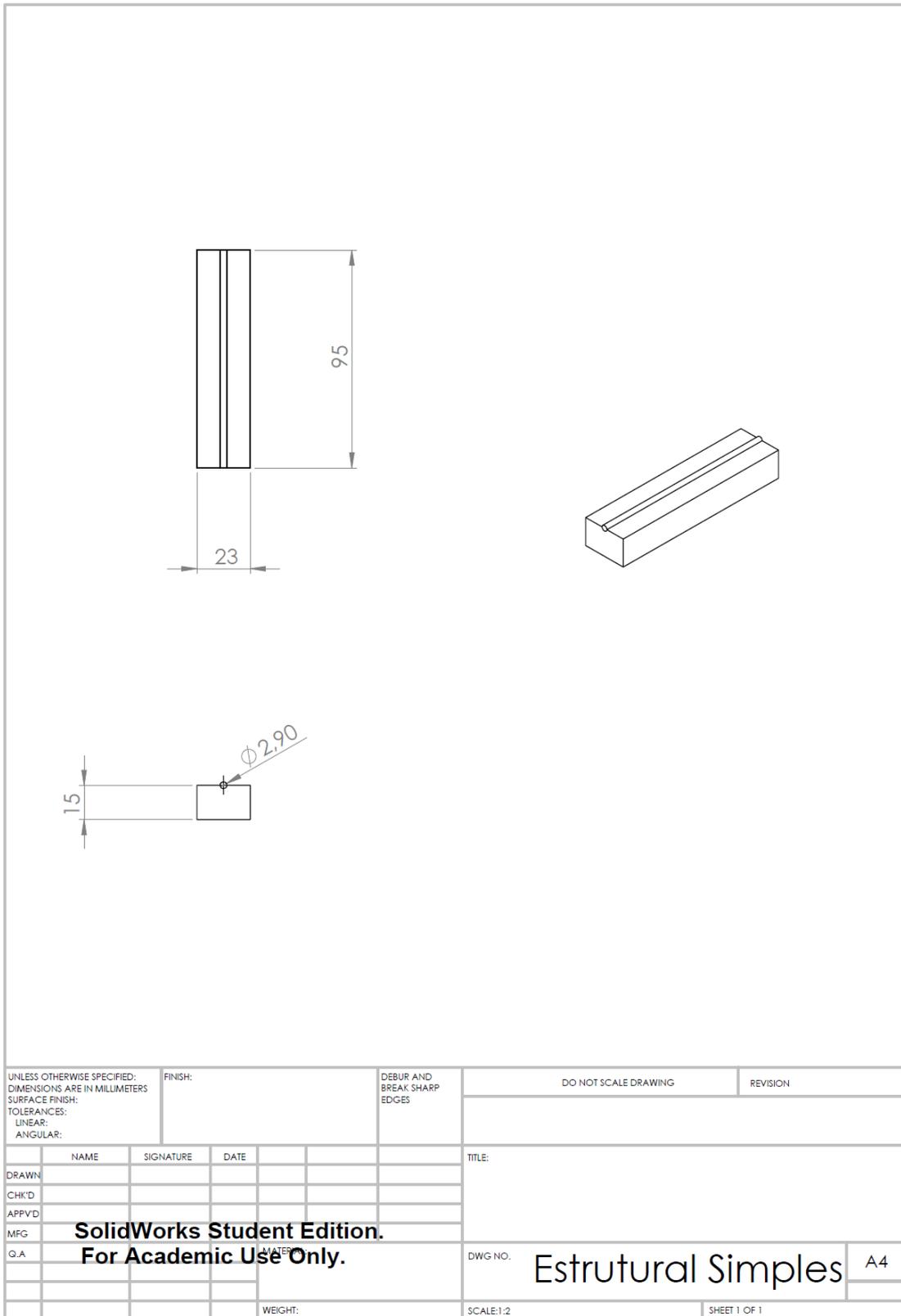


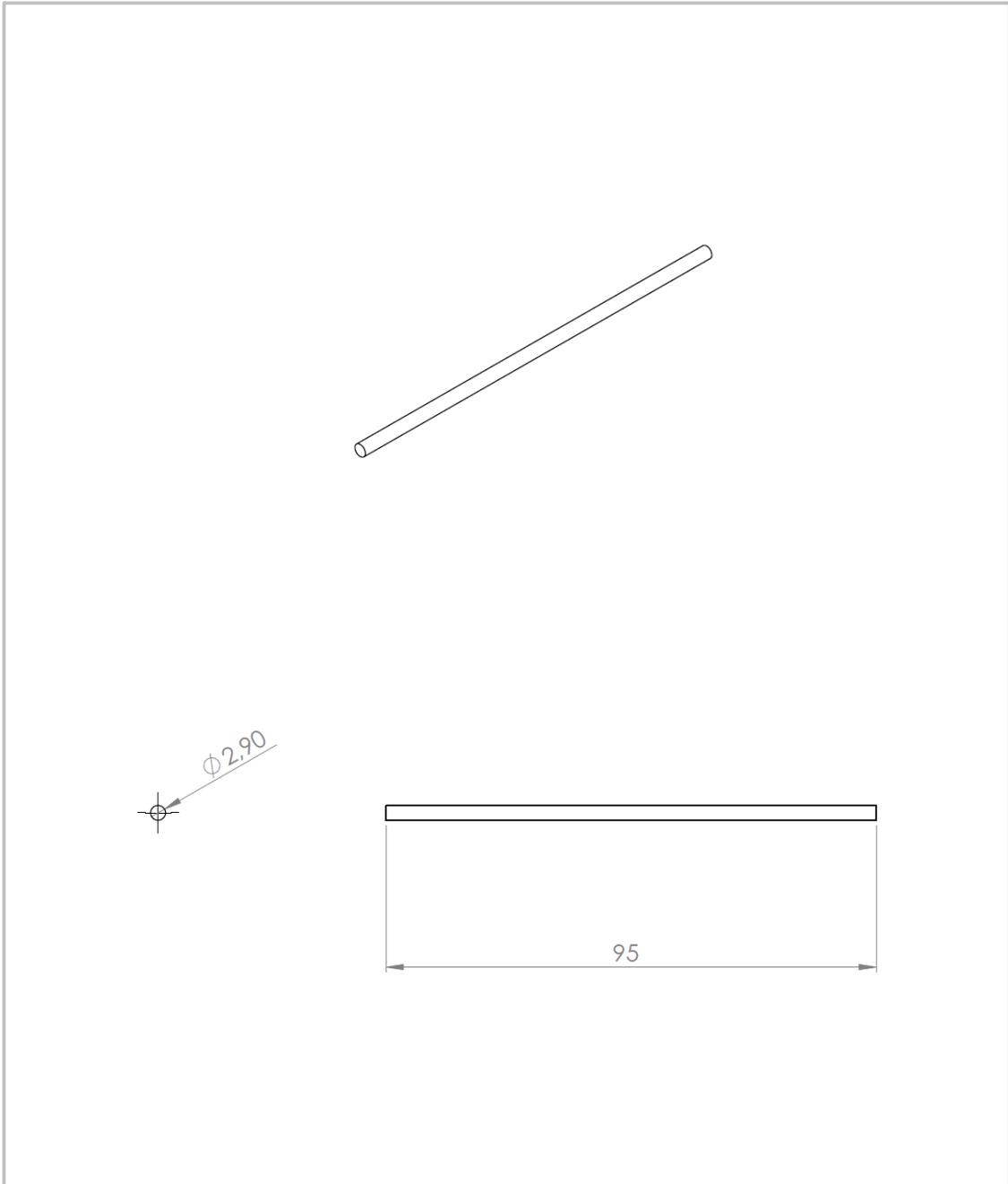
Anexo B



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:									
TOLERANCES:									
LINEAR:									
ANGULAR:									
NAME	SIGNATURE	DATE				TITLE:			
DRAWN						SolidWorks Student Edition. For Academic Use Only.			
CHK'D									
APPVD									
MFG									
Q.A									
						DWG NO	Estrutura Aneurisma		
				WEIGHT:		SCALE:1:2	SHEET 1 OF 1		







UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN						<p>SolidWorks Student Edition. For Academic Use Only.</p>			
CHK'D									
APP'VD									
MFG									
Q.A.						DWG. NO.		A4	
						SCALE:1:1		SHEET 1 OF 1	

Anexo C

Estudo numérico e experimental do comportamento biomecânico dos aneurismas quando sujeito a pressão interna

Eládio Órfão, João Ribeiro, Rui Lima

Um aneurisma é uma área frágil na parede de um vaso sanguíneo que faz com que o vaso forme uma protuberância ou aumente de tamanho. Em situações limites, este enfraquecimento pode levar ao rompimento do vaso.

O principal objetivo deste trabalho é o de compreender como ocorre a deformação do aneurisma quando sujeito a uma pressão interna semelhante à pressão sanguínea. O estado de deformação do aneurisma, permitirá definir quais as regiões que estão sujeitas a deformações mais elevadas e que podem dar uma indicação de potencial rotura. Para realizar este estudo realizaram-se duas aproximações distintas, uma numérica e outra experimental. Para o estudo numérico utilizou-se o programa comercial de elementos finitos Ansys®. Neste caso, fez uma simulação considerando que material de que são constituídos os vasos sanguíneos têm um compartimento híper-elástico e aplicou-se uma pressão interna constante. Para a fazer a análise experimental, foi desenvolvido um modelo *in-vitro* do aneurisma, para realização desse modelo recorreu-se a um sistema de prototipagem rápida utilizando uma impressora 3D, Solidoodle®. O material que foi utilizado para a criação do modelo tem um comportamento elástico próximo das paredes arteriais e designa-se por polidimetilsiloxano. Da análise dos resultados obtidos verificou-se que região em que ocorre uma deformação mais elevada encontra-se no topo do aneurisma, permitindo concluir-se que há uma forte probabilidade de ser nessa região que ocorra a rotura do aneurisma.

Palavras-chave: Aneurisma, Ensaios laboratoriais e numéricos, PDMS, Ansys Workbench.