

Estudo do Comportamento Biomecânico de Aneurismas Cerebrais

Cátia Sofia da Silva Cardoso

Relatório Final do Trabalho de Projeto apresentado à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

para obtenção do Grau de Mestre em

Tecnologia Biomédica no ramo da Biomecânica e Reabilitação

Estudo do Comportamento Biomecânico de Aneurismas Cerebrais

Cátia Sofia da Silva Cardoso

Relatório Final do Trabalho de Projeto apresentado à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

para obtenção do Grau de Mestre em

Tecnologia Biomédica no ramo da Biomecânica e Reabilitação

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professora Carla Fernandes

Professor João Ribeiro

Professor Rui Lima

Ano Letivo 2014/2015

Resumo

Os aneurismas cerebrais são dilatações patológicas das artérias cerebrais e são conhecidos como um dos eventos cerebrovasculares mais comuns e graves. A maioria dos aneurismas cerebrais não provoca sintomas até que atinjam grandes dimensões, começando a vaziar sangue ou a romperem-se.

Este projeto tem como principal objetivo a caracterização do comportamento biomecânico de aneurismas, tendo em consideração diferentes parâmetros geométricos e fisiológicos. Com esta caracterização pretende-se analisar o comportamento da parede de um vaso sanguíneo durante a formação de um aneurisma e, dessa forma, entender o que leva à sua formação e onde são as zonas mais propícias à sua rutura.

No presente trabalho foram realizados estudos numéricos para geometrias simplificadas de vasos sanguíneos, mais concretamente, três canais circulares - um simples e dois com aneurismas - considerando-se que todos eram de polidimetilsiloxano (PDMS), uma vez que este material possui propriedades híper-elásticas tal como os vasos sanguíneos e, normalmente, é um material utilizado com muita frequência nos estudos experimentais. Aplicaram-se diferentes modelos constitutivos ao PDMS que foram aproximados por uma curva de tensão/deformação que contém valores experimentais de um ensaio de tração de um provete normalizado de PDMS.

Nos vários estudos foram utilizados dois módulos do *software* Ansys[®], sendo eles, o *Fluid Flow* (Fluent) e o Static Structural. O primeiro usou-se para fazer a simulação do escoamento do fluido (sangue e glicerina 60%) em cada canal, permitindo calcular a variação da pressão exercida pelo fluido na parede do canal, a velocidade ao longo do percurso deste e a existência ou inexistência de recirculação sanguínea no interior do aneurisma, para diferentes condições de operação. No Static Structural foi executado o estudo estrutural dos canais, calculando-se os deslocamentos totais, os deslocamentos direcionais (X, Y e Z), as deformações, as tensões normais e as tensões de corte, permitindo assim, visualizar as zonas do canal que estão sobre maior tensão.

Ao longo destes estudos concluiu-se que a nível qualitativo, qualquer modelo constitutivo estudado pode ser utilizado, pois todos mostram o mesmo tipo de distribuição de deslocamentos e deformações. Concluiu-se também que com o aumento da velocidade de entrada, o fenómeno de recirculação sanguínea torna-se mais acentuado, fazendo com

que o fluido se aproxime mais para junto das paredes do aneurisma. Os valores máximos dos deslocamentos ocorreram nas laterais do aneurisma e as deformações máximas, para além das laterais do aneurisma, verificaram-se também na passagem do canal para o aneurisma e do aneurisma para o canal, sendo estas as zonas onde há uma alteração “brusca” da geometria.

Palavras Chave: Aneurisma cerebral, Dinâmica de fluidos computacional, Análise estrutural, PDMS, Modelos híper-elásticos.

Abstract

Cerebral aneurysms are pathological dilatation of cerebral arteries and are known as one of the most common and serious cerebrovascular events. Most cerebral aneurysms do not cause symptoms until they become large and beginning to break up.

The main objective of this project is the numerical characterization of the biomechanical behaviour of a cerebral aneurysm, taking into account different geometric and physiological parameters. This numerical investigation aims to analyse the behaviour of a blood vessel wall during the formation of an aneurysm and as a result to improve our understanding regarding what leads to its formation and where are the zones more likely to occur its rupture zones.

In this work, numerical studies were carried out in blood vessels with simple geometries, in particular, three circular channels (a simple with any aneurysm and two with an aneurysm), considering that all were in polydimethylsiloxane (PDMS), as this material has hyperelastic properties similar to blood vessels and is frequently used in in vitro experimental studies. We have applied different constitutive models to the PDMS that were approximated by a stress/strain curve that contains experimental results, a tensile test of a standardized test piece of PDMS.

The numerical studies were performed by using two modules of the Ansys[®] software, i. e., the Fluid Flow (Fluent) and the Static Structural. The former was used to perform simulations of the fluid flow (blood and glycerine 60%) in each channel, allowing to calculate the pressure gradient exerted by the fluid in the channel wall, the velocity along the channel and the existence or absence blood recirculations inside the aneurysm, for different flow conditions. In latter module (the Static Structural) was used to perform the structural study of the channels, calculating the total displacements, the directional displacements (X, Y and Z), the deformations, the normal stresses and the shear stresses. Additionally, by using this module it was possible to visualize the regions of the channel where the greater strain is more likely to happen.

From these qualitatively studies it was possible to conclude, that any constitutive model studied can be used, as all show the same distribution of displacements and deformations. It also possible to conclude, that the blood flow recirculation phenomenon becomes more critical as the velocity inlet increases, causing the fluid to be closer to the

walls of the aneurysm. The maximum values of the displacements have occurred at the sides of the aneurysm and the maximum deformations, beyond the sides of the aneurysm. These maximum values were also found at regions where there is a sudden change in the geometry, i. e., at the passage of the main channel to the aneurysm and at the passage of the aneurysm to the main channel.

Keywords: Brain aneurysms, Computational fluid dynamics, Structural analysis, PDMS, Hyperelastic models.

Agradecimentos

Agradeço desde já a todas as pessoas que de algum modo contribuíram para a elaboração deste relatório, tanto a nível emocional como a nível laboral.

Gostaria de agradecer em especial, ao professor João Ribeiro e à professora Carla Fernandes, pela orientação facultada e pela total disponibilidade concedida no auxílio da resolução de problemas surgidos e na transmissão de conhecimentos que se tornaram cruciais para o desenvolvimento deste projeto, sempre com boa disposição e simpatia.

Gostaria de agradecer também ao professor Rui Lima pela disponibilidade de sugestões dadas para este trabalho sempre que foi necessário, assim como alguns esclarecimentos pertinentes sobre alguns assuntos descritos neste relatório.

Queria também agradecer aos meus pais que possibilitaram todo o percurso da minha formação e por todo o apoio, compreensão e carinho dado, assim como às minhas irmãs pela alegria que me transmitem. Ao meu namorado, sobretudo pela paciência demonstrada e pela força que me transmitiu para desenvolver e finalizar este relatório.

Agradeço também aos meus amigos e colegas que me acompanharam ao longo do percurso académico e que de alguma forma contribuíram para o meu crescimento pessoal.

Por fim, agradeço a todos os membros que constituem o IPB e a este mesmo Instituto Politécnico, pois de alguma forma me acolheram com o maior respeito e dedicação, possibilitando todos os meios possíveis para que alcançasse a minha tão desejada ambição.

Índice

Resumo.....	iii
Abstract.....	v
Agradecimentos.....	vii
Índice.....	ix
Lista de figuras.....	xiii
Lista de tabelas.....	xix
Acrónimos e Símbolos	xx
Capítulo 1.....	1
Introdução	1
1.1. Enquadramento do trabalho	1
1.2. Motivação e objetivos	2
1.3. Estrutura do Relatório	3
Capítulo 2.....	5
Fundamentação Teórica.....	5
2.1. Mecânica dos Sólidos Cardiovasculares.....	5
2.1.1. Antecedentes da estrutura de tecidos moles.....	6
2.1.2. Comportamento biomecânico de tecidos moles	7
2.2. Vasos Sanguíneos	8
2.3. Pressão Sanguínea.....	9
2.4. Reologia	10

2.4.1.	Modelo de Carreau.....	12
2.5.	Aneurismas	12
2.5.1.	Aneurismas Cerebrais	13
2.5.1.1.	Fatores de risco para aneurismas intracranianos.....	15
2.5.1.2.	Resistência, elasticidade e propriedades viscoelásticas de aneurismas cerebrais	16
2.5.1.3.	Efeitos da geometria arterial no crescimento de aneurismas	17
2.5.2.	Aneurismas da Aorta.....	18
2.6.	Materiais Híper-elásticos	19
2.6.1.	Modelos constitutivos para a caracterização de materiais híper-elásticos.....	20
2.6.1.1.	Modelo de Mooney-Rivlin.....	20
2.6.1.2.	Modelo de Ogden.....	21
2.6.1.3.	Modelo de Yeoh.....	21
2.6.1.4.	Modelo Polinomial	22
2.6.2.	Teste de tração - ensaio experimental.....	22
2.7.	Programas Utilizados.....	23
Capítulo 3.....	25	
Simulações Numéricas.....	25	
3.1. Primeiro Estudo: Estudo dos diferentes modelos constitutivos aplicados a materiais híper-elásticos	26	
3.1.1. Estudo do escoamento do fluido	26	
3.1.1.1. Componente numérica	27	
3.1.1.2. Exposição e análise dos resultados	28	
3.1.2. Estudo do comportamento da parede do canal	30	
3.1.2.1. Exposição e análise dos resultados	33	
3.1.3. Comparação dos resultados numéricos com experimentais.....	37	
3.1.3.1. Campos de deslocamentos	37	
3.1.4. Deformações e deslocamentos em alguns pontos da superfície do aneurisma	39	

3.1.5.	Influência de um caudal mais elevado no tipo de distribuição de deformações e deslocamentos.....	42
3.1.5.1.	Exposição e comparação dos resultados.....	42
♦	Variação das quedas de pressão.....	42
♦	Análise estrutural.....	43
3.1.6.	Comparação de resultados entre as simulações realizadas com a glicerina e o sangue.....	43
3.1.6.1.	Exposição e análise dos resultados.....	44
3.1.7.	Comparação do canal Simples com o canal com aneurisma.....	45
3.1.7.1.	Componente numérica.....	45
3.1.7.2.	Exposição e análise dos resultados.....	47
♦	Estudo do escoamento.....	47
♦	Static Structural.....	48
3.2.	Segundo Estudo: Análise do comportamento biomecânico de aneurisma cerebrais.....	50
3.2.1.	Estudo do escoamento do fluido e visualização do fenómeno de recirculação sanguínea.....	51
3.2.1.1.	Exposição e análise dos resultados.....	52
3.2.2.	Estudo do comportamento da parede através do Static Structural.....	53
3.2.2.1.	Exposição e análise dos resultados.....	54
Capítulo 4.....	63	
Conclusões e Trabalhos Futuros.....	63	
4.1. Conclusões.....	63	
4.2. Trabalhos Futuros.....	65	
Referências Bibliográficas.....	67	
Anexos.....	73	
Anexo A1.....	74	
Anexo A2.....	89	
Anexo B.....	99	

Anexo C	103
Anexo D	112
Anexo E	114
Anexo F	118

Lista de figuras

Figura 2.1 - Estrutura geral das artérias, veias e rede capilar. Figura conforme [12].....	9
Figura 2.2 - Classificação dos aneurismas com base nas formas destes. Figura conforme [20].....	13
Figura 2.3 - Ruptura de um aneurisma. Figura conforme [23].	14
Figura 2.4 - Aneurismas cerebrais situados no círculo de Willis. Figura conforme [27].	14
Figura 2.5 – Aneurisma no vértice de uma bifurcação e ao longo de um segmento de vaso reto, respetivamente. Figuras conforme [29, 30].	17
Figura 2.6 - Artéria aorta abdominal saudável e com aneurisma. Figura conforme [36].	19
Figura 2.7 - Exemplo de um canal com aneurisma, feito de PDMS. Figura conforme [38].	20
Figura 2.8 – Teste de tração. Figura conforme [42].	23
Figura 2.9 - Curva de tensão/deformação obtida através do ensaio de tração.	23
Figura 3.1 – Estrutura e dimensões [mm] do canal com aneurisma.	27
Figura 3.2 – Discretização do domínio geométrico usado no estudo do escoamento.	27
Figura 3.3 - Resultados numéricos e analíticos para as velocidades do fluido ao longo do canal.	29
Figura 3.4 - Representação das linhas de fluxo.	29
Figura 3.5 – Campo de pressões obtido na parede do canal.	30
Figura 3.6 – Estrutura e dimensões do modelo usado no estudo estrutural.	30

Figura 3.7 – Aproximação do modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros pela curva de tensão/deformação.....	31
Figura 3.8 - Malha do modelo usado no Static Structural.	32
Figura 3.9 - Fixação da base do modelo.	32
Figura 3.10 - Pressão importada do Fluent para o Static Structural.	32
Figura 3.11 – Deformações ocorridas na parede do canal.	34
Figura 3.12 - Deslocamentos: a) Deslocamento total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Direção Y do outro lado; e) Segundo a direção Z; f) Direção Z do outro lado; g) Segundo a direção Z, na entrada do aneurisma; h) na saída do aneurisma.	35
Figura 3.13 – Deslocamentos ocorridos no aneurisma, segundo a direção X.	37
Figura 3.14 - Deslocamentos ocorridos no aneurisma, segundo a direção Y (que corresponde à direção Z de [38]).	38
Figura 3.15 - Deslocamentos ocorridos no aneurisma, segundo a direção Z (que corresponde à direção Y de [38]).	38
Figura 3.16 - Pontos analisados segundo a direção Z, no aneurisma.	39
Figura 3.17 - Pontos analisados segundo a direção X, no aneurisma.	39
Figura 3.18 – Deformações ocorridas no aneurisma, ao longo do eixo Z.	40
Figura 3.19 – Deformações ocorridas no aneurisma, ao longo do eixo X.	40
Figura 3.20 - Deslocamentos ocorridos no aneurisma, ao longo do eixo Z.	41
Figura 3.21 – Deslocamentos ocorridos no aneurisma, ao longo do eixo X.	41
Figura 3.22 - Deslocamentos totais e deformações ocorridas para um caudal de 600 $\mu\text{l}/\text{min}$	43
Figura 3.23 - Malha do modelo usado no Fluent.	46

Figura 3.24 - Dimensões (em mm) e estrutura do canal simples usado no estudo estrutural.	46
Figura 3.25 - Malha usada no canal simples (Static Structural).	47
Figura 3.26 - Comparação dos resultados numéricos (canal simples e com aneurisma) e analíticos para as velocidades do fluido.	47
Figura 3.27 - Deformação da parede do canal em ambos os lados.	48
Figura 3.28 – Deslocamentos: a) Deslocamento total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Direção Y do outro lado; e) Segundo a direção Z; f) Direção Z do outro lado.	49
Figura 3.29 – Dimensões e geometria da parede do canal usada para o estudo estrutural (parte exterior).	51
Figura 3.30 - Malha usada no modelo do Fluent.	51
Figura 3.31 - Linha de fluxo para uma velocidade de 0,9 mm/s.	52
Figura 3.32 - Linha de fluxo para uma velocidade de 88,8 mm/s.	52
Figura 3.33 - Linha de fluxo para uma velocidade de 444 mm/s.	53
Figura 3.34 - Linha de fluxo para uma velocidade de 888 mm/s.	53
Figura 3.35 - Malha usada no modelo do Static Structural.	54
Figura 3.36 - Deslocamentos totais para as velocidades médias de entrada de: a) 0,9 mm/s; b) 88,8 mm/s; c) 444 mm/s; d) 888 mm/s.	55
Figura 3.37 - Deformações para as velocidades médias de entrada de: a) 0,9 mm/s; b) 88,8 mm/s; c) 444 mm/s; d) 888 mm/s.	56
Figura 3.38 - Tensões normais médias [MPa] nas diferentes direções.	56
Figura 3.39 - Tensões de corte médias [MPa] nos diferentes planos.	57

Figura 3.40 - Tensões normais: a) segundo o eixo X; b) segundo o eixo Y; c) segundo o eixo Z.	58
Figura 3.41 – Tensões de corte: a) segundo o plano XY; b) plano XY do outro lado; c) segundo o plano YZ; d) plano YZ do outro lado, e) segundo o plano XZ.	59
Figura A.1 – Modelo de Mooney-Rivlin de 3 parâmetros.....	100
Figura A.2 – Modelo de Mooney-Rivlin de 9 parâmetros.....	100
Figura A.3 – Modelo de Ogden de 2ª ordem	100
Figura A.4 – Modelo de Ogden de 3ª ordem.	101
Figura A.5 – Modelo de Yeoh de 2ª ordem.	101
Figura A.6 – Modelo de Yeoh de 3ª ordem.	101
Figura A.7 - Modelo Polinomial de 2ª ordem.....	102
Figura A.8 – Modelo Polinomial de 3ª ordem.	102
Figura A.9 – Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.....	104
Figura A.10 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.e)..	1045
Figura A.11 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.....	106
Figura A.12 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.....	107
Figura A.13 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.....	108
Figura A.14 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.....	109

Figura A.15 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações..... 110

Figura A.16 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações..... 111

Figura A.17 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações..... 113

Figura A.18 – Fases da recirculação na zona do aneurisma durante o escoamento sanguíneo no canal, com uma velocidade de entrada de 88,8 mm/s..... 115

Figura A.19 - Fases da recirculação na zona do aneurisma durante o escoamento sanguíneo no canal, com uma velocidade de entrada de 444 mm/s..... 116

Figura A.20 - Fases da recirculação na zona do aneurisma durante o escoamento sanguíneo no canal, com uma velocidade de entrada de 888 mm/s..... 117

Figura A.21 – Resultados das tensões normais, para uma velocidade de entrada de 0,9 mm/s: a) segundo a direção X; b) segundo a direção Y; c) segundo a direção Z... .. 119

Figura A.22 - Resultados das tensões de corte, para uma velocidade de entrada de 0,9 mm/s: a) segundo o plano XY; b) segundo o plano direção YZ; c) segundo o plano XZ... .. 119

Figura A.23 - Resultados das tensões normais, para uma velocidade de entrada de 444 mm/s: a) segundo a direção X; b) segundo a direção Y; c) segundo a direção Z... .. 119

Figura A.24 - Resultados das tensões de corte, para uma velocidade de entrada de 444 mm/s: a) segundo o plano XY; b) segundo o plano direção YZ; c) segundo o plano XZ 119

Figura A.25 - Resultados das tensões normais, para uma velocidade de entrada de 888 mm/s: a) segundo a direção X; b) segundo a direção Y; c) segundo a direção Z.119

Figura A. 26 - Resultados das tensões de corte, para uma velocidade de entrada 888 mm/s: a) segundo o plano XY; b) segundo o plano direção YZ; c) segundo o plano XZ. 119

Lista de tabelas

Tabela 2.1 - Propriedades mecânicas e dados bioquímicos associados a alguns órgãos representativos, que consiste principalmente em tecidos conjuntivos moles [7].....	7
Tabela 3.1 - Comparação entre os valores dos modelos constitutivos estudados.....	36
Tabela 3.2 - Quedas de pressão obtidas com o caudal de 300 e 600 $\mu\text{l}/\text{min}$	42
Tabela 3.3 - Quedas de pressão obtidas para a glicerina 60% e para o sangue.	44
Tabela 3.4 - Deslocamentos máximos e mínimos, obtidos para a glicerina 60% e para o sangue.	44
Tabela 3.5 – Valores numéricos (canal com aneurisma e canal simples) e valor analítico para a variação da queda de pressão por comprimento do canal.	48
Tabela 3.6 – Condições de fronteira.	52

Acrónimos e Símbolos

Lista de acrónimos

CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i>
CDI	Correlação Digital de Imagem
MEF	Método dos Elementos Finitos
CFD	<i>Computational Fluid Dynamics</i>
PDMS	Polidimetilsiloxano
Re	Número de Reynolds
SI	Sistema Internacional

Lista de símbolos

ΔP	Variação da pressão (Pa)
λ	Tempo característico (s)
n	Medida das características de pseudoplasticidade
η_0	Viscosidade para a taxa de deformações próximas de zero (Pa.s)
η_∞	Viscosidade para a taxa de deformações mais elevadas (Pa.s)
Ψ	Função de densidade de energia de deformação
E	Módulo de elasticidade
ρ	Densidade (kg/m ³)
η	Viscosidade (Pa.s)
v	Velocidade Radial (m/s)
u	Velocidade média (m/s)
r	Posição radial (m)
R	Raio do canal cilíndrico (m)
L	Comprimento
Q	Caudal (μl/min)
A	Área de entrada do canal (m ²)

Capítulo 1

Introdução

Este capítulo encontra-se dividido em três subcapítulos. No primeiro é feito o enquadramento do trabalho; no segundo, as motivações e os objetivos deste trabalho e; no terceiro, é apresentada a estrutura do relatório.

1.1. Enquadramento do trabalho

A área da engenharia biomédica está em grande expansão e dedica-se ao estudo e ao desenvolvimento de novas técnicas procurando resolver problemas que possam ocorrer, melhorando, assim, a qualidade de vida do ser humano. Uma vez que os aneurismas cerebrais provocam mal-estar, dores e muitas das vezes levam à morte de indivíduos, torna-se importante perceber os fatores que levam à ocorrência de aneurismas cerebrais e as zonas mais propícias à sua rutura, bem como a influência da pressão sanguínea e outros fatores hemodinâmicos.

Um aneurisma é caracterizado pela dilatação anormal de um vaso sanguíneo causada pelo enfraquecimento das suas paredes, podendo esta dever-se a trauma, doença vascular, infeção ou aterosclerose, podendo ocorrer basicamente em qualquer vaso sanguíneo. Os aneurismas são muito comuns na população em geral e raramente causam sintomas ou problemas graves. Estes podem ocorrer em qualquer ponto de um vaso sanguíneo, mas os dois lugares mais comuns são a artéria aorta e o sistema vascular cerebral. O seu perigo está no facto de poder romper-se, resultando em hemorragia ou isquemia dos tecidos irrigados pela artéria atingida e a gravidade do dano depende da área irrigada pelo vaso afetado [1].

Como se sabe, o sangue é o fluido que circula nos vasos sanguíneos. No entanto, em muitos dos estudos experimentais executados atualmente, usa-se a glicerina 60% em vez do sangue, por apresentar propriedades reológicas bastante conhecidas e por este ser muito viscoso, permitindo, com maior facilidade, a medição das quedas de pressão. Assim, as propriedades dos fluidos usados no estudo do escoamento foram o sangue e a glicerina 60% [2].

A quantificação das variáveis hemodinâmicas, tais como, a velocidade do sangue, a pressão e a tensão de corte são importantes, pois permitem facultar informações sobre a existência ou inexistência de patologias cardiovasculares [2].

O fenómeno de recirculação é descrito como a repetitiva circulação do fluido em canais esféricos, tal como acontece muitas das vezes no interior de aneurismas. A recirculação a baixas velocidades pode facilitar a formação de coágulos devido à adesão de plaquetas, glóbulos vermelhos e lipídeos, originando a formação de placas ateroscleróticas e trombos, em sequências de baixas tensões de corte. Alguns dos fatores que influenciam a recirculação são o diâmetro do aneurisma (elevado) e a velocidade do fluido [3].

Para a elaboração destes estudos foram usados dois módulos do *software* Ansys[®], sendo eles o Fluid Flow (Fluent) e o Static Structural, cujo *software* se baseia nos métodos dos volumes e elementos finitos, respetivamente. No Fluent simulou-se o escoamento do fluido e no Static Structural calcularam-se e visualizaram-se as deformações e os deslocamentos ocorridos na parede do canal provocados pela pressão dos fluidos, de forma a avaliar-se e analisar-se os resultados obtidos, sem que seja necessário efetuar experiências *in vitro* e *in vivo*, tornando assim, um meio mais rentável e menos moroso.

Os resultados obtidos numericamente para as deformações ocorridas no canal (primeiro estudo), foram também comparados com os obtidos através da técnica da Correlação Digital de Imagem (CDI) num estudo experimental. Esta técnica é uma das poucas técnicas óticas que permite a medição de campos de deslocamentos e deformações tão elevadas como as que ocorrem nos materiais híper-elásticos [4].

1.2. Motivação e objetivos

A principal motivação para a realização deste trabalho foi a caracterização numérica do comportamento biomecânico de aneurismas, tendo em consideração diferentes parâmetros geométricos e fisiológicos. Outras motivações deste trabalho foram:

- ◆ A implementação de simulações numéricas que permitissem analisar vários modelos constitutivos para a caracterização do comportamento hiper-elástico dos vasos sanguíneos;
- ◆ Validação das simulações numéricas com resultados obtidos em ensaios experimentais realizados em trabalhos prévios;
- ◆ Caracterização numérica do comportamento biomecânico de aneurismas;
- ◆ Conclusão de qual(ais) o(s) melhor(es) modelo(s) constitutivo(s) para materiais hiper-elásticos;
- ◆ Visualização das possíveis diferenças entre o uso da glicerina 60% e do sangue em simulações de casos reais, já que esta tende a ser bastante utilizada em trabalhos experimentais realizados *in vitro* em substituição do sangue;
- ◆ Observação da existência ou inexistência do fenómeno de recirculação para diferentes velocidades de entrada;
- ◆ Visualização e análise da formação do fenómeno de recirculação do fluido dentro do aneurisma.

1.3. Estrutura do Relatório

O presente relatório encontra-se dividido em quatro capítulos. No primeiro capítulo é feito o enquadramento ao tema em estudo, definindo-se as principais motivações e onde é feita a apresentação da estrutura deste relatório.

O segundo capítulo contém conceitos teóricos importantes que facilitam a compreensão da metodologia usada nas simulações numéricas elaboradas neste projeto. Encontram-se descritos assuntos tais como: reologia do sangue, hemodinâmica, aneurismas, comportamento dos tecidos moles, entre outros, dado tratarem-se de áreas cruciais para a realização deste trabalho.

No terceiro capítulo são apresentados os estudos numéricos efetuados, bem como os procedimentos seguidos ao longo das diferentes simulações. Ao longo deste capítulo são também apresentados, comparados e discutidos os resultados obtidos para cada estudo.

Por fim, no quarto capítulo, são apresentadas as conclusões gerais deste trabalho relativamente às diferentes análises e aos cinco estudos elaborados. Ainda neste capítulo, encontram-se descritas algumas sugestões para trabalhos futuros e possíveis aspetos a melhorar relativamente ao trabalho desenvolvido.

Após o último capítulo, encontram-se as referências bibliográficas consultadas ao longo da elaboração deste relatório, bem como os anexos (de A a F) que contêm os passos seguidos na execução das simulações numéricas (no Fluid Flow (Fluent) e no Static Structural) e outros resultados não colocados ao longo do presente relatório.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

Neste capítulo encontram-se descritos alguns pontos importantes que ajudam numa melhor compreensão de aspetos relevantes para este projeto. Desta forma, encontram-se descritos assuntos tais como: reologia do sangue, hemodinâmica, aneurismas, comportamento dos tecidos moles, entre outros, dado tratarem-se de áreas cruciais para a realização deste trabalho.

2.1. Mecânica dos Sólidos Cardiovasculares

O sistema cardiovascular é composto pelo coração, vasos sanguíneos e o sangue, sendo a sua vitalidade dependente da resposta a uma variedade de estímulos biológicos, químicos, elétricos, mecânicos e térmicos. Através da pesquisa da resposta do coração e artérias a cargas mecânicas do ponto de vista de mecânica de sólidos não-lineares, percebe-se que estudar as respostas complexas de células cardiovasculares, tecidos e órgãos requer necessariamente a combinação da abordagem teórica, experimental e computacional [5].

A biomecânica pode ser definida como o desenvolvimento, a extensão e a aplicação da mecânica de forma a responder a questões de importância na área da biologia e da medicina. É somente através da biomecânica que podemos compreender muitos dos fenómenos que ocorrem a nível celular, tecidual e no organismo. Por causa da complexidade geométrica de células, tecidos e órgãos, existe uma necessidade de métodos computacionais robustos, para assim minimizar as taxas de morbidade e

mortalidade que resulta de doenças e de lesões. Para tal, existe uma necessidade de melhorar as modalidades de diagnóstico e tratamento [5].

Uma vez que este estudo vem a simular o comportamento real dos vasos sanguíneos, é importante conhecer o tipo de tecido biológico, a que estes pertencem. Os tecidos biológicos são classificados em tecidos duros e tecidos moles. Os ossos e dentes são designados de tecidos duros, enquanto os tecidos vasculares, musculares, a pele, entre outros, são classificados como tecidos moles [6].

2.1.1. Antecedentes da estrutura de tecidos moles

Um grupo principal de tecido que liga, apoia e protege o nosso corpo e as estruturas humanas é o tecido conjuntivo mole. Ao contrário de outros tecidos, este é um material biológico diversificado onde as células são separadas por um material extracelular [7].

Alguns dos exemplos de tecidos moles são os tendões, os vasos sanguíneos, a pele, as cartilagens articulares, entre muitos outros. Os vasos sanguíneos são órgãos importantes compostos por tecidos moles que se têm de distender em resposta a ondas de impulso [7].

Os tecidos conjuntivos moles do nosso corpo são estruturas de compósitos reforçados com fibras complexas. O seu comportamento mecânico é fortemente influenciado pela concentração e arranjo estrutural dos componentes, colagénio e elastina, entre outros, a matriz hidratada de proteoglicanos, o local topográfico e a respetiva função no organismo [7].

A resistência do tecido com fibras de colagénio depende da função primária e da exigência dessa resistência, sendo esta variável da ordem de grandeza de 1,5 nm. O tipo mais comum é o colagénio tipo I, o qual pode ser isolado a partir de qualquer tecido e é o principal constituinte dos vasos sanguíneos. As ligações reticuladas intermoleculares do colagénio fornecem aos tecidos conjuntivos a força que varia com a idade, com a patologia, etc. (para uma correlação entre o teor de colagénio no tecido, percentagem de peso seco, e a sua resistência à tração ver a Tabela 2.1). A função e integridade de órgãos são mantidos pela tensão nas fibras de colagénio [7].

Tabela 2.1 - Propriedades mecânicas e dados bioquímicos associados a alguns órgãos representativos, que consiste principalmente em tecidos conjuntivos moles [7].

Material	Resistência à tração [MPa]	Tensão à tração [%]	Colagénio (% de peso seco)	Elastina (% de peso seco)
Tendão	50-100	10-15	75-85	< 3
Ligamento	50-100	10-15	70-80	10-15
Aorta	0,3-0,8	50-100	25-35	40-50
Pele	1-20	30-70	60-80	5-10
Cartilagem articular	9 – 40	60-120	40-70	-

A elastina, tal como o colagénio, é uma proteína que é um dos principais constituintes da matriz extracelular do tecido conjuntivo. Encontra-se presente como fios finos em tecidos moles, tais como pele e pulmões. As longas moléculas de elastina flexíveis constroem uma rede tridimensional (tipo borracha), que pode ser esticada até cerca de 2,5 vezes o comprimento inicial da sua configuração inicial. A elastina é essencialmente um material hiper-elástico linear que exhibe efeitos muito pequenos de relaxamento, sendo maiores para colagénio [7].

2.1.2. Comportamento biomecânico de tecidos moles

Uma vez que os diferentes vasos sanguíneos apresentam um comportamento hiper-elástico que caracteriza os tecidos moles, é importante conhecer alguns aspetos relevantes sobre este assunto.

Os tecidos moles têm uma matriz extracelular rica em fibras de colagénio e elastina, como é o caso do tecido conjuntivo, epitelial e muscular [6].

Apesar de cada tecido biológico mole apresentar um comportamento único, existem comportamentos característicos gerais comuns a muitos tecidos [5].

Os tecidos moles têm um comportamento anisotrópico por causa das suas fibras que tendem a ter direções preferenciais. Em certo sentido, eles são materiais microscópicos não-homogéneos devido à sua composição. A resposta à tensão do tecido mole é de endurecimento não-linear e a resistência à tração depende da taxa de deformação. Em contraste com os tecidos duros, os tecidos moles podem sofrer grandes deformações.

Acredita-se que a não-linearidade observada é devida, em grande parte, ao recrutamento de fibras gradual à medida que o tecido é endireitado [5,7].

A maioria dos tecidos moles são considerados como incompressíveis (por exemplo, as artérias não alteram o seu volume dentro da faixa fisiológica de deformação) que se centra na descrição do seu comportamento de deformação isocórica [7].

2.2. Vasos Sanguíneos

Os vasos sanguíneos formam uma rede de tubagens que transportam o sangue do coração para os tecidos do corpo humano, voltando de seguida ao coração [8]. Estes, a partir de diferentes localizações anatómicas têm diferentes propriedades viscoelásticas dependendo do seu papel funcional. As propriedades mecânicas dos vasos sanguíneos podem ser ainda mais influenciadas pela genética, idade, estilo de vida e estado de doença. Dois componentes principais das paredes dos vasos que têm um efeito importante sobre a elasticidade dos vasos sanguíneos são a elastina e o colagénio [9].

As artérias são os vasos sanguíneos que transportam o sangue para fora do coração. A parede arterial é composta de três camadas distintas, que incluem a camada íntima, a camada média e a adventícia [9]. A camada mais interna é a íntima, esta é constituída por uma membrana basal e um revestimento de células endoteliais. As células endoteliais formam uma barreira de permeabilidade entre o fluxo de sangue, a parede do vaso e os tecidos circundantes, desempenhando um papel importante na regulação das funções circulatórias. Uma lâmina elástica interna separa a íntima da média [10]. A média é composta por uma rede de fibras de elastina, células do músculo liso vascular (aproximadamente) com orientação circunferencial e fibras de colagénio. A adventícia é uma bainha exterior com feixes de fibras de colagénio, mantidas por células de fibroblastos, dispostos em arranjos helicoidais em torno da artéria. O colagénio é consideravelmente mais duro do que a elastina, no entanto, para uma grande artéria saudável elástica, tal como a aorta abdominal, este suporta uma carga maior. Isto porque o colagénio é tortuoso na natureza e atua como uma bainha de proteção para evitar a deformação excessiva da artéria [10].

A estrutura da artéria é continuamente mantida por células vasculares. A morfologia e a funcionalidade das células estão intimamente ligadas ao seu meio ambiente mecânico extracelular. Os tecidos das artérias têm um comportamento hiper-elástico e são caracterizadas pelas elevadas deformações que exibem antes de atingir a tensão de rutura.

As forças hemodinâmicas devido ao fluxo pulsátil do sangue dão origem a alongamentos cíclicos da matriz extracelular, forças de atrito que atuam sobre a camada interna da parede arterial, a pressão hidrostática normal e as forças do fluido intersticial devido ao movimento deste através da matriz extracelular. Sensores mecânicos nas células convertem os estímulos mecânicos em sinais químicos [10].

As veias são os vasos sanguíneos que transportam o sangue para o coração e a parede destas é também composta por três camadas. A principal diferença entre a parede arterial e a parede da veia é a espessura da camada média, onde a parede arterial é tipicamente mais espessa do que a parede da veia. Uma outra diferença importante entre a anatomia do sistema arterial e a anatomia venosa é que as veias contêm válvulas para impedir o refluxo do sangue para os leitos capilares [11]. Na Figura 2.1 é possível visualizar as camadas constituintes das veias e artérias, bem como a morfologia das mesmas.

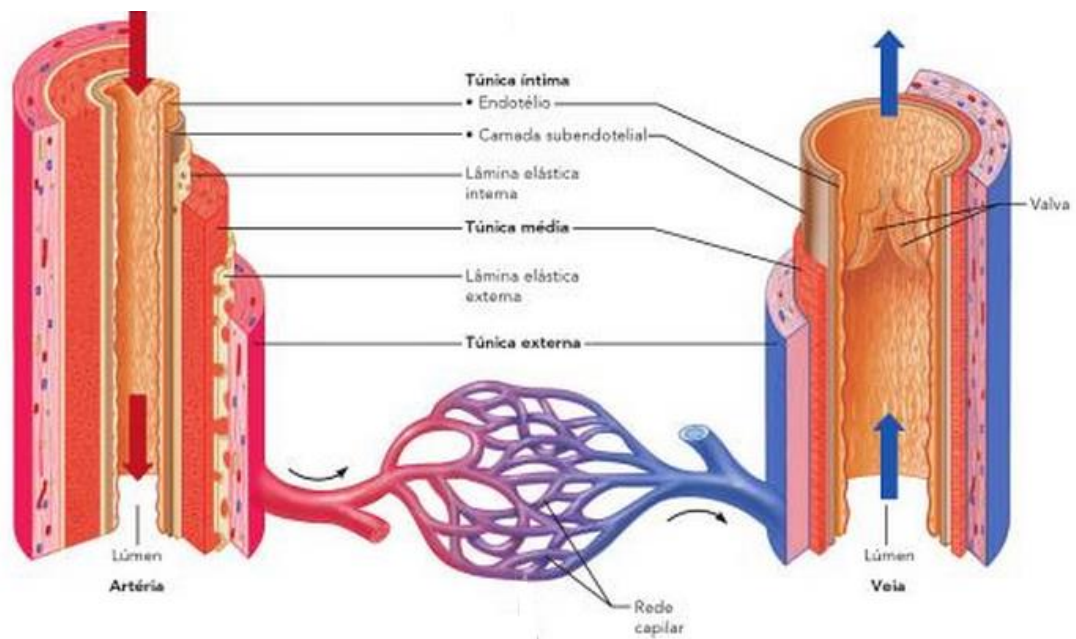


Figura 2.1 - Estrutura geral das artérias, veias e rede capilar. Figura conforme [12].

2.3. Pressão Sanguínea

A pressão sanguínea é a força exercida pelo sangue contra a parede de um vaso e depende do volume de sangue contido no vaso e da capacidade de distensão das paredes do mesmo [13].

Durante a sístole (período de contração muscular), um determinado volume de sangue entra nas artérias vindo do ventrículo enquanto apenas 1/3 da mesma quantidade sai para

as arteríolas. Durante a diástole (período de relaxamento muscular), não entra sangue nas artérias, enquanto há sangue que continua a sair, estimulado pela contração das paredes elásticas arteriais [13].

Uma das unidades de medida de pressão usada é o milímetro de mercúrio (mmHg). A pressão máxima exercida nas artérias quando o sangue é expelido na sístole, é em média 120 mmHg (correspondendo a 15998,6 Pa). A pressão mínima nas artérias quando o sangue é escoado proveniente da diástole é, em média, 80 mmHg (correspondendo a 10665,8 Pa) [13].

No corpo humano, a pressão do sangue deve-se ao estado de equilíbrio entre as pressões estática, dinâmica e mecânica. Em virtude do próprio peso do sangue, as artérias e veias estão sob a pressão estática. A pressão dinâmica ocorre devido à variação de velocidade do sangue no corpo. A pressão mecânica deve-se ao facto do coração bombear o sangue para o corpo e assim exercer-lhe certa pressão [13].

No fluxo sanguíneo, há variações de pressão ao longo do corpo, e grande parte, por efeito da viscosidade. A pressão do sangue arterial (sangue rico em oxigênio) é maior que a do sangue venoso (sangue rico em dióxido de carbono), pelo facto do sangue arterial ter o auxílio do coração para ser bombeado para o resto do corpo, o que não ocorre com o sangue venoso [13].

2.4. Reologia

O sangue humano é um fluido biológico composto por células deformáveis, proteínas, plaquetas e plasma. No estudo do coração, das artérias e das veias, o sangue é geralmente considerado como um fluido Newtoniano homogéneo. No entanto, o comportamento deste fluxo em microvasos e vasos capilares, depende fortemente da condição de escoamento, deformabilidade celular, tamanho do vaso e de muitos outros fatores bioquímicos [14].

O sangue é um fluido que desempenha a função de transporte do oxigênio dos pulmões para os tecidos do corpo; do dióxido de carbono dos tecidos para os pulmões; dos nutrientes do trato gastrointestinal para os tecidos; dos desperdícios das células para os rins, pulmões e glândulas sudoríferas e da energia sob a forma de calor das várias células [8].

Sendo o sangue uma suspensão de células (eritrócitos, leucócitos e trombócitos) em plasma, a sua viscosidade é superior à do plasma, podendo ser encarado como um fluido

não-Newtoniano que ao ser submetido a forças cada vez mais intensas, produz deformações que não se relacionam com a força de forma linear [15].

Os fluidos não-Newtonianos não obedecem à lei da viscosidade de Newton em que, Isaac Newton estabeleceu a existência de uma relação linear entre o esforço aplicado sobre um fluido e a resposta deste a essa força. Desta forma, o sangue é um exemplo de um fluido não-Newtoniano, apresentando um comportamento não-linear [16].

O escoamento do sangue é turbulento em muitos locais, sendo laminar apenas nos vasos sanguíneos pequenos, o que dificulta o estudo do seu escoamento, uma vez que escoamentos laminares são mais fáceis de entender e a sua teoria está bem desenvolvida, pelo contrário os turbulentos, que são mais difíceis de estudar, não têm suporte teórico suficiente [8].

O número de Reynolds é um valor adimensional que indica o limite entre o fluxo laminar e turbulento. O número de Reynolds (Re) é dado pela relação mostrada na equação (2.1).

$$Re = \frac{u \times \rho \times R}{\eta} \quad (2.1)$$

onde u é a velocidade média, ρ é a densidade do fluido, R o raio do canal e η é a viscosidade do fluido [13].

Nos vasos sanguíneos de menor diâmetro o número de Reynolds do escoamento é, por vezes, menor que um. Nestas pequenas veias e artérias, as forças viscosas dominam relativamente às forças de inércia. Nos vasos sanguíneos capilares, o número de Reynolds é da ordem de 10^{-2} ou menos, a inércia torna-se desprezável e o escoamento é controlado pela força viscosa e de pressão. Nos vasos sanguíneos maiores, pelo contrário, a inércia governa o escoamento do sangue [8].

A viscosidade do sangue é muito importante, uma vez que depende de diversos fatores, tais como: concentração de proteínas, deformabilidade das células e tendência para a aglomeração de células. A viscosidade do sangue também aumenta quando a percentagem do volume de sangue ocupado pelas células aumenta e ainda quando a temperatura diminui. Estes fatores são todos eles condicionados por doenças e medicação que eventualmente tenha sido administrada [8].

Podem existir algumas perturbações no sistema vascular, como os aneurismas. No caso dos aneurismas cerebrais, vários estudos têm investigado o papel da viscosidade sanguínea [17]. Cebral *et al.* relataram que os campos de fluxo resultantes em aneurismas não tratados considerando ou não as propriedades não-Newtonianas do fluxo sanguíneo,

não apresentaram grandes diferenças. Valência *et al.* encontraram algumas diferenças no fluxo sanguíneo em regiões com gradientes de velocidade altas e, portanto, taxas de deformação de alto corte mas as soluções numéricas usando um modelo Newtoniano e não-Newtoniano foram semelhantes no aneurisma. Utter e Rossmann investigaram a influência da morfologia do aneurisma no seu risco de ruptura com um modelo de fluxo de sangue não-Newtoniano. Fisher e Rossmann mostraram que o comportamento hemodinâmico intra-aneurisma depende do modelo não-Newtoniano que é usado. Além disso, Cavazzuti *et al.* alargaram os resultados em aneurisma tratados com *stents* de alta porosidade, incluindo um modelo de fluido não-Newtoniano [17].

2.4.1. Modelo de Carreau

O modelo de Carreau descreve a reologia de fluidos não-Newtonianos, como é o caso do sangue, por exemplo. Este apresenta quatro parâmetros, nomeadamente, η_0 , η_∞ , λ e n . O tempo de relaxamento λ é considerado como sendo o tempo característico definido como o inverso da taxa de corte em que o comportamento de pseudoplasticidade começa e n é a medida das características de pseudoplasticidade. Ambos, λ e n , são considerados parâmetros ajustáveis [18]. O parâmetro η_0 é a viscosidade para a taxa de deformação próximas de zero e o η_∞ é a viscosidade para a taxa de deformações mais elevadas. Este modelo é escrito da seguinte forma:

$$\eta - \eta_\infty = (\eta_0 - \eta_\infty)(1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{-n} \quad (2.2)$$

2.5. Aneurismas

O aneurisma é uma dilatação localizada na parede de um vaso sanguíneo, normalmente causado por aterosclerose e hipertensão e com menos frequência de trauma, infecção ou fraqueza congénita na parede do vaso. Os aneurismas são mais comuns na aorta, mas podem ocorrer em qualquer vaso periférico [19].

A formação de um aneurisma arterial acredita-se ser um processo multifatorial e predominantemente degenerativo, que resulta de uma complexa interação entre os processos biológicos na parede arterial e os estímulos hemodinâmicos na parede do vaso [19].

Uma vez formado o aneurisma, a pressão e as tensões de corte exercidas pelo fluxo de sangue na parede arterial enfraquecida, geralmente, mas nem sempre, causam uma

expansão gradual. Quando a parede da artéria distendida deixa de suportar as tensões resultantes do fluxo sanguíneo interno, ocorre a rutura do aneurisma [20].

Os aneurismas são muitas vezes classificados, de acordo com a sua forma e localização no corpo humano, em dois grupos principais: fusiformes e saculares (ver Figura 2.2). Os aneurismas fusiformes (de forma alongada através do eixo principal do vaso) são mais comumente encontrados na aorta abdominal ou na artéria poplítea atrás do joelho, enquanto os saculares (quando a zona dilatada do vaso toma forma esférica) são encontrados predominantemente nas principais artérias da circulação cerebral, especialmente ao longo do Círculo de Willis [20].

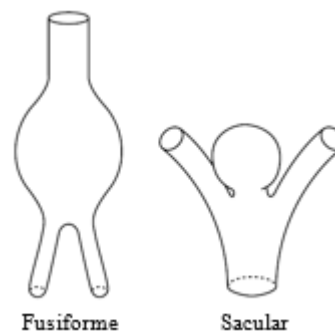


Figura 2.2 - Classificação dos aneurismas com base nas formas destes. Figura conforme [20].

2.5.1. Aneurismas Cerebrais

Um aneurisma cerebral (ou aneurisma intracraniano) é a dilatação anormal, protuberância, ou balão para fora da parede de um vaso sanguíneo localizado no cérebro. O aneurisma pode ser congénito ou desenvolvido mais tarde na vida devido à fraqueza da parede arterial [21]. Sabe-se que nas bifurcações arteriais intracranianas por vezes existem falhas nas camadas que compõem estas artérias, principalmente nas camadas chamadas membrana elástica interna e camada média. Desse modo, a parede arterial torna-se mais fraca facilitando a formação do aneurisma cerebral [22].

Em casos graves, o aneurisma pode romper (Figura 2.3) e, assim, pode ocorrer derrame de sangue para os tecidos circundantes. Por sangramento na área cheia de fluido que rodeia o tecido do cérebro, denominada o espaço subaracnóide, um aneurisma cerebral rompido pode induzir hemorragia subaracnóide que pode levar a um acidente vascular cerebral fatal [21].



Figura 2.3 - Ruptura de um aneurisma. Figura conforme [23].

Se os aneurismas permanecerem intactos, podem ainda representar uma grande ameaça para a saúde se eles continuarem a crescer. Como um aneurisma cerebral cresce em tamanho, ele aplica pressão sobre o tecido cerebral vizinho, causando dores de cabeça, visão dupla, dormência e outros problemas [21]. Estes aneurismas são responsáveis por 90% dos aneurismas que ocorrem nos pontos de ramificação do círculo de Willis (Figura 2.4) na base do cérebro, mais comumente na bifurcação da artéria basilar ou na junção de uma artéria vertebral e artéria cerebral posterior inferior [24].

Os aneurismas saculares são o tipo mais comum de aneurismas nas artérias cerebrais [25]. Estes aneurismas exibem uma variedade de tamanhos e formas complexas.

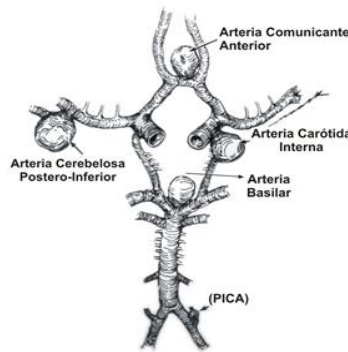


Figura 2.4 - Aneurismas cerebrais situados no círculo de Willis. Figura conforme [27].

Apesar dos aneurismas terem sido alvo de inúmeros estudos, dados quantitativos precisos sobre a geometria do aneurisma incluindo o tamanho do pescoço, o diâmetro da cúpula, e outros fatores da forma, permanecem limitados. A compreensão da geometria dos aneurismas é importante para os estudos que buscam informações básicas sobre a fisiopatologia da doença incluindo abordagens que usam modelação por computador,

modelos biomatemáticos, experimentação *in vitro* com simuladores vasculares e em modelos animais *in vivo* [26].

2.5.1.1. Fatores de risco para aneurismas intracranianos

O progresso na compreensão da patogênese dos aneurismas intracranianos tem sido dificultado pela natureza multifatorial desta patologia [10].

Têm sido usadas várias imagens de alta resolução para avaliar sintomas e preocupações vagas e não específicas, tendo aumentado a detecção de aneurismas intracranianos esporádicos assintomáticos. Quando um aneurisma intracraniano é detetado, o tratamento (ou simplesmente observação) é muitas vezes um dilema. A estratégia de gestão ideal para estes aneurismas deve ter em conta vários fatores, incluindo fatores do aneurisma (o tamanho, a morfologia, a presença de trombo e a localização) e fatores do paciente (idade, historial médico, e historial familiar positivo de aneurismas intracranianos) [25].

A influência dos fatores de risco pode conduzir a um espessamento da camada íntima e, subsequentemente, ao aumento da tensão hemodinâmica nas porções mais elásticas da parede do vaso, de modo a contribuir para a formação e desenvolvimento dos aneurismas [10].

As reações inflamatórias e imunológicas também podem estar relacionadas com a formação e a rutura de aneurismas, embora não tão estabelecidas como nos aneurismas abdominais. Além disso, uma diminuição em ambos os níveis de estrogénio em circulação e da densidade do recetor de estrogénio vascular cerebral, pode contribuir para um aumento do risco de rutura para as mulheres, durante da menopausa [25].

Apesar das evidências de fatores ambientais que contribuem para a patogênese, estes não explicam completamente a formação, o crescimento e a rutura dos aneurismas, particularmente em adultos e jovens [10].

A predisposição familiar é um fator de risco não modificável bastante reconhecido para a formação e rutura dos aneurismas. Embora os fatores de risco modificáveis sejam os mais prevalentes, a ocorrência familiar é o fator de risco mais forte [25].

As paredes das artérias intracranianas exibem a mesma organização geral e composição de todas as artérias, no entanto, a sua estrutura e elasticidade são diferentes das grandes artérias musculares elásticas. As artérias intracerebrais têm uma fina e, em

alguns casos, ausente lâmina elástica, e no ápice das suas bifurcações, a camada muscular mediana é geralmente inexistente [20].

O aumento das tensões cíclicas na parede arterial, resultante dos diversos fatores de risco conhecidos, ou seja, hipertensão, tabagismo, consumo abusivo de álcool, etc., podem levar a um cansaço como processo de remodelação nas folhas e fibras de elastina. Esta falha do conjunto de proteína estrutural manifesta-se predominantemente no vértice da bifurcação onde a ausência da camada muscular torna esta localização mais vulnerável a sofrer uma dilatação permanente [20].

2.5.1.2. Resistência, elasticidade e propriedades viscoelásticas de aneurismas cerebrais

A resistência do tecido e a rigidez das paredes de aneurismas cerebrais obtidos no intraoperatório ou em autópsias, através de medições de tensão uniaxial, vêm comprovar que a tensão máxima que o tecido do aneurisma poderá tolerar e o limite de elasticidade aparente é menor do que em artérias intracranianas saudáveis, o que se deve provavelmente ao conteúdo de formas imaturas de colagénio. Verifica-se ainda que a rigidez da parede dos aneurismas é menor que a das artérias [2].

A resistência à formação de aneurismas e tecido arterial, diminui ao longo de um período de várias horas. As curvas de relaxamento foram consideradas idênticas em aneurismas e artérias. As artérias resistiram às tensões correspondentes a pressões de 5-10 vezes mais elevados do que os valores fisiológicos (de 80 a 120 mmHg). Sugere-se que o equilíbrio de resistência do tecido e a tensão imposta pela pressão arterial esteja causalmente relacionados com o crescimento de aneurisma [2].

Em aneurismas saculares, a força máxima de corte foi identificada perto do pescoço dos aneurismas e não na cúpula, onde a rutura ocorre normalmente. Concluiu-se que o fluxo de intra-aneurismas não parece conduzir a um rápido crescimento da cúpula e leva à rutura [2].

2.5.1.3. Efeitos da geometria arterial no crescimento de aneurismas

A patogênese dos aneurismas cerebrais é significativamente influenciada pelo ambiente hemodinâmico local. A maioria da formação de aneurismas cerebrais resulta de áreas sujeitas a forças hemodinâmicas aumentadas, isto é, no vértice de bifurcações arteriais ou ao longo de segmentos de vasos retos (Figura 2.5). Parâmetros geométricos como o volume, a forma, a proporção e a cúpula em relação ao pescoço de aneurismas, têm sido estudados extensivamente. No entanto, a informação que caracteriza a relação do vaso local com a geometria do aneurisma para estas forças hemodinâmicas é escassa [28].

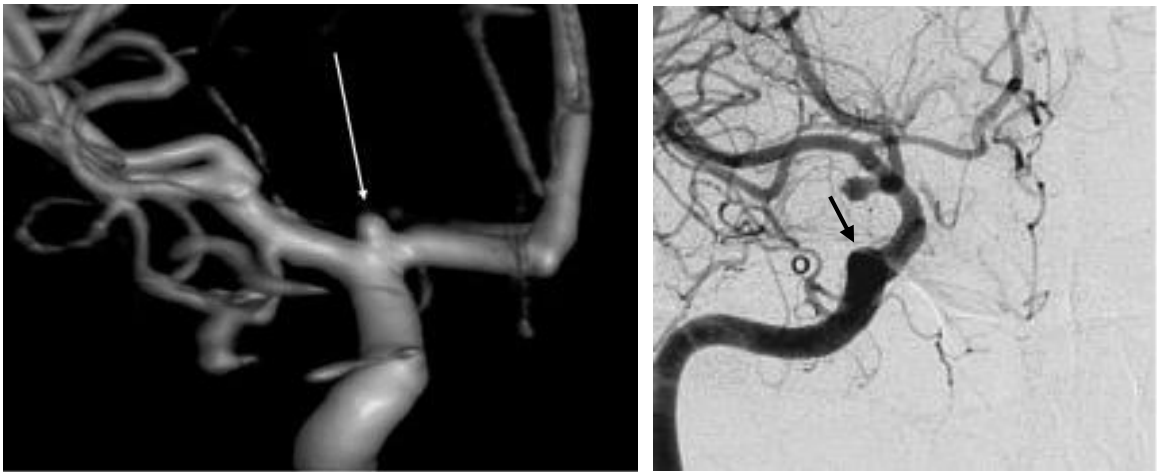


Figura 2.5 – Aneurisma no vértice de uma bifurcação e ao longo de um segmento de vaso reto, respectivamente. Figuras conforme [29, 30].

A dinâmica de fluidos computacional é uma área da mecânica de fluidos que recorre a ferramentas computacionais para resolver as equações governativas dos escoamentos e assim modelar, por exemplo, o escoamento numa região complexa como aquela em que existem aneurismas cerebrais [28].

Uma melhor compreensão da relação entre os aspetos fisiopatológicos de um aneurisma e a sua geometria arterial ou hemodinâmica local é fundamental para a compreensão do crescimento do aneurisma, predizendo o risco de novo crescimento após o tratamento e melhorar os tratamentos endovasculares [28].

2.5.2. Aneurismas da Aorta

Um aneurisma aórtico pode ser definido como uma dilatação localizada ou difusa da aorta, que contém todas as camadas da parede da aorta [31]. Estes aneurismas são causados pela pressão de distensão da parede do vaso, bem como a falha de componentes de material da parede [32]. Consistem numa dilatação focal do diâmetro aórtico, 1,5 vezes superior ao seu tamanho original, provocado essencialmente por doenças cardiovasculares [33].

Estes aneurismas podem ser classificados pelas formas geométricas (fusiforme ou sacular) e pela extensão (focal ou difusa). Eles também podem ser classificados como aneurismas falsos ou verdadeiros. Os aneurismas verdadeiros envolvem as três camadas da parede da aorta, enquanto, os falsos aneurismas contêm ruturas, em que a parede do aneurisma é formada pela camada adventícia e pelos tecidos adjacentes aderentes [32].

Os aneurismas aórticos são principalmente fusiformes, caracterizados pelo alargamento circunferencial da artéria [34]. Estes são uma das doenças ateroscleróticas mais letais e a sua rutura leva a um colapso cardiovascular catastrófico, com alta morbidade e mortalidade [35].

A terapia atual é muitas das vezes limitada à cirurgia ou ao tratamento endovascular, devido à dispersão das abordagens medicinais eficazes, o que por sua vez, é causada por uma falta de conhecimento sobre a sua fisiopatologia inicial [33]. Os medicamentos dados a pacientes que não satisfazem os critérios para a intervenção cirúrgica de aneurismas da aorta, são importantes para retardar a progressão patológica. No entanto, o tratamento médico eficaz para controlar o progresso destes aneurismas ainda não foi esclarecida. Isto deve-se provavelmente à compreensão incompleta dos mecanismos que estão subjacentes ao desenvolvimento e progressão desta [35].

Embora os aneurismas da aorta possam ocorrer ao longo de toda a aorta, há uma tendência para locais vasculares, tais como a aorta abdominal e a aorta torácica ascendente. No entanto, a etiologia, a história natural e o tratamento são diferentes para os dois tipos de aneurismas [35]. Na Figura 2.6 está representada uma comparação entre uma artéria aorta abdominal com e sem aneurisma.

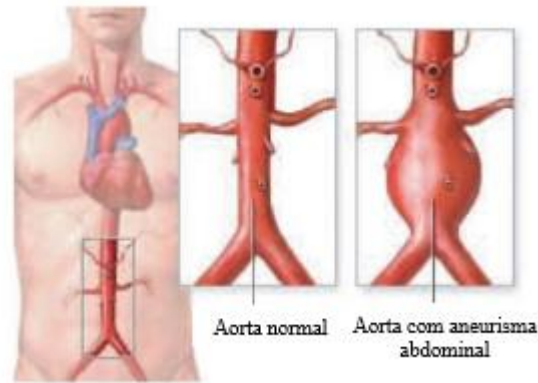


Figura 2.6 - Artéria aorta abdominal saudável e com aneurisma. Figura conforme [36].

2.6. Materiais Híper-elásticos

Uma vez que os vasos sanguíneos têm um comportamento híper-elástico, é importante conhecer as propriedades mais relevantes do material usado na simulação numérica, para que os resultados sejam o mais próximos possível do verídico.

Os tecidos moles apresentam um comportamento denominado híper-elástico, ou seja, apresentam um comportamento mecânico que se caracteriza por elevada deformação antes de atingir a tensão de ruptura. A sua relação tensão-deformação pode ser derivada de uma função de densidade de energia de deformação. Esta relação tensão-deformação é reversível podendo apresentar relação linear ou não-linear [6].

Os modelos híper-elásticos podem ser de vários tipos, podendo estes ser: materiais isotrópicos, materiais incompressíveis ou compressíveis. O material híper-elástico isotrópico é um material que quando aplicada uma carga irá ter uma resposta igual em todas as direções (como por exemplo a borracha). O material híper-elástico incompressível é um material que apenas permite movimentos isocóricos, ou seja, o material consegue suportar deformações finitas sem que haja alteração do volume. O material híper-elástico compressível sofre alterações de volume quando sofre deformações e/ou está sujeito a tensões [6].

O polidimetilsiloxano (PDMS) foi o material considerado para a parede do canal nos estudos numéricos, pois é um material híper-elástico que apresenta um comportamento elástico próximo ao dos vasos sanguíneos e é um material estrutural frequentemente utilizado em aplicações biomédicas. É um tecido com comportamento mecânico não-linear e por isso é muitas das vezes usado em canais para análises experimental (exemplo

na Figura 2.7) [6]. Este tem atraído muita atenção devido às excelentes propriedades, tais como a alta flexibilidade e hidrofobia, elevada taxa de deformação, baixa temperatura de transição vítrea e energia livre de superfície, boa resistência química, excelente estabilidade térmica e biocompatibilidade [37].

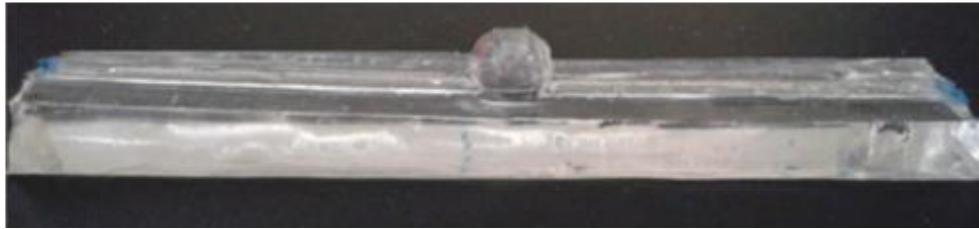


Figura 2.7 - Exemplo de um canal com aneurisma, feito de PDMS. Figura conforme [38].

2.6.1. Modelos constitutivos para a caracterização de materiais hiper-elásticos

Um modelo constitutivo numa análise mecânica representa a relação entre a resposta de um organismo (por exemplo, estado de deformação e o estado de tensão) devido às forças que atuam sobre o corpo. Uma grande variedade de comportamentos de materiais são descritos com algumas classes diferentes de equações constitutivas [39].

Os modelos hiper-elásticos têm sido amplamente utilizados para modelar o comportamento não-linear e anisotrópico de materiais, uma vez que os tecidos moles sob grandes deformações muitas vezes recuperam a sua elasticidade. O comportamento constitutivo de materiais hiper-elásticos é definido em termos de potencial de energia de deformação [40].

Os modelos constitutivos a seguir descritos, assim como as equações correspondentes, já se encontram definidos no Static Structural, estando estes, prontos a ser utilizados nas simulações.

2.6.1.1. Modelo de Mooney-Rivlin

O modelo de Mooney-Rivlin é usado para modelar o comportamento mecânico dos tecidos biológicos moles, quando o material em estudo é hiper-elástico [41]. A fórmula clássica da energia de deformação deste modelo para materiais hiper-elásticos incompressíveis, é muitas vezes empregue na descrição do comportamento dos materiais

isotrópicos incompressíveis, tipo a borracha e os tecidos moles [41]. Estes materiais, podem ser caracterizados como materiais altamente não-lineares submetidos a tensões finitas [41].

O modelo de Mooney-Rivlin, é um dos primeiros modelos híper-elásticos e tem boa convergência para um intervalo relativamente grande de deformações [42]. A lei constitutiva de Mooney-Rivlin derivada de materiais híper-elásticos incompressíveis, encontra-se descrita a partir da seguinte equação [41]:

$$\Psi = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3), \quad (2.2)$$

onde Ψ é a função de densidade de energia de deformação, I_1 e I_2 são as constantes de deformação e C_{10} e C_{01} são as constantes do material [41, 43]. Em princípio, os coeficientes de Mooney-Rivlin, C_{10} e C_{01} , podem ser determinados de forma independente por ajuste de uma curva de carga de deformação adequada [43].

2.6.1.2. Modelo de Ogden

O modelo de Ogden, equação (2.3), descreve as mudanças das deformações principais de uma referência para a configuração atual. Este desempenha um papel crucial na teoria da elasticidade finita [41]. O modelo de Ogden (“2 vezes N” - parâmetro) pode ser descrito da seguinte forma [43]:

$$\Psi = \sum_{n=1}^N \frac{u_n}{\alpha_n} [\lambda_1^{\alpha_n} + \lambda_2^{\alpha_n} + \lambda_3^{\alpha_n} - 3], \quad (2.3)$$

onde α_n e u_n são a constante do material, N o número de termos na série e λ_i as três diferentes relações de forças principais [43]. O modelo de borracha Ogden pode descrever o comportamento incompressível e quase incompressível, em contraste com o modelo de Mooney-Rivlin [43].

2.6.1.3. Modelo de Yeoh

O modelo de Yeoh de materiais híper-elásticos provou ser popular porque depende apenas da primeira deformação invariante, I_1 , e tem sido usado para modelar satisfatoriamente várias formas de deformação com base apenas nos dados obtidos a

partir de um ensaio de tração uniaxial. Este modelo tem, no entanto, demonstrado ser impreciso a calcular e modelar pequenas deformações [44].

A forma da função de densidade de energia de deformação Yeoh é dada por:

$$\Psi = \sum_{i=1}^3 C_{10}(I_1 - 3)^i, \quad (2.4)$$

onde I é a constante de deformação e C as constantes do material [45].

2.6.1.4. Modelo Polinomial

Entre os modelos baseados em deformação invariante, uma forma polinomial de relação densidade de energia proposta por Rivlin (1948) é a primeira e a mais comum. A equação (2.5) retrata a forma polinomial geral com C_i sendo o parâmetro do material [46,47].

$$\Psi = \sum_{i=1}^N C_i(I_1 - 3)^i \quad (2.5)$$

Os modelos polinomiais e polinomial reduzido são, por conseguinte, generalizações de um número de outras funções. O modelo de Mooney-Rivlin foi introduzido como um caso específico da forma polinomial [47].

2.6.2. Teste de tração - ensaio experimental

Ribeiro *et. al.* [42] desenvolveu um estudo do comportamento mecânico de tecidos humanos onde foi efetuada a caracterização das propriedades híper-elásticas da mucosa vaginal humana. Realizaram-se ensaios de tração até à rutura, obtendo-se as respetivas curvas de tensão-deformação. A partir destas curvas é possível determinar algumas propriedades mecânicas destes materiais híper-elásticos, nomeadamente, o valor dos módulos de elasticidade E_I e E_{II} [42].

Para a obtenção da curva tensão/deformação utilizada neste trabalho foi necessário, previamente, preparar os provetes de PDMS que foram ensaiados.

Os ensaios de tração, para obter a curva de tensão/deformação, foram realizados até as amostras atingirem a rutura com uma taxa de deslocamento de 5 mm/min. Na Figura

2.8 pode-se ver um ensaio de tração do provete em PDMS que apresenta um comportamento mecânico híper-elástico[42].



Figura 2.8 – Teste de tração. Figura conforme [42].

A curva de tensão/deformação resultante do ensaio descrito anteriormente, encontra-se na Figura 2.9. É importante frisar que a curva apresentada corresponde a uma fase do ensaio anterior à rutura do provete, pois só esta região da curva tensão/deformação é que será utilizada nas simulações numéricas.

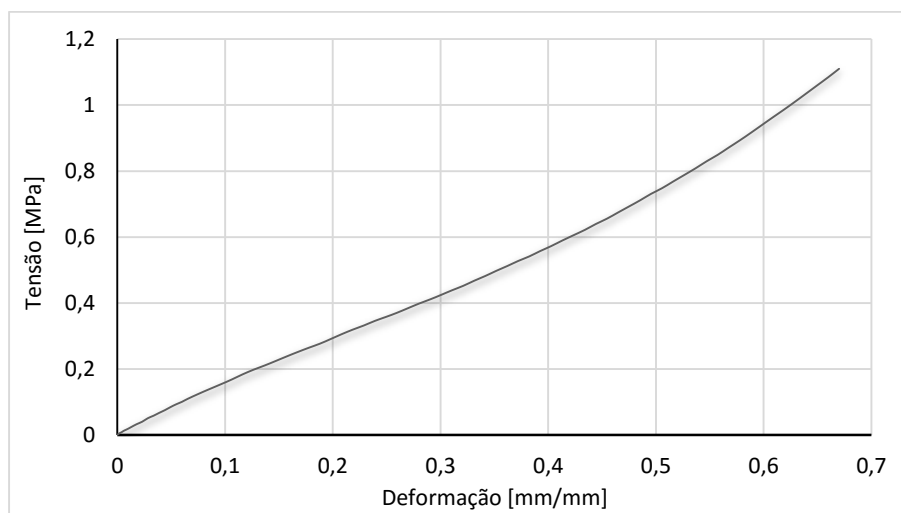


Figura 2.9 - Curva de tensão/deformação obtida através do ensaio de tração.

2.7. Programas Utilizados

Para a realização da componente numérica deste trabalho, foi utilizado o programa Ansys®, que contém o *software* Static Structural e o Fluid Flow (Fluent). Desta forma,

facilitou e diminuiu o tempo de execução de cálculos e levou a uma melhor percepção do comportamento do fluido e da parede dos canais em estudo. Assim, foi também possível reduzir os custos, pois através de *softwares* e das características dos materiais físicos implementados nos próprios *softwares*, é possível chegar a conclusões coerentes, sem que seja necessário gastar dinheiro em materiais que muitas das vezes, depois de usados uma única vez, são inutilizados.

O programa Ansys[®] é um código comercial de elemento e volumes finitos (MEF/MVF) muito utilizado para modelar sólidos com o objetivo de resolver problemas do cotidiano na modelação de formas/funções, tensões, deformações, fluxo de fluidos, entre outros [48]. Desta forma é possível visualizar, calcular e compreender o comportamento de uma determinada estrutura/fluido perante tensões impostas, fazendo estudos mais precisos e a curto prazo, de modo a prever situações que eventualmente possam vir a acontecer.

O MEF é utilizado nas mais diferentes áreas da engenharia, desde análise de estruturas à transferência de calor e escoamento de fluidos. Este método busca soluções numéricas, para um conjunto de equações relacionadas a um problema físico, equações estas que representam as particularidades do problema real a ser estudado. Este método prevê a divisão do domínio de integração (o contínuo) num número finito de regiões denominadas elementos finitos. O conjunto desses elementos é denominado de malha de elementos finitos, e é na malha que são programadas as propriedades do material e da estrutura a ser estudada, baseada nas características do problema real [13].

O Fluid Flow (Fluent) é um *software* usado em simulações de fluxo, utilizado em aplicações que vão desde a engenharia de fluxo em torno de turbinas hidráulicas de fluxo, em vasos sanguíneos e noutros sistemas circulatórios. Permite obter uma melhor compreensão do movimento do fluido ao redor de objetos, bem como o comportamento de fluidos em sistemas circulatórios complexos através da realização da análise de fluidos. A dinâmica de fluidos computacional (CFD) complementa o teste experimental, ajudando a reduzir o custo e o tempo de resposta para as iterações de um determinado projeto e tornou-se uma ferramenta indispensável quando se necessita de *design* prático envolvendo fluidos [49]. O Static Structural é usado para estudar a parte estrutural de um elemento, de forma a calcular e analisar os deslocamentos e deformações provocadas ao longo de toda ou de uma secção da estrutura. Assim é possível tomar conhecimento antecipado da distorção que uma estrutura vai sofrer, aquando a aplicação de uma força, pressão ou outro tipo de carregamento.

Capítulo 3

Simulações Numéricas

Neste capítulo encontram-se descritos detalhadamente todos os procedimentos efetuados, bem como os resultados obtidos, para os estudos realizados e que se descrevem sucintamente de seguida.

1) É descrito o procedimento feito para determinar as pressões (no Fluent) resultantes durante o escoamento de glicerina a 60% no canal com aneurisma, quando é imposto um caudal de 300 $\mu\text{l}/\text{min}$. Procede-se depois para o estudo dos diferentes modelos constitutivos (no Static Structural) aplicados a materiais híper-elásticos (nove no total), e por fim é feita a comparação destes resultados com os obtidos experimentalmente por Rodrigues *et al.* [38]. Estes resultados serão comparados apenas na zona do aneurisma, verificando se estes se encontram em concordância e qual/quais os modelos que se encontram mais próximos dos resultados obtidos experimentalmente. O canal usado para este estudo é um modelo com aneurisma.

2) Mantendo o canal e o fluido, aumentou-se o caudal para o dobro (600 $\mu\text{l}/\text{min}$) e com um dos modelos híper-elásticos estudados no estudo anterior, calcularam-se as deformações e os deslocamentos, para verificar se o tipo de distribuição de deformações e de deslocamentos é semelhante ao obtido para um caudal de 300 $\mu\text{l}/\text{min}$.

3) Fizeram-se simulações para um caudal de entrada de 300 $\mu\text{l}/\text{min}$, usando o sangue como fluido, para comparação de resultados entre os valores obtidos com este fluido e com a glicerina 60%. O canal manteve-se o mesmo do ponto 1.

4) Fez-se o estudo do comportamento das paredes de um canal simples, ou seja, sem patologia, com propósito de visualizar e comparar as deformações e deslocamentos

ocorridos com o canal com patologia. O canal era cilíndrico sem aneurisma e o fluido usado foi a glicerina 60%.

5) Apresenta-se uma simulação numérica, realizada no Fluent, mais complexa, onde é usado como fluido o sangue, para diferentes caudais. A nível do escoamento do fluido, foi verificado se ocorre recirculação do fluido dentro do aneurisma e com que velocidades de entrada isso acontece. Os modelos, para o estudo do fluido e para o estudo estrutural, de um canal com aneurisma foram desenhados num *software* de CAD, o SolidWorks®, sendo posteriormente gravados com extensão *parasolid* (.x_t) para poderem ser exportados para o *software* Ansys®. A geometria do aneurisma foi baseada num estudo realizado por Parlea *et al.* [50].

3.1. Primeiro Estudo: Estudo dos diferentes modelos constitutivos aplicados a materiais híper-elásticos

O primeiro estudo realizado neste trabalho iniciou-se pelo estudo do escoamento do fluido, com o objetivo de estimar a velocidade deste durante o seu percurso, bem como a pressão exercida na parede do canal. A seguir foi feito o estudo estrutural, de forma a visualizar o que acontece nas paredes, quando estas são submetidas às pressões internas calculadas anteriormente. Deste modo, é possível prever, visualizar e calcular as deformações e os deslocamentos (totais e nas direções X, Y e Z), sabendo em que zona do canal são mais elevadas, prevendo assim o local mais suscetível à rutura.

3.1.1. Estudo do escoamento do fluido

Para o estudo do comportamento do fluido no modelo em causa, foi considerada a secção anterior ao aneurisma desde a entrada do canal até junto ao aneurisma. O estudo foi feito apenas com a parte interior do canal, ou seja, sem as paredes, sendo considerado tudo como fluido. Foi considerado regime laminar, uma vez que se pensa que o escoamento do sangue no cérebro já não é influenciado pelo pulsar do coração e uma vez que este modelo vem simular um vaso reto, sem qualquer tipo de bifurcação.

O fluido utilizado no escoamento foi a glicerina 60%, com uma densidade (ρ) de $1153,8 \text{ kg/m}^3$ e com uma viscosidade (η) igual a $1,08 \times 10^{-2} \text{ Pa.s}$, a uma temperatura de 20°C [51].

3.1.1.1. Componente numérica

Para efetuar o estudo numérico, foi usado um modelo computacional estacionário executado no SolidWorks®, que é mostrado na Figura 3.1. O modelo usado no Fluent, foi considerado, na totalidade, como fluido e não como sólido. O diâmetro do aneurisma é de aproximadamente 9,50 mm.

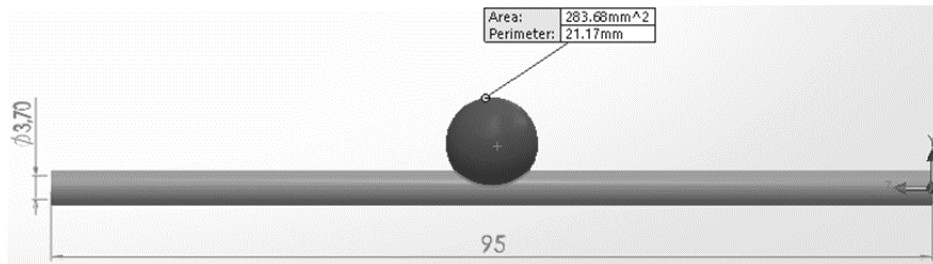


Figura 3.1 – Estrutura e dimensões [mm] do canal com aneurisma.

Iniciou-se por definir as partes do canal, entrada (extremidade do lado da origem do referencial), saída (extremidade oposta à origem do referencial) e parede, posteriormente foram testadas algumas malhas de forma a verificar qual a mais adequada. Após alguns estudos de malha, a malha escolhida para este canal baseou-se no método de *CutCell*, com um tamanho de elemento igual a 0,25 mm apresentando no total 352045 nós e 344508 elementos quadrangulares e triangulares. Quanto ao dimensionamento, foi usado no *use advanced size function* “*On:Proximity*”, no *relevance center* “*fine*” e no *smoothing* “*low*”. A malha resultante pode ser visualizada na Figura 3.2.

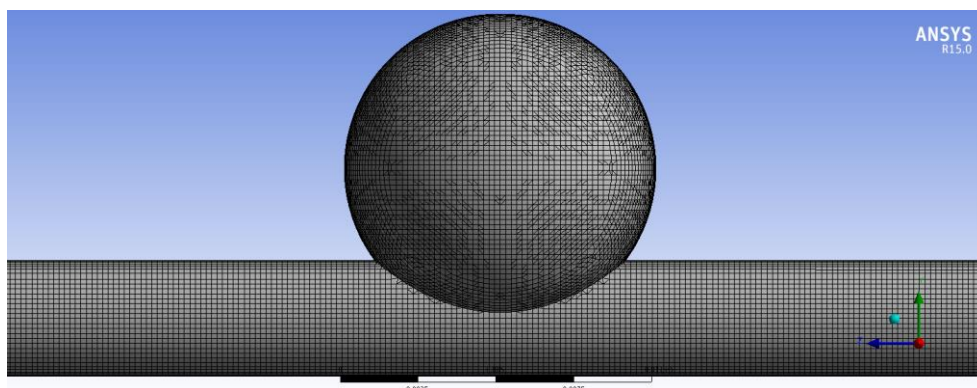


Figura 3.2 – Discretização do domínio geométrico usado no estudo do escoamento.

A seguir, foram alterados, no *software*, os parâmetros reológicos correspondentes à glicerina 60%, referidos anteriormente. Foram também definidas as condições de

fronteira onde foi imposta uma velocidade média de entrada (u) no canal de 0,465 mm/s, correspondente a um caudal de 300 μ l/min.

No Anexo A1 encontram-se expostos todos os passos seguidos no Fluent, para a execução deste estudo computacional.

3.1.1.2. Exposição e análise dos resultados

De modo a validar os resultados obtidos numericamente, foram calculados os valores analíticos correspondentes ao perfil de velocidade e queda de pressão num canal cilíndrico. Para o escoamento laminar incompressível e totalmente desenvolvido, o perfil de velocidade é dado por:

$$v(r) = 2u \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right), \quad (3.1)$$

em que v é a velocidade radial [m/s], u a velocidade média [m/s], r a posição radial [m] e R o raio do canal cilíndrico [m]. Para estimar as quedas de pressão para um escoamento com as características anteriormente referidas, pode usar-se a expressão:

$$\Delta P = \frac{8\eta Lu}{R^2}, \quad (3.2)$$

onde ΔP representa a variação da pressão [Pa], η a viscosidade do fluido [Pa.s] e L ao comprimento do canal.

Os resultados obtidos através do Fluent, foram comparados com os resultados analíticos, obtendo-se o gráfico da Figura 3.3. Visualizando esse gráfico, pode-se verificar que à medida que o raio vai aumentando a velocidade vai diminuindo, o que mostra que a velocidade junto às paredes do canal é aproximadamente zero. Pode-se concluir ainda, que os valores analíticos e os numéricos são muito idênticos, obtendo-se um erro relativo médio de 1,399 %.

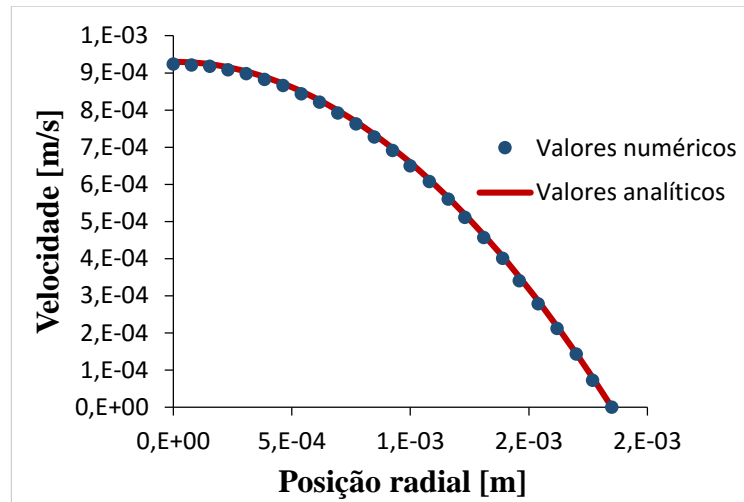


Figura 3.3 - Resultados numéricos e analíticos para as velocidades do fluido ao longo do canal.

Assim, pela concordância verificada entre os resultados numéricos e analíticos para as propriedades locais – perfil de velocidade – é possível afirmar que o modelo numérico usado descreve corretamente o escoamento em estudo.

Na Figura 3.4 é possível visualizar as linhas de fluxo, que seguem a geometria do canal.

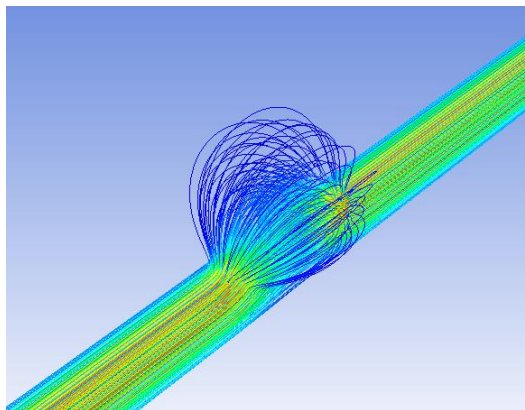


Figura 3.4 - Representação das linhas de fluxo.

Na Figura 3.5, encontra-se representado o campo de pressões obtido na parede do canal e que posteriormente é exportado para a parte da análise estrutural, permitindo assim calcular as deformações e os deslocamentos ocorridos na parede.

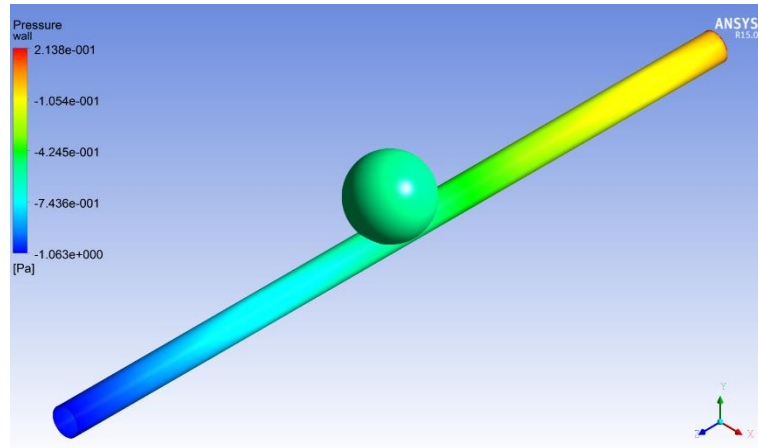


Figura 3.5 – Campo de pressões obtido na parede do canal.

3.1.2. Estudo do comportamento da parede do canal

A partir do estudo feito no Fluent, importaram-se os valores do campo de pressões, obtidos anteriormente, para o interior do canal, no Static Structural. O modelo e as dimensões usadas para este estudo estrutural encontram-se na Figura 3.6, mostrada a seguir. Esta geometria difere da anterior, não só na base de sustentação do canal, como no facto de aqui apenas se considerar a parede do canal usado na simulação do escoamento.

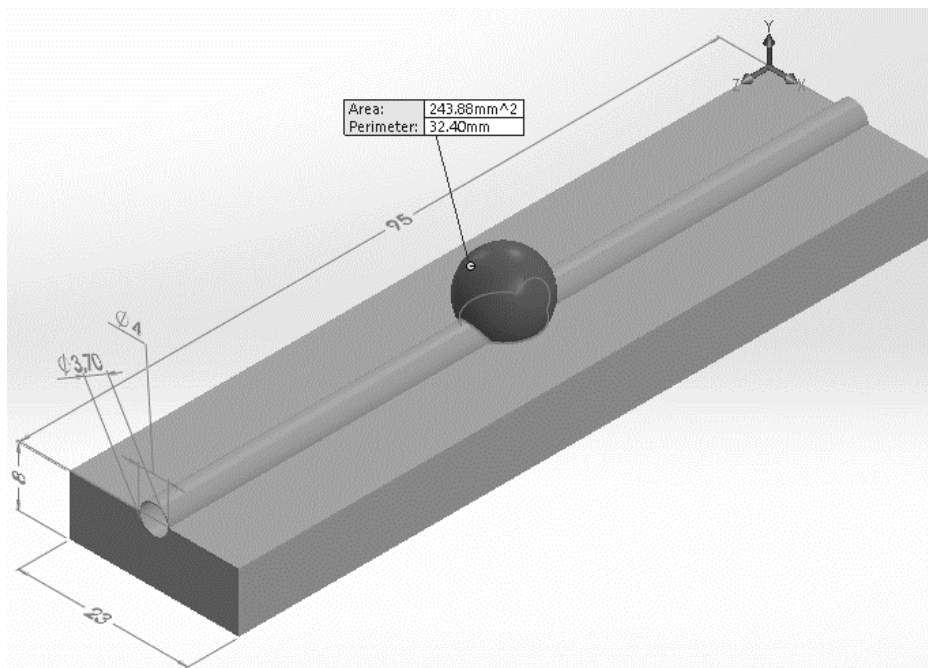


Figura 3.6 – Estrutura e dimensões do modelo usado no estudo estrutural.

De modo a calcular as deformações e os deslocamentos, foi aplicado um modelo constitutivo diferente nas diversas simulações, sendo feitas ao todo, 9 simulações. Estes modelos foram aplicados com intuito de comparar os resultados obtidos com os experimentais obtidos por Rodrigues *et al.* [38], visualizando quais os mais próximos destes, de forma a concluir qual/quais os mais adequados a este tipo de estudos. Estes modelos aplicam-se a materiais com propriedades híper-elásticas, como é o caso dos vasos sanguíneos e do PDMS, material usado por Rodrigues *et al.* [38]. Para tal, usaram-se dados da curva de tensão/deformação recolhidos no teste de tração (anteriormente descrito em 2.6.2), aproximando-os pelos diferentes modelos constitutivos.

Na Figura 3.7 é possível observar o exemplo de uma aproximação da curva de tensão/deformação, pelo modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros. Todos os modelos constitutivos seguem bem a curva, embora o modelo de Yeoh de 2ª ordem apresente uma pequena variação. As restantes aproximações dos modelos constitutivos, podem ser vistas no Anexo B.

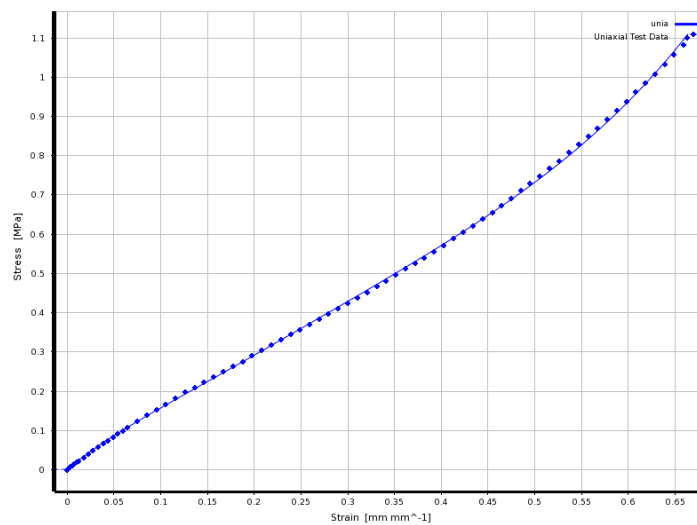


Figura 3.7 – Aproximação do modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros pela curva de tensão/deformação.

Foi gerada a malha no modelo, a qual teve um tamanho de elemento de 0.90 mm, tendo ao todo 42898 nós e 24045 elementos triangulares. O dimensionamento usado foi, *use advanced size function* “Off” e *relevance center* “Medium”. As figuras seguintes (Figura 3.8) mostram a malha usada neste estudo.

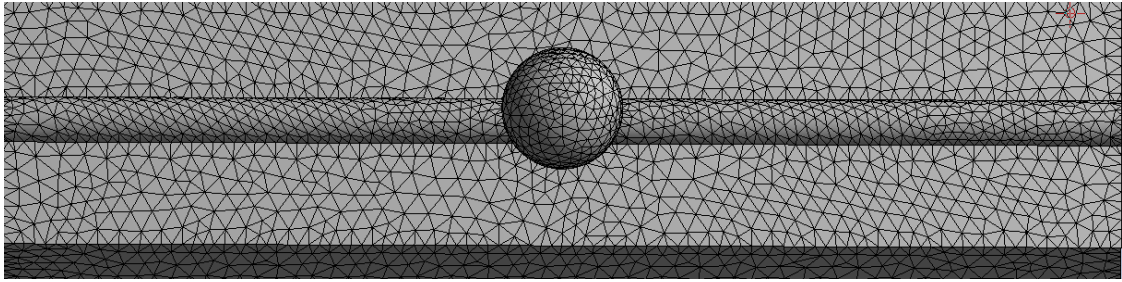


Figura 3.8 - Malha do modelo usado no Static Structural.

A seguir foram definidas as condições de fronteira, que consistiu na fixação da base do modelo e na importação das pressões calculadas na simulação do escoamento de glicerina 60% no interior do canal. Nas figuras seguintes é possível observarem-se as condições de fronteira, onde é fixada a base (Figura 3.9) e onde a pressão importada (Figura 3.10).

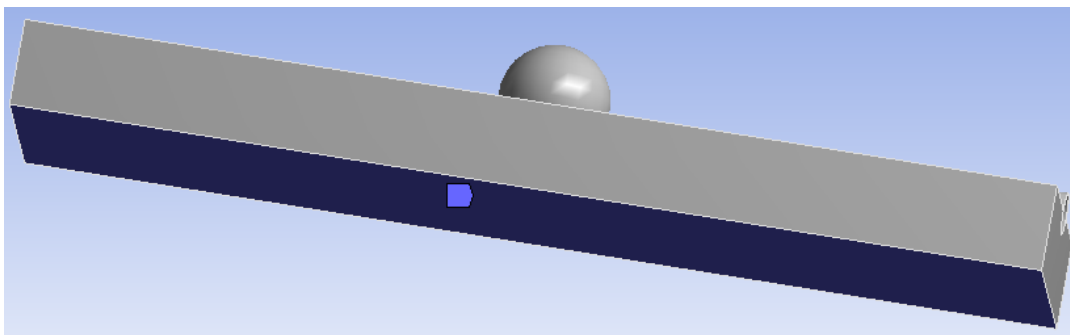


Figura 3.9 - Fixação da base do modelo.

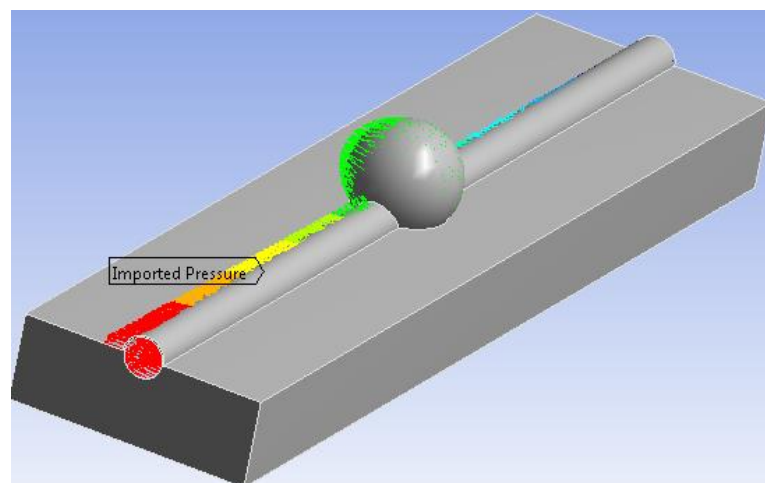


Figura 3.10 - Pressão importada do Fluent para o Static Structural.

No final de cada simulação, foram obtidos os resultados dos deslocamentos (totais e nas diferentes direções (X, Y e Z)) e das deformações. Os passos seguidos anteriormente podem ser visualizados no Anexo A2.

3.1.2.1. Exposição e análise dos resultados

Foram testados 9 modelos constitutivos, sendo eles: Ogden de 2ª e 3ª ordem, Yeoh de 2ª e 3ª ordem, Polinomial de 2ª e 3ª ordem e Mooney-Rivlin de 3, 5 e 9 parâmetros. Destes, todos convergiram para a solução do problema.

Os valores dos resultados obtidos pelos cálculos computacionais através destes modelos cuja solução convergiu, foram relativamente próximos uns dos outros, tanto para as deformações como para os deslocamentos. Desta forma, os seus valores máximos e mínimos encontram-se na mesma zona do canal, em todos os modelos, tornando os resultados coerentes entre si e próximos dos reais. De referir que a direção principal do escoamento corresponde à direção positiva do eixo Z.

Nas Figuras 3.11 e 3.12, encontram-se os resultados computacionais para as deformações e deslocamentos (totais e nas direções X, Y e Z), obtidos com o modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros. Os resultados alcançados para os restantes modelos podem ser vistos no Anexo C.

Analisando a Figura 3.11, pode-se verificar que os valores mais baixos encontram-se no início do escoamento e ao longo de toda a base, pois esta encontra-se fixa, e ainda, no cimo do aneurisma, sendo estes da ordem dos $4.5272E-8$ mm/mm. As deformações máximas ocorrem na transição do fluido do canal para o aneurisma e do aneurisma para o resto do canal, tendo como valor máximo $7.65E-5$ mm/mm.

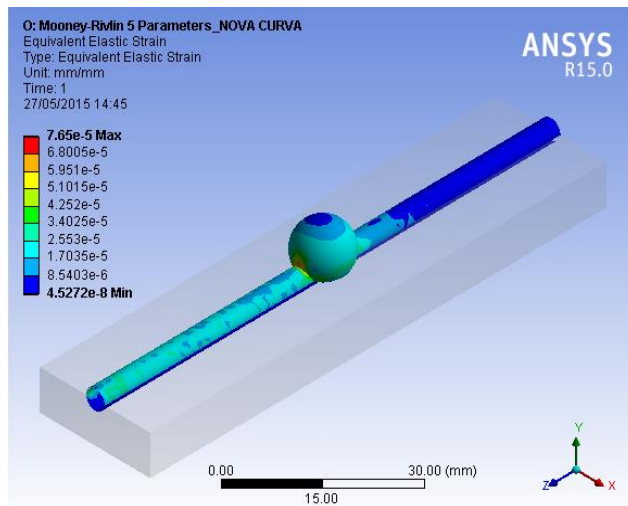


Figura 3.11 – Deformações ocorridas na parede do canal.

Observando a Figura 3.12, relativamente aos deslocamentos totais, pode-se averiguar que o canal está sujeito a deslocamentos mais elevados no topo do aneurisma, contudo, os deslocamentos na direção X desse local, são os mais baixos. Ao longo da direção Y, os deslocamentos mais elevados encontram-se no lado esquerdo do aneurisma e no final do canal do lado direito. Os deslocamentos mais baixos encontram-se do lado direito do aneurisma e no lado esquerdo final do canal. As tensões intermédias encontram-se nas restantes zonas do canal. Na direção do escoamento do fluido, direção Z, os deslocamentos maiores e menores ocorrem nas laterais do aneurisma como é possível ver nas Figuras 3.12 (e), (f), (g) e (h), e no resto do canal encontram-se as tensões intermédias.

Assim, as regiões do aneurisma sujeitas a tensões mais elevadas quando este sofre um crescimento, encontram-se próximas da transição do canal cilíndrico para o aneurisma e no topo do aneurisma, o que torna essa área bastante sensível, aumentando a possibilidade de ocorrer rutura.

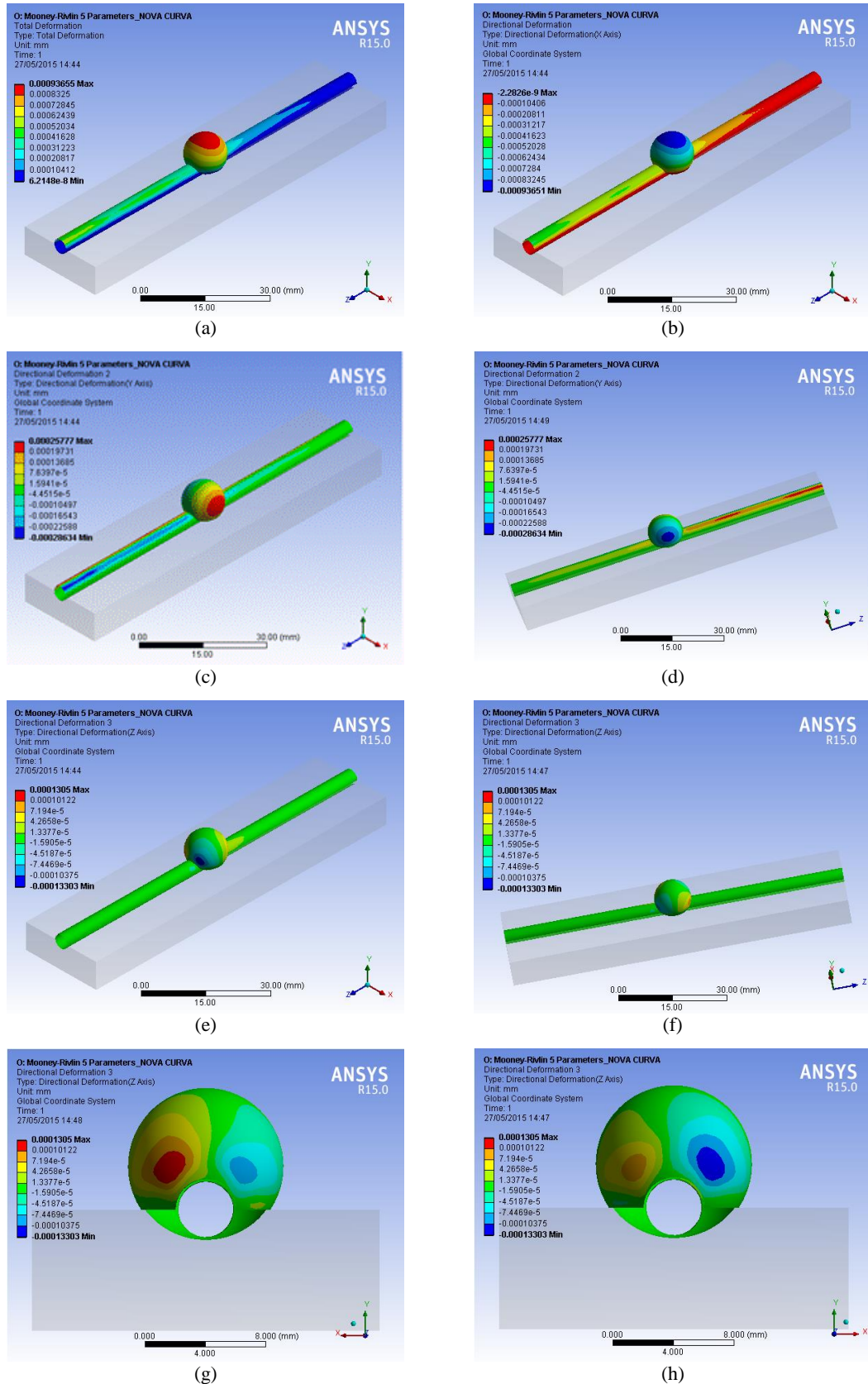


Figura 3.12 - Deslocamentos: a) Deslocamento total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Direção Y do outro lado; e) Segundo a direção Z; f) Direção Z do outro lado; g) Segundo a direção Z, na entrada do aneurisma; h) na saída do aneurisma.

Na Tabela 3.1, encontram-se os valores mínimos e máximos dos deslocamentos totais ocorridos na parede do canal, calculados através de cada modelo constitutivo. É também apresentado o valor da média e do desvio padrão para todos os valores mínimos e máximos dos deslocamentos.

Tabela 3.1 - Comparação entre os valores dos modelos constitutivos estudados.

Deslocamentos Totais [mm]		
Modelos Constitutivos	Valor Mínimo	Valor máximo
Mooney-Rivlin de 3 parâmetros	6,443E-08	9,710E-04
Mooney-Rivlin de 5 parâmetros	6,215E-08	9,366E-04
Mooney-Rivlin de 9 parâmetros	5,883E-08	8,865E-04
Ogden de 2ª ordem	6,816E-08	10,27E-04
Ogden de 3ª ordem	6,418E-08	9,672E-04
Yeoh de 2ª ordem	7,216E-08	10,88E-04
Yeoh de 3ª ordem	6,963E-08	10,49E-04
Polinomial de 2ª ordem	6,215E-08	9,366E-04
Polinomial de 3ª ordem	5,594E-08	8,428E-04
Média	6,415E-08	9,672E-04
Desvio Padrão	0,528E-08	0,780E-04

Observando os resultados anteriores, é possível concluir que os deslocamentos obtidos são bastante baixos para todos os modelos analisados, tanto para os valores máximos como para os valores mínimos. O desvio padrão aproxima-se de zero, o que indica que os valores calculados tendem a ser muito próximos da média,

O modelo que apresenta valores de deslocamentos mais baixos é o modelo Polinomial de 3ª ordem e os mais altos é o modelo Yeoh de 2ª ordem.

É possível verificar ainda, que o modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros e o modelo Polinomial de 2ª ordem apresentam exatamente os mesmos valores para os deslocamentos e o mesmo acontece para as deformações, o que indica que estes dois modelos se encontram em concordância, havendo a possibilidade de serem dos mais fiáveis para este tipo de estudos. Outros dos modelos que apresentaram valores próximos dos dois modelos referidos anteriormente são o modelo de Mooney-Rivlin de 3 parâmetros e o de Ogden de 3ª ordem.

Embora os resultados obtidos com os diferentes modelos constitutivos apresentem alguma variação, pode-se concluir que a nível qualitativo este tipo de análise se torna bastante oportuna uma vez que todos conduzem a campos de deslocamentos e de deformações iguais, contudo, quantitativamente estes apresentam algumas diferenças.

3.1.3. Comparação dos resultados numéricos com experimentais

Após a execução das simulações anteriores, os valores dos deslocamentos obtidos foram comparados com os obtidos experimentalmente por Rodrigues *et al.* [38].

3.1.3.1. Campos de deslocamentos

Nas figuras seguintes, encontra-se a comparação dos deslocamentos entre os resultados numéricos e experimentais, nas diferentes direções (X, Y e Z), retiradas apenas no aneurisma. Uma vez que os resultados obtidos pelos distintos modelos hiper-elásticos, apresentam valores próximos mas distintos uns dos outros, foi difícil encontrar um modelo que se aproximasse mais aos resultados obtidos por Rodrigues *et al.* [38]. Devido à notável discrepância entre os valores obtidos para os deslocamentos nos dois estudos, chegou-se à conclusão que esta comparação é pertinente a nível qualitativo não sendo quantitativamente, uma vez que existe alguma semelhança com a distribuição dos deslocamentos, não havendo entre os valores obtidos. Nas Figuras 3.13, 3.14 e 3.15, pode ser observada a comparação entre os resultados obtidos experimentalmente e numericamente com o modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros, segundo as direções X, Y e Z.

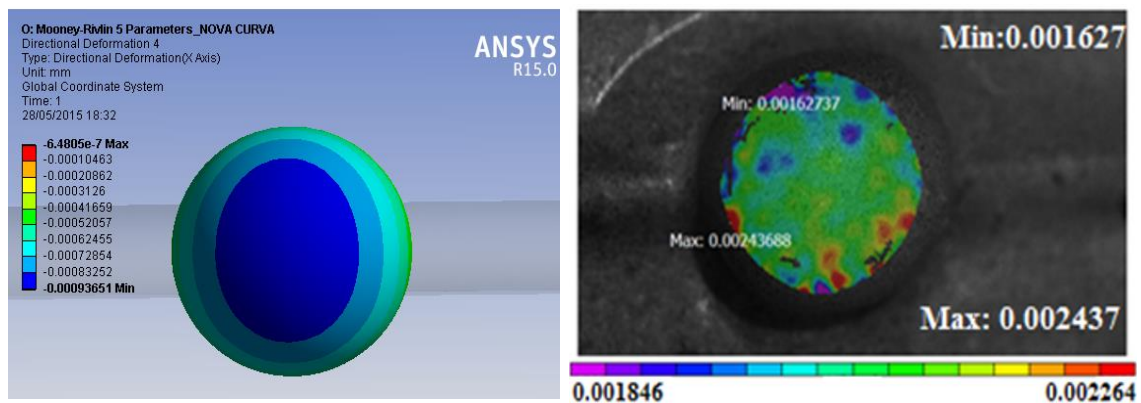


Figura 3.13 – Deslocamentos ocorridos no aneurisma, segundo a direção X.

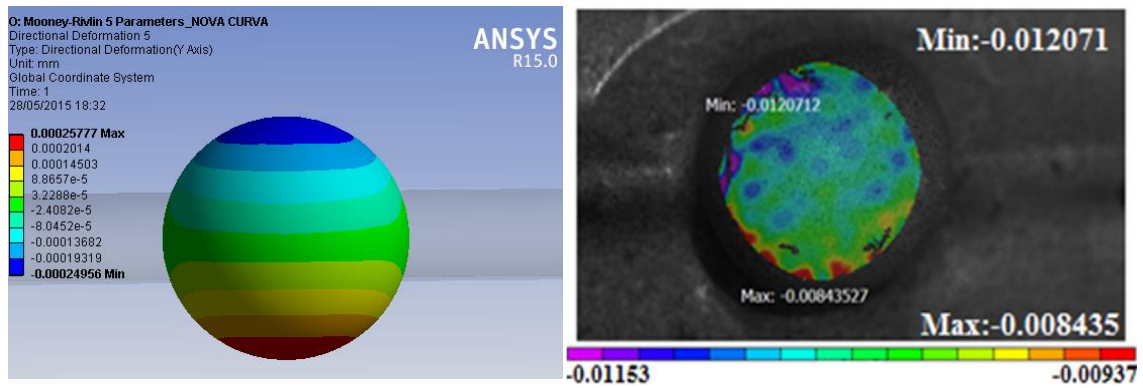


Figura 3.14 - Deslocamentos ocorridos no aneurisma, segundo a direção Y (que corresponde à direção Z de [38]).

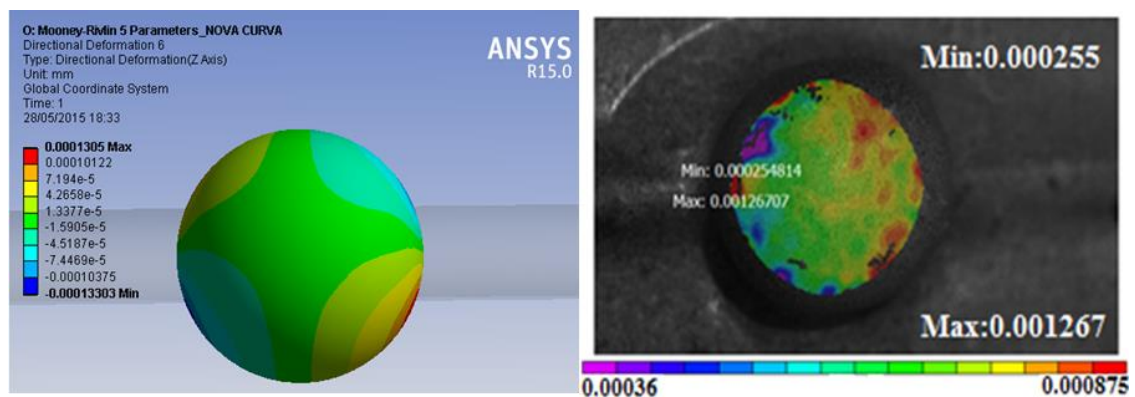


Figura 3.15 - Deslocamentos ocorridos no aneurisma, segundo a direção Z (que corresponde à direção Y de [38]).

Uma vez que as câmaras CCD não captam os deslocamentos em toda a zona do aneurisma, apenas na zona visível, os valores máximos e mínimos destes referem-se apenas àquelas zonas, não englobando todo o aneurisma. Em contrapartida, no estudo numérico os valores máximos e mínimos são calculados para toda a superfície do aneurisma. Devido à discrepância entre os valores analíticos e os experimentais e pela alteração da geometria do modelo experimental no momento da impressão usado no estudo experimental, os resultados desta comparação não permitem uma validação quantitativa das simulações numéricas.

Analisando os resultados qualitativamente, é possível observar que alguns pontos onde os deslocamentos são maiores e menores coincidem entre os estudos, embora os pontos da escala de cores não sejam os mesmos.

3.1.4. Deformações e deslocamentos em alguns pontos da superfície do aneurisma

Após a análise das deformações e dos deslocamentos em todo o canal, foram analisados alguns pontos ao longo da cúpula do aneurisma, segundo a direção Z (direção do escoamento do fluido) e a direção X, como é mostrado nas Figuras 3.16 e 3.17, para assim ter uma melhor percepção das diferenças entre os diferentes modelos constitutivos e observar os deslocamentos e as deformações ocorridas nessa zona. Em ambas as direções, os pontos foram marcados do lado direito para o lado esquerdo, conforme mostra a seta.

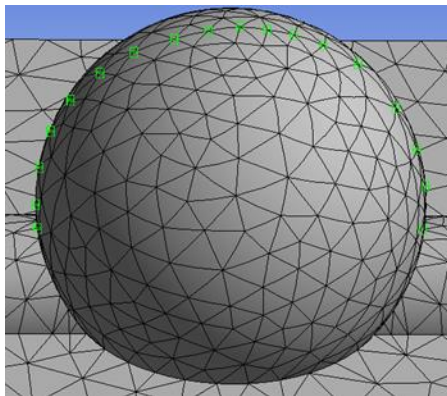


Figura 3.16 - Pontos analisados segundo a direção Z, no aneurisma.

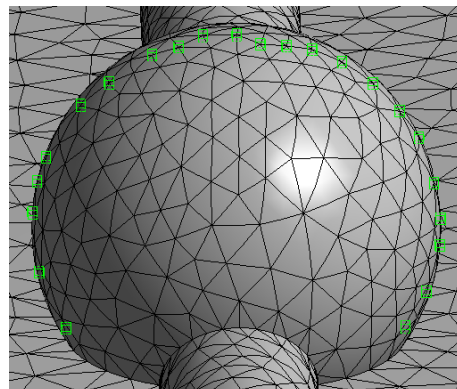


Figura 3.17 - Pontos analisados segundo a direção X, no aneurisma.

Foram calculados os deslocamentos totais e as deformações para os pontos mostrados nas figuras anteriores, através dos nove modelos constitutivos estudados, de modo a efetuar uma análise mais precisa dos valores nesses pontos do aneurisma e ainda, facilitar a observação da variação dos resultados calculados com os diferentes modelos constitutivos. Nos gráficos da Figura 3.18 e 3.19, encontram-se as deformações ao longo do eixo Z e X, respectivamente.

Na Figura 3.18 verifica-se que ao longo do eixo Z, os valores das deformações vão diminuindo à medida que se aproxima do centro da cúpula do aneurisma, chegando a assumir valores próximos de zero. Depois, os valores voltam a aumentar, diminuindo $1E-5$ mm/mm na interceção do aneurisma com o canal. Os valores máximos encontram-se junto às zonas de transição do canal para o aneurisma e do aneurisma para o canal.

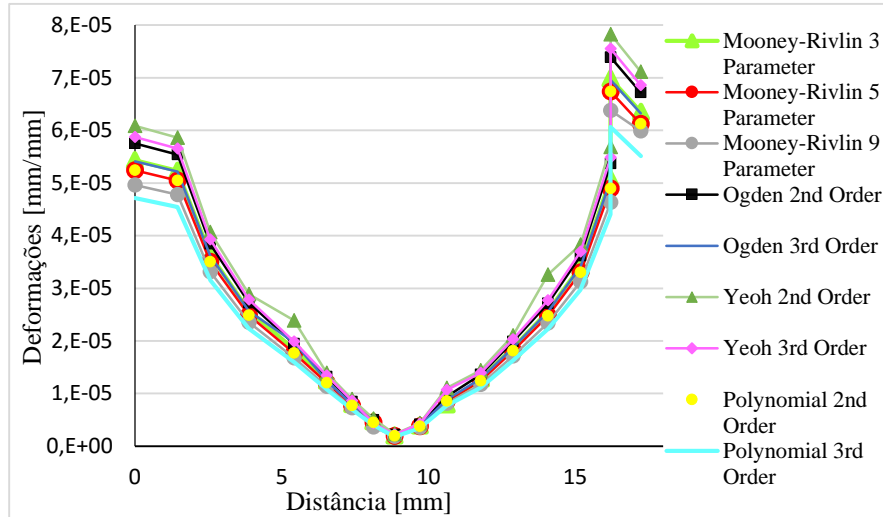


Figura 3.18 – Deformações ocorridas no aneurisma, ao longo do eixo Z.

Relativamente à Figura 3.19, as deformações começam por aumentar até à altura do canal, começando depois a diminuir até apresentar um valor quase nulo no centro do aneurisma voltando a aumentar até à altura do canal sofrendo uma pequena queda dos valores das deformações.

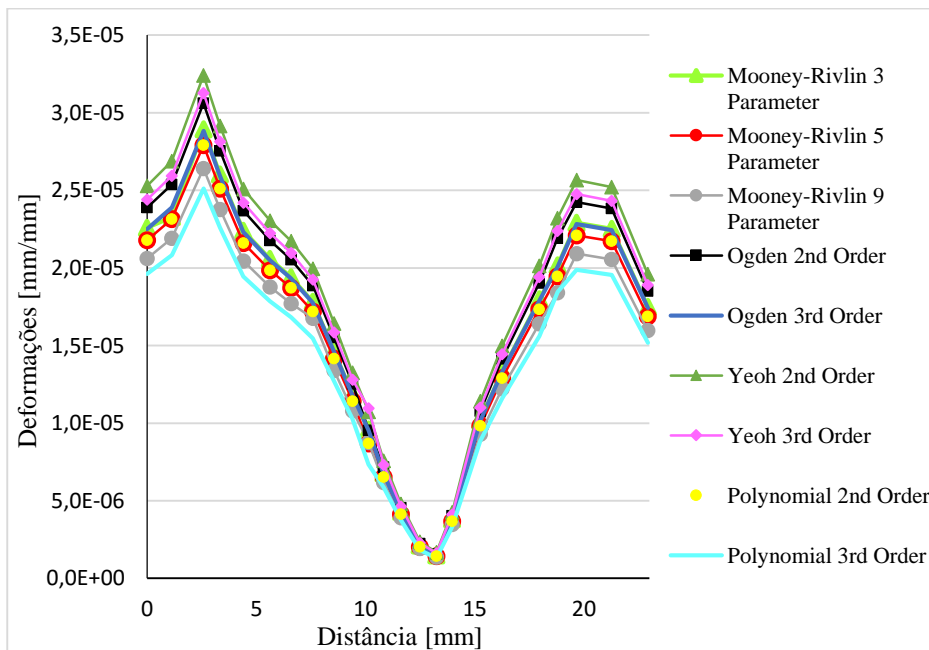


Figura 3.19 – Deformações ocorridas no aneurisma, ao longo do eixo X.

Nos gráficos da Figura 3.20 e 3.21, encontram-se os resultados dos deslocamentos ao longo dos eixos Z e X, respetivamente.

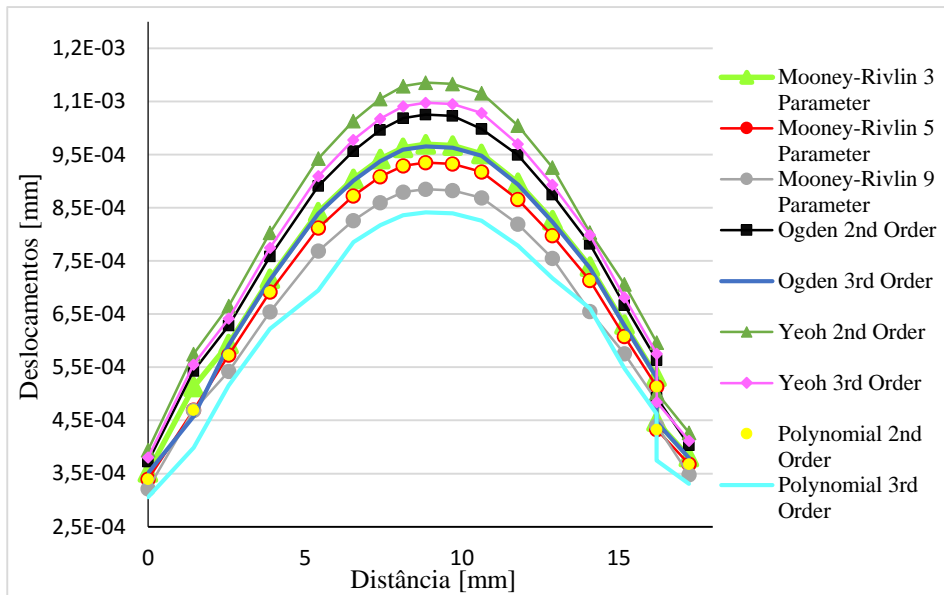


Figura 3.20 - Deslocamentos ocorridos no aneurisma, ao longo do eixo Z.

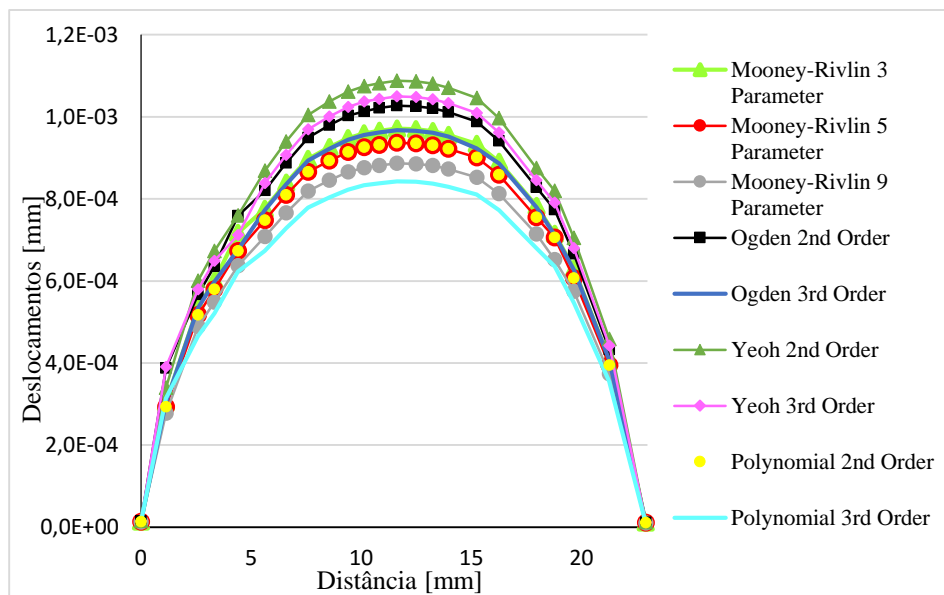


Figura 3.21 – Deslocamentos ocorridos no aneurisma, ao longo do eixo X.

Observando as imagens anteriores conclui-se que os deslocamentos vão aumentando na direção do topo do aneurisma, apresentando valores máximos, em ambas as direções (X e Z), de aproximadamente $1,2E-3$ mm para o modelo de Yeoh de 2ª ordem, que é o modelo que apresenta valores maiores.

Relativamente aos diferentes modelos constitutivos, nas quatro imagens anteriores, as conclusões que se tiram são exatamente as mesmas já tiradas no estudo 3.1.2.1., no entanto podemos ter uma melhor percepção visual das diferenças entre os modelos.

3.1.5. Influência de um caudal mais elevado no tipo de distribuição de deformações e deslocamentos

Seguindo os mesmos procedimentos dos pontos 3.1.1. (estudo do escoamento do fluido) e 3.1.2. (estudo estrutural), foi alterada apenas a velocidade média de entrada no canal, sendo agora a correspondente a um caudal de 600 $\mu\text{l}/\text{min}$ ($u = 0,9301 \text{ mm/s}$). Esta simulação foi feita considerando apenas dois dos modelos usados no estudo anterior - modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros e modelo de Yeoh de 2ª ordem com o objetivo de visualizar se o tipo de distribuição de deformações e deslocamentos se mantém quando a velocidade do fluido é alterada.

3.1.5.1. Exposição e comparação dos resultados

Nos tópicos seguintes, encontra-se uma comparação entre os resultados obtidos para a variação das quedas de pressão obtidas para um caudal de 300 $\mu\text{l}/\text{min}$ e de 600 $\mu\text{l}/\text{min}$, bem como os erros relativos correspondentes. Assim, é possível visualizar de forma simples as diferenças existentes entre eles. De seguida, encontram-se também os resultados obtidos para os deslocamentos e as deformações obtidos no estudo estrutural.

◆ Variação das quedas de pressão

Numericamente, para o caudal de 300 $\mu\text{l}/\text{min}$ obteve-se uma queda de pressão por unidade de comprimento, de aproximadamente 11,742 Pa e para o caudal de 600 $\mu\text{l}/\text{min}$ de 23,476 Pa. A Tabela 3.2 compara os resultados numéricos com os analíticos para cada caudal, mostrando os erros absolutos existentes entre eles e permitindo facilitar a visualização da diferença entre os valores do ΔP numérico/ ΔP analítico para ambos os caudais.

Tabela 3.2 - Quedas de pressão obtidas com o caudal de 300 e 600 $\mu\text{l}/\text{min}$.

Q = 300 $\mu\text{l}/\text{min}$			Q = 600 $\mu\text{l}/\text{min}$		
$\Delta P_{\text{numérico}}/L$ [Pa/m]	$\Delta P_{\text{analítico}}/L$ [Pa/m]	Erro relativo (%)	$\Delta P_{\text{numérico}}/L$ [Pa/m]	$\Delta P_{\text{analítico}}/L$ [Pa/m]	Erro relativo (%)
11,742	11,741	0,006	23,476	23,480	0,017

Para o caudal de 600 $\mu\text{l}/\text{min}$, o erro relativo alcançado foi superior ao obtido para o de 300 $\mu\text{l}/\text{min}$, sendo de aproximadamente o dobro.

Uma vez que os erros obtidos entre os valores numéricos e os valores analíticos, para ambos os caudais, são bastante inferiores a 1%, faz com que estes valores sejam coerentes entre si. Pela concordância verificada entre esses valores para as propriedades globais – queda de pressão – é possível afirmar que o modelo numérico usado descreve corretamente o escoamento em estudo.

A tabela anterior permite também visualizar que duplicando o caudal, a variação da queda de pressão duplica também, pois a queda de pressão é diretamente proporcional à velocidade.

◆ Análise estrutural

Na análise estrutural, os resultados obtidos para as deformações e para os deslocamentos, apresentaram valores duas vezes superior aos obtidos para um caudal de 300 $\mu\text{l}/\text{min}$, no entanto, o tipo de distribuição mantém-se sem nenhuma variação notável. Na Figura 3.22, encontram-se os resultados para as deformações e para os deslocamentos totais, calculados através do modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros.

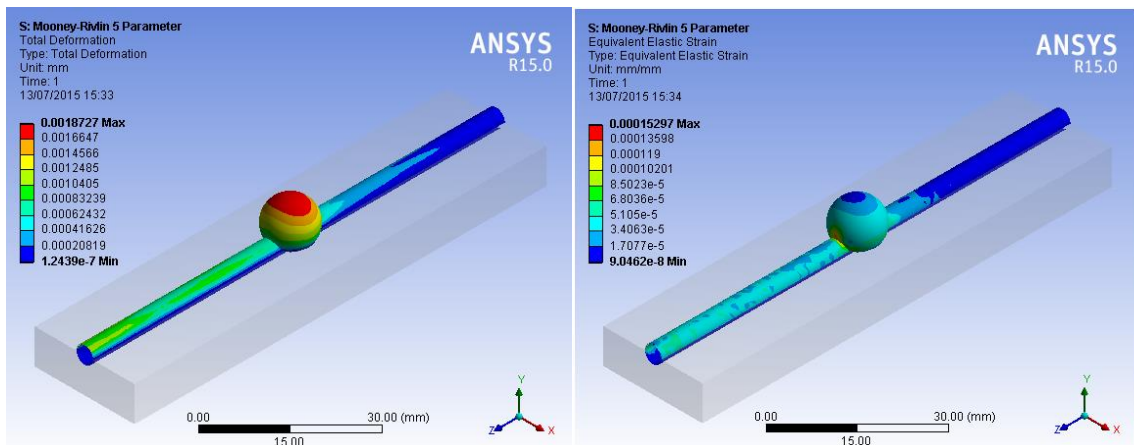


Figura 3.22 - Deslocamentos totais e deformações ocorridas para um caudal de 600 $\mu\text{l}/\text{min}$.

3.1.6. Comparação de resultados entre as simulações realizadas com a glicerina e o sangue

Uma vez que a glicerina é bastante usada em estudos para simular o escoamento sanguíneo, tornou-se pertinente analisar a concordância entre as soluções obtidas para os

escoamentos de glicerina 60% e o sangue. Para tal, utilizando o canal e as mesmas condições dos pontos 3.1.1. e 3.1.2., para o caudal de 300 µl/min, foi feita uma simulação do escoamento do fluido substituindo a glicerina 60% pelo sangue. Para este fluido, foi utilizada uma densidade (ρ) igual a 1050 kg/m³ e a reologia do sangue foi descrita pelo modelo de Carreau (equação (2.2), página 12), cujos parâmetros assumem os seguintes valores [53]: $\lambda=3,313$ s, $n=0,3568$, $\eta_0=0,056$ Pa.s e $\eta_\infty=0,00345$ Pa.s.

Após a obtenção do campo de pressões na parede do canal, através da simulação do escoamento (conforme descrito para o estudo anterior) foi efetuado o estudo estrutural usando o modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros, visto ter demonstrado que as simulações previamente obtidas eram precisas e rigorosas.

3.1.6.1. Exposição e análise dos resultados

De modo a verificar se existe uma diferença significativa entre as simulações e os diferentes fluidos, foi feita uma comparação entre os resultados das quedas de pressão.

Segundo a Tabela 3.3, conclui-se que a variação da queda de pressão provocada pelo sangue é aproximadamente o triplo da queda de pressão provocada pela glicerina. Este facto é aceitável pois quanto maior a viscosidade, maior é a variação da queda de pressão.

Tabela 3.3 - Quedas de pressão obtidas para a glicerina 60% e para o sangue.

Fluido	$\Delta P/L$ [Pa/m]
Glicerina 60%	11,742
Sangue	32,507

Conhecidas as pressões nas paredes do canal, realizou-se o estudo estrutural (conforme descrito para o estudo anterior), tendo-se verificado que, à semelhança do que aconteceu com as quedas de pressão, também os valores de deslocamento foram distintos quando considerando os diferentes fluidos, conforme demonstram os valores registados na a Tabela 3.4.

Tabela 3.4 - Deslocamentos máximos e mínimos, obtidos para a glicerina 60% e para o sangue.

Fluido	Valor mínimo [mm]	Valor máximo [mm]
Glicerina 60%	$0,6215e^{-7}$	$0,9366e^{-3}$
Sangue	$1,3009e^{-7}$	$2,6252e^{-3}$

Observando a tabela anterior, é possível concluir que o sangue provoca maiores deslocamentos no canal do que a glicerina, devendo-se ao facto da pressão causada por este também ser maior. No entanto, ambos os canais apresentam o mesmo tipo de distribuição de deslocamentos, variando apenas os valores, um em relação ao outro. Os valores obtidos com o sangue são, aproximadamente, duas vezes superiores aos obtidos usando a glicerina para o valor mínimo e de 3 vezes superiores para o valor máximo.

Embora os resultados sejam claramente diferentes, pode concluir-se a nível qualitativo, que o uso da glicerina simula de forma idêntica as deformações e os deslocamentos provocadas pelo fluido no canal. O tipo de distribuição das deformações e dos deslocamentos provocados por ambos os fluidos é idêntico entre si.

Os resultados do estudo estrutural realizados para o sangue, podem ser consultados no Anexo D.

3.1.7. Comparação do canal Simples com o canal com aneurisma

Da mesma forma que foi simulado o escoamento sanguíneo num canal com patologia, o aneurisma, também foi simulado num canal simples, permitindo visualizar a variação da queda de pressão e a velocidade do fluido ao longo do escoamento, com intuito de comparar os resultados obtidos para os dois canais. Pretende-se também observar as deformações e os deslocamentos que ocorrem na parede do canal, quando não existe qualquer tipo de patologia. O fluido utilizado foi a glicerina 60% e a velocidade média de entrada do fluido no canal foi de 300 $\mu\text{l}/\text{min}$.

3.1.7.1. Componente numérica

Para o estudo numérico foi usado um modelo computacional desenhado no SolidWorks[®]. O domínio geométrico usado no estudo do escoamento da glicerina 60% é um canal cilíndrico com 1,85 mm de raio e 20 mm de comprimento.

A discretização do domínio usado nesta nova etapa do trabalho possuía 26979 nós e 25160 elementos quadrangulares. Quanto ao dimensionamento, foi usado no use *advanced size function* “*On:Proximity*”, no *revelance center* “*fine*” e no *smoothing* “*low*”. A malha resultante pode ser visualizada na Figura 3.23.



Figura 3.23 - Malha do modelo usado no Fluent.

A velocidade média de entrada imposta no canal foi de 0,465 mm/s. Todos os procedimentos podem igualmente ser visualizados no Anexo A1.

Para o estudo estrutural, à semelhança do feito nos estudos anterior, o modelo utilizado no estudo estrutural consistiu na parede do canal usado na simulação do escoamento suportada por uma base paralelepípedica, como mostra a Figura 3.24.

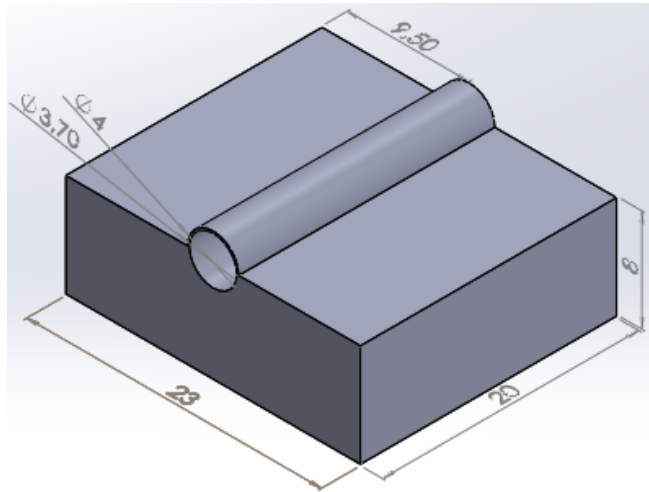


Figura 3.24 - Dimensões (em mm) e estrutura do canal simples usado no estudo estrutural.

A malha utilizada para este canal, apresentou 8601 nós e 1666 elementos quadrangulares. Na criação desta malha, Figura 3.25, foram utilizados os parâmetros definidos por defeito pelo Ansys®.

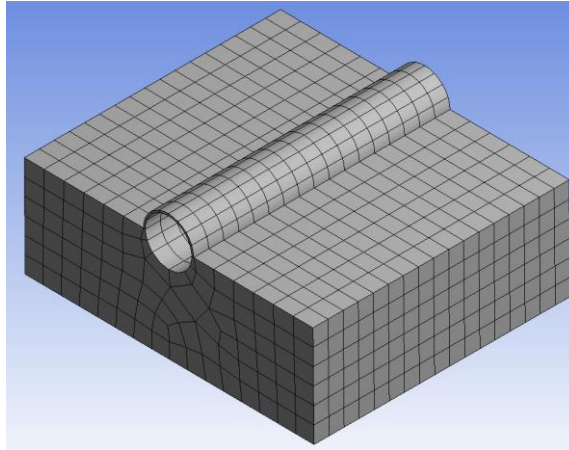


Figura 3.25 - Malha usada no canal simples (Static Structural).

3.1.7.2. Exposição e análise dos resultados

◆ Estudo do escoamento

Os valores da velocidade obtidos numericamente para o canal simples foram comparados com os valores analíticos e ainda com os valores numéricos obtidos no canal com aneurisma (secção anterior ao aneurisma), obtendo-se o gráfico da Figura 3.26.

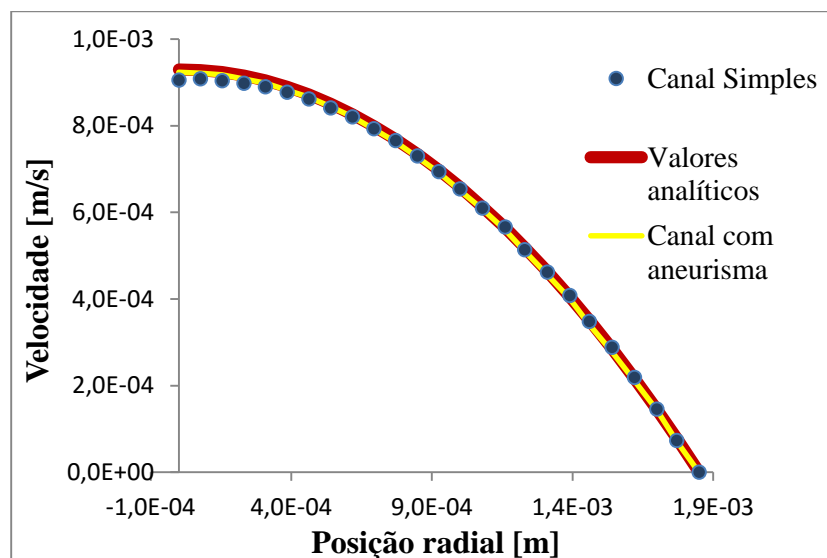


Figura 3.26 - Comparação dos resultados numéricos (canal simples e com aneurisma) e analíticos para as velocidades do fluido.

Observa-se que no centro do canal os valores da velocidade para o canal simples se afastam mais dos valores analíticos do que os valores numéricos do canal com aneurisma.

O erro relativo médio entre os valores analíticos e os numéricos para o canal simples é inferior ao obtido para o canal com aneurisma (1,253% e 1,399%, respectivamente).

Relativamente à queda de pressão por unidade de comprimento, esta foi de aproximadamente 11,98 Pa/m para o canal simples. A tabela seguinte (Tabela 3.5) contém os valores das pressões por comprimento do canal, obtidas para o canal simples e canal com aneurisma e ainda o valor da pressão calculada analiticamente.

Tabela 3.5 – Valores numéricos (canal com aneurisma e canal simples) e valor analítico para a variação da queda de pressão por comprimento do canal.

$\Delta P_{\text{numérico}}/L[\text{Pa/m}]$ Canal aneurisma	$\Delta P_{\text{numérico}}/L[\text{Pa/m}]$ Canal Simples	$\Delta P_{\text{analítico}}/L[\text{Pa/m}]$
11,742	11,984	11,739

Os valores da variação da queda de pressão são bastante próximos, no entanto, o erro relativo médio entre o valor numérico do canal simples e o analítico é superior ao obtido entre o valor numérico do canal com aneurisma com o analítico, sendo estes de 2,089% e 0,006%, respectivamente.

◆ Static Structural

Utilizando o método de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros, obtiveram-se os seguintes resultados para as deformações (Figura 3.27) e para os deslocamentos (Figura 3.28).

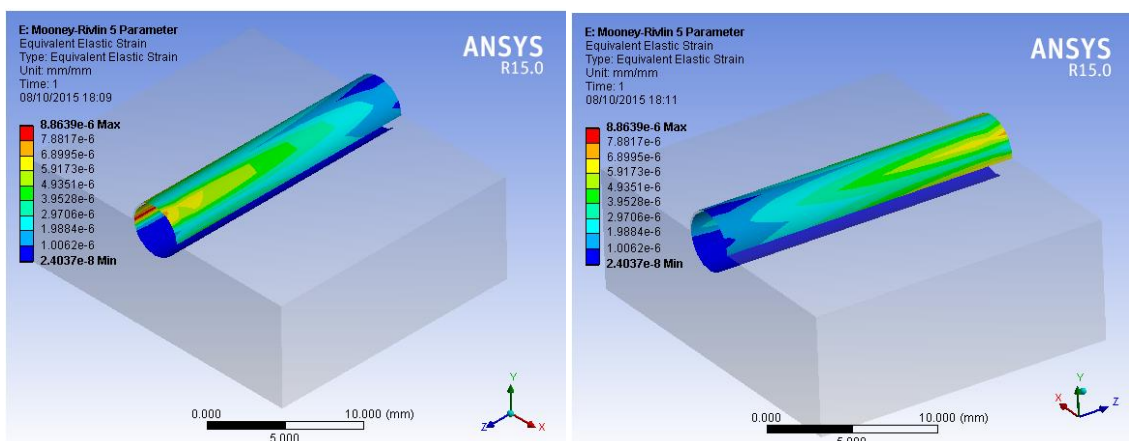


Figura 3.27 - Deformação da parede do canal em ambos os lados.

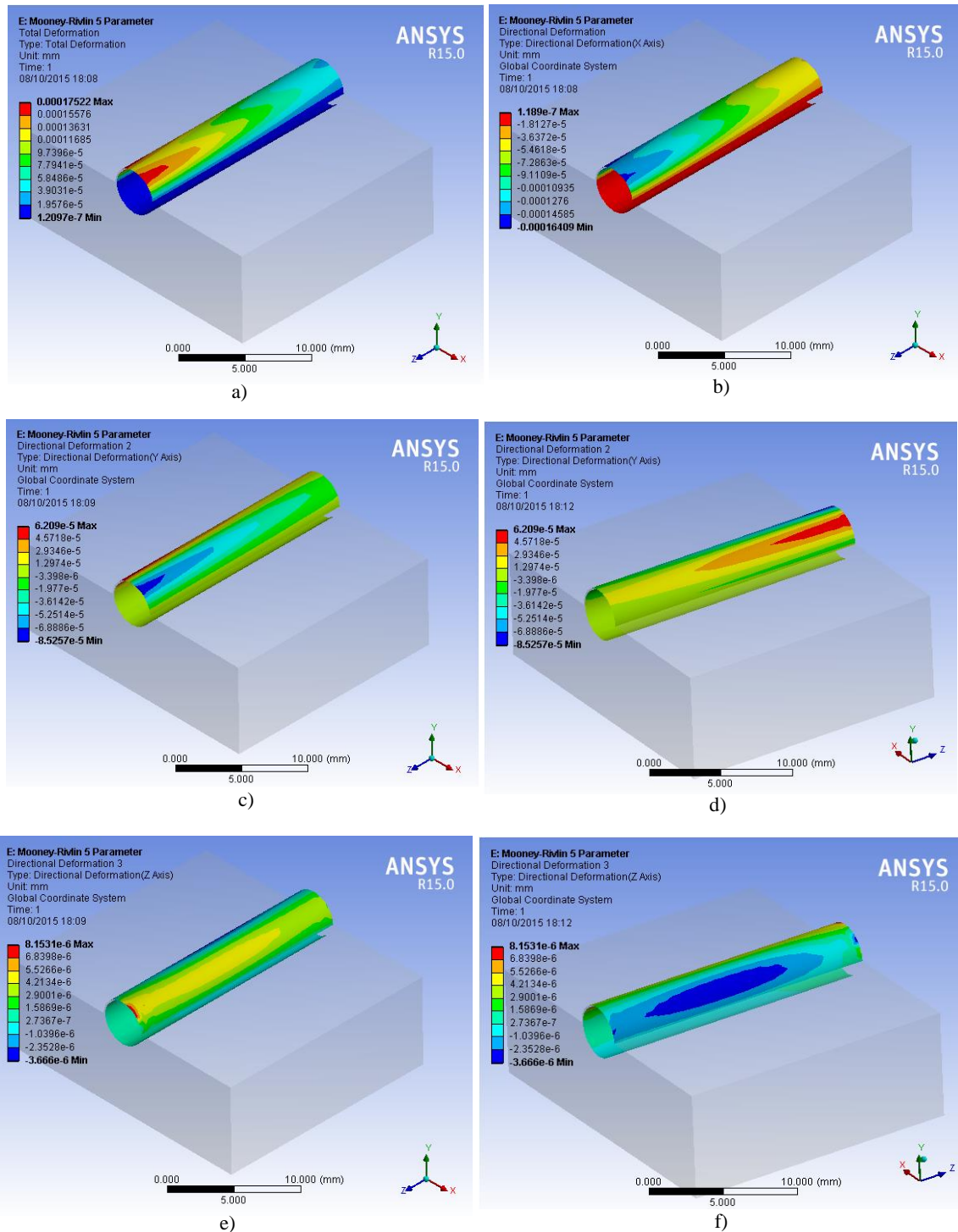


Figura 3.28 – Deslocamentos: a) Deslocamento total; b) Segundo a direção X; c) Segundo a direção Y; d) Direção Y do outro lado; e) Segundo a direção Z; f) Direção Z do outro lado.

Relativamente às deformações ocorridas no canal (Figura 3.27), pode-se verificar que apresentam os valores mais baixos ao longo de toda a base, que se encontra fixa, sendo estes da ordem dos $2.4037E-8$. As mais elevadas encontram-se no final do canal.

Observando a Figura 3.28, relativamente aos deslocamentos totais, pode-se averiguar que onde o canal é sujeito a deslocamentos mais elevadas é no final do canal, onde segundo a direção X, nesse local, os deslocamentos são os mais baixos. Ao longo da direção Y as tensões são mais elevadas no lado direito do canal, apresentando as mais baixas no outro lado do canal. Na direção do escoamento do fluido, os deslocamentos em Y, são mais elevados no início do canal, assim como os mais baixos, sendo os mais elevados no lado direito e os mais baixos no lado esquerdo.

O que acontece neste canal, tanto a nível de deformações como de deslocamentos, acontece no canal com aneurisma, na zona reta do canal, apresentando intensidades diferentes.

3.2. Segundo Estudo: Análise do comportamento biomecânico de aneurisma cerebrais

Após simulações feitas em canais mais simples e com possibilidade de validação do modelo, foi elaborado um outro modelo mais complexo e mais próximo de um modelo real. Este modelo foi desenhado num *software* de CAD, o SolidWorks®, sendo posteriormente gravado com extensão *parasolid* (.x_t) para poder ser exportada para o *software* Ansys®, tal como os outros.

Estas simulações foram efetuadas usando o sangue, possuindo este as propriedades referidas anteriormente.

Estas simulações têm como objetivo a visualização da existência ou inexistência do fenómeno de recirculação do fluido no interior do aneurisma e ainda estudar e visualizar o comportamento biomecânico das paredes de aneurismas. Para tal, foram feitas simulações com diferentes velocidades de entrada, sendo elas: 0,9, 88,8, 444 e 888 mm/s.

Os modelos utilizados no Fluent e no Static Structural apresentaram medidas e geometrias diferentes das simulações anteriores. Na Figura 3.29 encontra-se a geometria e as medidas do canal usado no estudo estrutural. A geometria do canal usado para o estudo do escoamento é o interior do canal representado na figura seguinte e contém um raio de 1,85 mm e um comprimento de 50 mm. O diâmetro do aneurisma é de aproximadamente 8,752 mm.

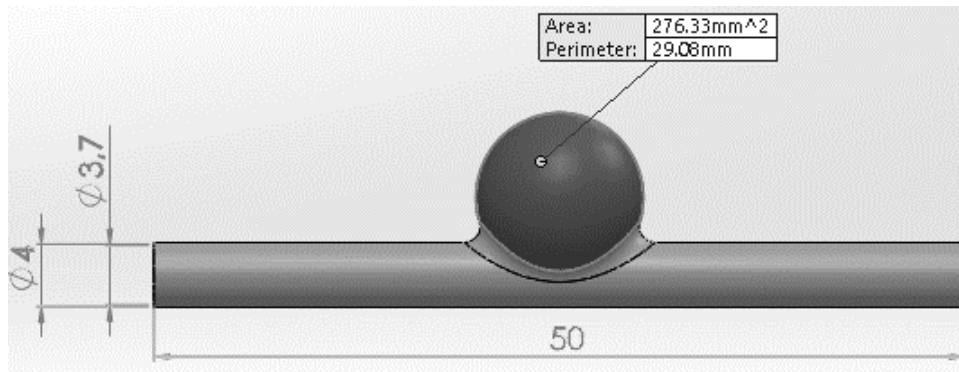


Figura 3.29 – Dimensões e geometria da parede do canal usada para o estudo estrutural (parte exterior).

3.2.1. Estudo do escoamento do fluido e visualização do fenômeno de recirculação sanguínea

As seguintes simulações seguiram os mesmos passos das simulações anteriores (Anexo A1), apresentando condições de fronteira diferentes. A malha utilizada no modelo do Fluent (Figura 3.30). A malha utilizada neste modelo é diferente da malha usada no modelo com aneurisma anterior, pois a geometria e as dimensões diferem, principalmente na zona do aneurisma.

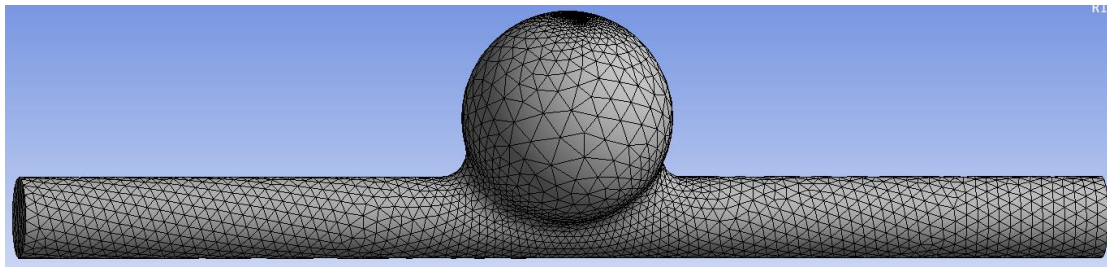


Figura 3.30 - Malha usada no modelo do Fluent.

A malha anterior, apresenta no total 8575 nós e 41542 elementos triangulares. O dimensionamento usado foi, em *use advanced size function* “On:Curvature”, em *relevance center* “coarse”, em *transition* “slow” e em *Span Angle center* “fine”.

Foram definidas as condições de fronteira, onde foi imposta uma velocidade média de entrada (u) no canal, para cada simulação. Na Tabela 3.6 podem ser consultadas as velocidades médias de entrada para cada simulação.

Tabela 3.6 – Condições de fronteira.

u [mm/s]			
0,9	88,8	444	888

3.2.1.1. Exposição e análise dos resultados

Através da simulação do escoamento sanguíneo, no Fluent, foi observada a existência e a inexistência de recirculação sanguínea na zona do aneurisma. A seguir encontra-se a representação das linhas de fluxo, permitindo visualizar o fenômeno de recirculação quando se trata de uma velocidade média de entrada de 88,8 mm/s (Figura 3.32), 444 m/s (Figura 3.33) e 888 m/s (Figura 3.34), não sendo observado quando a velocidade de entrada é de 0,9 mm/s (Figura 3.31). No Anexo E, encontram-se imagens que mostram algumas fases da recirculação para as velocidades de entrada iguais a 88,8, a 444 e a 888 mm/s.

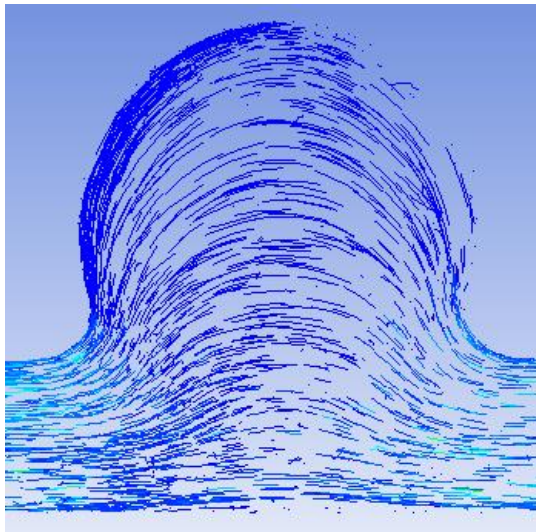


Figura 3.31 - Linha de fluxo para uma velocidade de 0,9 mm/s.

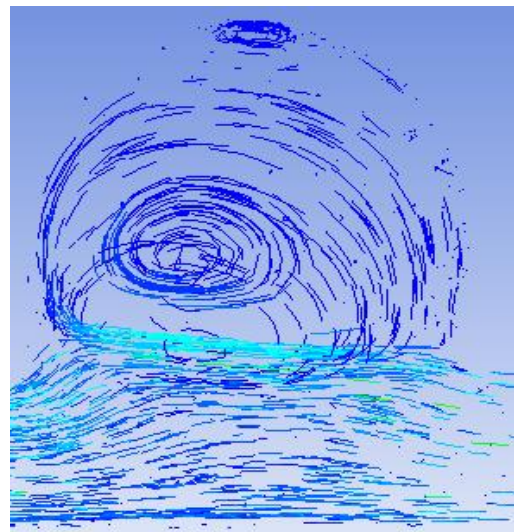


Figura 3.32 - Linha de fluxo para uma velocidade de 88,8 mm/s.

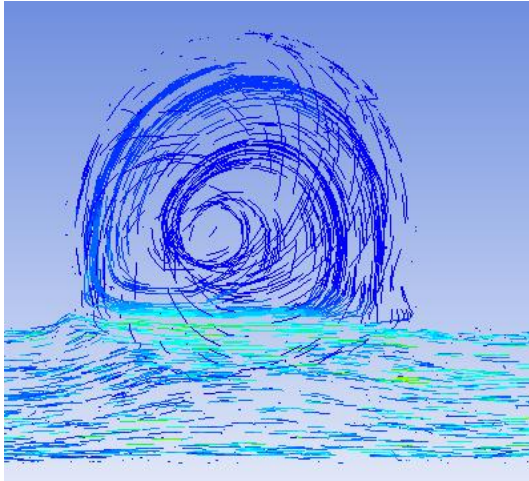


Figura 3.33 - Linha de fluxo para uma velocidade de 444 mm/s.

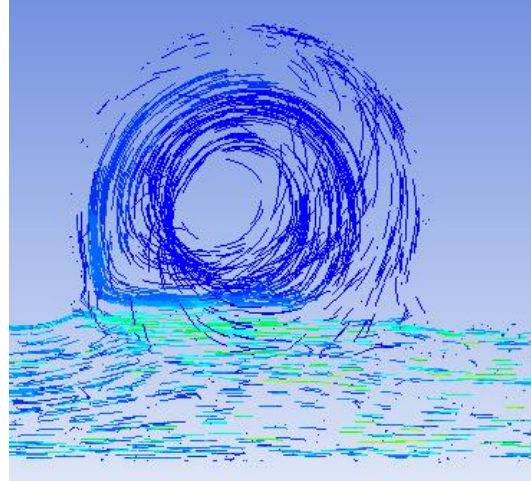


Figura 3.34 - Linha de fluxo para uma velocidade de 888 mm/s.

Quando a velocidade de entrada é igual a 0,9 mm/s, verifica-se um regime laminar, não sendo verificado o fenómeno de recirculação, mas nota-se uma leve “curvatura” do fluxo, seguindo a superfície da parede do canal na zona do aneurisma, o que provavelmente se deve a esta velocidade ser baixa. É também notável, que o aumento da velocidade média de entrada torna o fenómeno de recirculação sanguínea mais acentuado, ou seja, englobando maior quantidade de fluxo.

A recirculação é influenciada pelo elevado diâmetro do aneurisma e pela velocidade do fluido e isso é notável, uma vez que ao aumentar a velocidade de entrada, a quantidade de fluido abrangido na recirculação também aumenta.

3.2.2. Estudo do comportamento da parede através do Static Structural

Para a malha do modelo que constitui a parede do canal, usou-se para o dimensionamento, em *use advanced size function* “Off”, em *relevance center* “coarse”, e os restantes parâmetros permaneceram os que já se encontravam definidos por defeito no Ansys®. No total obteve-se 9032 nós e 4517 elementos. Na Figura 3.35 é possível observar a malha resultante. As condições de fronteira usadas neste estudo foram as mesmas do primeiro (ponto 3.1.2, página 34), sendo o modelo fixo nas extremidades.

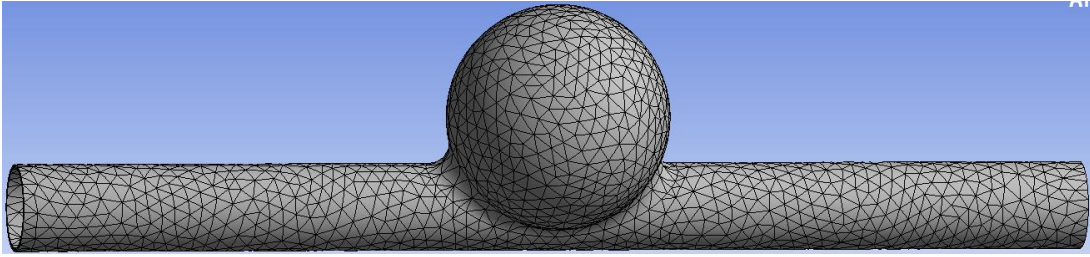


Figura 3.35 - Malha usada no modelo do Static Structural.

3.2.2.1. Exposição e análise dos resultados

No primeiro estudo (ponto 3.1.2.1, página 35) concluiu-se que um dos métodos mais fiáveis para este tipo de estudos é o modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros, uma vez que apresentou os mesmos resultados que o método Polinomial de 2ª ordem, por isso, optou-se por escolher esse modelo para a execução das simulações para as diferentes velocidades de entrada.

Para as quatro diferentes velocidades de entrada do fluido no canal, verificou-se que o tipo de distribuição de deslocamentos totais e de deformações é semelhante, embora os valores sejam distintos. Desta forma, são mostrados os deslocamentos totais na Figura 3.36 e as deformações sofridas na parede do canal na Figura 3.37.

Observando os resultados da Figura 3.36, é possível observar que os deslocamentos totais na entrada e na saída do canal são nulos, pois o modelo foi fixado nessas zonas do canal, o que não vem a afetar o estudo na região do aneurisma. Os valores máximos dos deslocamentos encontram-se nas laterais do aneurisma, pois esta é uma zona de bastante esforço, uma vez que a parede é alongada para fora da geometria do canal.

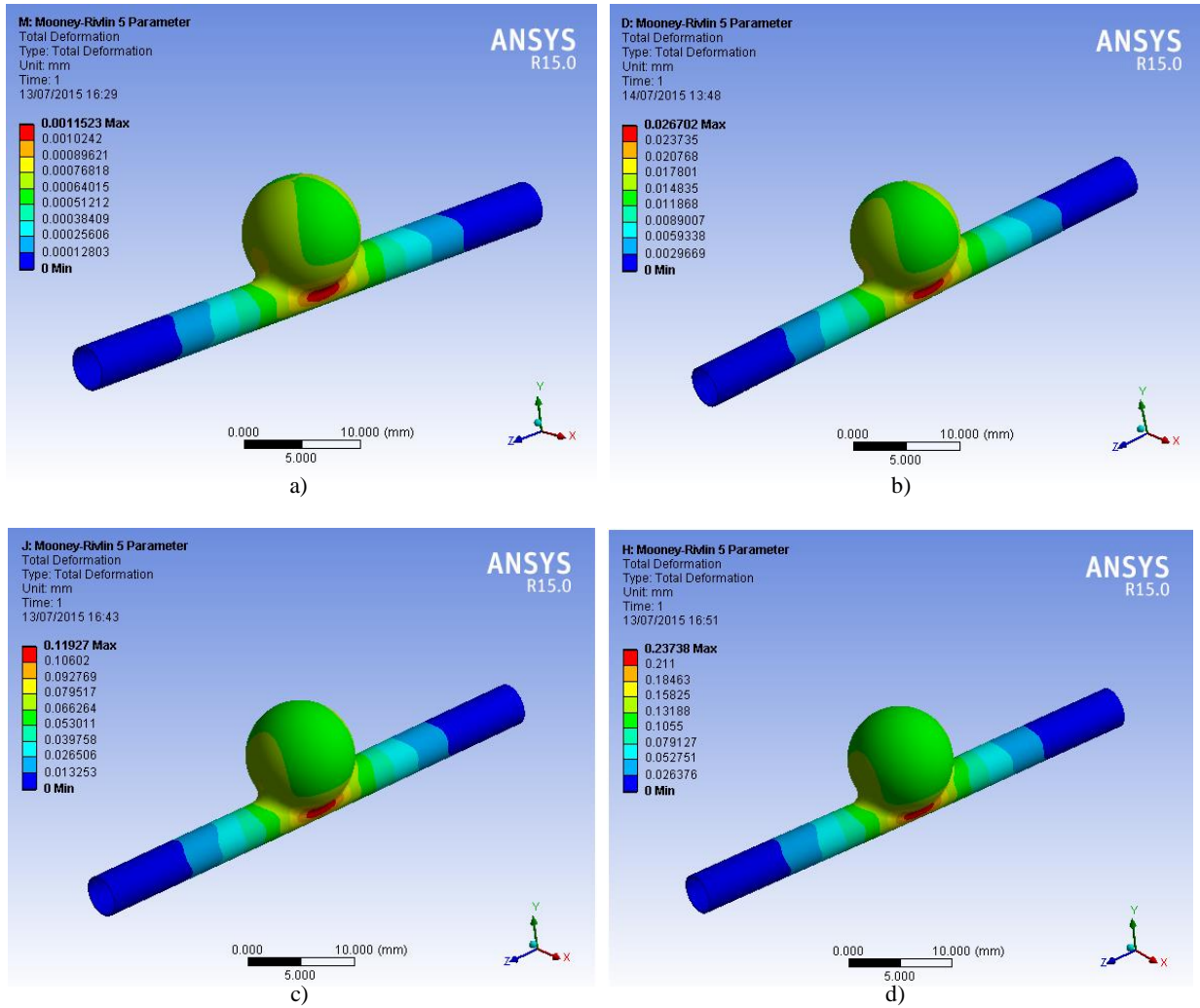


Figura 3.36 - Deslocamentos totais para as velocidades médias de entrada de: a) 0,9 mm/s; b) 88,8 mm/s; c) 444 mm/s; d) 888 mm/s.

Relativamente às deformações (Figura 3.37), estas apresentam um valor superior nas laterais do canal, junto ao aneurisma, e ainda, na passagem do canal para o aneurisma e do aneurisma para o canal, pois são as zonas que sofrem maior alteração.

Conclui-se ainda que à medida que a velocidade de entrada aumenta, o valor dos deslocamentos e das deformações vai também aumentar.

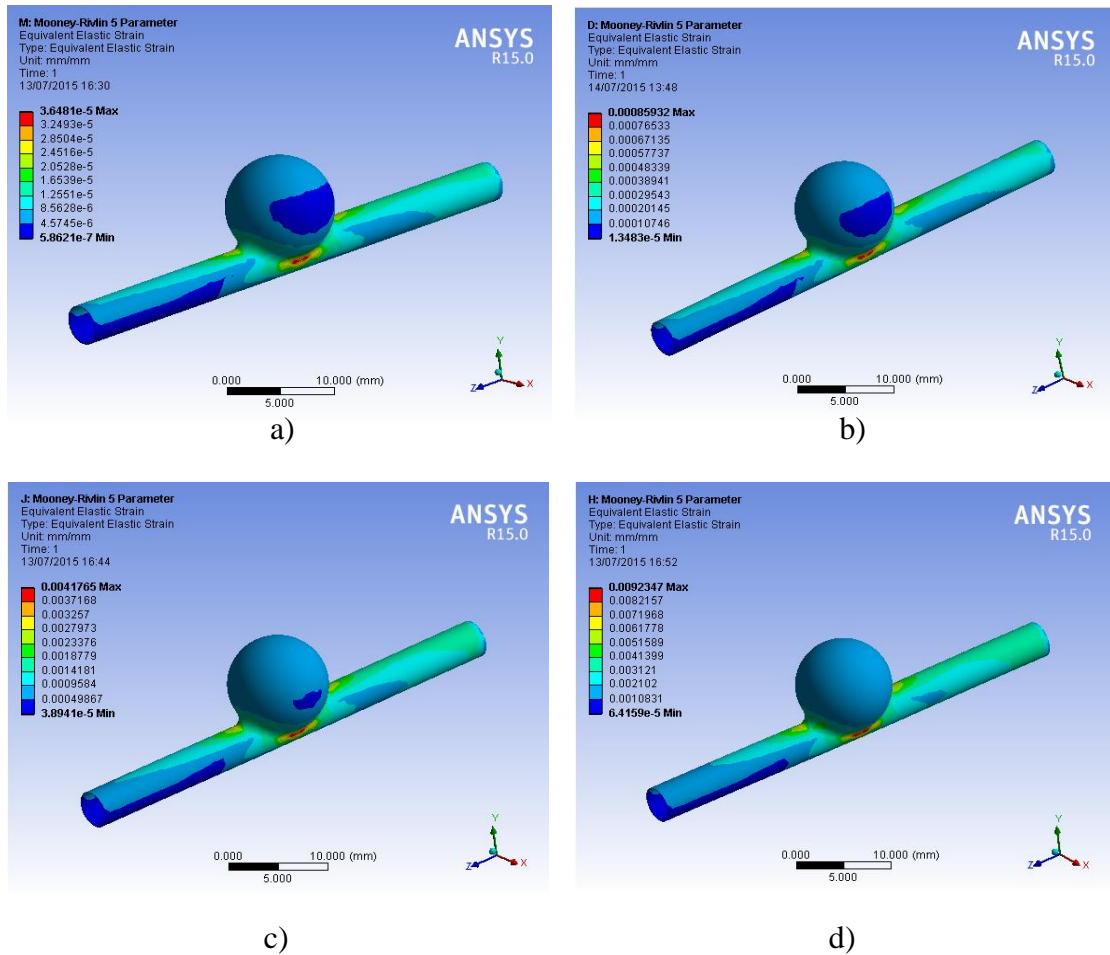


Figura 3.37 - Deformações para as velocidades médias de entrada de: a) 0,9 mm/s; b) 88,8 mm/s; c) 444 mm/s; d) 888 mm/s.

Para além das deformações e dos deslocamentos, foram também retirados os valores médios das tensões normais e das tensões de corte, podendo estas ser consultadas nos gráficos das Figuras 3.38 e 3.39, respetivamente.

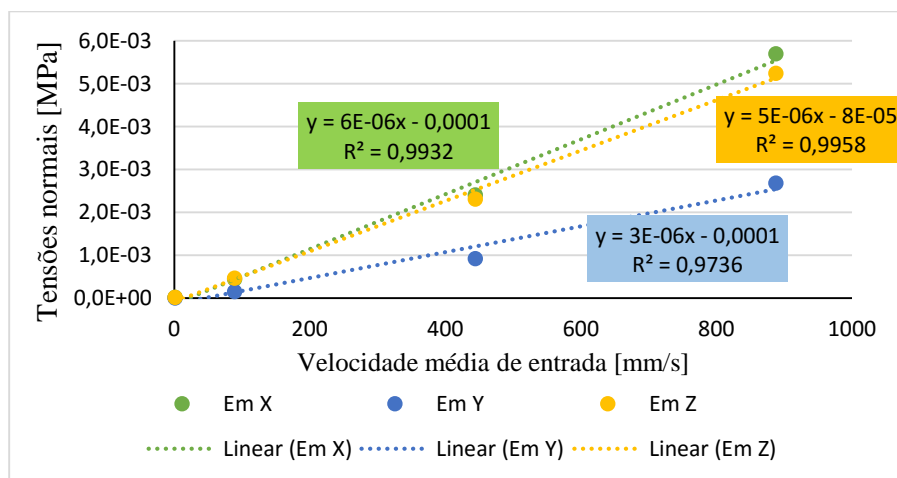


Figura 3.38 - Tensões normais médias [MPa] nas diferentes direções.

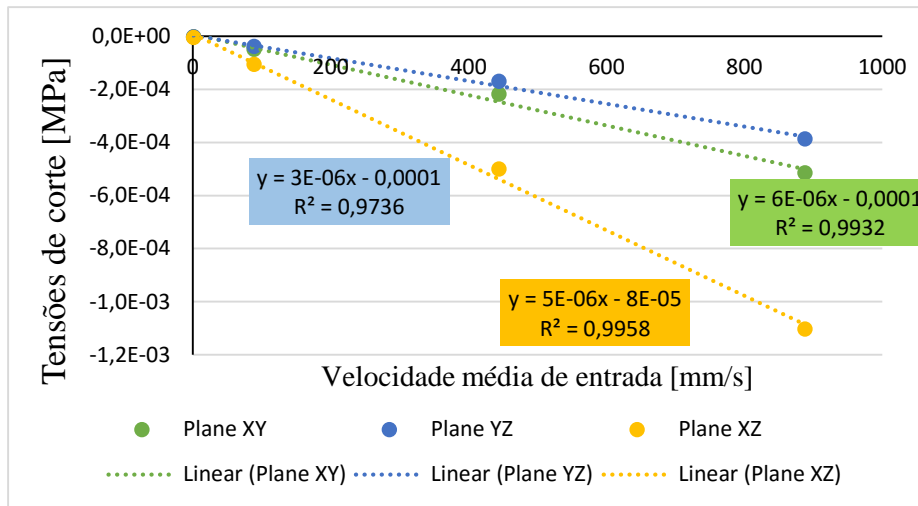


Figura 3.39 - Tensões de corte médias [MPa] nos diferentes planos.

Através dos gráficos anteriores, pode-se ver que à medida que a velocidade de entrada aumenta, o valor das tensões vai aumentando também. Quando a velocidade média de entrada é a mais baixa (0,9 mm/s), as tensões sofridas são muito baixas apresentando valores próximos de zero.

As tensões normais apresentam valores mais elevados na direção X e as tensões de corte no plano XZ.

A representação do tipo de distribuição das tensões normais e de corte é idêntica para as diferentes velocidades de entrada, embora estas apresentem valores distintos. Nas Figuras 3.40 e 3.41, são mostrados os tipos de distribuição das tensões (normais e de corte), permitindo visualizar as zonas onde estas são mais elevadas e mais baixas. Uma vez que as zonas onde as tensões mais elevadas e mais baixas são na mesma zona, optou-se por mostrar apenas os resultados das tensões normais e de corte, quando a velocidade de entrada é a mais elevada (888 mm/s), estando presentes os resultados para os restantes valores de velocidades de entrada no Anexo F.

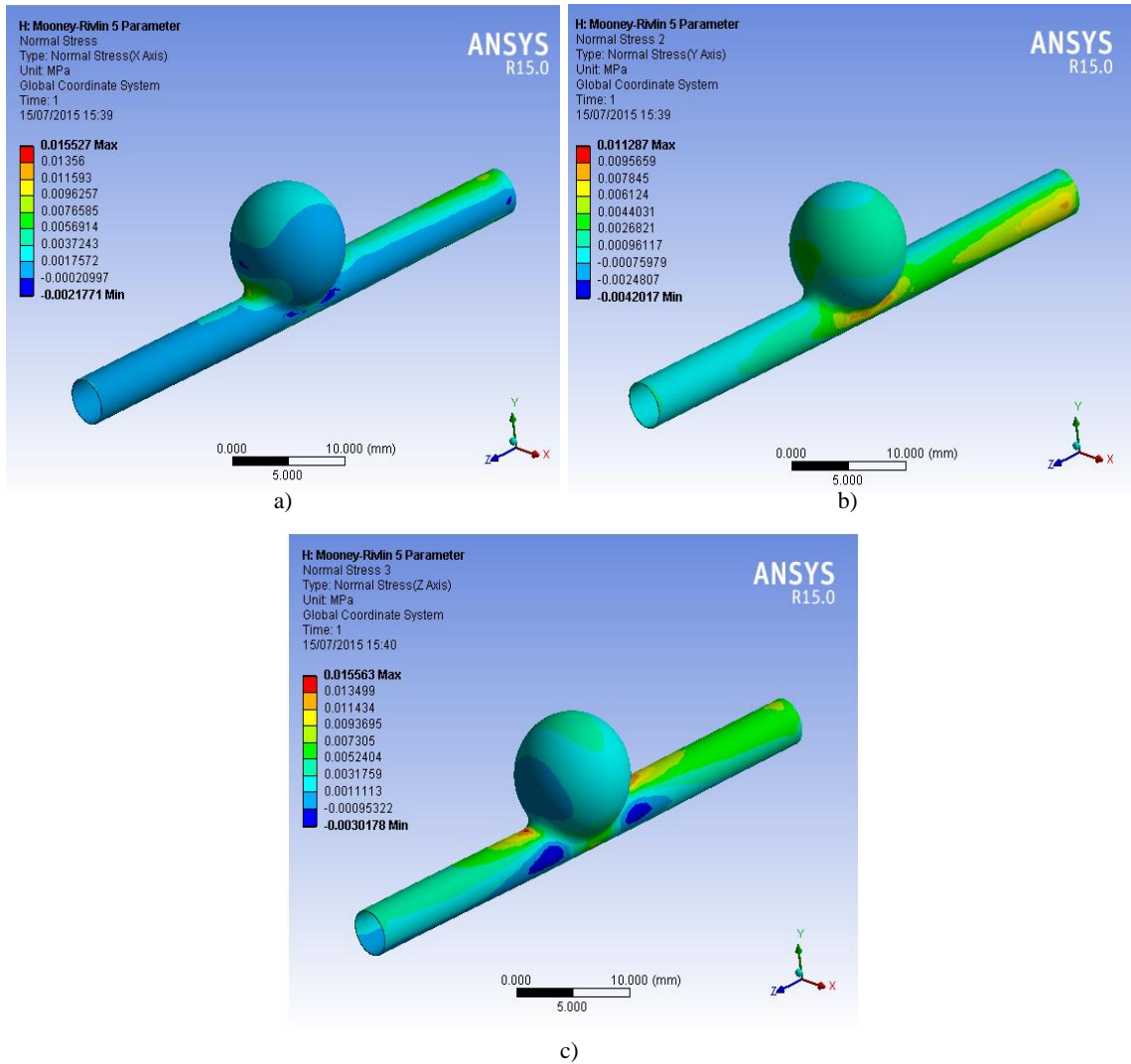


Figura 3.40 - Tensões normais: a) segundo o eixo X; b) segundo o eixo Y; c) segundo o eixo Z.

Observando a Figura 3.40, vemos que onde as tensões normais são mais elevadas é na zona de “transição” do canal para o aneurisma, junto ao pescoço do aneurisma, pois é uma zona que sofre bastante esforço uma vez que a geometria do canal foi muito alterada. Esses valores de tensões normais rondaram os 15,5 Pa. Quando o estudo é feito segundo o eixo Y, a tensão é mais elevada nas laterais do canal, junto ao aneurisma. Segundo os eixos X e Z, elas encontram-se na passagem do canal para o aneurisma e do aneurisma para o canal.

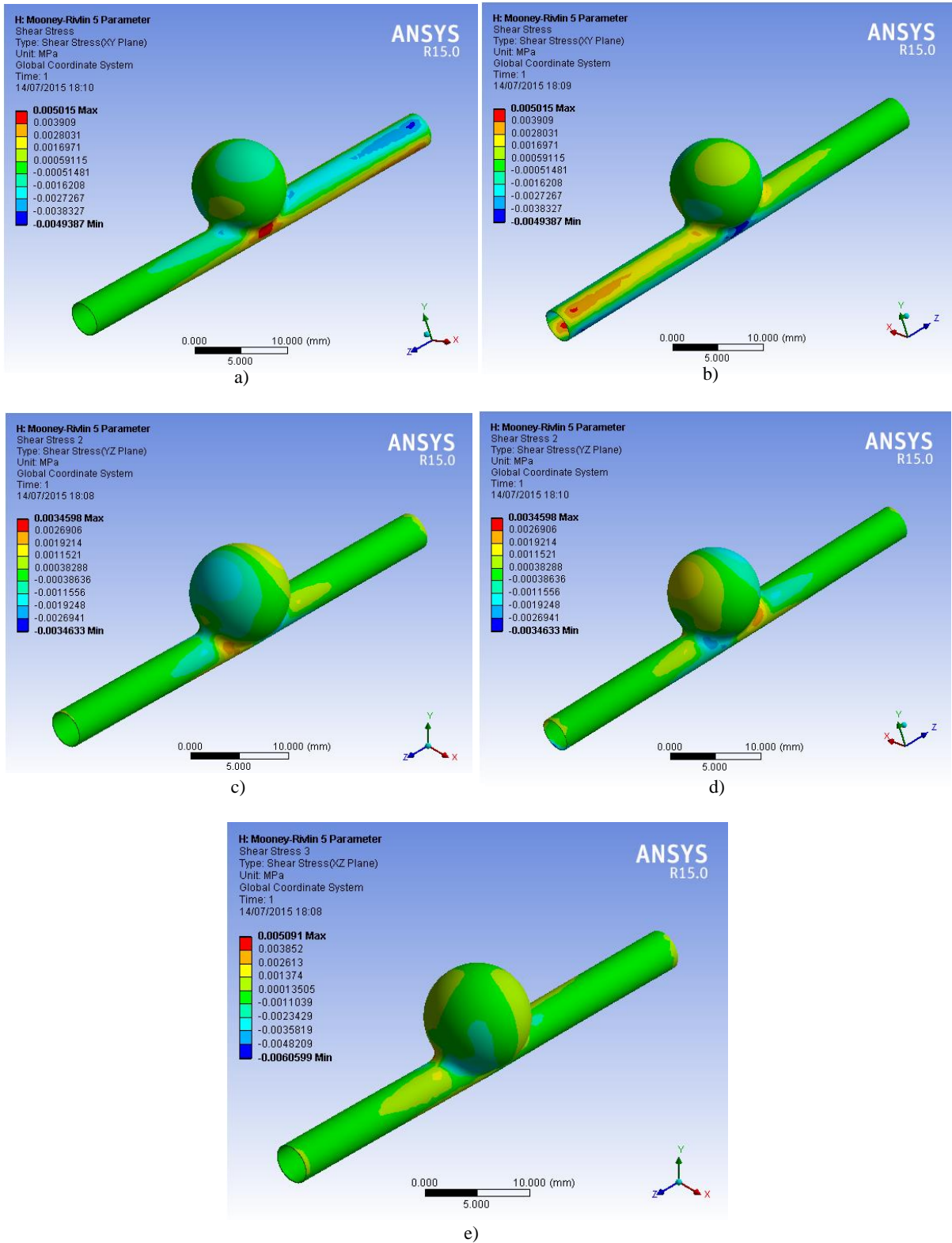


Figura 3.41 – Tensões de corte: a) segundo o plano XY; b) plano XY do outro lado; c) segundo o plano YZ; d) plano YZ do outro lado, e) segundo o plano XZ.

Relativamente às tensões de corte (Figura 3.41), segundo o plano XY, a zona que sofreu maiores tensões foi a zona lateral esquerda do canal junto ao aneurisma, sendo estas da ordem dos 5 Pa. No plano YZ, os valores mais elevados encontram-se quase no cimo do aneurisma logo a seguir à passagem do canal para o aneurisma e na lateral esquerda junto à zona de passagem do aneurisma para o canal. Segundo o plano XZ, as tensões mais elevadas situam-se na zona do aneurisma.

Capítulo 4

Conclusões e Trabalhos Futuros

4.1. Conclusões

Neste trabalho elaboraram-se modelos computacionais de canais com e sem aneurisma, para possibilitar o estudo do escoamento do fluido nos seus interiores e ainda para estudar a nível estrutural as deformações e os deslocamentos que ocorrem nas paredes dos canais. Foram ainda estudados vários modelos constitutivos com características híper-elásticas, tais como as características dos vasos sanguíneos, para ver qual destes seria o melhor para ser aplicado neste tipo de estudos.

Compararam-se ainda dois estudos feitos com dois fluidos diferentes, o sangue e a glicerina 60%, e ainda, a comparação de dois estudos com dois caudais de entrada no canal diferentes, sendo eles de 300 $\mu\text{l}/\text{min}$ e 600 $\mu\text{l}/\text{min}$. Por fim, fez-se um outro estudo mais complexo com um outro canal com aneurisma, onde foi aplicado um dos modelos constitutivos aplicados a materiais híper-elásticos para calcular as deformações, os deslocamentos e as tensões normais e de corte que ocorreram nas paredes do canal e a visualização da existência e/ou inexistência de recirculação sanguínea no interior do aneurisma. Para tal foram impostas diferentes velocidades de entrada no canal cilíndrico.

Com o desenvolvimento deste trabalho, conclui-se que a nível qualitativo, qualquer modelo constitutivo da caracterização de materiais híper-elásticos analisado pode ser aplicado a este tipo de estudos, permitindo a análise do comportamento biomecânico da parede de um vaso sanguíneo aquando da formação de um aneurisma. Verificou-se que o tipo de distribuição das deformações e dos deslocamentos foi idêntico para todos os modelos e com valores muito baixos, isto deveu-se ao facto da pressão nas paredes do

canal provocada pelos escoamentos ser muito baixa. Como estas deformações foram muito baixas os modelos constitutivos conseguiram seguir facilmente a curva tensão/deformação obtida experimentalmente. Embora não tenha sido possível validar os resultados obtidos numericamente com os experimentais, não havendo por isso conclusões credíveis, pensa-se que os modelos mais fiáveis a nível quantitativo, são o modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros e o modelo Polinomial de 2ª ordem, por apresentarem os mesmos resultados e ainda os métodos de Mooney-Rivlin de 3 parâmetros e Ogden de 3ª ordem por exibirem valores próximos dos modelos anteriores.

Estes modelos constitutivos aplicam-se a materiais híper-elásticos, como é o caso dos tecidos moles (vasos sanguíneos), o que torna os resultados obtidos através de simulações, mais próximos do que acontece na realidade.

Quando se aumentou o caudal para o dobro, o tipo de distribuição de deformações e deslocamentos foi muito similar, havendo apenas um aumento dos valores desses para aproximadamente o dobro.

Relativamente à comparação entre os diferentes fluidos estudados (sangue e glicerina 60%), conclui-se que os valores são bastante diferentes, sendo muito mais elevados os obtidos com o sangue. Para a velocidade de entrada do fluido estipulada, o sangue provoca uma pressão três vezes superior à provocada pela glicerina. No entanto, a glicerina 60% é bastante usada experimentalmente, sendo considerada um bom fluido para este tipo de estudos, uma vez que possui propriedades reológicas e características bem conhecidas, permitindo medir com facilidade e precisão as quedas de pressão devido à sua viscosidade.

O canal simples apresentou um comportamento semelhante ao canal com aneurisma (na secção anterior ao aneurisma), tanto a nível de deformações como de deslocamentos, apresentando intensidades diferentes. Relativamente à variação da queda de pressão e das velocidades ao longo do canal, estas não apresentaram diferenças significativas.

Pelo estudo feito com o sangue para as diferentes velocidades de entrada, concluiu-se que com o aumento desta, o fenómeno de recirculação sanguínea torna-se mais acentuado, ou seja, englobando uma maior quantidade de fluxo. O fenómeno de recirculação sanguínea foi visível para as velocidades médias de 88,8, 444 e 888 mm/s, não sendo para a velocidade de 0,9 mm/s, provavelmente, por ser um valor de velocidade baixa.

Os valores máximos dos deslocamentos ocorreram nas laterais do aneurisma e as deformações máximas, para além das laterais do aneurisma, verificaram-se também na

passagem do canal para o aneurisma e do aneurisma para o canal, sendo estas as zonas onde há uma alteração “brusca” da geometria. À medida que a velocidade de entrada é maior, o valor dos deslocamentos e das deformações vão sendo maiores também. Da mesma forma, o aumento da velocidade de entrada leva ao aumento do valor das tensões normais e de corte. Quando a velocidade de entrada é a mais baixa, as tensões sofridas são muito baixas, apresentando valores próximos de zero.

A representação do tipo de distribuição das tensões normais e de corte é idêntica para as diferentes velocidades de entrada, embora apresentem valores distintos.

O facto de ser utilizado um modelo geométrico simplificado de um vaso não retira validade aos resultados, uma vez que a forma e geometria dos vasos sanguíneo varia de paciente para paciente. A utilização de um vaso mais realista, por exemplo construído a partir de imagens médicas 2D obtidas por tomografia computadorizada, apenas daria informação mais precisa relativamente a esse paciente.

4.2. Trabalhos Futuros

Para trabalhos futuros sugere-se que após a construção do modelo para fins experimentais, seja feita uma medição da geometria tridimensional resultante, permitindo assim colocar as medidas corretas no modelo computacional usado nos estudos numéricos, para que desta forma, se possa fazer uma comparação coerente entre os resultados numéricos e experimentais. Deste modo, permitiria reduzir os erros obtidos entre os resultados de ambos os estudos (numéricos e experimentais), possibilitando assim, a confirmação dos modelos constitutivos que se pensa serem os mais adequados para este tipo de estudos e com resultados mais próximos dos reais. Neste sentido, seria pertinente também fazer a medição dos parâmetros do fluido utilizado experimentalmente, como por exemplo a viscosidade e densidade, para usar valores que descrevam de forma mais assertiva o fluido usado, garantindo assim as mesmas condições para ambos os estudos.

Seria também relevante aumentar a pressão interna provocada pelo fluido no interior do aneurisma até atingir a rutura, prevendo assim a pressão suportada pelo vaso sanguíneo debilitado na zona do aneurisma e as zonas mais suscetíveis à rutura.

Referências Bibliográficas

- [1] C. G. Snyder, “Diagnóstico Diferencial em Fisioterapia”, Tradução da 4ª edição, Brasil, 2009.
- [2] H. J. Steiger, R. Aaslid, S. Keller, and H. J. Reulen, “Strength, elasticity and viscoelastic properties of cerebral aneurysms”, Livro Heart and Vessels, Vol. 5, pg. 41-46.
- [3] H. M. Matos, P. J. Oliveira, “Análise Computacional do Escoamento Variável de Fluidos Não Newtonianos Inelásticos numa Bifurcação em “T” Bidimensional”, III Conferência Nacional em Mecânica de Fluidos, Termodinâmica e Energia (MEFTE - Bragança), Universidade da Beira Interior, Covilhã, 2009.
- [4] E. C. Órfão, “Estudo Numérico e Experimental do comportamento biomecânico do aneurisma quando sujeito a pressão interna”, Dissertação da Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Mestrado em Tecnologia Biomédica, Bragança, Novembro de 2014.
- [5] J. D. Humphrey, “Cardiovascular Solid Mechanics - Cells, Tissues, and Organs”, Department of Biomedical Engineering, Texas A&M University, College Station, TX 77843-3120, pg.3-30, USA, 2002.
- [6] B. A. B. Mendonça, “Desenvolvimento de um método híbrido para caracterização dos campos de deslocamentos e de deformações em materiais hiper-elásticos”, Dissertação da Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Mestrado em Tecnologia Biomédica, Bragança, Dezembro de 2013.
- [7] G.A. Holzapfel, “Biomechanics of Soft Tissue”, livro Computational biomechanics, biomech preprint series, Paper No. 7, Institute for Structural Analysis, Graz University of Technology, Austria, November 2000.
- [8] S. M. S. Rosa, Apontamentos de Biofluidos, Cadeira de Biofluidos, Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia e de Gestão, Ano letivo 2009/2010.
- [9] C. A. Latimer, M. Nelson, C. M. Moore, K. E. Martin, “Effect of collagen and elastin content on the burst pressure of human blood vessel seals formed with a bipolar tissue sealing system”, Bioengineering/nanomedicine, Journal of Surgical Research, Vol. 186, Issue 1, pg. 73–80, January 2014.

- [10] A.Gefen, R. Aviv, “Computational Modeling in Tissue Engineering”, Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials, Volume 10, Editor Liesbet Geris, pg. 310-314, Biomechanics Research Unit, University of Liège, Liège, Belgium, 2013.
- [11] D. A. Rubenstein, W. Yin, M. D. Frame, “Chapter 5 – Blood Flow in Arteries and Veins”, Biofluid Mechanics, An Introduction to Fluid Mechanics, Macrocirculation, and Microcirculation, A volume in Biomedical Engineering, pg. 133–178, 2012.
- [12] E. N. Marieb | K. Hoehn, “Anatomia e Fisiologia”, Editora Artmed, 3ª Edição, pg.627, Brasil, 2009.
- [13] V. Feijó, “Modelagem do fluxo sanguíneo na aorta abdominal utilizando interação fluido-estrutura”, Dissertação de mestrado, Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, 2007.
- [14] Y. Liu, W. K. Liu, “Rheology of red blood cell aggregation by computer simulation”, Journal of Computational Physics, Vol. 220, Issue 1, pg. 139–154, 20 December 2006.
- [15] P.J. Oliveira, “Viscosidade do sangue”, Universidade da Beira Interior, Novembro 2009.
- [16] M. Humber, Ranieri, “Aspectos teóricos relacionados à reologia farmacêutica”, Visão Acadêmica, Curitiba, Vol.11, n.1, Janeiro - Junho de 2010.
- [17] H. G. Moralesa, I. Larrabidea, A. J. Geersa, M. L. Aguilara, A. F. Frangia, “Newtonian and non-Newtonian blood flow in coiled cerebral aneurysms”, Journal of Biomechanics, Vol. 46, Issue 13, pg. 2158–2164, 3 September 2013.
- [18] A. V. Shenoy, “Rheology of Filled Polymer Systems”, Springer Science & Business Media, pg. 81, 2013.
- [19] W. E. DeTurk, L. P. Cahalin, Livro “Fisioterapia Cardiorespiratória: Baseada em Evidências”, Editora Artmed, Brasil, 2007
- [20] J. C. Lasheras, “The Biomechanics of Arterial Aneurysms”, Department of Mechanical and Aerospace Engineering and Whitaker Institute of Biomedical Engineering, University of California, San Diego, California, pg. 294-297, 2007.
- [21] Y. Lee, “Hemodynamics of a cerebral aneurysm model”, Editora Spring, Bioengineering graduate, University, California, Berkeley, 2006.
- [22] P. Kauffman, A. S. Helito, P. Kauffman, “Saúde: entendendo as doenças. A enciclopédia médica da família”, pg. 464-465, Editora AMPUB, Brasil, 2007.
- [23] Prof. DSc. S. Markov, “Partnership for Advanced Computing in Europe PRACE Supercomputers, Software and Applications”, Nacional Centre for Supercomputing Applications, 2011.
- [24] M. Nabaei, N. Fatourae, “Computational modeling of formation of a cerebral aneurysm under the influence of smooth muscle cell relaxation”, Journal of Mechanics in Medicine and Biology, Vol. 12, No. 1, 2012.

- [25] F. Carancia, F. Brigantia, L. Cirillo, M. Leonardib, M. Mutoc, “Epidemiology and genetics of intracranial aneurysms”, *European Journal of Radiology*, Vol. 82, Issue 10, pg. 1598–1605, October 2013.
- [26] L. Parlea, R. Fahrig, D. W. Holdsworth, S. P. Lownie, “An Analysis of the Geometry of Saccular Intracranial Aneurysms”, *AJNR Am J Neuroradiol*, Vol. 20, No. 6, pg.1079–1089, June/July 1999.
- [27] R. Lima, Y. Imai, T. Ishikawa, et al., Book “Visualization and Simulation of Complex Flows in Biomedical Engineering”, pg.1-24, Springer Publisher, Vol. 12, 2014
- [28] Y. Hoi, H. Meng, S. H. Woodward, B. R. Bendok, R. A. Hanel, L. R. Guterman, L. N. Hopkins, “Effects of arterial geometry on aneurysm growth: threedimensional computational fluid dynamics study”, *J. Neurosurg*, Vol. 101, October 2004.
- [29] P. Hoskins et al., “Biomechanics and Mechanobiology of Aneurysms”, S T. McGloughlin Editor, United States, pg. 53, September 2011.
- [30] G. B. Bradac, Book “Cerebral Angiography: Normal Anatomy and Vascular Pathology”, Second Edition, Springer, New York Dordrecht London, pg.15, May 2014.
- [31] C.A. Nienaber, R. Fattori, Book “Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases”, Kluwer Academic Publishers, pg.57, U.S.A, 1999.
- [32] R. M. Wachter, L. Goldman, H. Hollander, book “Hospital Medicine”, pg. 479, 2005.
- [33] B. Trachet, M. Renard, C. V. Donckt, S. Deleye, J. Bols, G. Meyer, S. Staelens, B. Loeys, P. Segers, “Longitudinal follow-up of ascending versus abdominal aortic aneurysm formation in angiotensin II-infused ApoE^{-/-} mice”, *Artery Research*, Vol. 8, Issue 1, pg. 16–23, March 2014.
- [34] Y. M. Ruigrok, R. Elias, C. Wijmenga, G.J.E. Rinkel, “A comparison of genetic chromosomal loci for intracranial, thoracic aortic, and abdominal aortic aneurysms in search of common genetic risk factors”, *Cardiovascular Pathology*, Vol. 17, Issue 1, pg. 40–47, January–February 2008.
- [35] H. Kurobe, Y. Hirata, Y. Matsuoka, et al., “Protective effects of selective mineralocorticoid receptor antagonist against aortic aneurysm progression in a novel murine model”, *Journal of Surgical Research*, Vol. 185, Issue 1, November 2013, pg. 455–462.
- [36] C. Wilson, “Nonlinear Finite Element Analysis of an Abdominal Aortic Aneurysm”, In partial satisfaction of the requirements for the degree Master of Science in Structural Engineering, TUFTS University, pg. 7, August 2008.
- [37] M. Arab, H. J. Naghash, “Synthesis and characterization of an alkoxy and methacryloxy propyl terminated polydimethylsiloxane for uses in the core–shell latex particles”, *Progress in Organic Coatings*, May 2015, Vol. 82, pg 113–122.

- [38] R. O. Rodrigues, “Wall expansion assessment of an intracranial aneurysm model by a validated 3D Digital Image Correlation system”, PhD work report, FEUP, Porto, Portugal, 2014.
- [39] P. R. Fernandes, P. Bartolo, “Tissue Engineering: Computer Modeling, Biofabrication and Cell Behavior”, Editora Springer, Livro Computational Methods in Applied Sciences, Lisbon Portugal, 2014.
- [40] J. Martí, A. Oliver, J. Freixenet, R. Martí, “Digital Mammography: 10th International Workshop”, Editora Springer, Institute of Informatics and Applications, University of Girona, Catalonia, Spain, pg. 729, June 2010.
- [41] T. Proulx, “Mechanics of Biological Systems and Materials”, Proceedings of the 2011 Annual Conference on Experimental and Applied Mechanics, Editor Springer, Vol. 2, pg. 21, U.S.A, 2011.
- [42] J. Ribeiro, H. Lopes, B. Mendonça, P. Martins, “Determinação do campo de deslocamentos de tecidos biológicos hiperelásticos”, Revista Ibero Americana de Ingeniería Mecánica, Vol.16, 2012.
- [43] A. K. Bhowmick, M. Hall, H. Benarey, “Rubber Products Manufacturing Technology”, Editor Disclaim and lliability for loss, New York, U.S.A, pg. 504-505, 2004.
- [44] B. Donald, “Practical Stress Analysis with Finite Elements”, Glasnevin Publishing, Ireland, pg. 159, 2007.
- [45] E. Austrell, L. Kari, “Constitutive Models for Rubber IV”, Proceedings of the fourth European Conference on Constitutive Models for Rubber, pg. 90, London, June 2005.
- [46] A. Amin, M. Alam, Y. Okui, “An improved hyperelasticity relation in modeling viscoelasticity response of natural and high damping rubbers in compression: experiments, parameter identification and numerical verification”, Mechanics of Materials, Vol. 34, Issue 2, Pg. 75–95, February 2002.
- [47] D. Lin, D. Shreiber, E. Dimitriadis, F. Horkay, “Spherical indentation of soft matter beyond the Hertzian regime: numerical and experimental validation of hyperelastic models”, Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, Vol. 8, Issue 5, pg 345-358, October 2009.
- [48] K. L. Lawrence, “ANSYS Workbench Tutorial Release 14”, SDC Publications, University of Texas at Arlington, pg. 1, 2012.
- [49] X. Chen, Y. Liu, “Finite Element Modeling and Simulation with ANSYS Workbench”, CRC Press, August 2014.

- [50] L. Parlea, R. Fahrig, D. W. Holdsworth, and S. P. Lownie, “An Analysis of the Geometry of Saccular Intracranial Aneurysms”, *AJNR Am J Neuroradiol* 20:1079–1089, June/July 1999.
- [51] “Density of Glycerine-Water Solutions”, [Online]. Available: http://msdssearch.dow.com/PublishedLiteratureDOWCOM/dh_0032/0901b80380032282.pdf?filepath=glycerine/pdfs/noreg/115-00656.pdf&fromPage=GetDoc, [Acedido em 25 Fevereiro 2015].
- [52] B. M. Johnston, P. R. Johnston, S. Corney, D. Kilpatrick, “Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations”, *Journal of Biomechanics* 37 (2004) 709–720, September 2003.

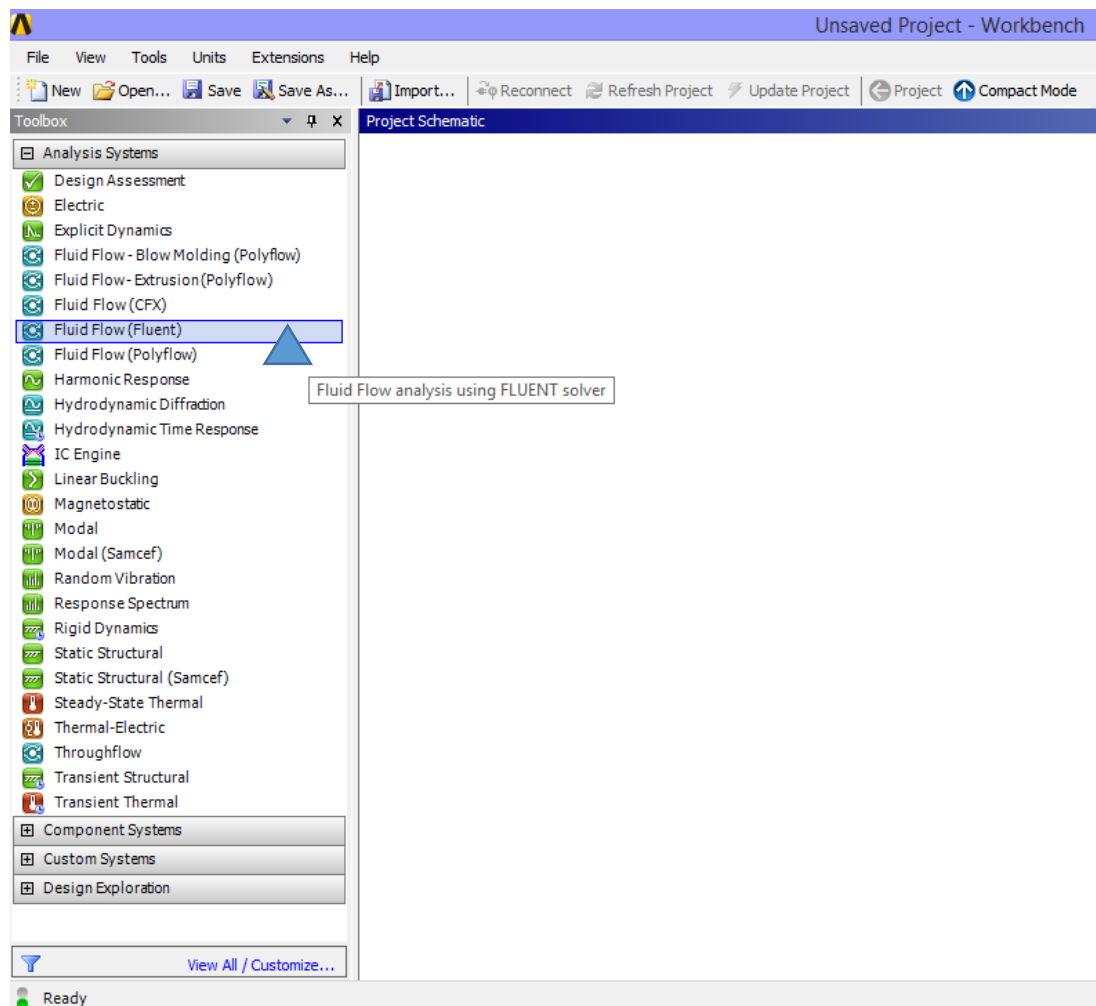
Anexos

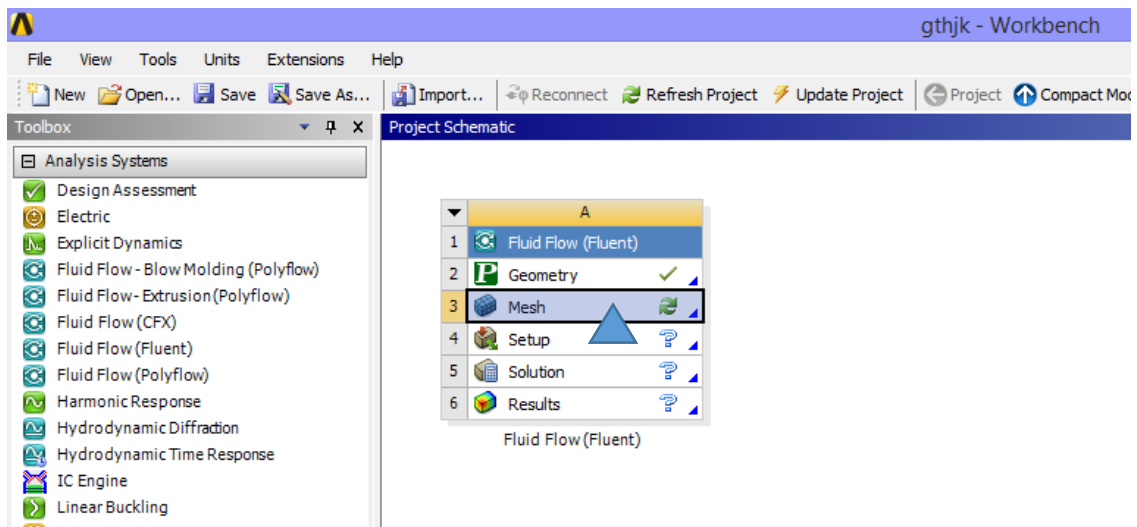
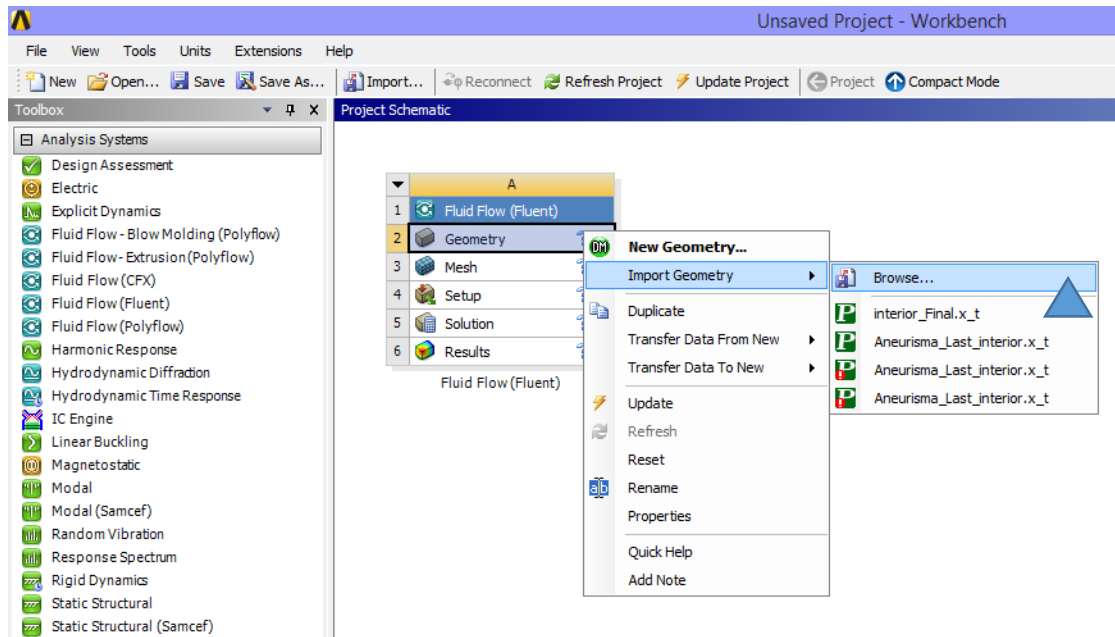
Anexo A1

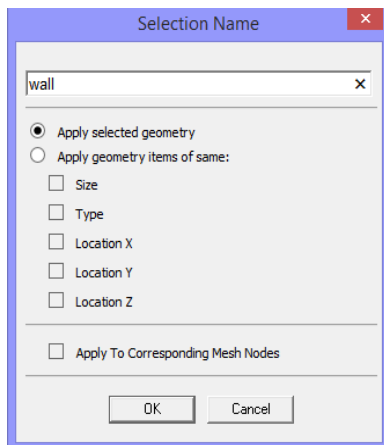
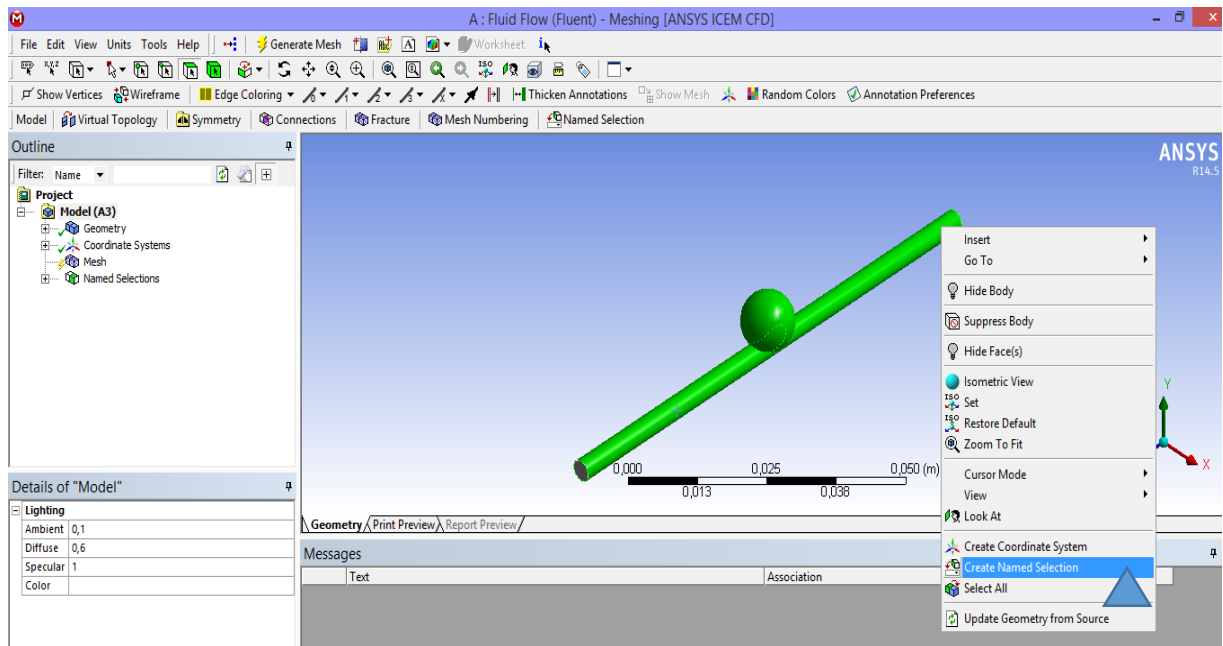
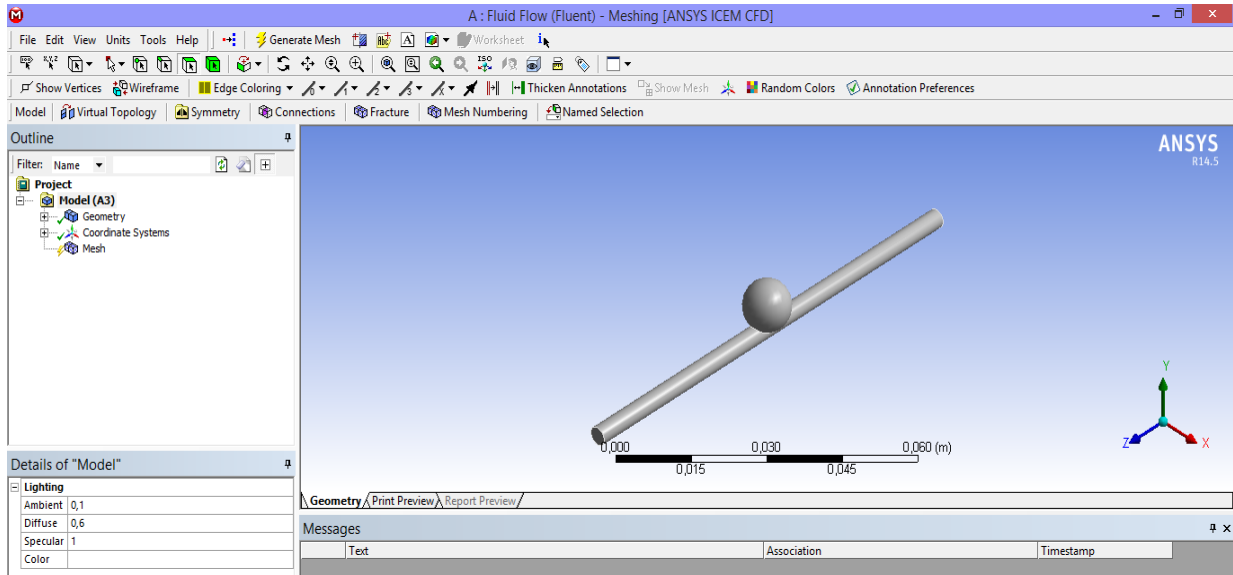
Tutorial Fluid Flow (Fluent) passo a passo.

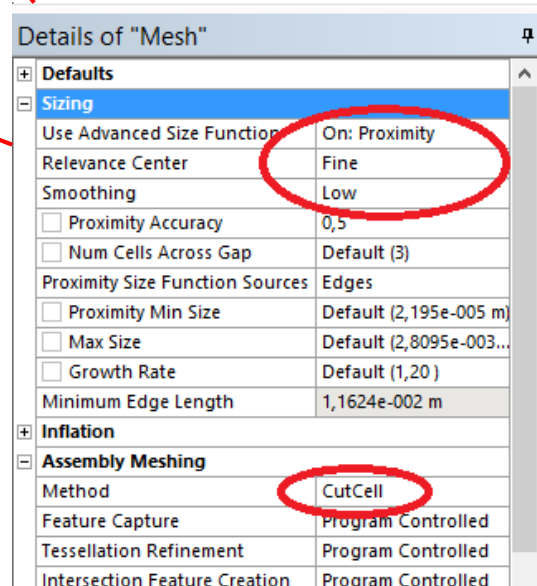
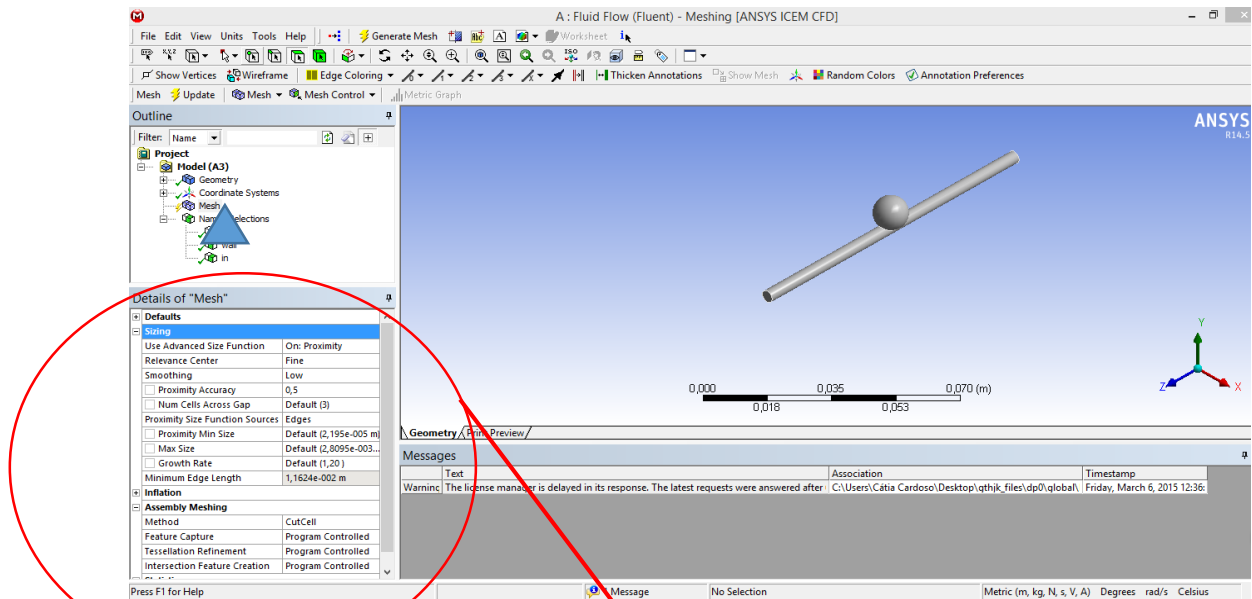
Aqui encontra-se um tutorial que apresenta as etapas seguidas para executar a simulação numérica do estudo do comportamento do fluido.

No *software* **Ansys Workbench®**.

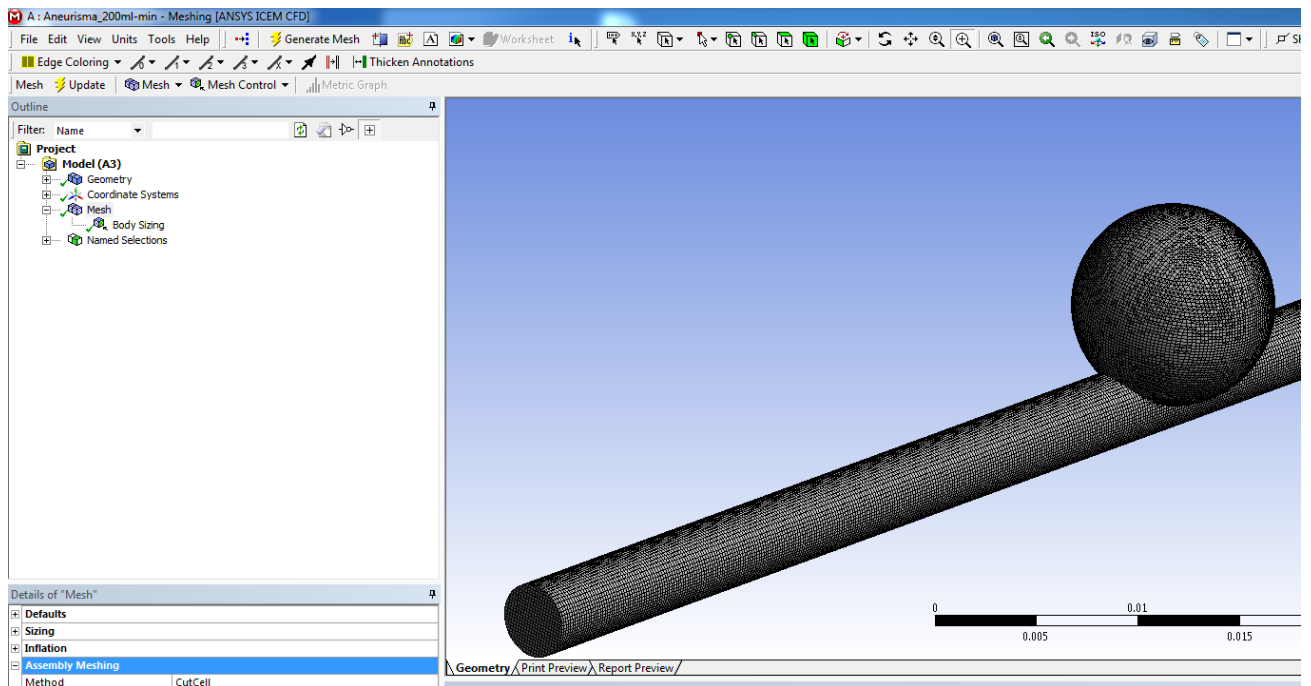




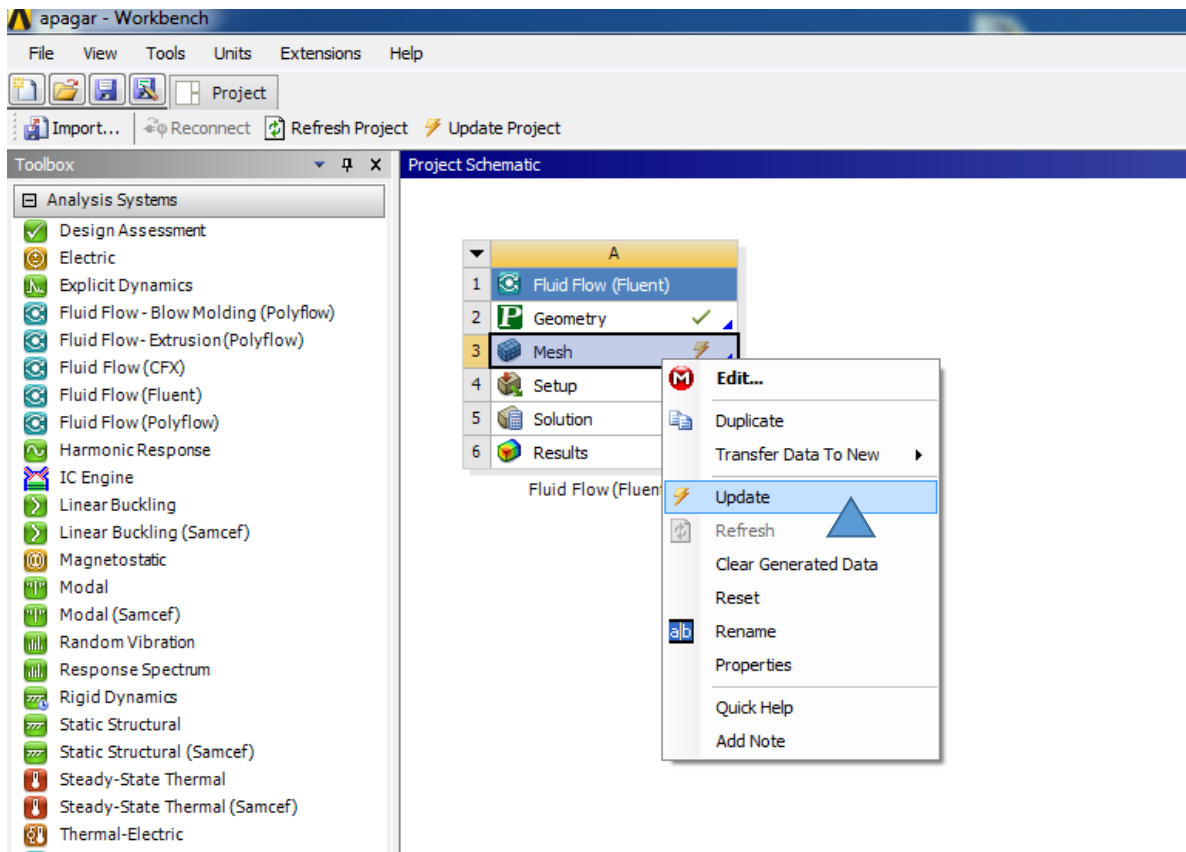


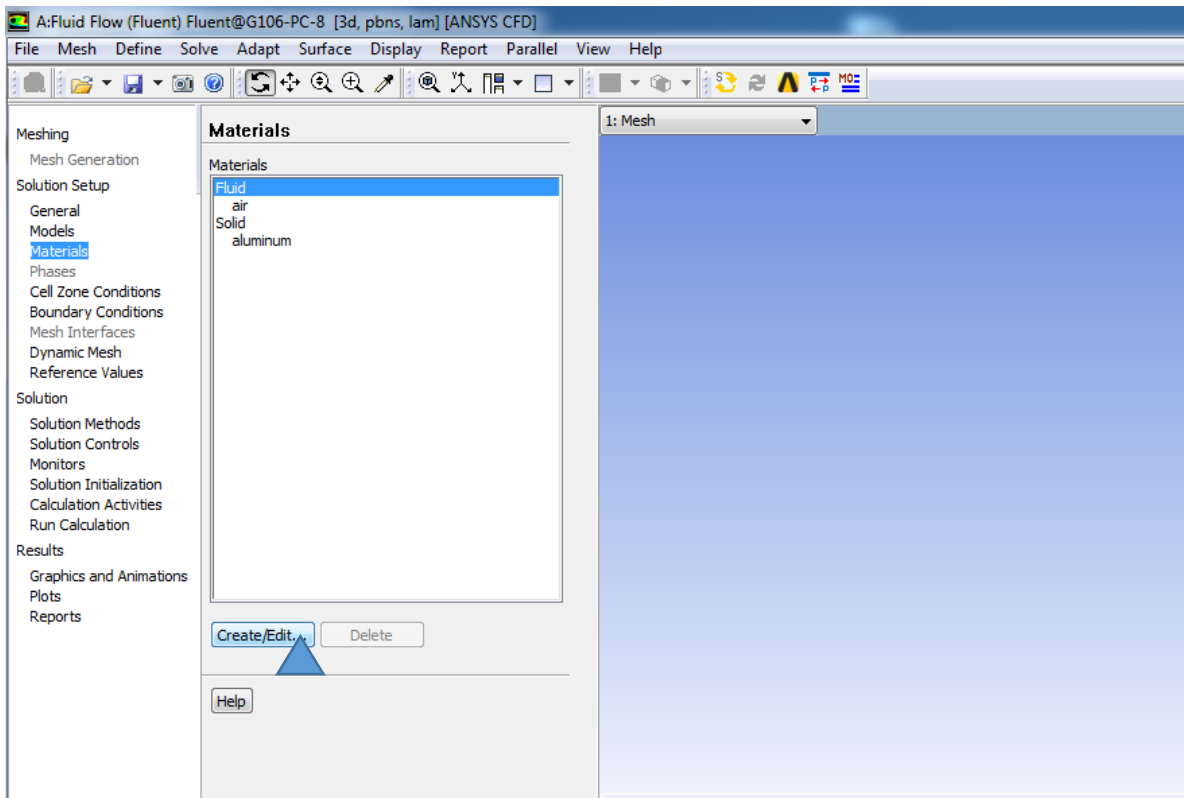
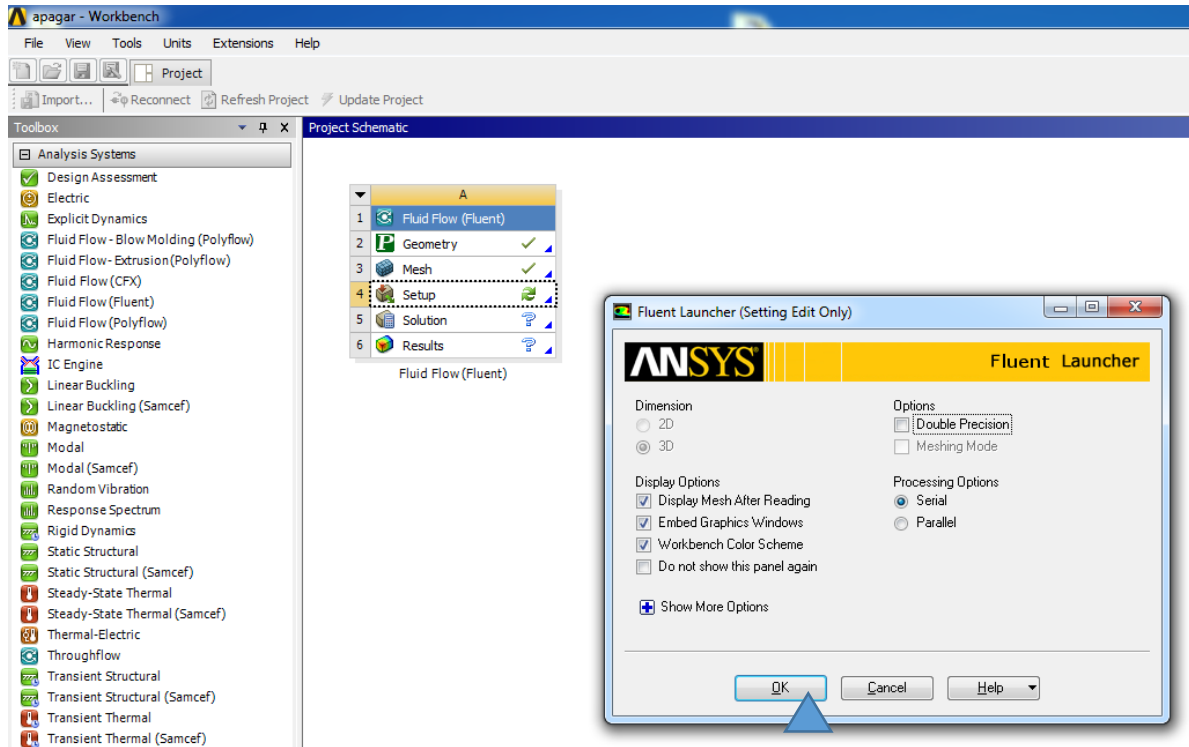


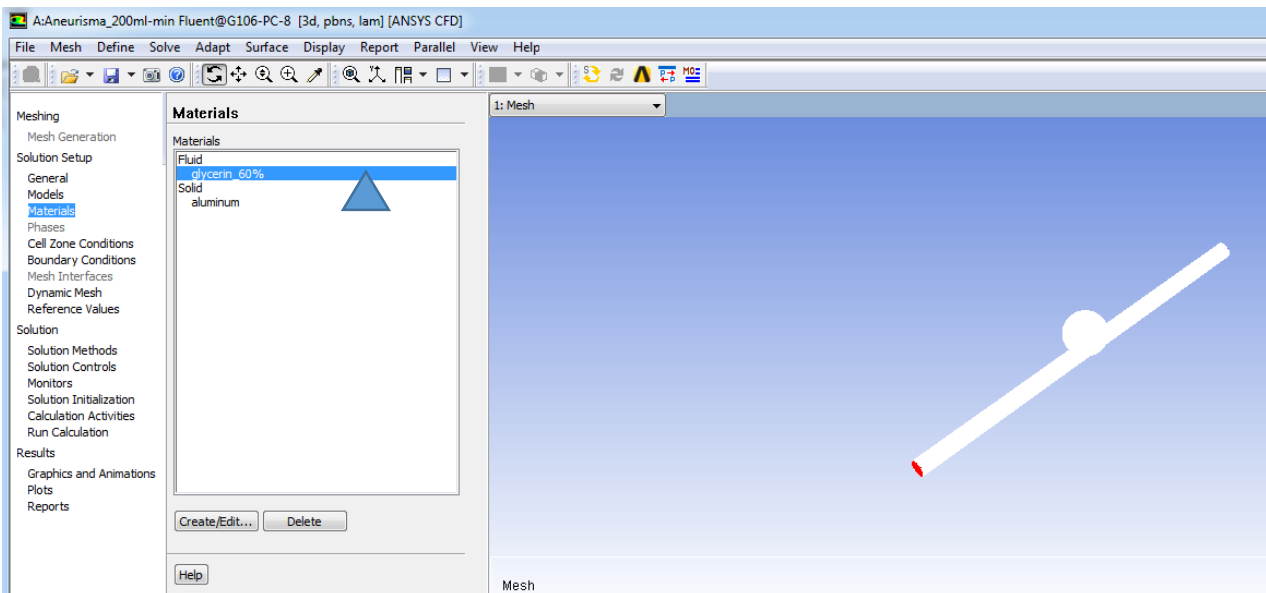
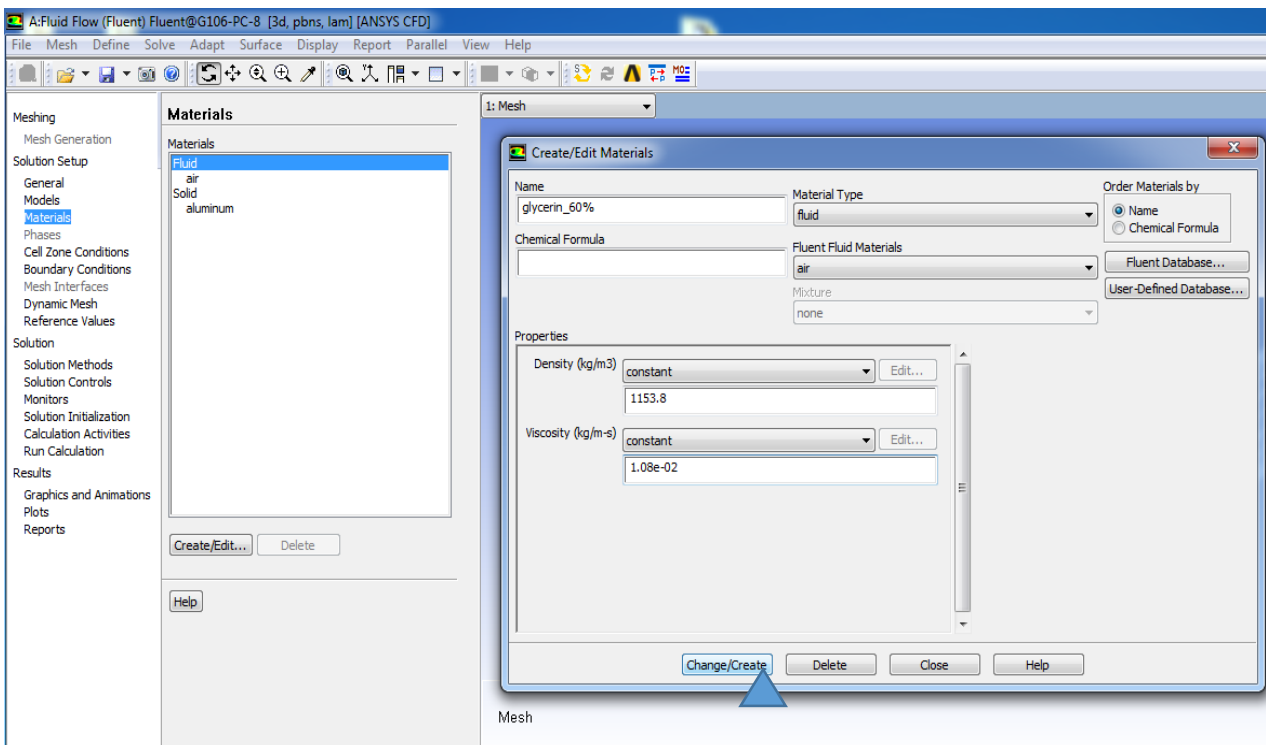
Com o botão direito do rato clicar sobre “*Mesh*” e de seguida em “*Generate Mesh*”, para criar a malha.

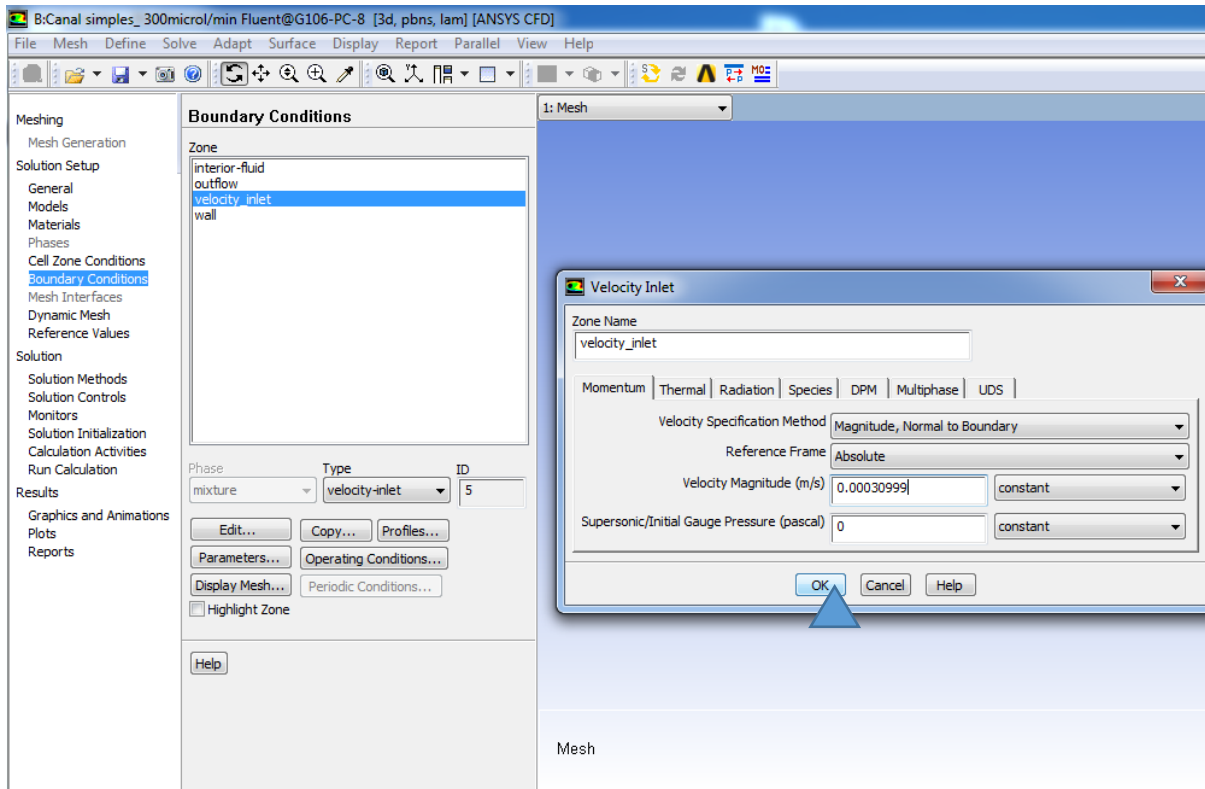


Na janela principal.

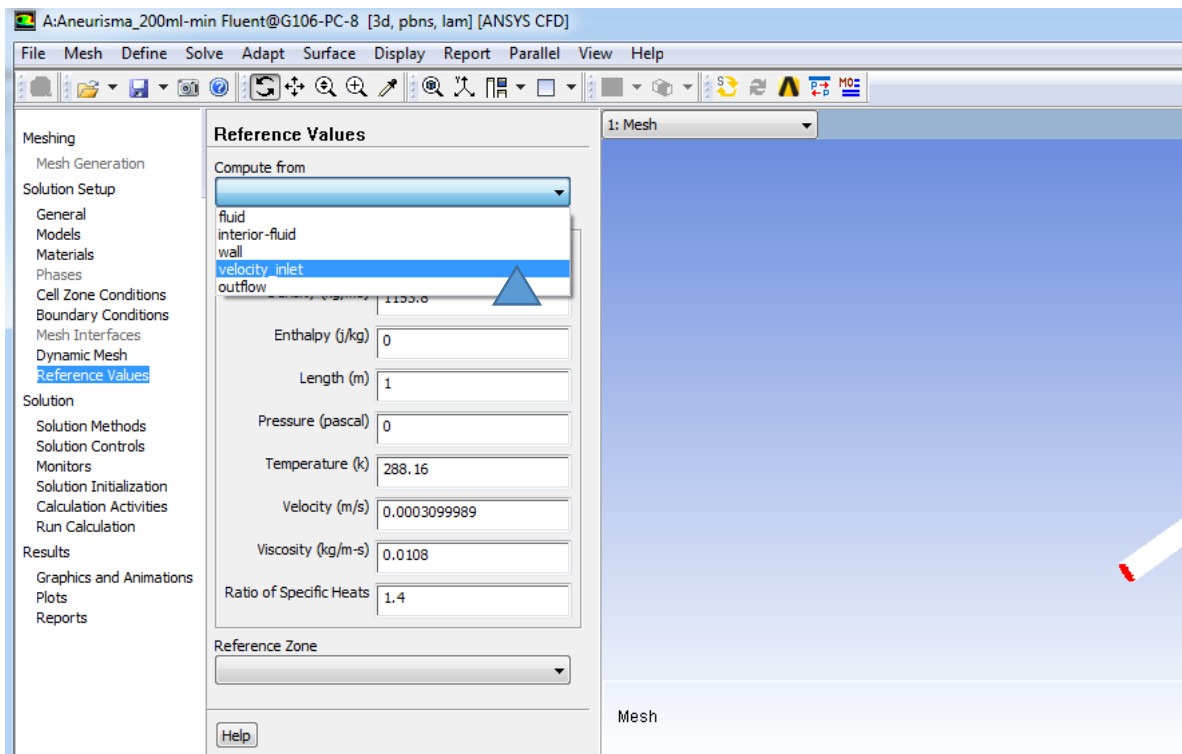


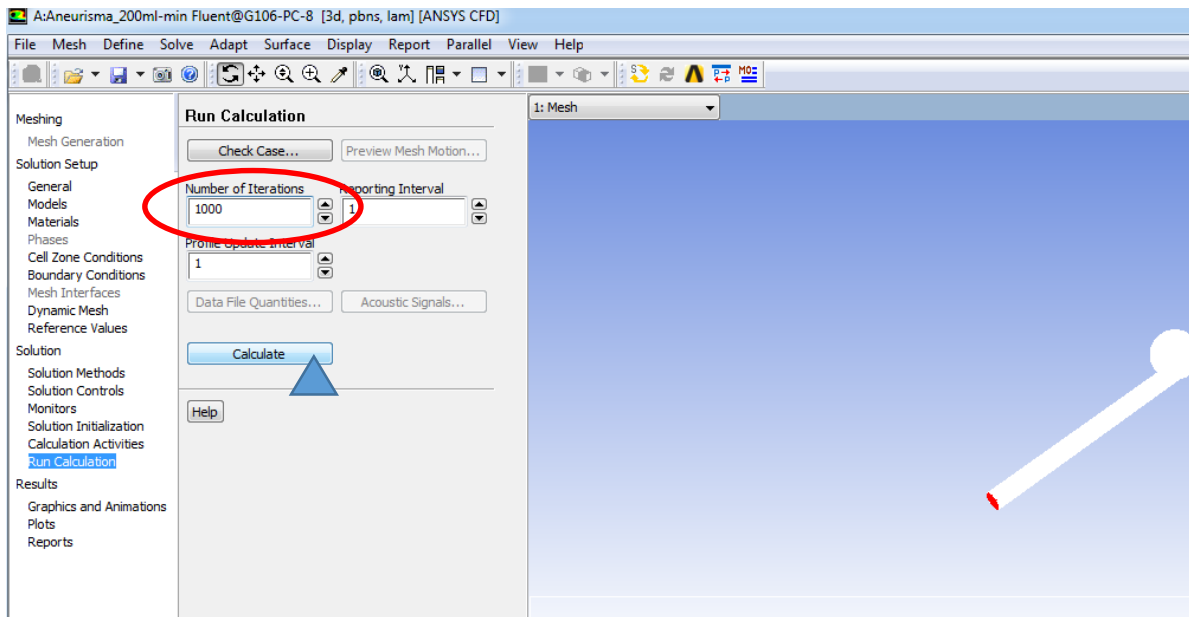
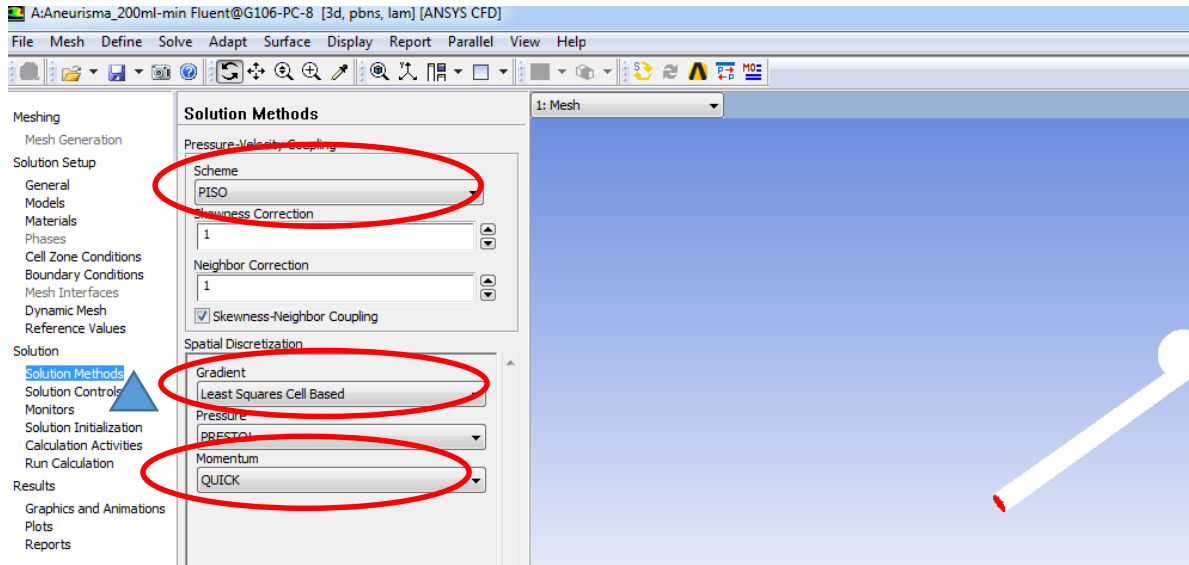


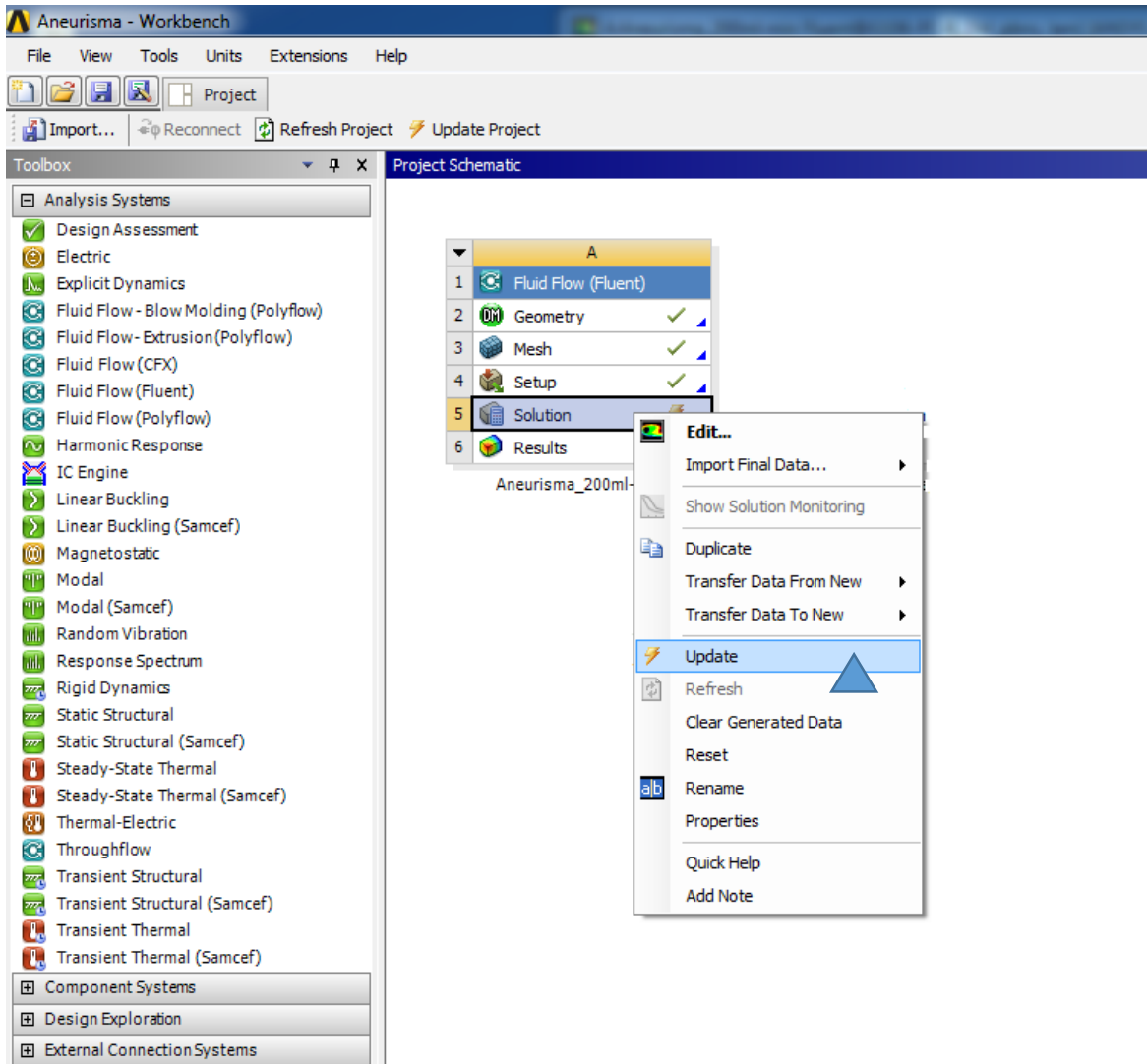


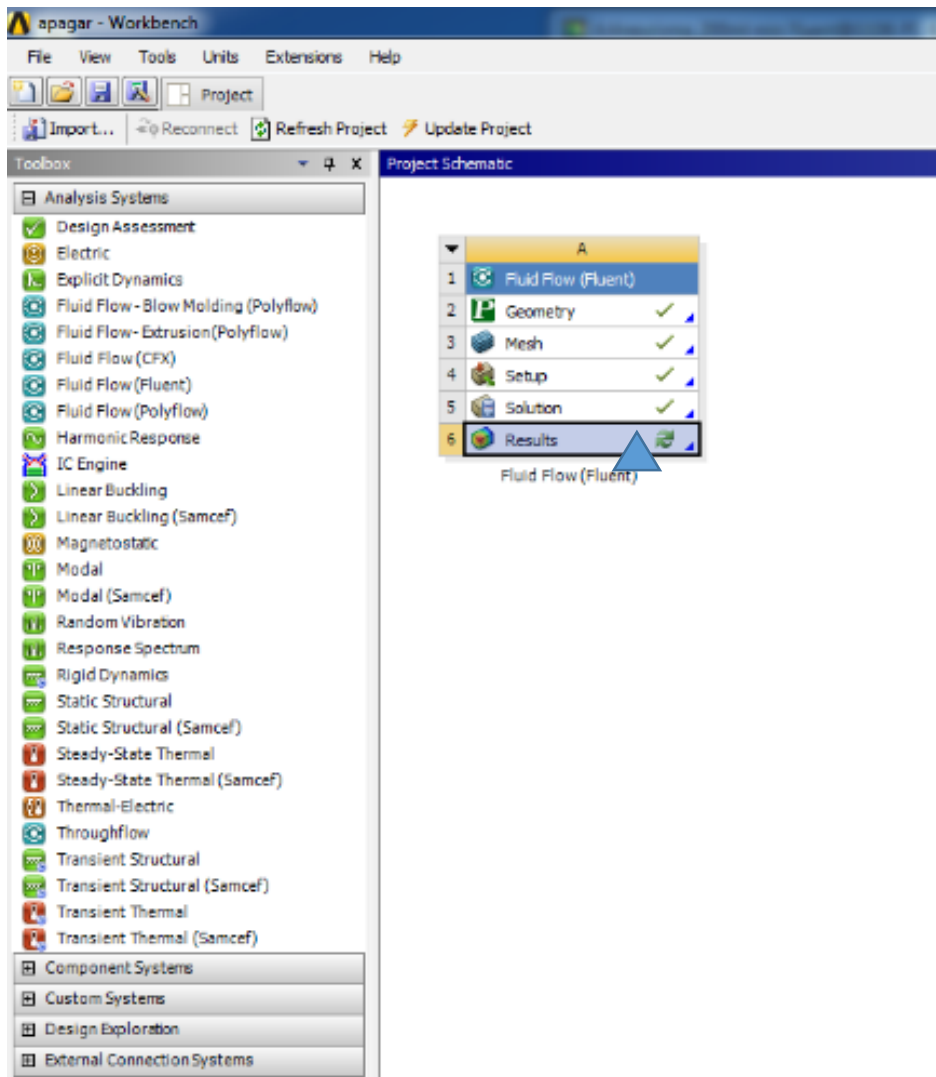


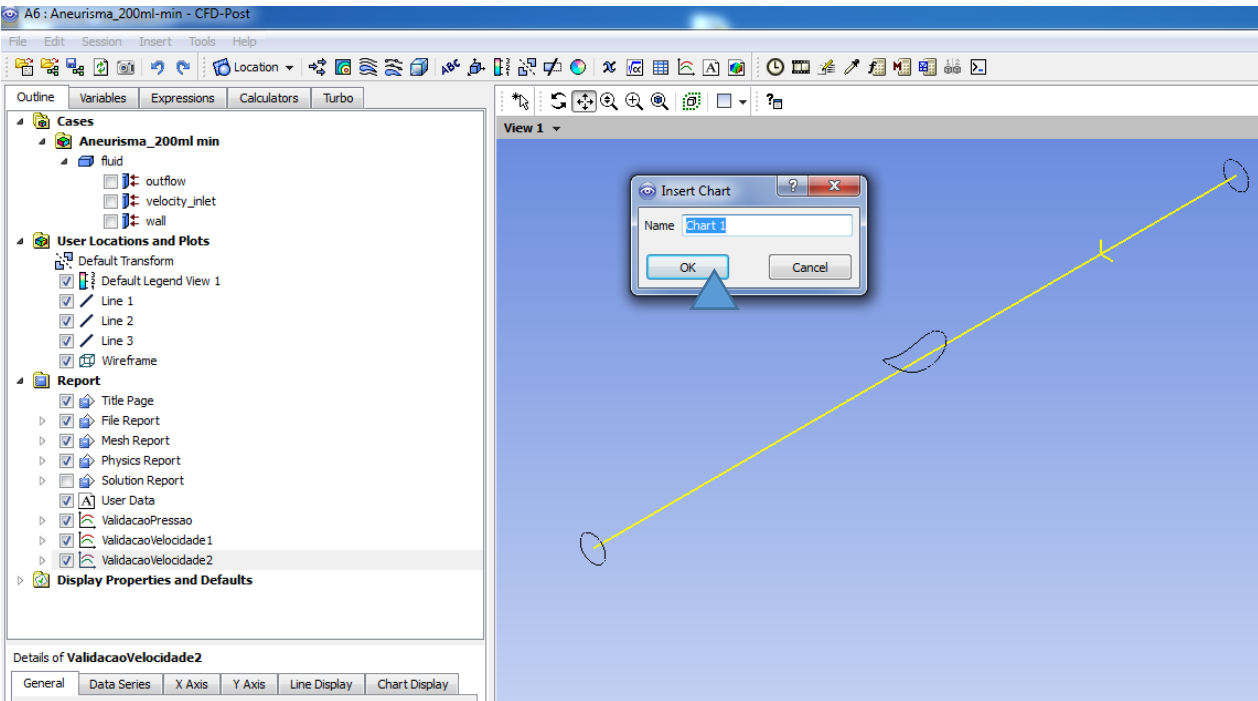
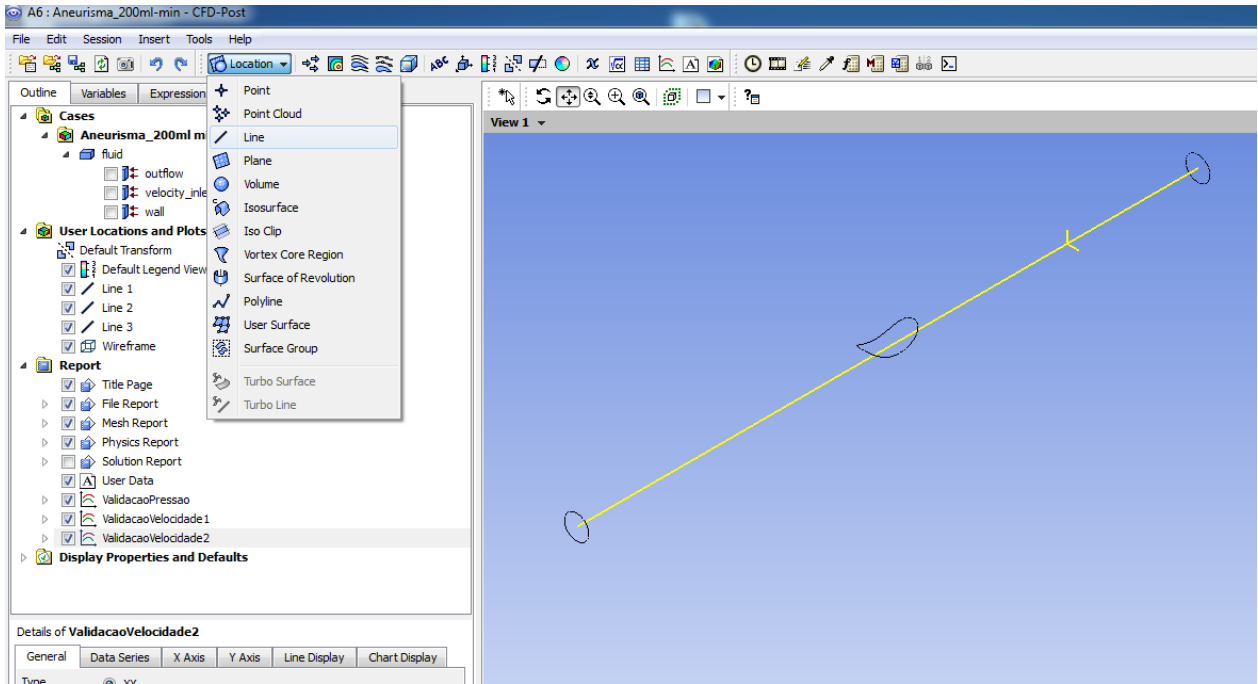
“Velocity_inlet” corresponde ao nome dado à entrada do canal.

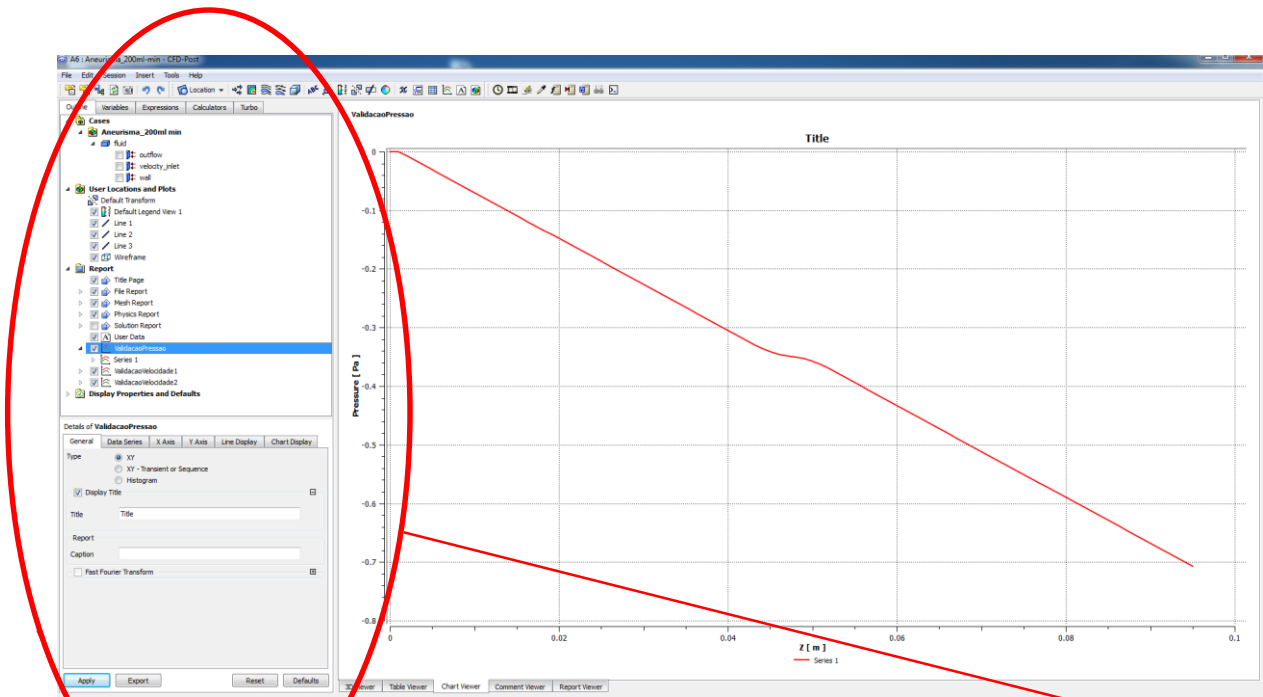












Details of **ValidacaoPressao**

General | **Data Series** | X Axis | Y Axis | Line Display | Chart Display

Type

- XY
- XY - Transient or Sequence
- Histogram

Display Title

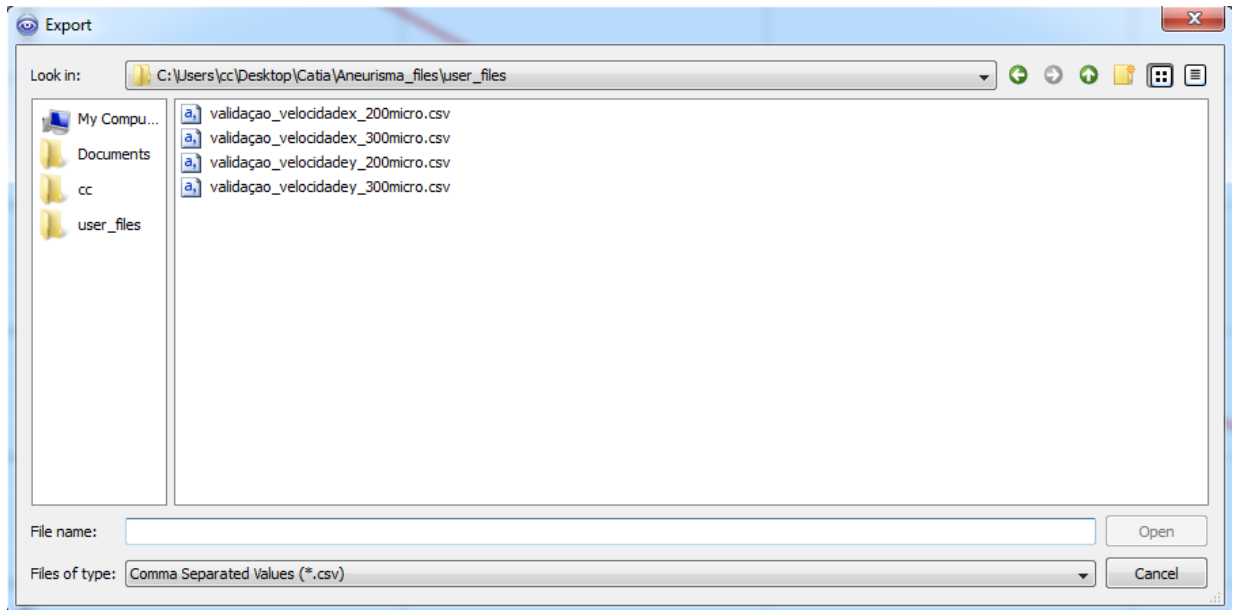
Title: Title

Report:

Caption:

Fast Fourier Transform

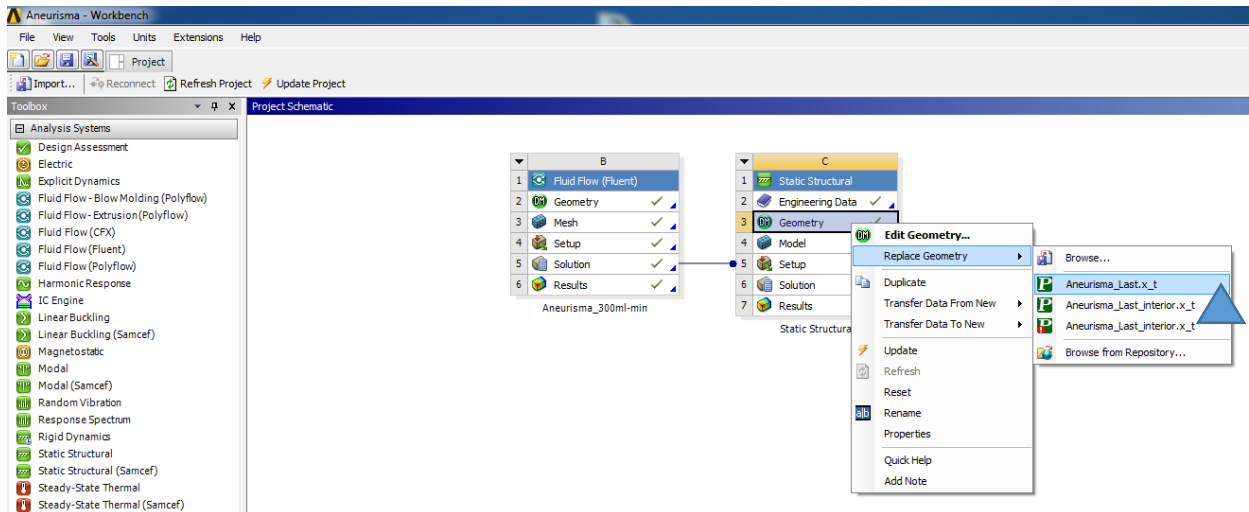
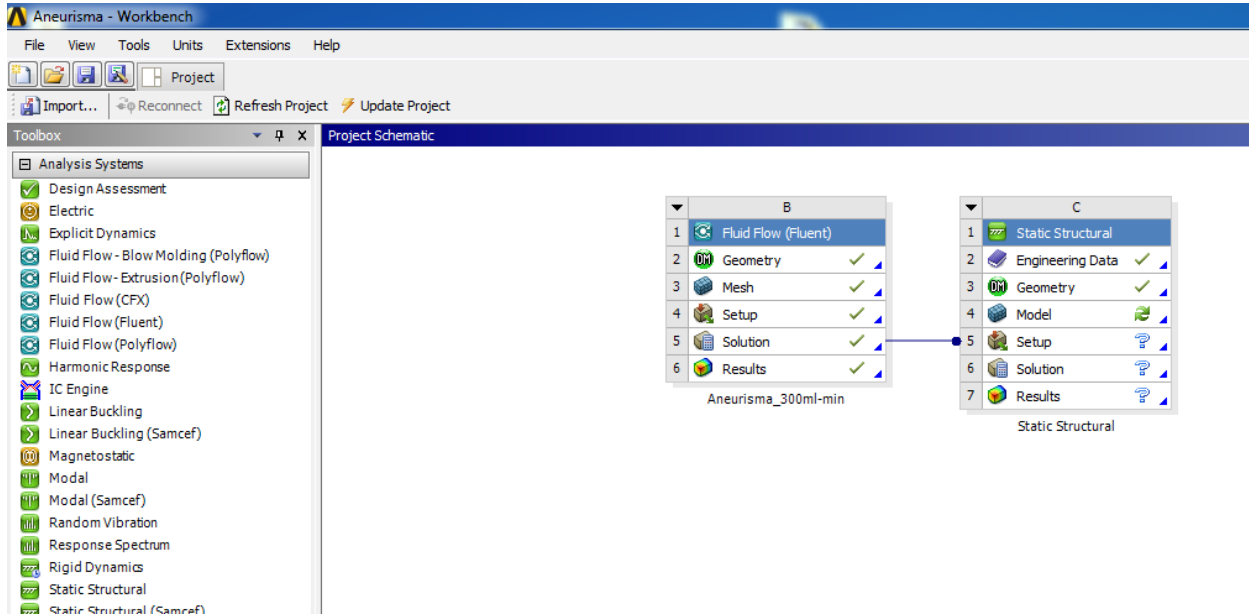
Apply | Export | Reset | Defaults

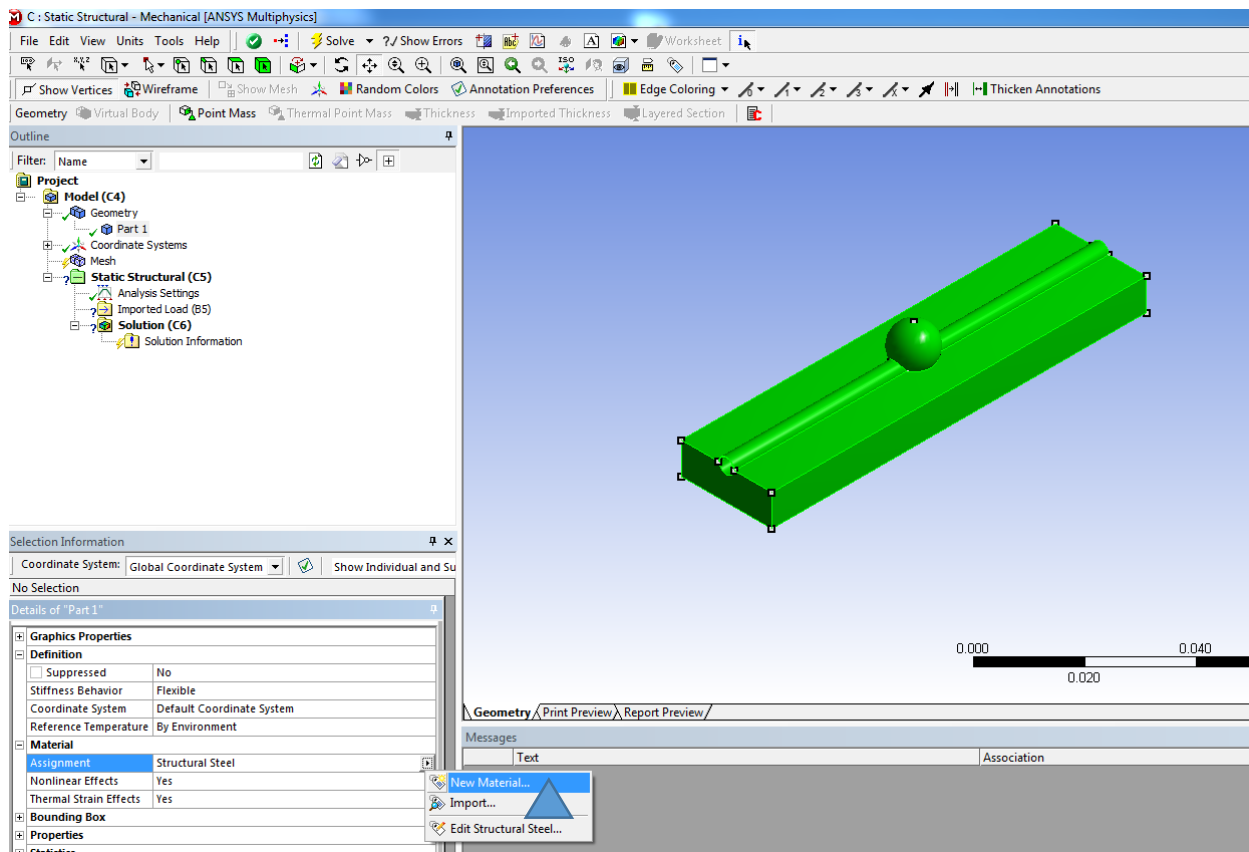
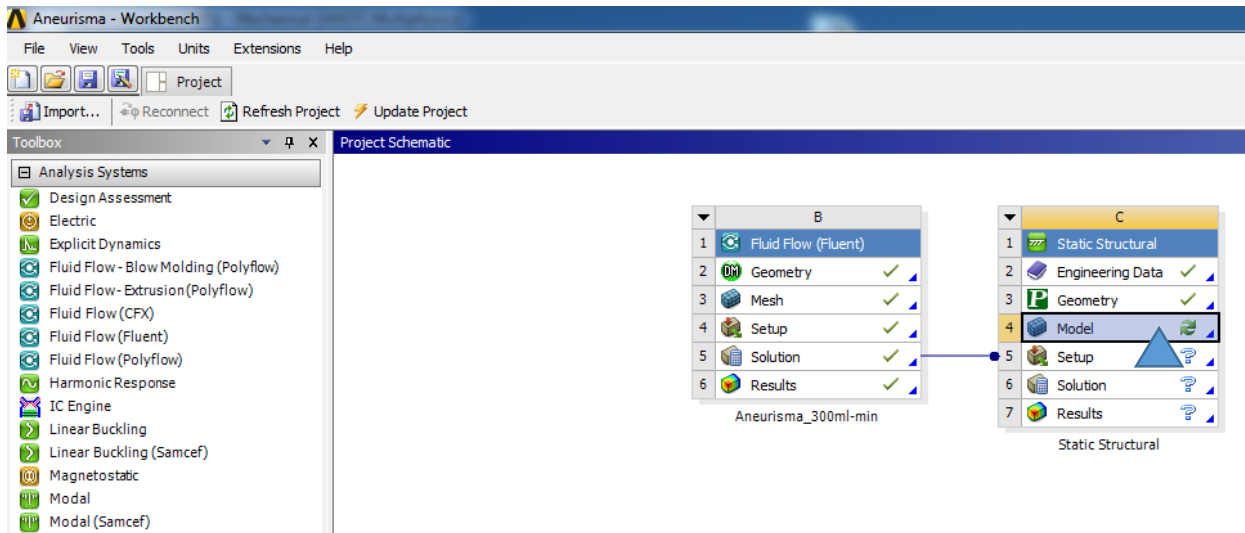


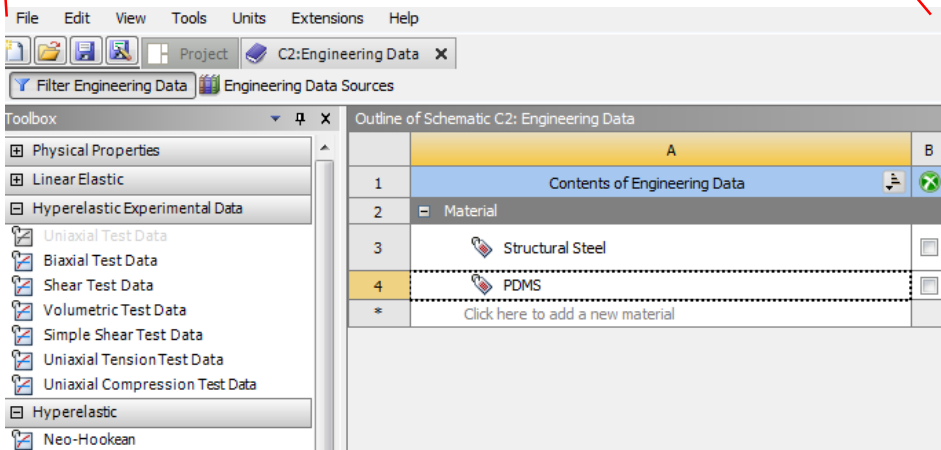
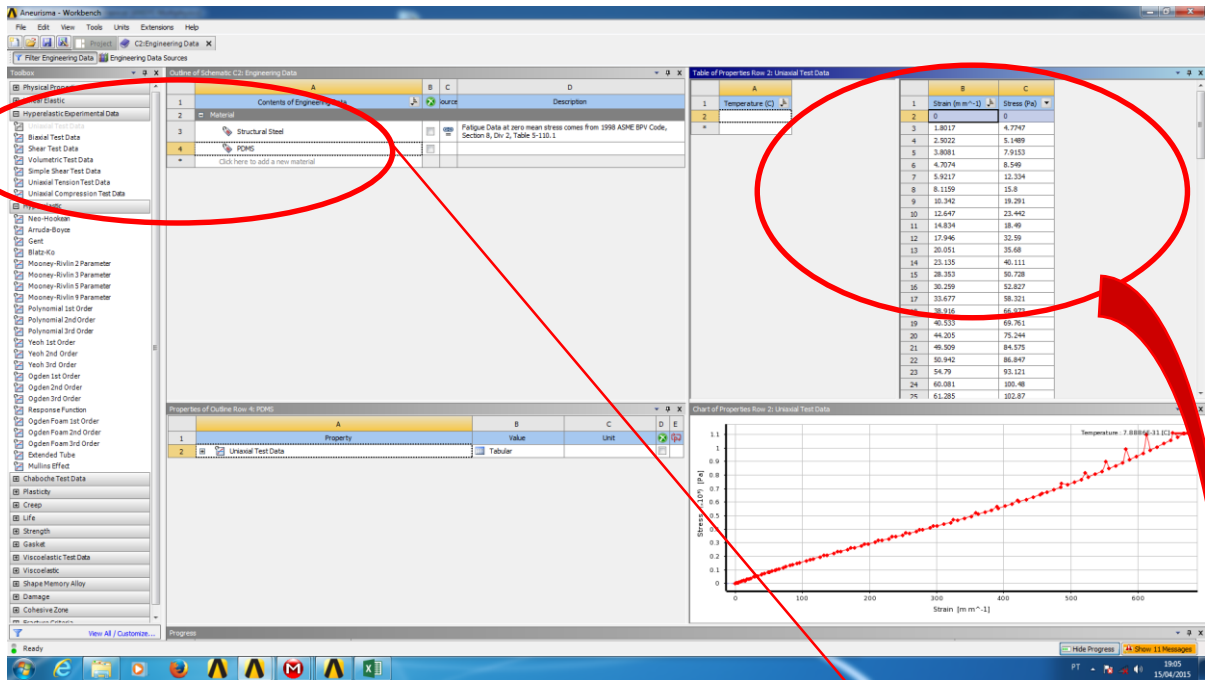
Anexo A2

Tutorial Static Structural passo a passo.

Arrastar o “Static Structural” dentro da janela “Analysis Systems”, para cima do “Solution” do Aneurisma_300ml/min.

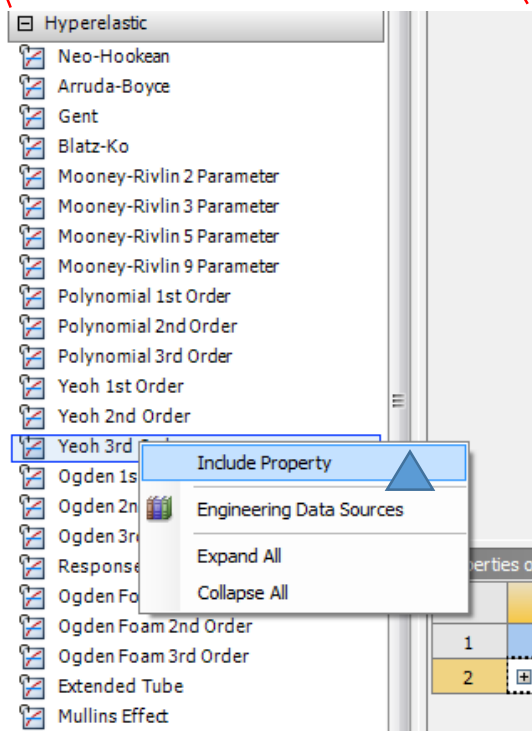
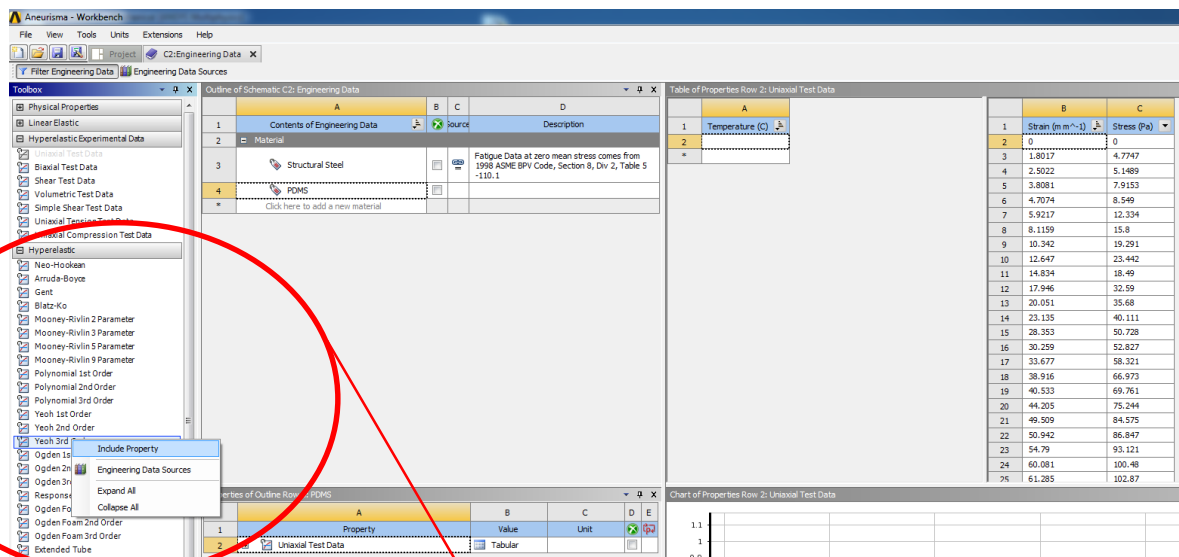


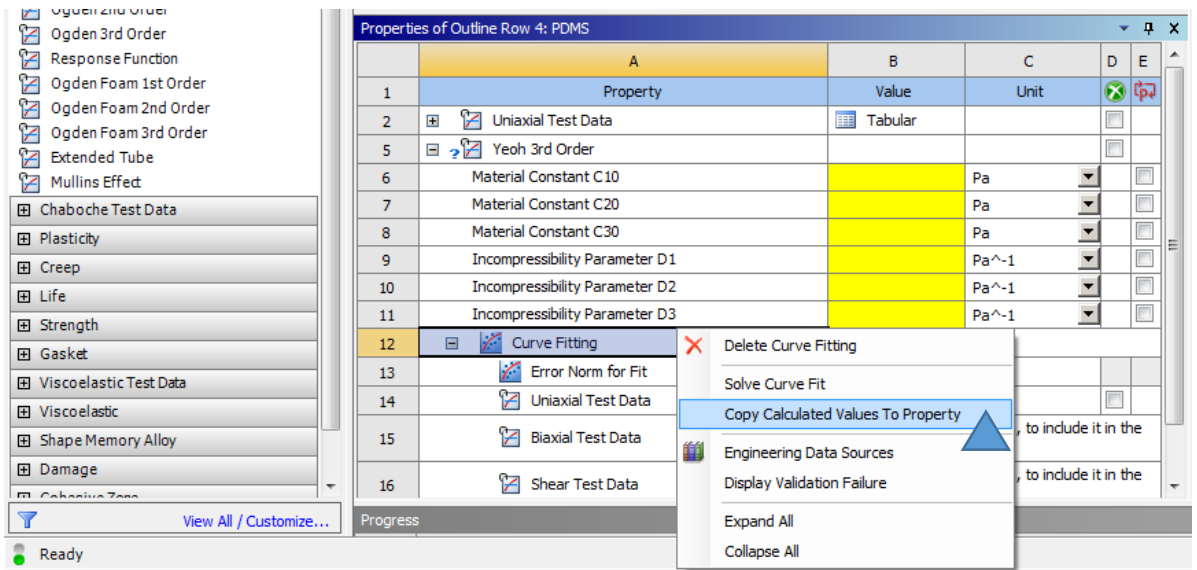
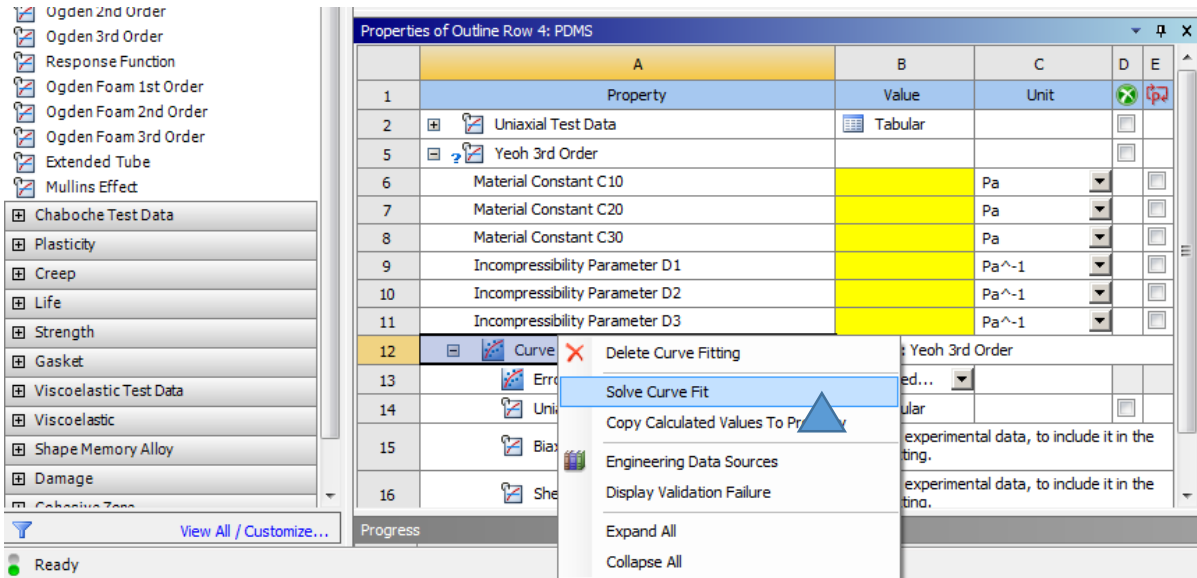


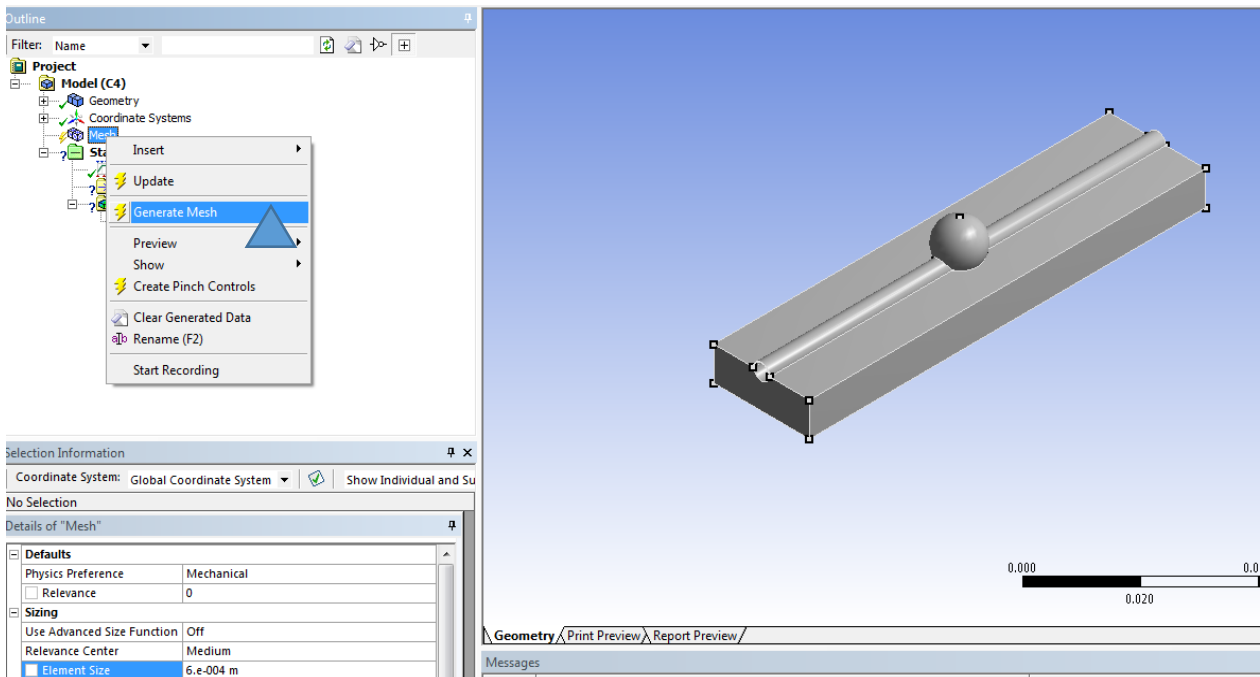
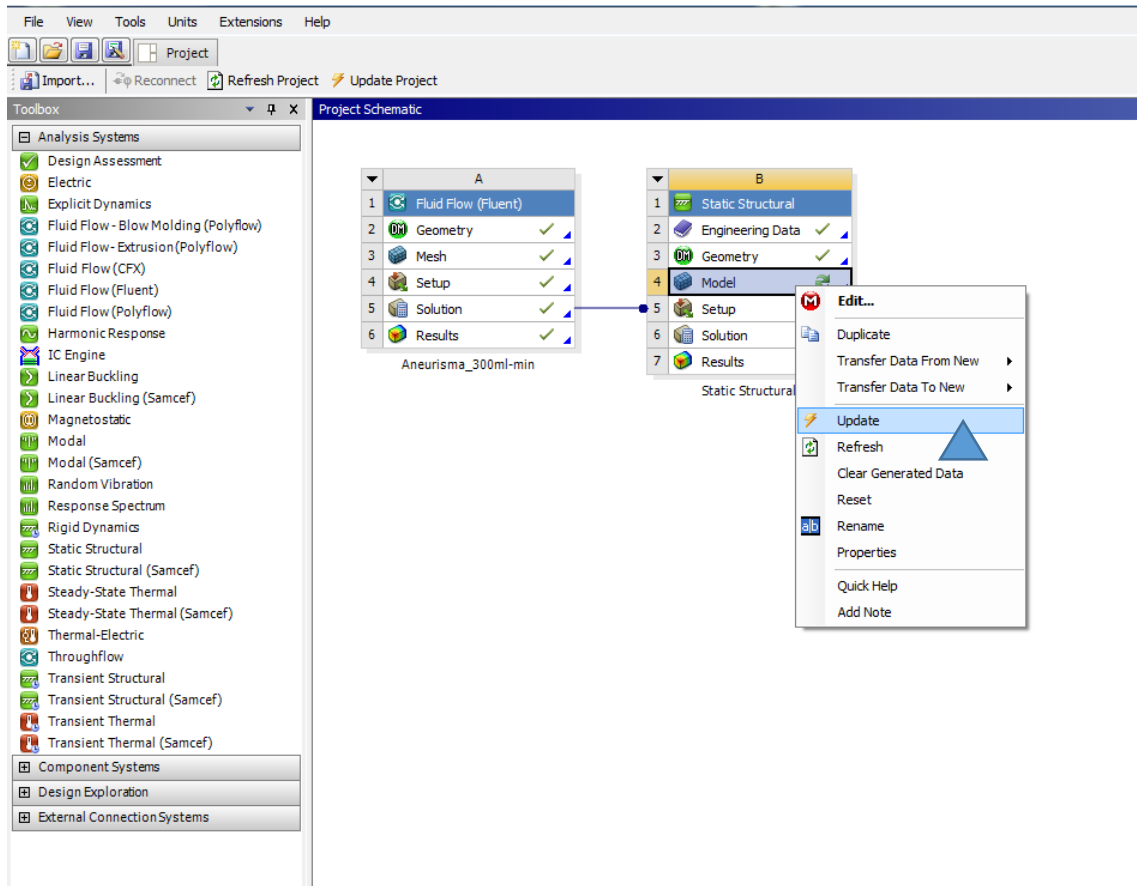


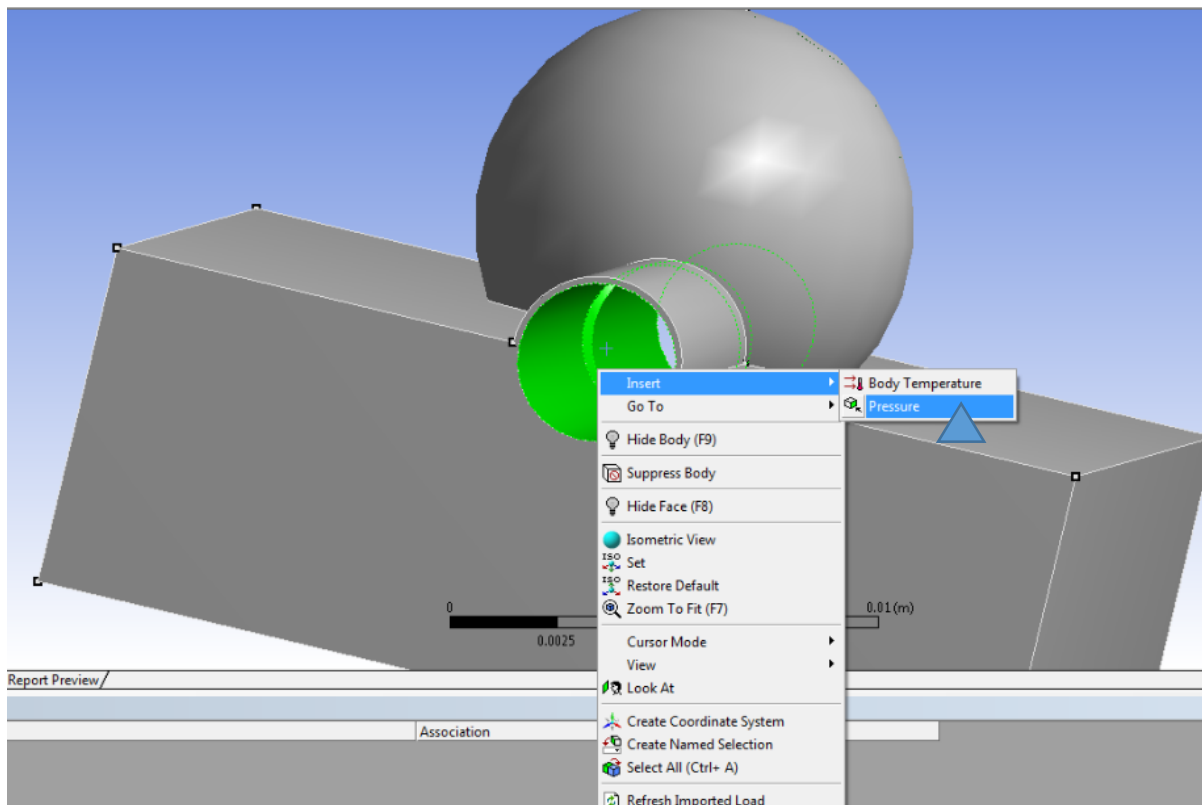
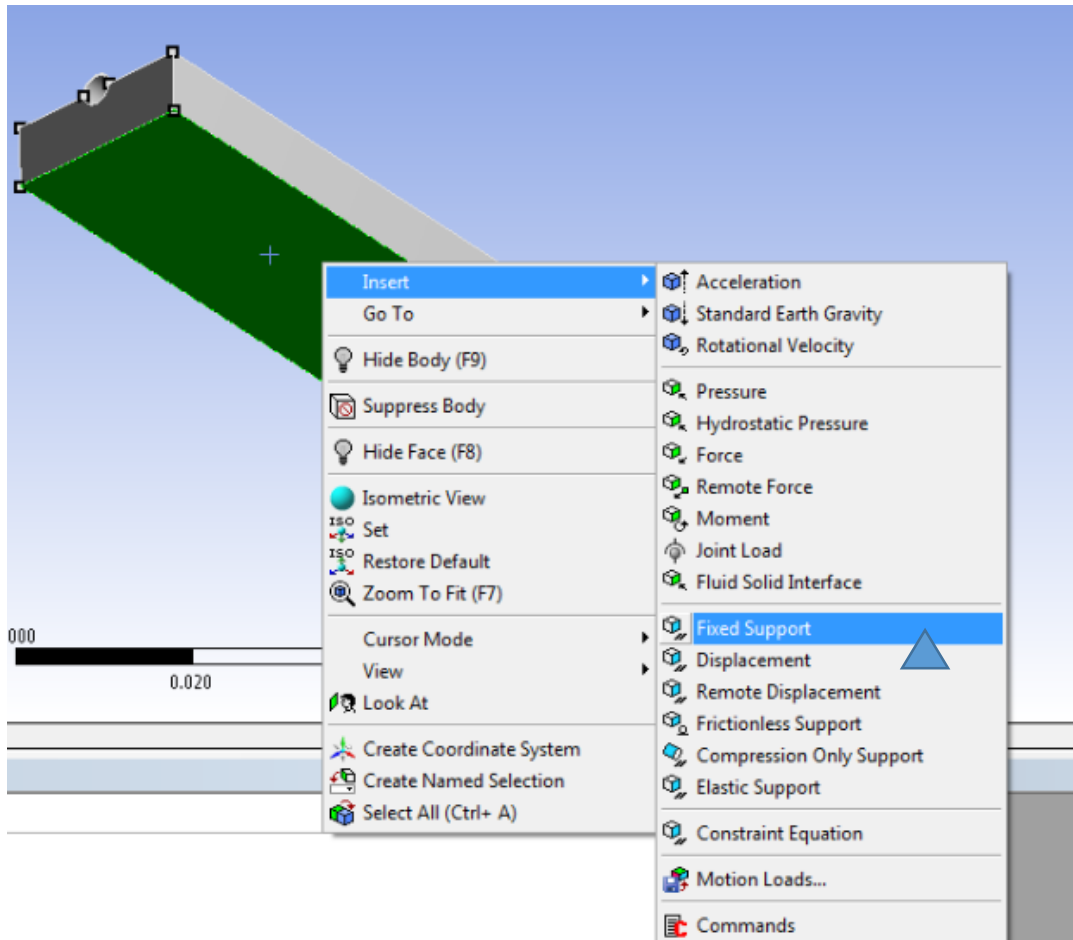
Aqui colam-se os valores do *strain* e do *stress* (curva tensão/deformação), obtidos no ensaio de tração.

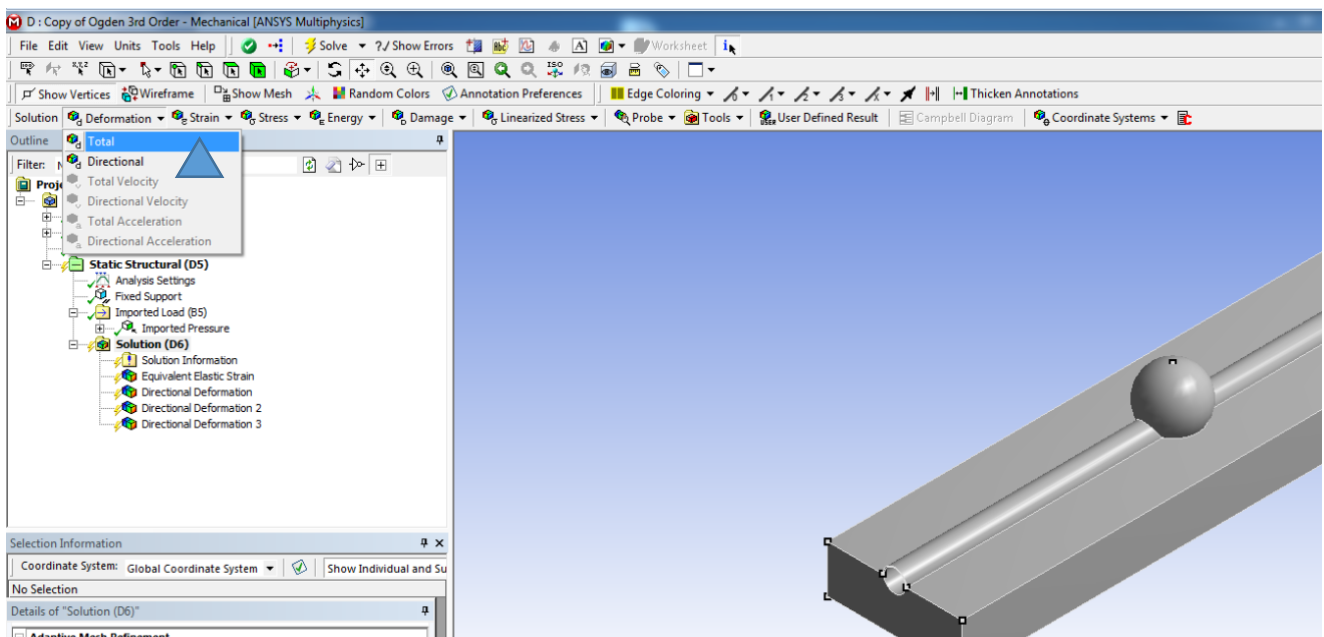
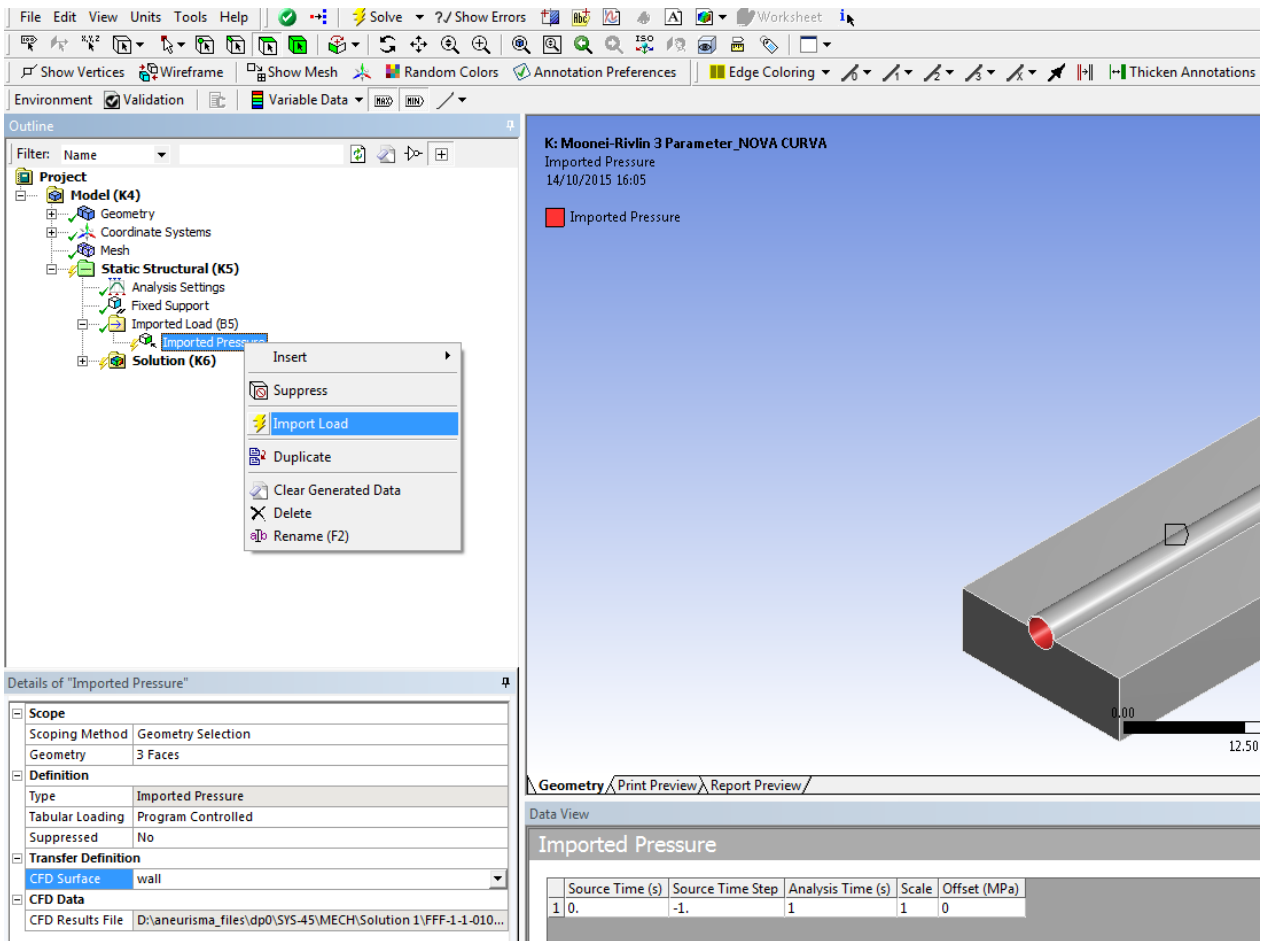
A seguir escolhe-se o modelo constitutivo pretendido.

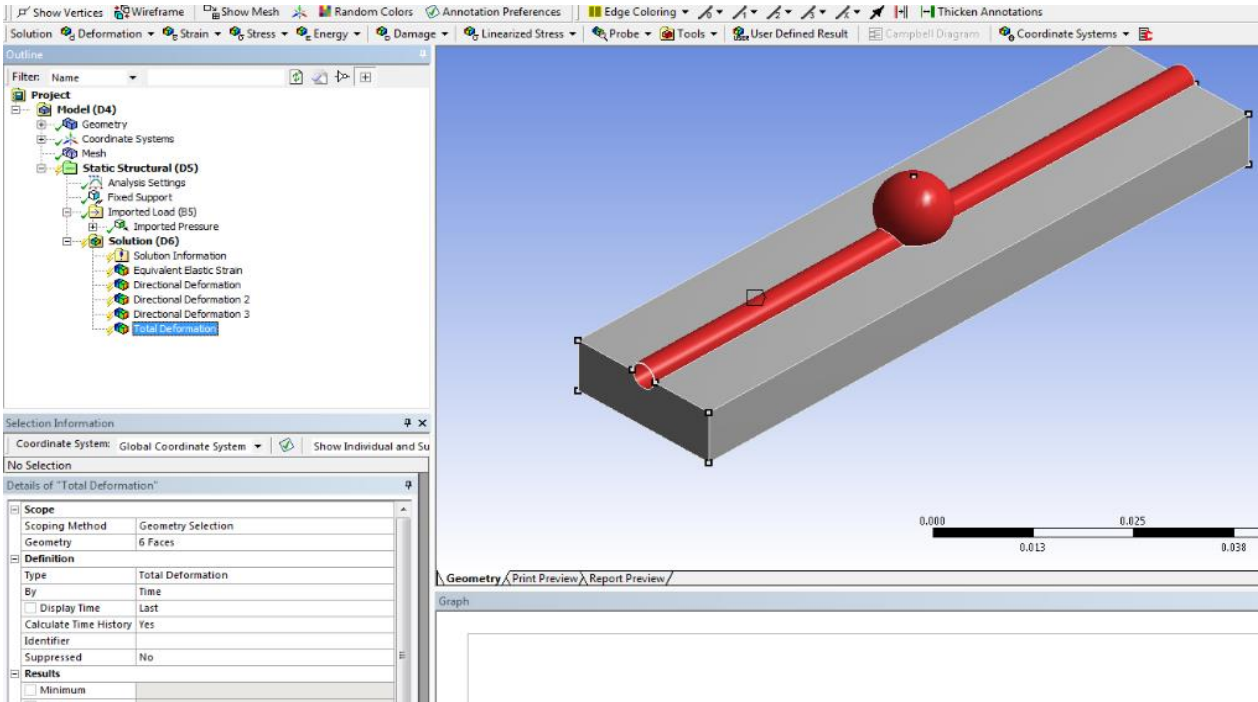












Anexo B

Aproximação dos diferentes modelos constitutivos pela curva de tensão/deformação.

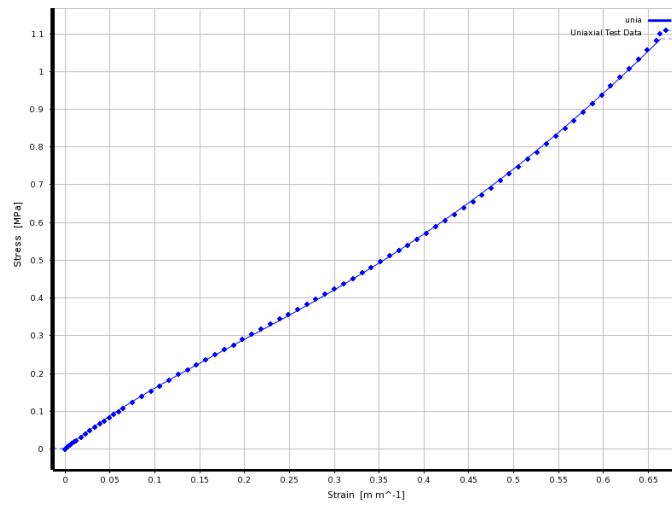


Figura A.1 – Modelo de Mooney-Rivlin de 3 parâmetros.

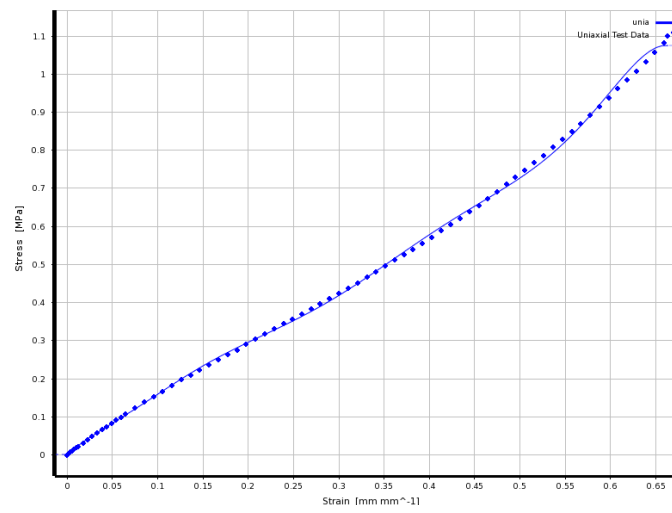


Figura A.2 – Modelo de Mooney-Rivlin de 9 parâmetros.

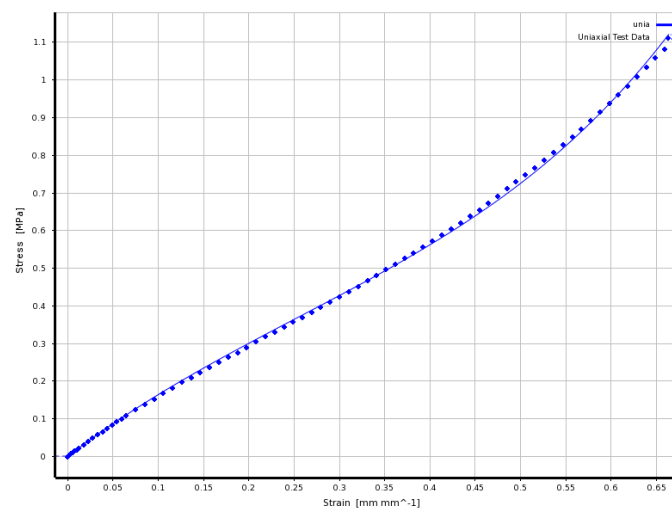


Figura A.3 – Modelo de Ogden de 2ª ordem.

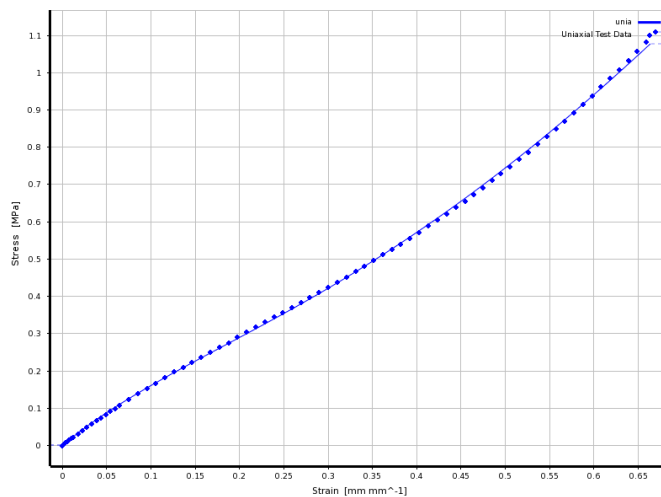


Figura A.4 – Modelo de Ogden de 3ª ordem.

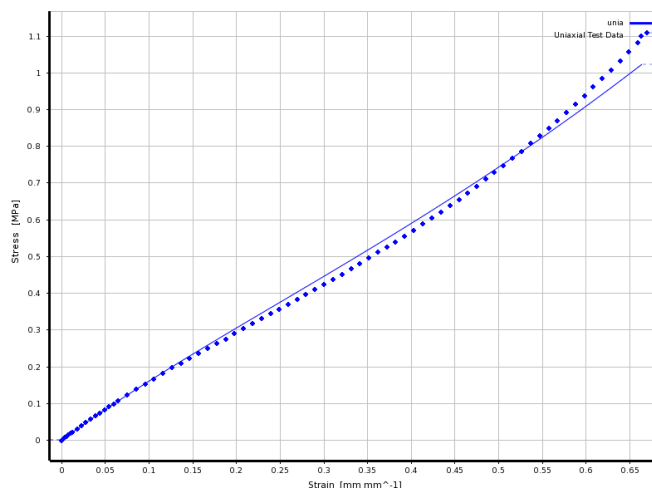


Figura A.5 – Modelo de Yeoh de 2ª ordem.

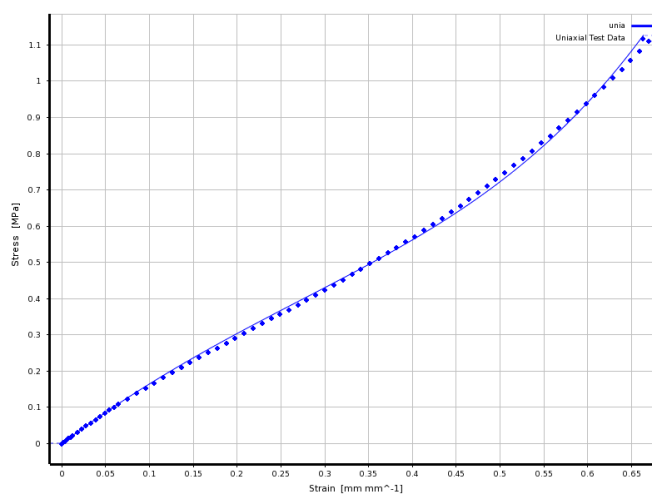


Figura A.6 – Modelo de Yeoh de 3ª ordem.

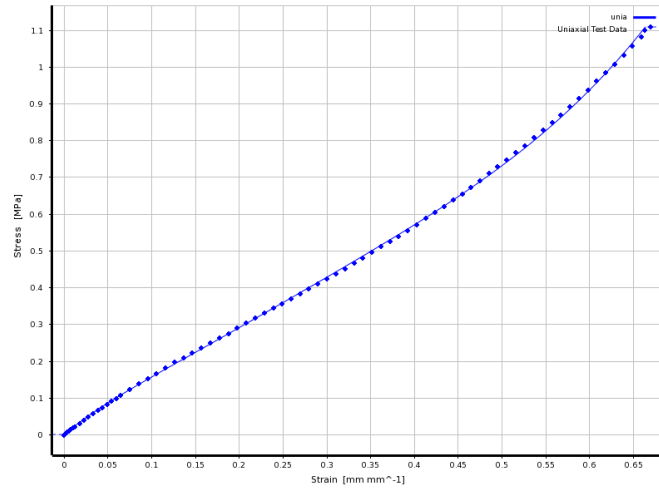


Figura A.7 - Modelo Polinomial de 2ª ordem.

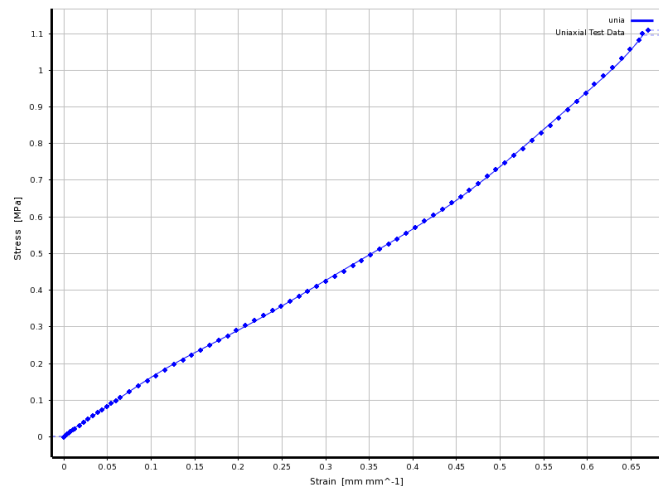


Figura A.8 – Modelo Polinomial de 3ª ordem.

Anexo C

Resultados dos deslocamentos e deformações para todos os modelos constitutivos exceto o Mooney-Rivlin de 5 parâmetros (Primeiro estudo).

❖ Mooney-Rivlin de 3 parâmetros

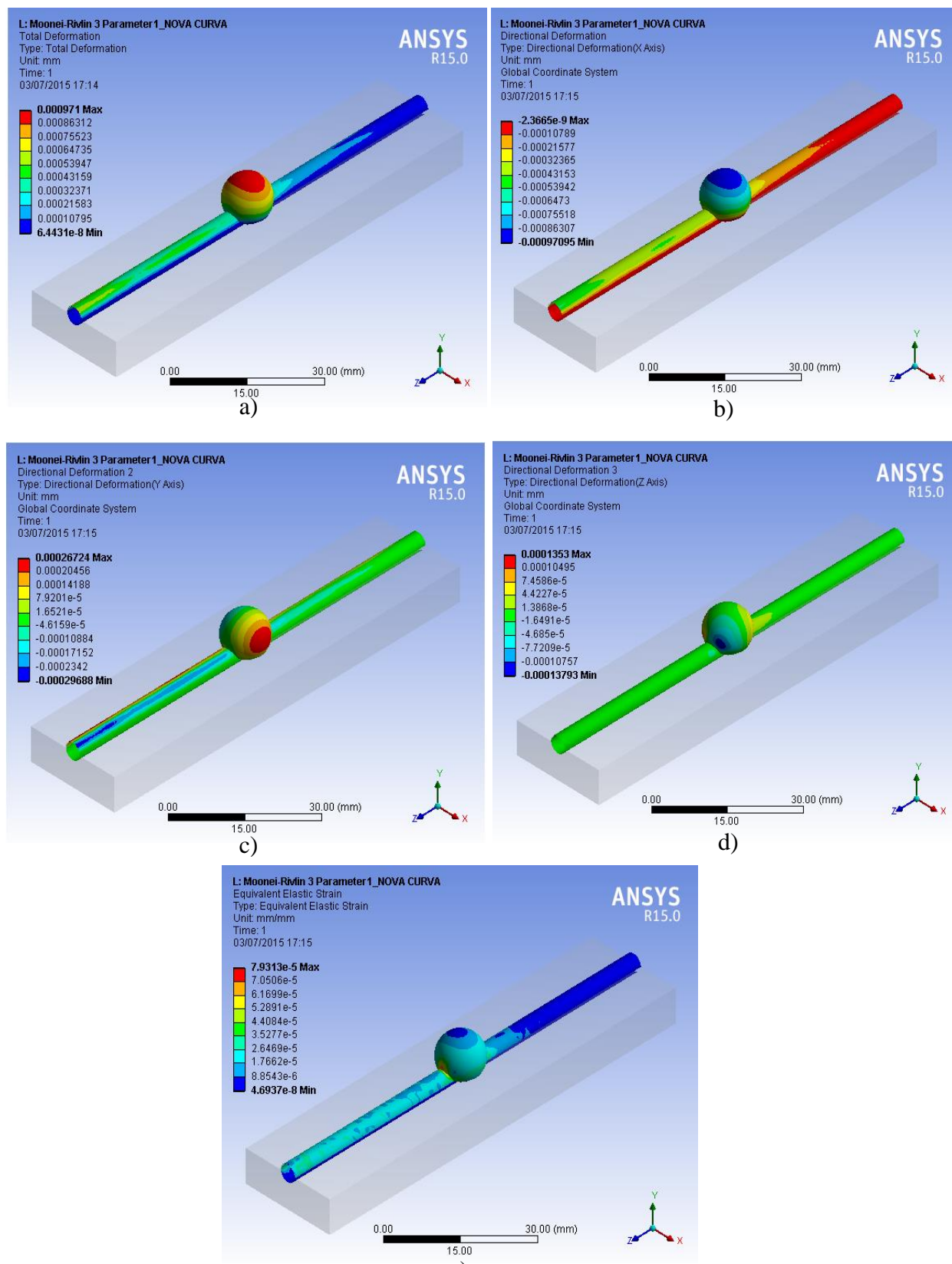


Figura A.9 – Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.

❖ Mooney-Rivlin de 9 parâmetros

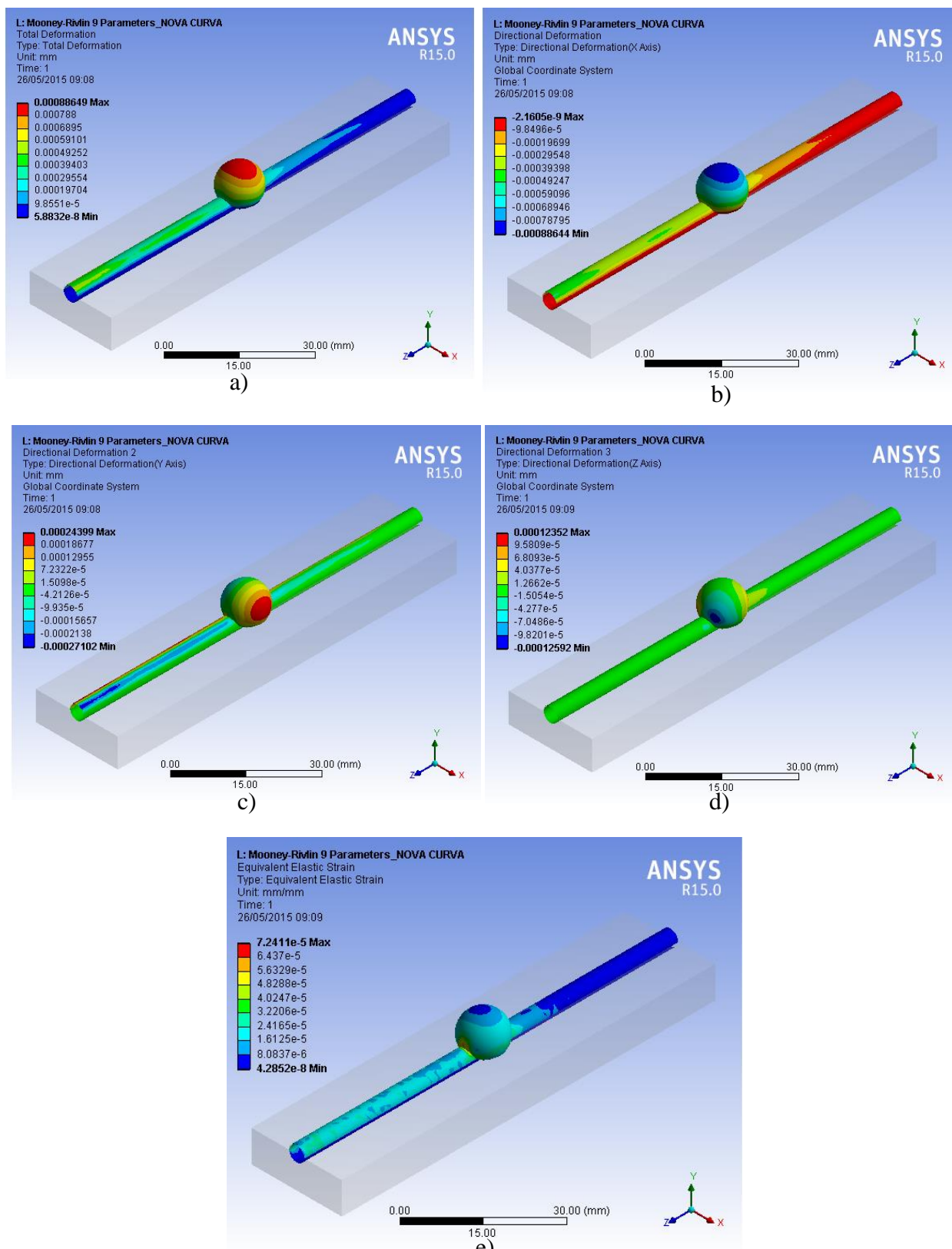


Figura A.10 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.

❖ Ogden de 2ª ordem

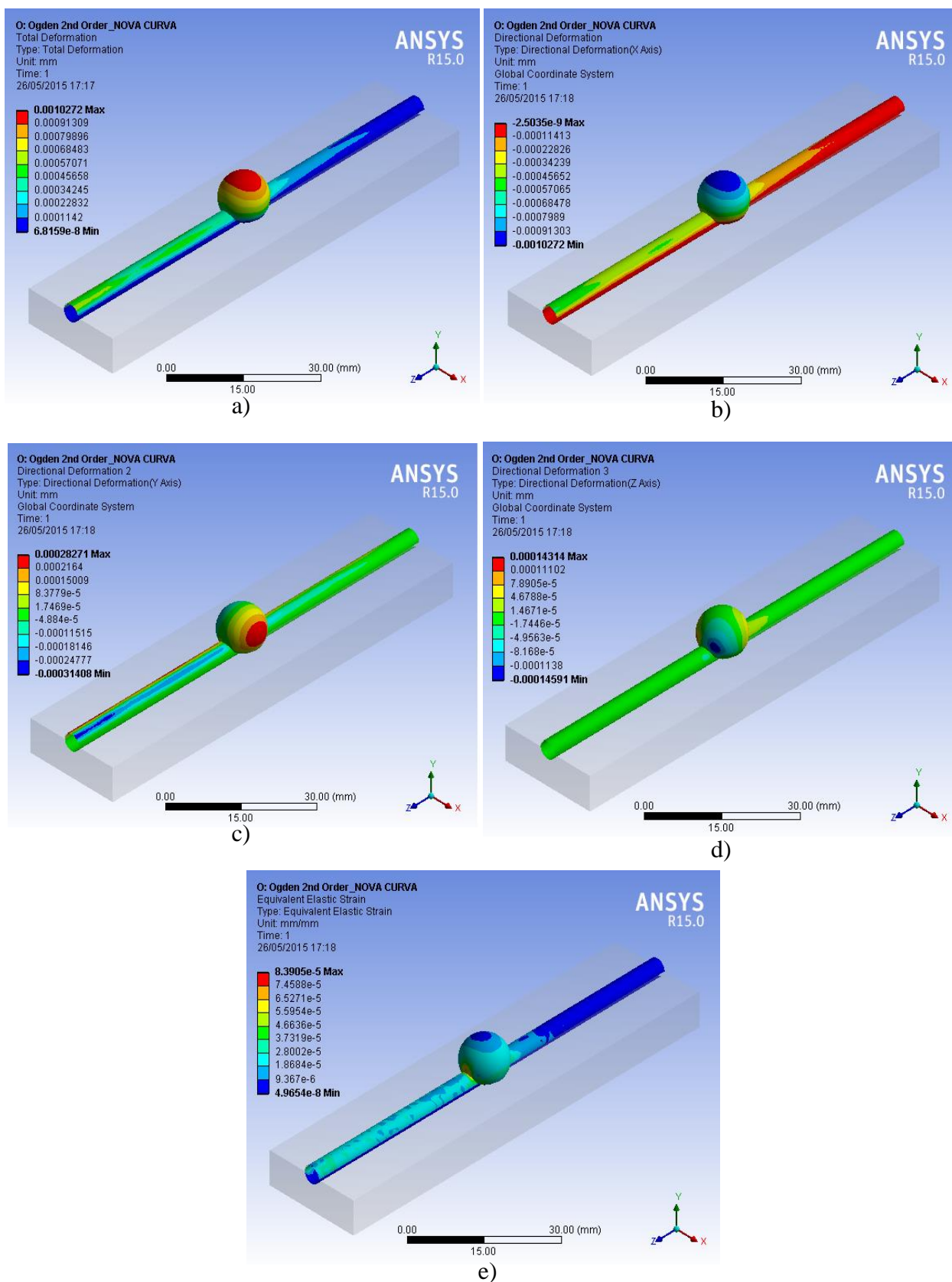


Figura A.11 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.

❖ Ogden de 3ª ordem

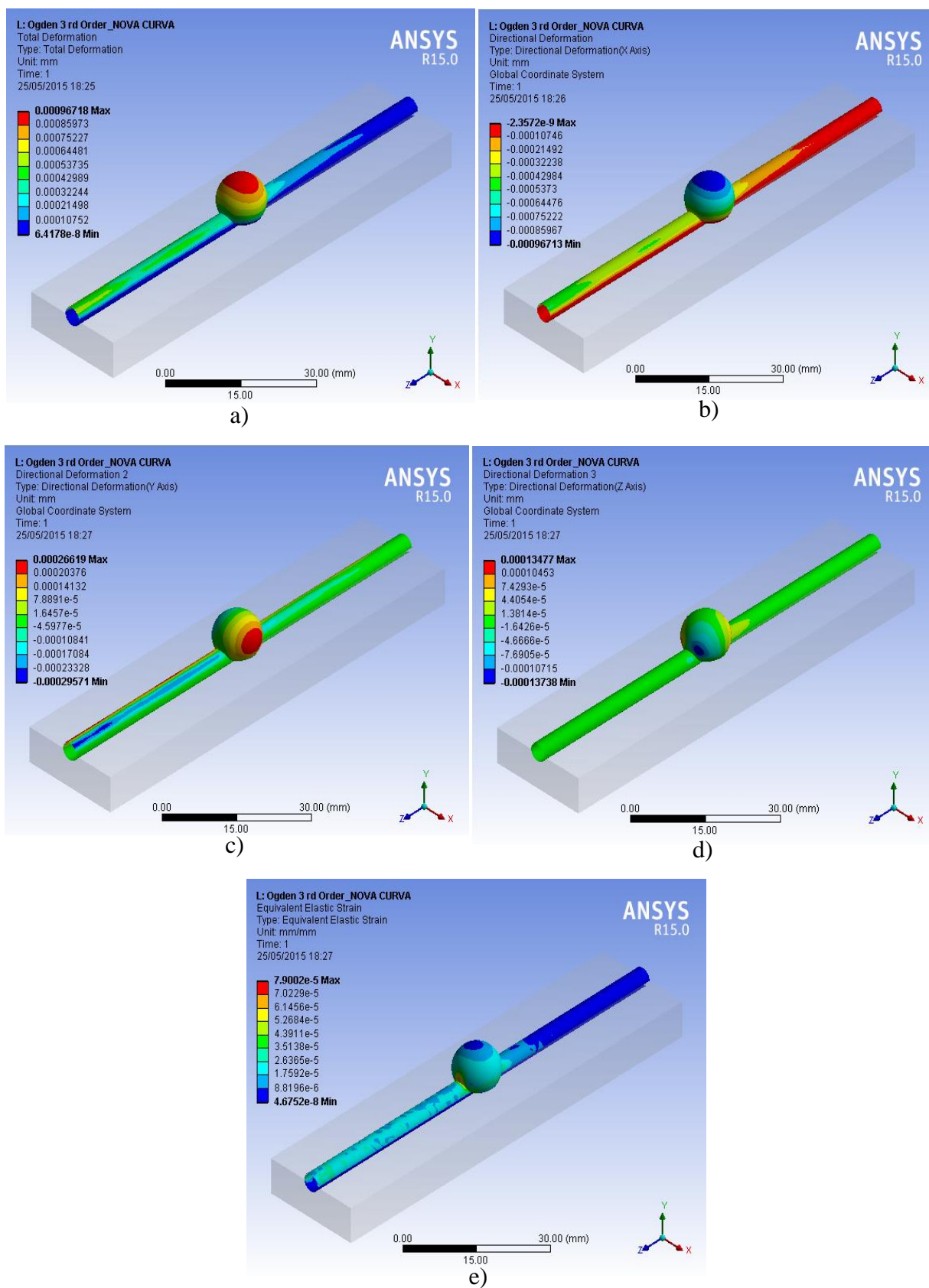


Figura A.12 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.

❖ Yeoh de 2ª ordem

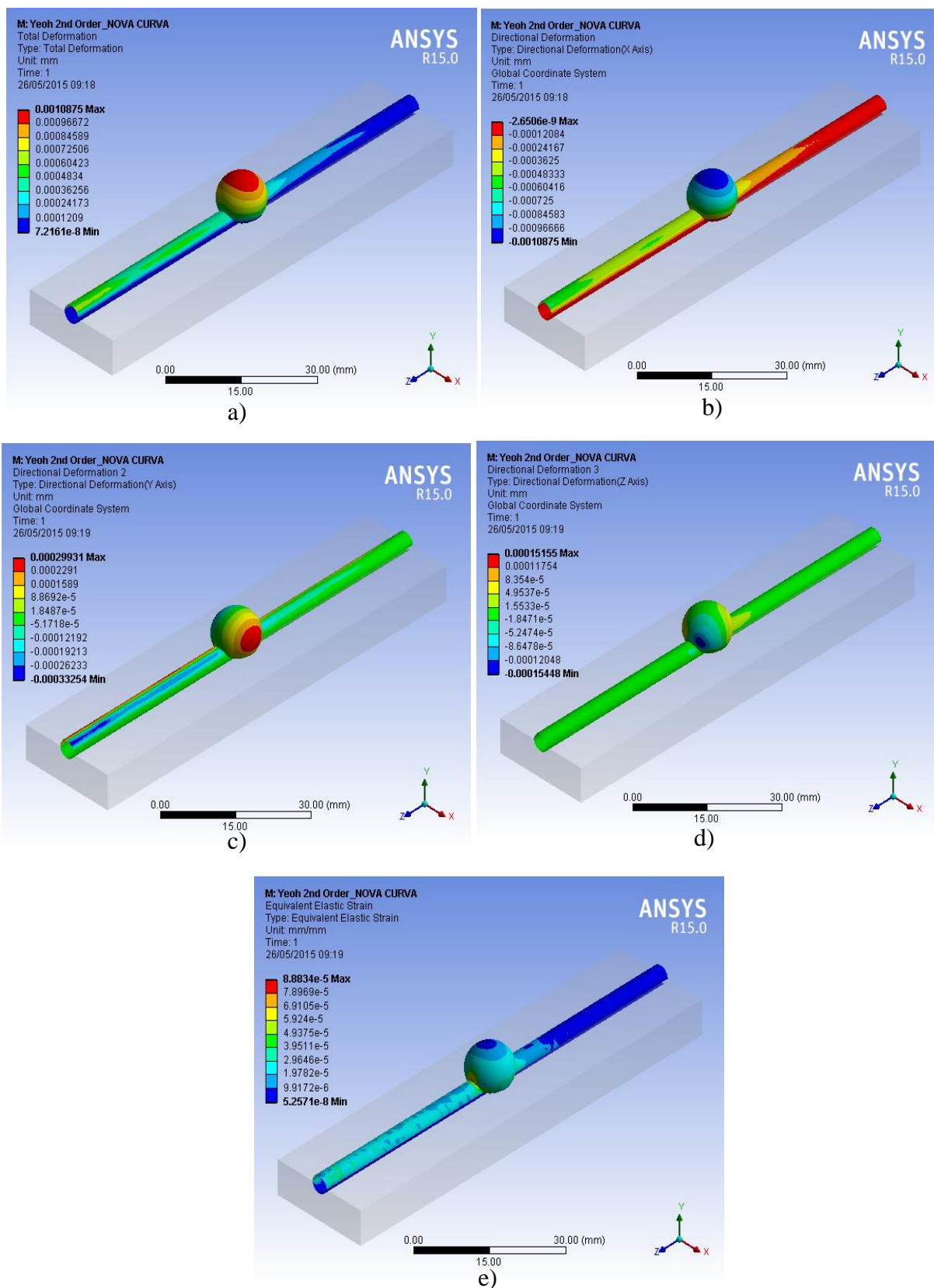


Figura A.13 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.

❖ Yeoh de 3ª ordem

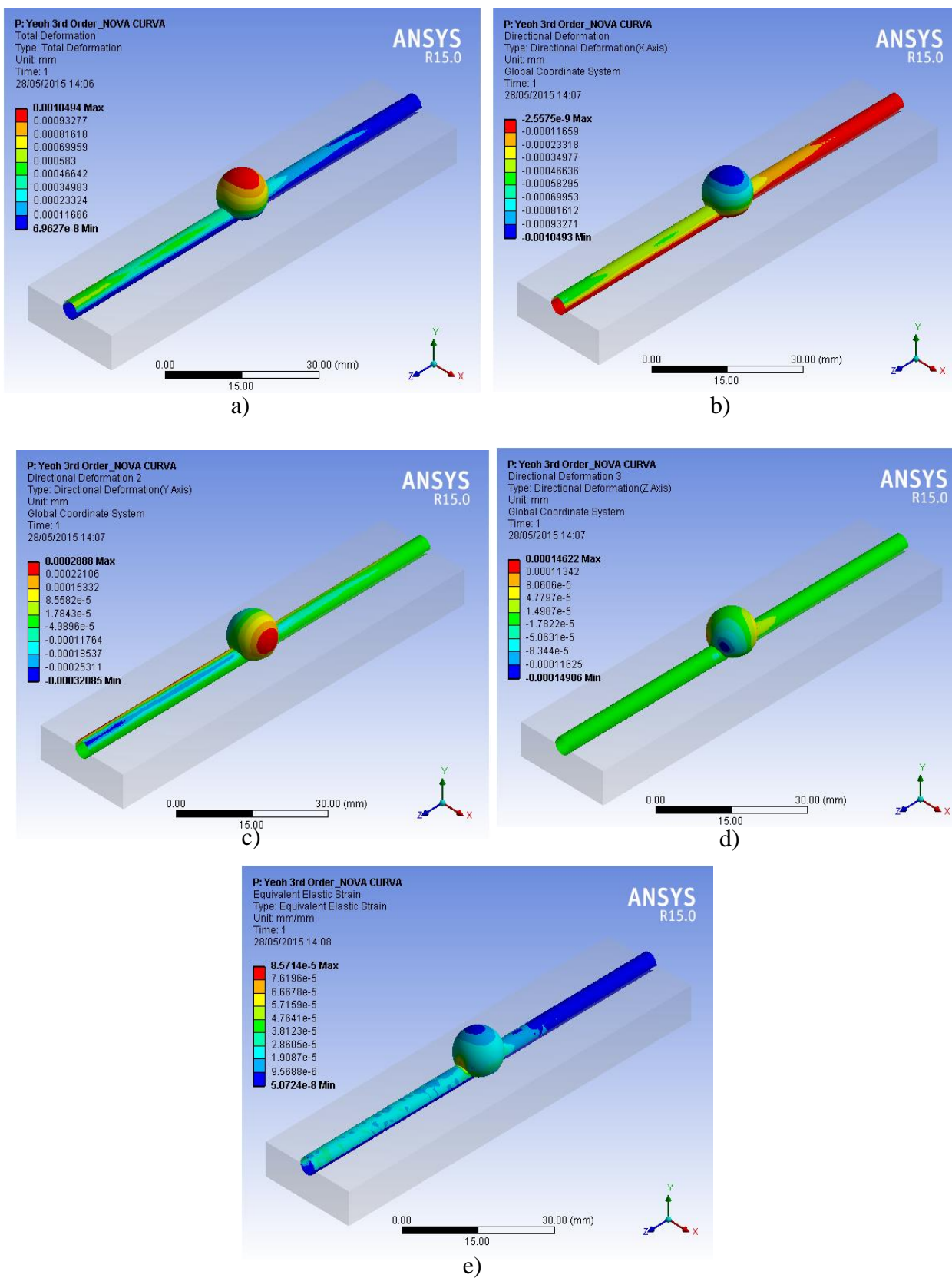


Figura A.14 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.

❖ Polinomial de 2ª ordem

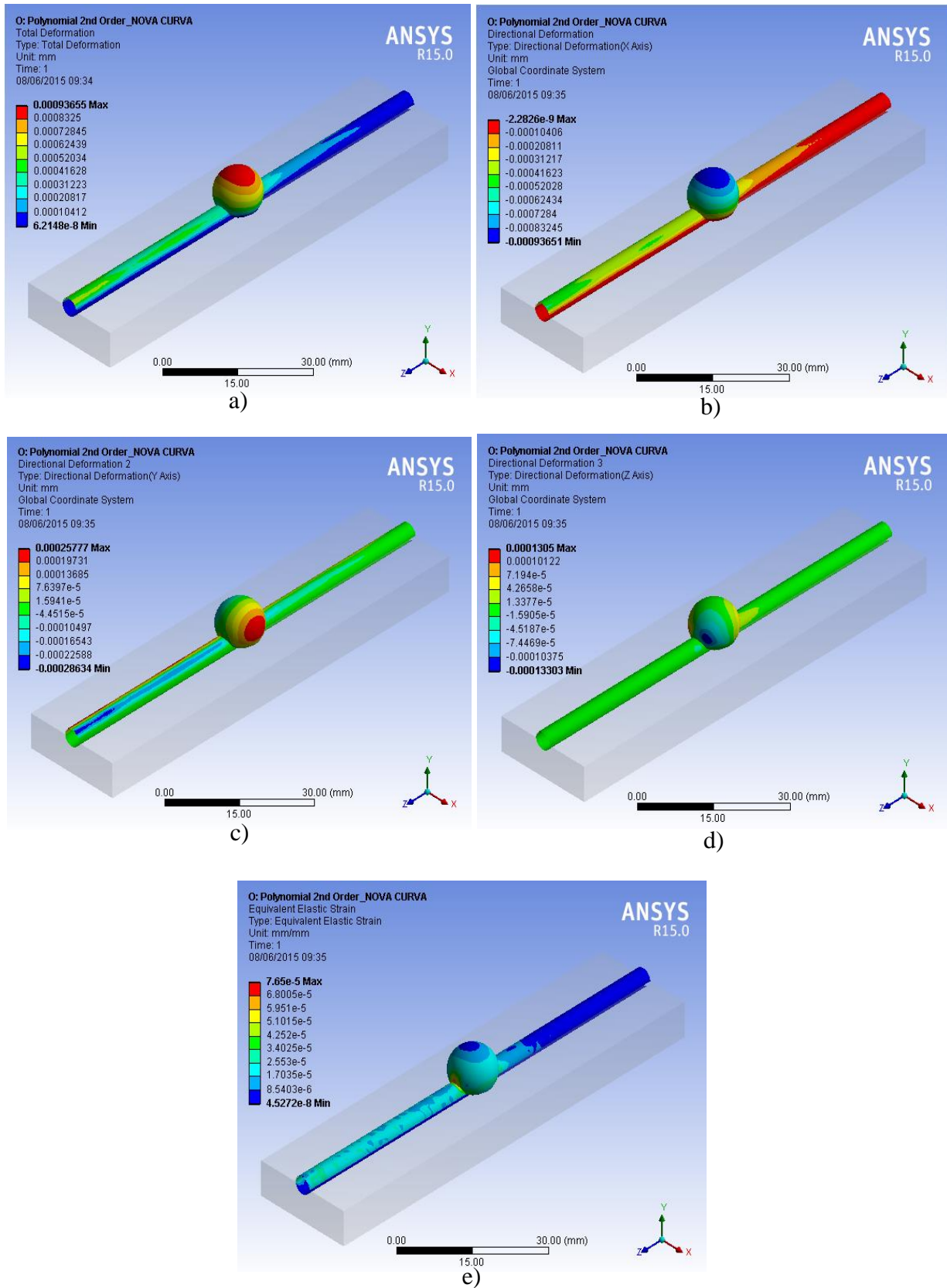


Figura A.15 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.

❖ Polinomial de 3ª ordem

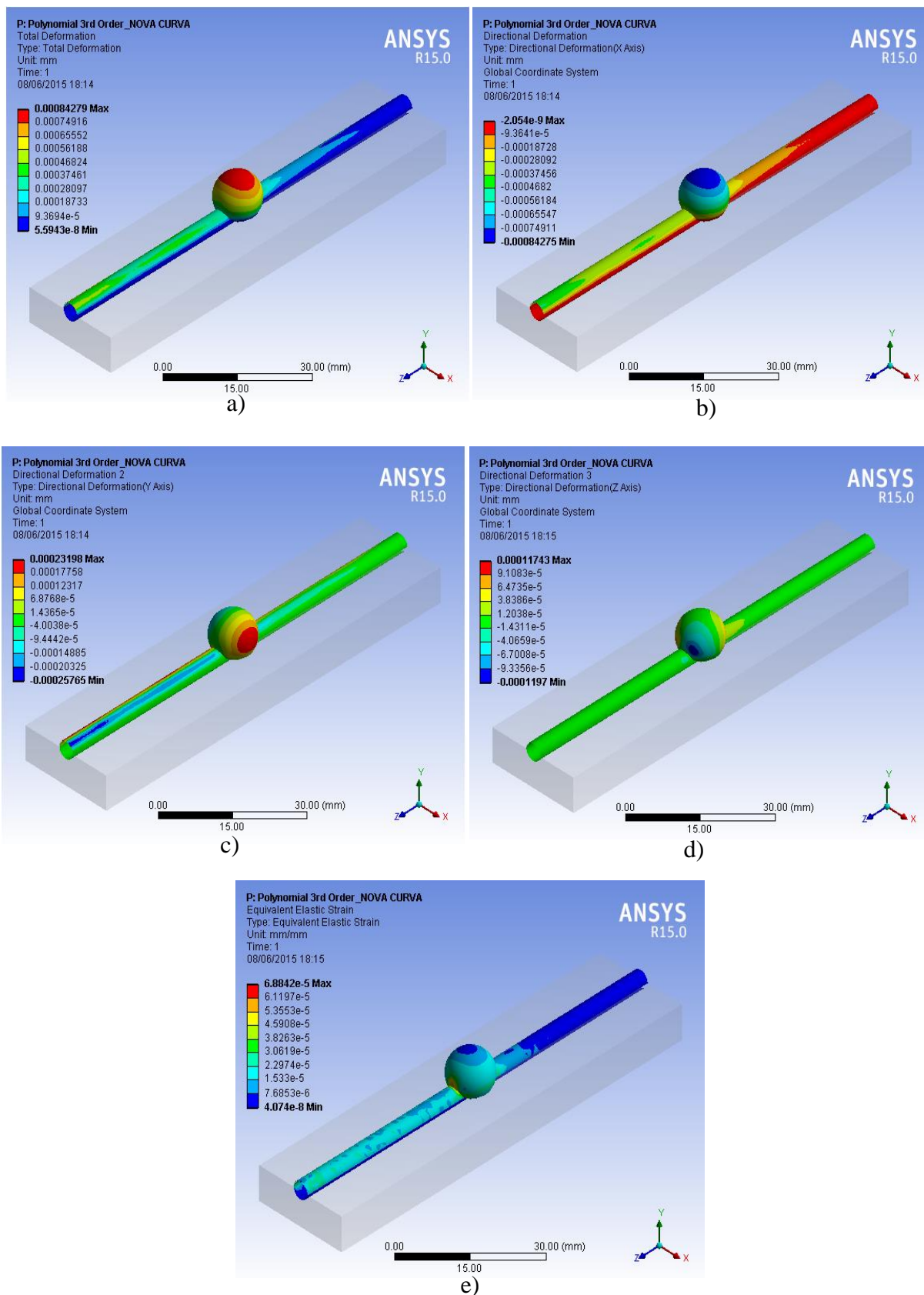
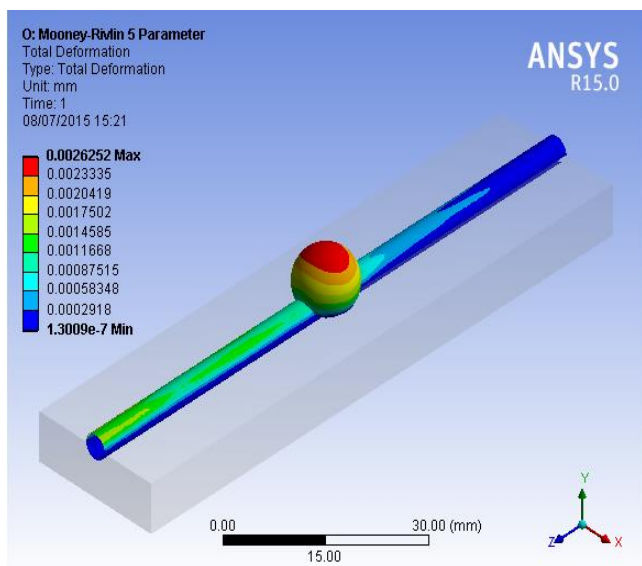


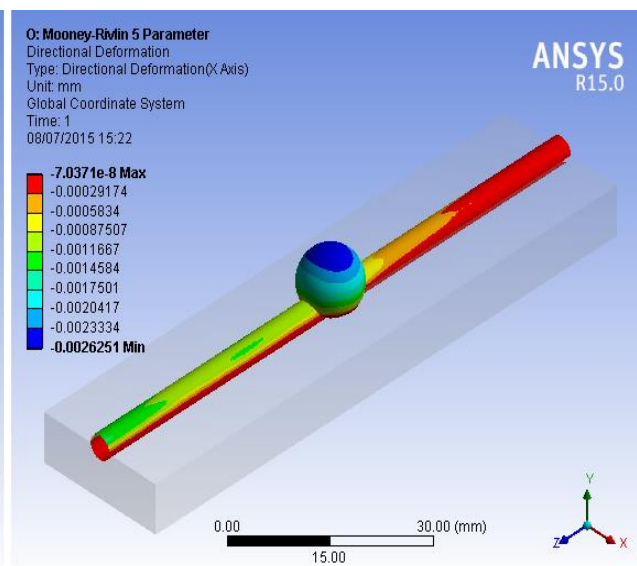
Figura A.16 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.

Anexo D

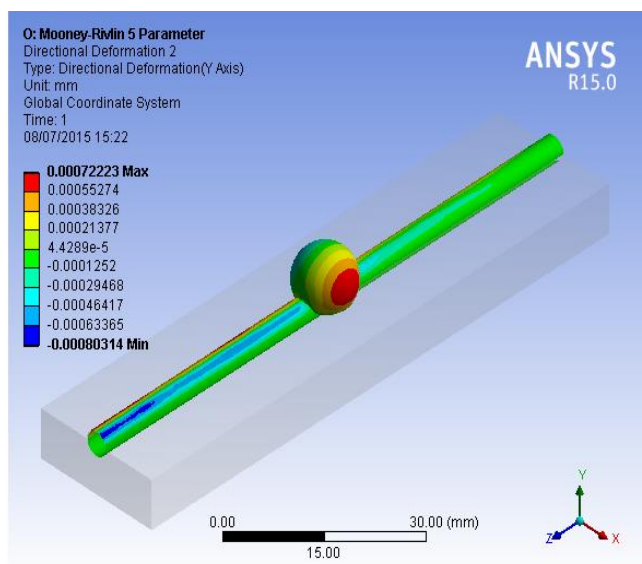
Resultados dos deslocamentos e das deformações obtidos com o modelo de Mooney-Rivlin de 5 parâmetros, para o sangue.



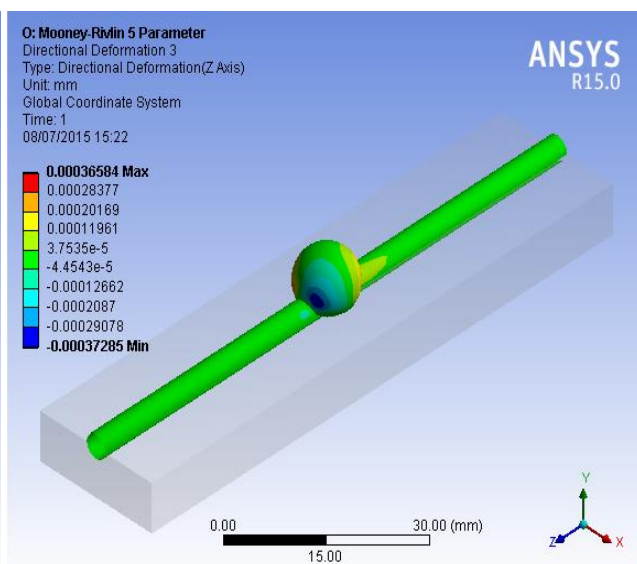
a)



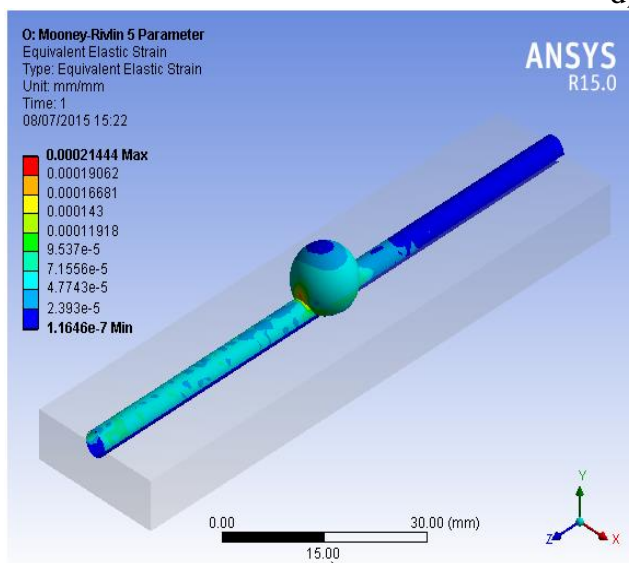
b)



c)



d)



e)

Figura A.17 - Resultados: a) Deslocamentos totais; b) Deslocamentos segundo X; c) Deslocamentos segundo Y; d) Deslocamentos segundo Z; e) Deformações.

Anexo E

Instrantes de tempo da recirculação sanguínea na zona do aneurisma para diferentes velocidades de entrada.

❖ Velocidade de entrada de 88,8 mm/s

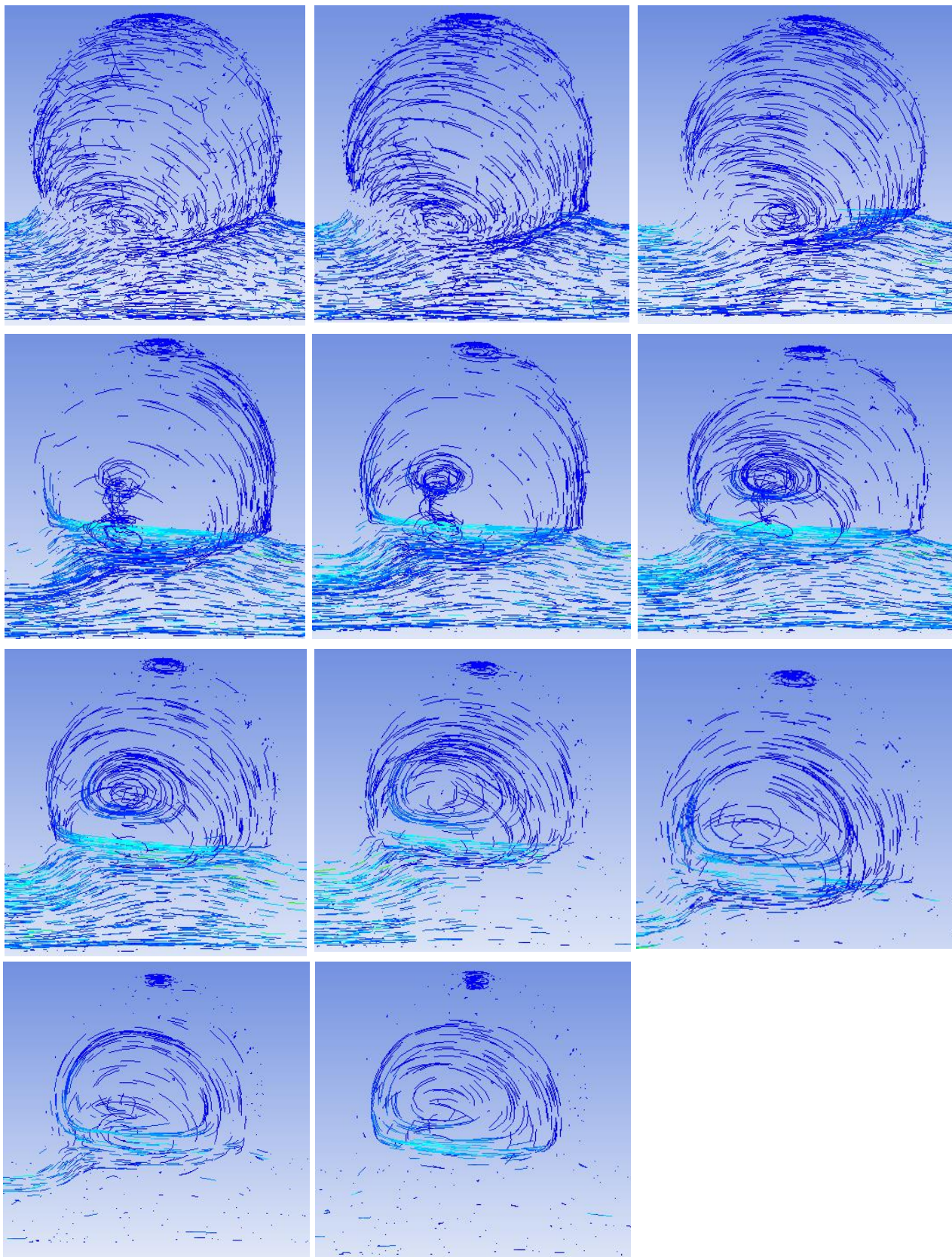


Figura A.18 – Instantes de tempo da recirculação na zona do aneurisma, durante o escoamento sanguíneo no canal com uma velocidade de entrada de 88,8 mm/s.

❖ Velocidade de entrada de 444 mm/s

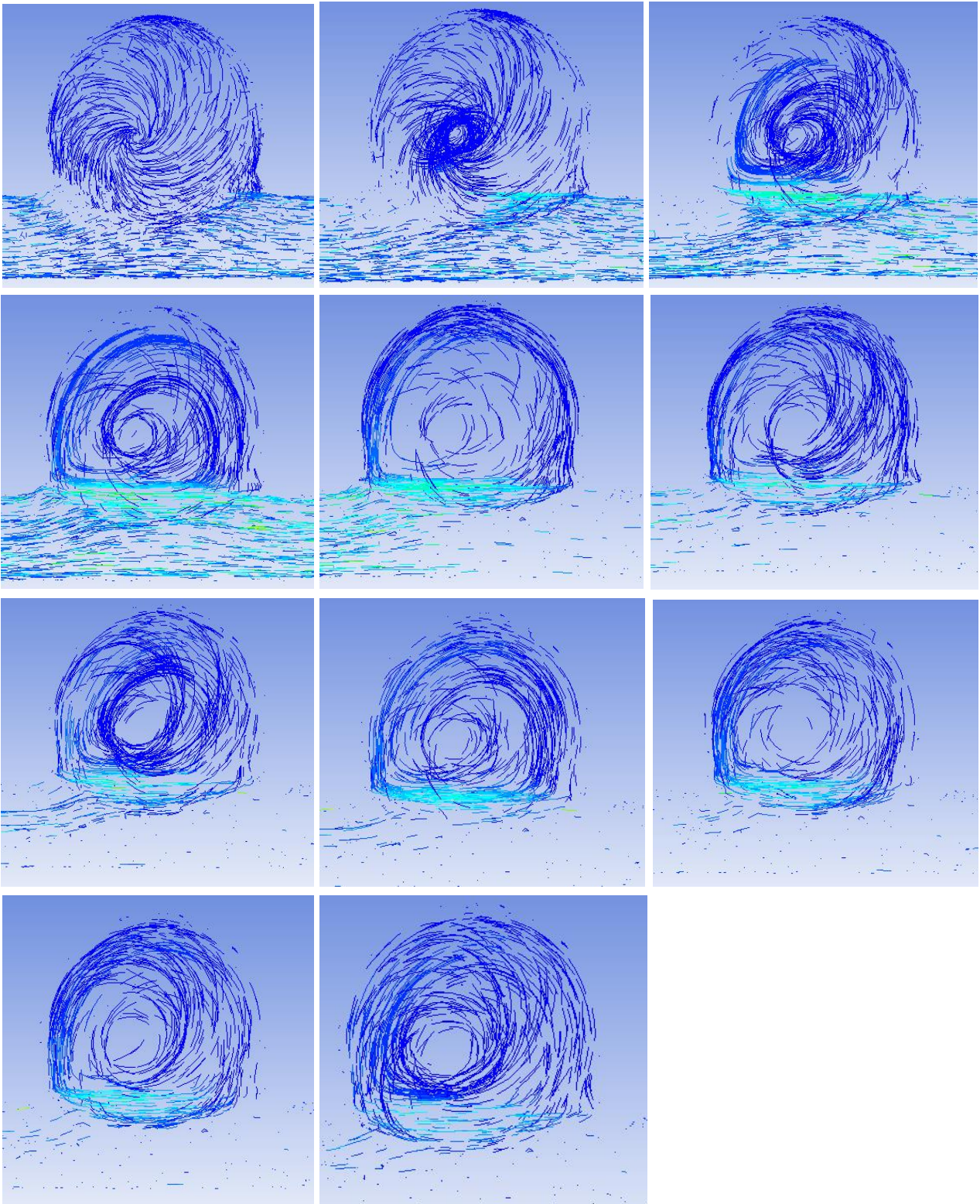


Figura A.19 - Instantes de tempo da recirculação na zona do aneurisma, durante o escoamento sanguíneo no canal com uma velocidade de entrada de 444 mm/s.

❖ Velocidade de entrada de 888 mm/s

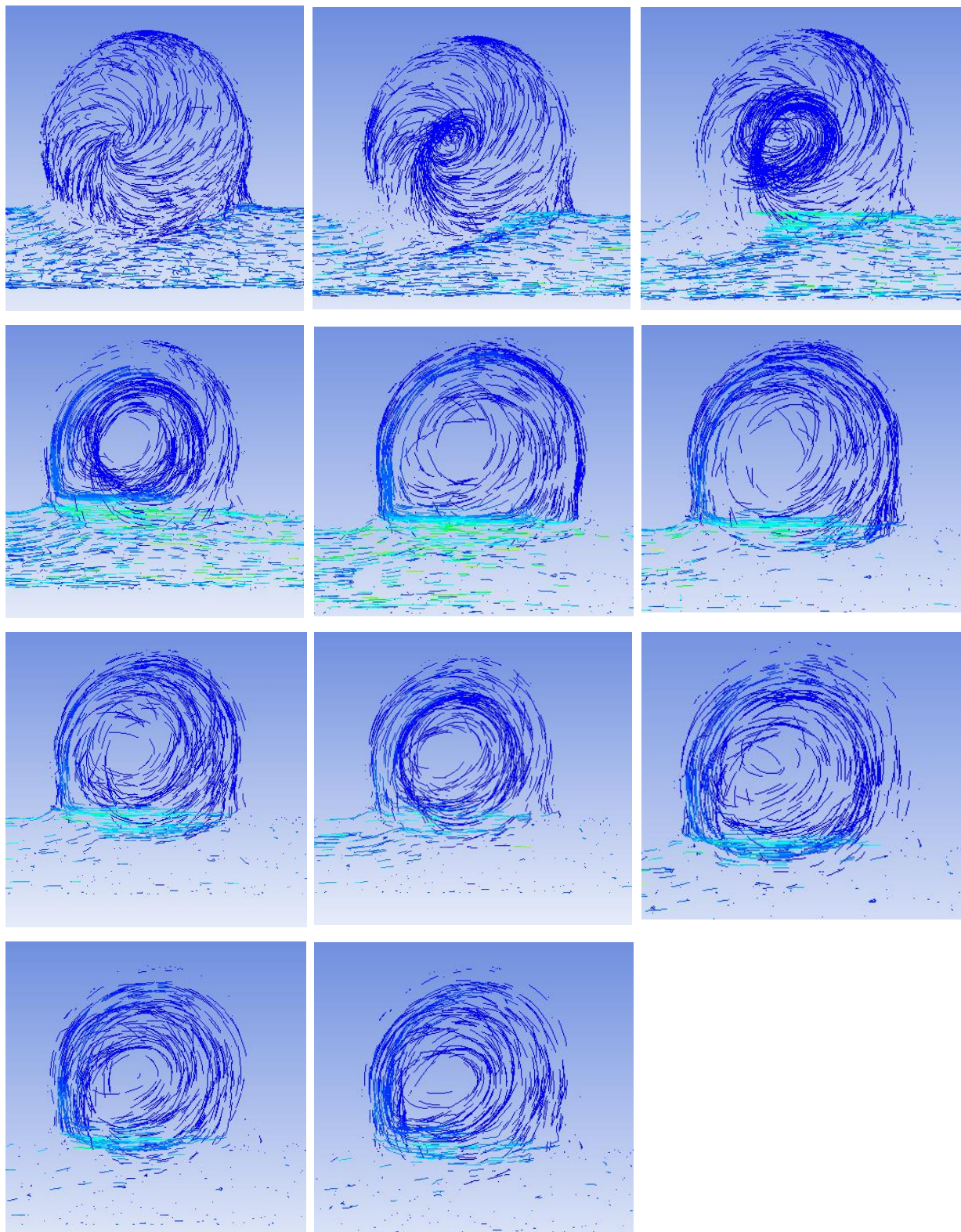


Figura A.20 - Instantes de tempo da recirculação na zona do aneurisma, durante o escoamento sanguíneo no canal com uma velocidade de entrada de 888 mm/s.

Anexo F

Resultados para as tensões normais e de corte, para as velocidades de entrada de 0,9, 444 e 888 mm/s.

❖ **Tensões normais obtidas para o a velocidade média de 0,9 mm/s**

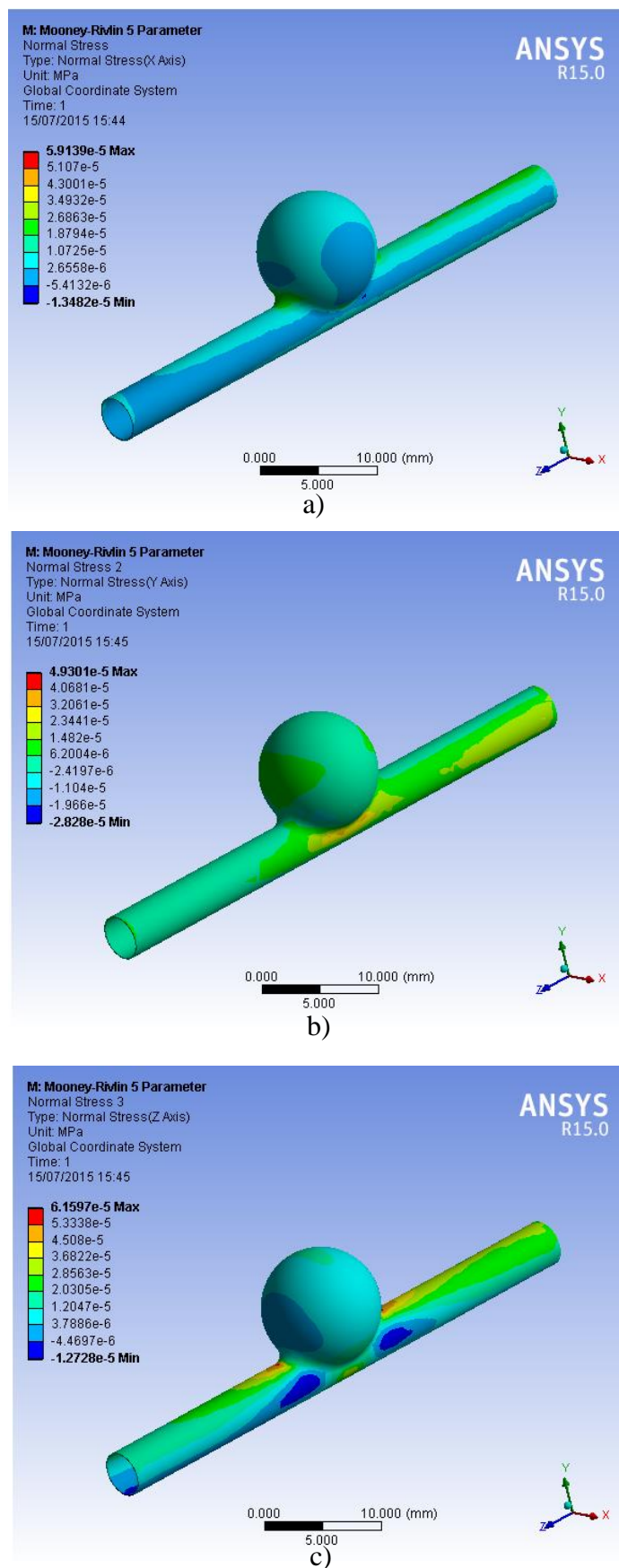


Figura A.21 – Resultados das tensões normais, para uma velocidade de entrada de 0,9 mm/s: a) segundo a direção X; b) segundo a direção Y; c) segundo a direção Z.

❖ Tensões de corte obtidas para a velocidade de entrada de 0,9 mm/s

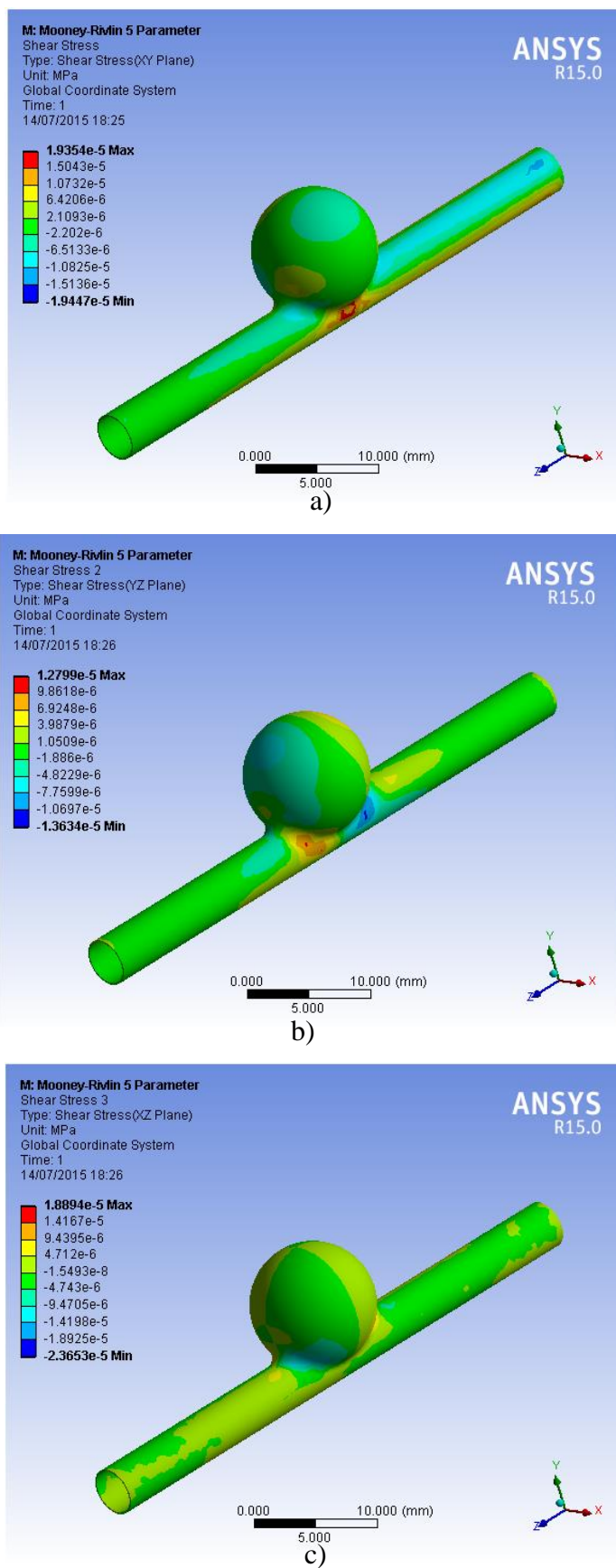


Figura A.22 - Resultados das tensões de corte, para uma velocidade de entrada de 0,9 mm/s: a) segundo o plano XY; b) segundo o plano direção YZ; c) segundo o plano XZ.

❖ **Tensões normais obtidas para a velocidade de entrada de 444 mm/s**

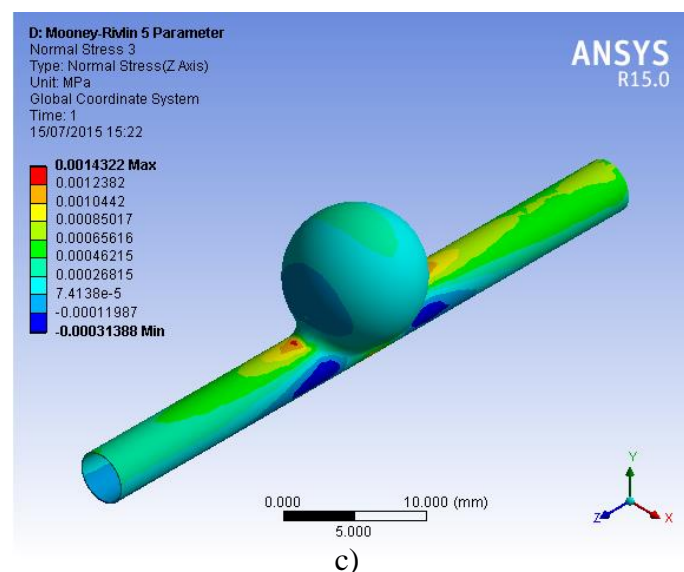
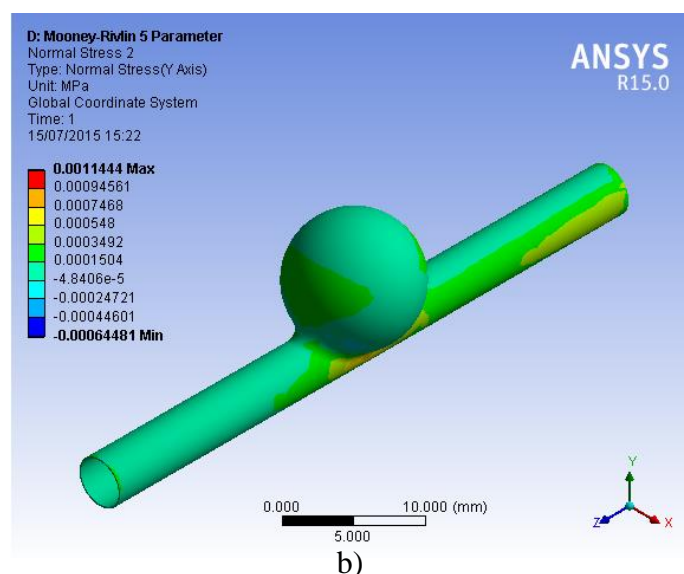
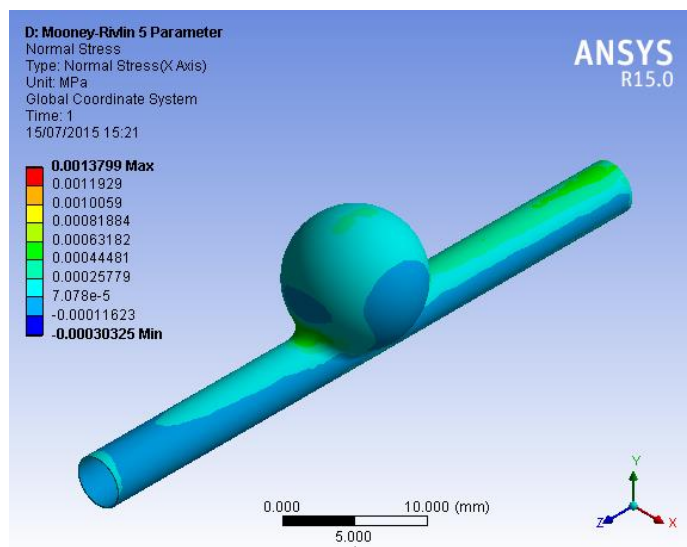
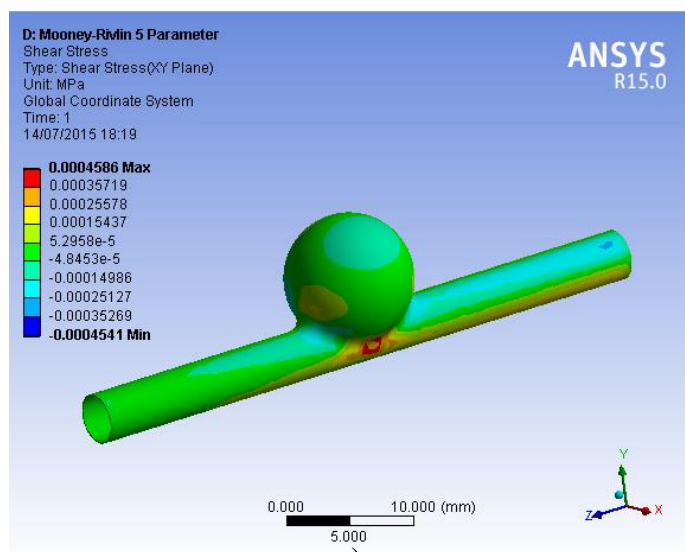
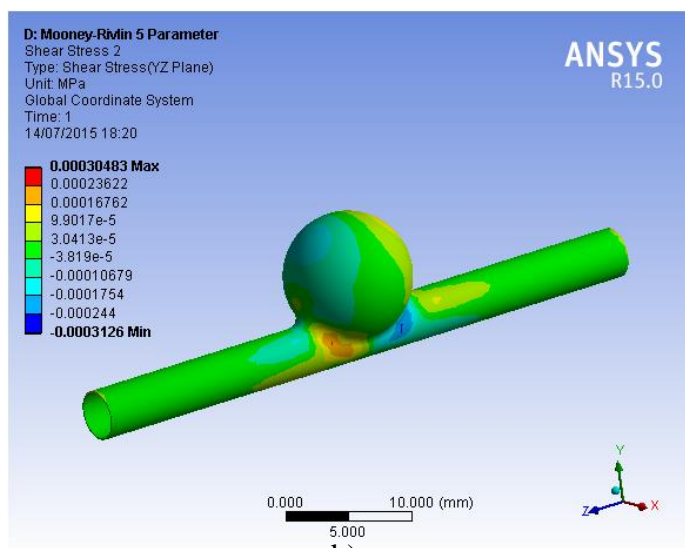


Figura A.23 - Resultados das tensões normais, para uma velocidade de entrada de 444 mm/s: a) segundo a direção X; b) segundo a direção Y; c) segundo a direção Z

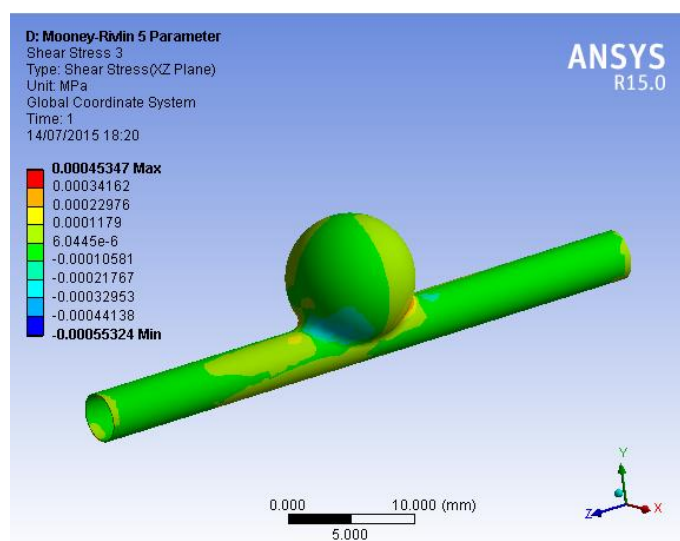
❖ Tensões de corte obtidas para a velocidade de entrada de 444 mm/s



a)



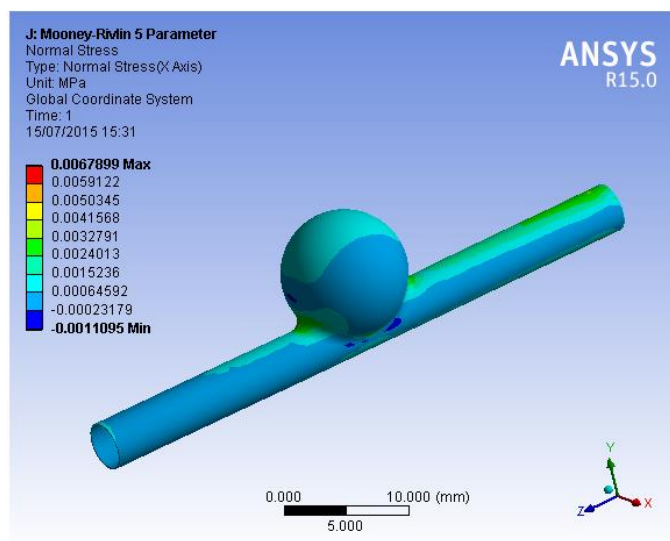
b)



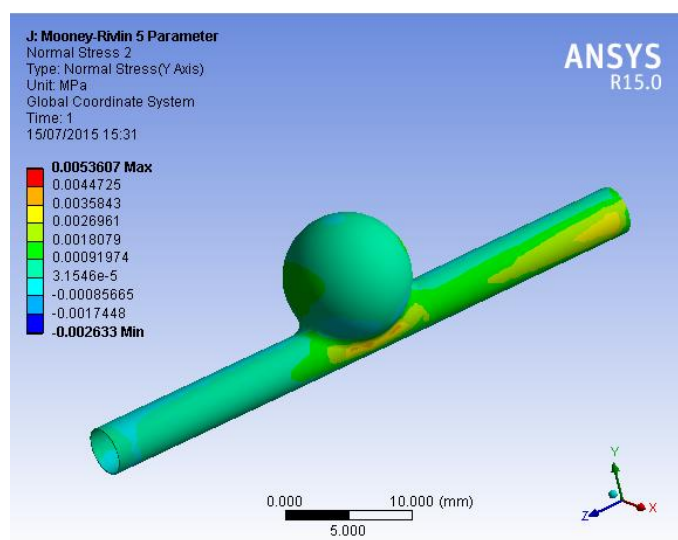
c)

Figura A.24 - Resultados das tensões de corte, para uma velocidade de entrada 444 mm/s: a) segundo o plano XY; b) segundo o plano direção YZ; c) segundo o plano XZ.

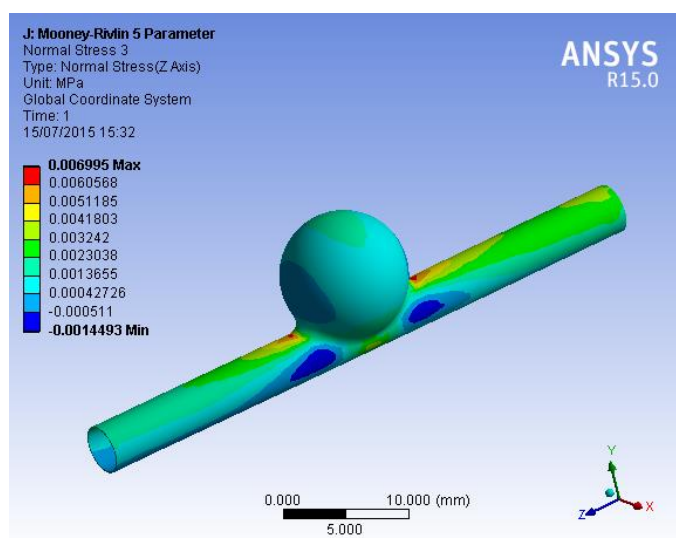
❖ **Tensões normais obtidas para a velocidade de entrada de 888 mm/s**



a)



b)



c)

Figura A.25 - Resultados das tensões normais, para uma velocidade de entrada de 888 mm/s: a) segundo a direção X; b) segundo a direção Y; c) segundo a direção Z

❖ **Tensões de corte obtidas para a velocidade de entrada de 888 mm/s**

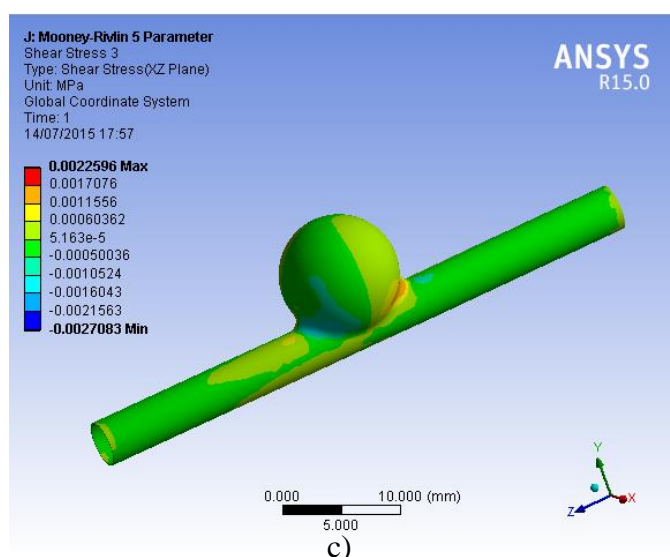
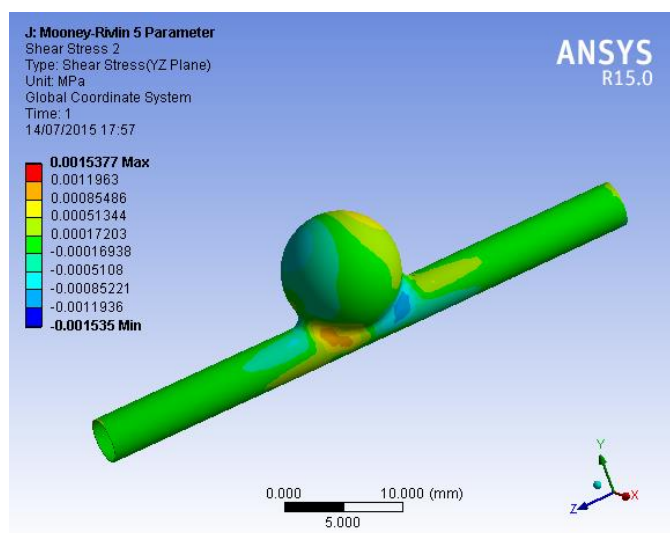
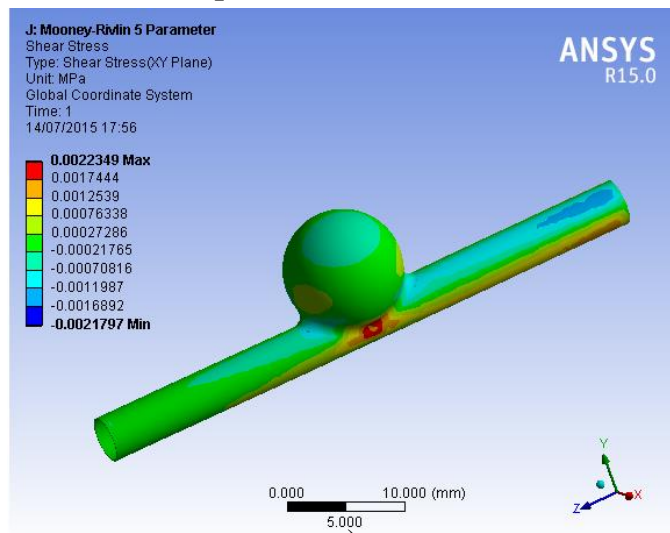


Figura A. 26- Resultados das tensões de corte, para uma velocidade de entrada 888 mm/s: a) segundo o plano XY; b) segundo o plano direção YZ; c) segundo o plano XZ.