

Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

**Escoamento pulsado do sangue na região das  
ramificações renais da artéria aorta abdominal:  
estudo de caso**

Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica

**João Carlos Costa Matos**

Orientadores:

Prof. Doutor Armando da Assunção Soares  
Prof. Doutor Abel Ilah Rouboa



Vila Real, 2017



Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

**Escoamento pulsado do sangue na região das  
ramificações renais da artéria aorta abdominal:  
estudo de caso**

Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica

Mestrando: João Carlos Costa Matos

Orientador: Prof. Doutor Armando da Assunção Soares

Coorientador: Prof. Doutor Abel Ilah Rouboa

Composição do Júri:

Prof. Doutor José Manuel Cardoso Xavier

Prof. Doutor Francisco José Cerqueira Alves

Prof. Doutor Armando da Assunção Soares

Vila Real, 2017



Dissertação apresentada à Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica do Professor Doutor Armando da Assunção Soares e coorientação científica do Professor Doutor Abel Ilah Rouboa.



## **Agradecimentos**

Gostaria de agradecer em primeiro lugar ao meu orientador pela paciência, atenção e empenho que sempre me dedicou. Sem a sua ajuda jamais teria sido possível concluir esta dissertação.

Quero agradecer também do fundo do meu coração aos meus pais e ao meu irmão por todo o amor, carinho, apoio e paciência. Sem eles jamais teria sido possível concluir o meu percurso acadêmico. São um pilar na minha vida.

A todos os meus amigos, companheiros neste percurso, deixo aqui também uma palavra de agradecimento.

Agradeço também ao meu coorientador.



## Resumo

O conhecimento das relações entre os valores de alguns índices hemodinâmicos e o aparecimento de lesões nas paredes da artéria aorta é importante para o desenvolvimento de ferramentas que permitam diagnosticar atempadamente doenças que frequentemente surgem nestas zonas. Nesta dissertação apresenta-se um estudo hemodinâmico numa porção da artéria aorta que engloba a bifurcação nas artérias renais e a artéria abdominal infrarrenal. O estudo foi realizado recorrendo a simulações computacionais do escoamento sanguíneo em dois modelos tridimensionais da porção da artéria em estudo, obtidos por dois processos de reconstrução diferentes. Os modelos tridimensionais foram reconstruídos a partir de imagens médicas bidimensionais obtidas por tomografia computadorizada. Foram realizadas duas simulações em cada um dos modelos, numa das simulações assume-se que a viscosidade do sangue apresenta um comportamento newtoniano descrito pelo modelo de Lee & Steinman, na outra simulação a viscosidade do sangue apresenta um comportamento não newtoniano descrito pelo modelo de Carreau. Analisam-se os resultados de um conjunto de índices hemodinâmicos baseados nas tensões de corte desenvolvidas nas paredes da artéria. Verificou-se que as diferenças geométricas existentes entre os dois modelos tridimensionais reconstruídos podem induzir alterações significativas nas variáveis hemodinâmicas estudadas. Investigou-se também a influência das geometrias nos efeitos não newtonianos para as condições do presente estudo. As soluções obtidas permitiram identificar que as zonas próximas da bifurcação da artéria renal direita são mais suscetíveis ao aparecimento de algumas doenças cardiovasculares que tipicamente surgem nestas zonas. É possível constatar que os índices OSI e RRT são os mais sensíveis às diferenças geométricas resultantes do processo de reconstrução das artérias. Estes índices hemodinâmicos são também os mais suscetíveis aos efeitos não newtonianos.

**Palavras-chave:** hemodinâmica, artéria aorta abdominal, artérias renais, índices hemodinâmicos, modelos de viscosidade, processos de reconstrução.



## **Abstract**

The knowledge of the relationship between the values of some hemodynamic indexes and the appearance of lesions on the walls of the aorta artery is important in order to develop tools that allow early diagnosis of diseases that frequently arise in these areas. This dissertation presents a hemodynamic study in a portion of the aorta artery that includes the bifurcation in the renal arteries and the infrarenal abdominal artery. The study was carried out using computational simulations of the blood flow in two three-dimensional models of the portion of the artery under study, obtained by two different reconstruction processes. The three-dimensional models were reconstructed from two-dimensional medical images obtained by computed tomography. Two simulations were performed in each of the models, in one of the simulations, it is assumed that the blood viscosity presents a Newtonian behavior described by the model of Lee & Steinman, in the other simulation the blood viscosity presents a non-Newtonian behavior described by the Carreau model. The results of a set of hemodynamic indexes based on the wall shear stress developed on the walls of the artery are analyzed. It was verified that the geometric differences between the two reconstructed three-dimensional models can induce significant changes in the studied hemodynamic variables. The influence of the geometries on the non-Newtonian effects was also investigated for the conditions of the present study. The obtained solutions allowed to identify that the zones near the bifurcation of the right renal artery are more susceptible to the appearance of some cardiovascular diseases that typically appear in these zones. It is possible to verify that the OSI and RRT indexes are the most sensitive to the geometric differences resulting from the reconstruction processes of the arteries. These hemodynamic indexes are also the most susceptible to the non-Newtonian effects.

**Keywords:** hemodynamics, abdominal aorta, renal arteries, hemodynamic indexes, viscosity models, reconstruction processes



## Índice

Agradecimentos .....	vii
Resumo .....	ix
Abstract .....	xi
Índice de figuras .....	xv
Índice de tabelas .....	xxi
Nomenclatura .....	xxiii
1. Introdução .....	1
2. Estado da arte.....	5
3. Conceitos teóricos .....	11
3.1 Índices hemodinâmicos .....	12
3.2 Modelos de viscosidade do sangue.....	13
4. Geometrias.....	15
4.1 Reconstrução arterial (método 1- <i>InVesalius</i> ) .....	16
4.2 Reconstrução arterial (método 2 - <i>Inventor</i> ) .....	20
4.3 Análise crítica sobre a reconstrução das geometrias .....	24
5. Malhas .....	26
5.1 Construção da malha .....	27
5.2 Validação da malha .....	30
6. Especificação do problema.....	33
6.1 Equações de governo .....	34
6.2 Condições de fronteira.....	34
7. Método numérico.....	37
8. Resultados.....	39
8.1 Caso newtoniano .....	40
8.2 Caso não newtoniano.....	53
8.3 Comparação dos casos.....	65
9. Conclusões e trabalhos futuros .....	84
Referências .....	87
Anexo A .....	90



## Índice de figuras

Figura 1.1 - Representação esquemática da zona em estudo [1].....	2
Figura 1.2 - (A) Diagrama típico de uma parede da artéria com as suas camadas e tecidos, (B) Diagrama esquemático ilustrativo do progresso da aterosclerose numa artéria típica (Vasava, 2011).....	3
Figura 3.1 - Variação da viscosidade com a taxa de corte, de acordo com os modelos de Carreau e Lee & Steinman. ....	14
Figura 4.1 - Importação das imagens em formato DICOM para o <i>software InVesalius</i> .....	16
Figura 4.2 - Geometria obtida após a segmentação automática. ....	17
Figura 4.3 - Corte axial das imagens DICOM carregadas para o <i>Invesalius</i> . ....	17
Figura 4.4 - Exemplo de imagem DICOM com a máscara definida na zona de interesse. ....	18
Figura 4.5 - Geometria obtida no <i>InVesalius</i> . . ....	18
Figura 4.6 - Geometria depois de feito o tratamento de alisamento das arestas no <i>Meshlab</i> . ....	19
Figura 4.7 - Geometria final no formato igs carregada para o Ansys (método 1).....	19
Figura 4.8 - Exemplo de imagem JPEG utilizada na reconstrução da geometria. ....	20
Figura 4.9 - Exemplo de um contorno efetuado numa imagem JPEG.....	21
Figura 4.10 - Disposição dos planos de trabalho criados paralelamente, com uma distância de 1,5 mm entre si. ....	22
Figura 4.11 - Transição que liga os esboços da artéria aorta abdominal, em azul. ....	22
Figura 4.12 - Transição que liga os esboços das ramificações das artérias renais, em azul. .	23
Figura 4.13 - Duas operações de arredondamento. ....	24
Figura 4.14 - Geometria final no formato igs carregada para o <i>Ansys</i> (método 2). ....	24
Figura 5.1 - Exemplo de aplicação de uma operação de "Body Sizing" na construção de uma malha. ....	27
Figura 5.2 - Exemplo de aplicação de uma operação de "Face Sizing" na construção de uma malha. ....	28
Figura 5.3 - Exemplo de aplicação de uma operação de "Inflation" na construção de uma malha. ....	29
Figura 5.4 - Malha após a aplicação de uma operação de "Inflation". ....	29
Figura 6.1 - Perfil da velocidade máxima na saída da artéria durante um batimento cardíaco. ....	36
Figura 6.2 - Condições de fronteira. ....	36

Figura 8.1 - Distribuição das pressões na geometria 1, nos instantes $t = 0,035$ s, $t = 0,067$ s, $t = 0,1005$ s, $t = 0,335$ s (Caso newtoniano). .....	41
Figura 8.2 - Distribuição das pressões na geometria 2, nos instantes $t = 0,035$ s, $t = 0,067$ s, $t = 0,1005$ s, $t = 0,335$ s (Caso newtoniano). .....	41
Figura 8.3 - Queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal durante um ciclo cardíaco, para as duas geometrias (Caso newtoniano). .....	42
Figura 8.4 - Distribuição das tensões de corte nas paredes na geometria 1, nos instantes $t = 0,035$ s, $t = 0,067$ s, $t = 0,1005$ s, $t = 0,335$ s (Caso newtoniano). .....	43
Figura 8.5 - Distribuição das tensões de corte nas paredes na geometria 2, nos instantes $t = 0,035$ s, $t = 0,067$ s, $t = 0,1005$ s, $t = 0,335$ s (Caso newtoniano). .....	44
Figura 8.6 - Tensões de corte médias nas paredes ao longo de um ciclo cardíaco, para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano). .....	44
Figura 8.7 - Distribuição do OSI na geometria 1 (Caso newtoniano). .....	45
Figura 8.8 - Distribuição do OSI na geometria 2 (Caso newtoniano). .....	46
Figura 8.9 - OSI em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano). .....	46
Figura 8.10 - Distribuição do AWSS (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso newtoniano. ....	47
Figura 8.11 - AWSS em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano). ....	48
Figura 8.12 - Distribuição do AWSSV (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso newtoniano. ....	48
Figura 8.13 - AWSSV em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano). .	49
Figura 8.14 - Distribuição do RRT (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso newtoniano. ....	50
Figura 8.15 - RRT em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano). ....	50
Figura 8.16 - AWSSV em função do AWSS (geometria 1 - Caso newtoniano). ....	51
Figura 8.17 - AWSSV em função do AWSS (geometria 2 - Caso newtoniano). ....	51
Figura 8.18 - Distribuição das pressões na geometria 1, nos instantes $t = 0,035$ s, $t = 0,067$ s, $t = 0,1005$ s, $t = 0,335$ s (Caso não newtoniano). .....	54
Figura 8.19 - Distribuição das pressões na geometria 2, nos instantes $t = 0,035$ s, $t = 0,067$ s, $t = 0,1005$ s, $t = 0,335$ s (Caso não newtoniano). .....	54
Figura 8.20 - Queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal durante um ciclo cardíaco, para as duas geometrias (Caso não newtoniano). .....	55

Figura 8.21 - Distribuição das tensões de corte nas paredes na geometria 1, nos instantes $t = 0,035$ s, $t = 0,067$ s, $t = 0,1005$ s, $t = 0,335$ s (Caso não newtoniano). .....	56
Figura 8.22 - Distribuição das tensões de corte nas paredes na geometria 2, nos instantes $t = 0,035$ s, $t = 0,067$ s, $t = 0,1005$ s, $t = 0,335$ s (Caso não newtoniano). .....	56
Figura 8.23 - Tensões de corte médias nas paredes ao longo de um ciclo cardíaco, para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano). .....	57
Figura 8.24 - Distribuição do OSI na geometria 1 (Caso não newtoniano). .....	58
Figura 8.25 - Distribuição do OSI na geometria 2 (Caso não newtoniano). .....	58
Figura 8.26 - OSI em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano). ...	59
Figura 8.27 - Distribuição do AWSS (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso não newtoniano. ....	60
Figura 8.28 - AWSS em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano). .....	60
Figura 8.29 - Distribuição do AWSSV (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso não newtoniano. ....	61
Figura 8.30 - AWSSV em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano). .....	62
Figura 8.31 - Distribuição do RRT (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso não newtoniano. ....	62
Figura 8.32 - RRT em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano). .	63
Figura 8.33 - AWSSV em função do AWSS (geometria 1 - Caso não newtoniano). .....	64
Figura 8.34 - AWSSV em função do AWSS (geometria 2 - Caso não newtoniano). .....	64
Figura 8.35 - Queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal para a geometria 1, nos casos newtoniano e não newtoniano. ....	66
Figura 8.36 - Queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal para a geometria 2, nos casos newtoniano e não newtoniano. ....	66
Figura 8.37 - Diferenças entre as quedas de pressão nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	67
Figura 8.38 - Tensões de corte médias nas paredes para a geometria 1, nos casos newtoniano e não newtoniano. ....	68
Figura 8.39 - Tensões de corte médias nas paredes para a geometria 2, nos casos newtoniano e não newtoniano. ....	69

Figura 8.40 - Diferenças entre as TCP médias nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	69
Figura 8.41 - Distribuição do OSI ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 1. ....	70
Figura 8.42 - Distribuição do OSI ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 2. ....	70
Figura 8.43 - Diferenças entre os resultados do OSI nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	71
Figura 8.44 - OSI no caso newtoniano em função do OSI no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	72
Figura 8.45 - Distribuição do AWSS ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 1. ....	73
Figura 8.46 - Distribuição do AWSS ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 2. ....	73
Figura 8.47 - Diferenças entre os resultados do AWSS nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	74
Figura 8.48 - AWSS no caso newtoniano em função do AWSS no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	75
Figura 8.49 - Distribuição do AWSSV ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 1. ....	75
Figura 8.50 - Distribuição do AWSSV ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 2. ....	76
Figura 8.51 - Diferenças entre os resultados do AWSSV nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	76
Figura 8.52 - AWSSV no caso newtoniano em função do AWSSV no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	77
Figura 8.53 - Distribuição do RRT ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 1. ....	78
Figura 8.54 - Distribuição do RRT ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 2. ....	78
Figura 8.55 - Diferenças entre os resultados do RRT nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	79

Figura 8.56 - RRT no caso newtoniano em função do RRT no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. ....	80
Figura 8.57 - Zona da artéria com os valores mais elevados de RRT, valores mais elevados de OSI e valores baixos de TCP. ....	83



## Índice de tabelas

Tabela 5.1 - Parâmetros inseridos para a construção das três malhas e número de nós (geometria 1). .....	30
Tabela 5.2 - Parâmetros inseridos para a construção das três malhas e número de nós (geometria 2). .....	30
Tabela 5.3 - Valores das tensões de corte nas paredes, velocidade média e média das pressões na entrada e na saída abdominal (geometria 1). .....	30
Tabela 5.4 - Valores das tensões de corte nas paredes, velocidade média e média das pressões na entrada e na saída abdominal (geometria 2). .....	31
Tabela 5.5 - Diferenças relativas percentuais das grandezas em estudo, obtidas entre as três malhas (geometria 1). .....	31
Tabela 5.6 - Diferenças relativas percentuais das grandezas em estudo, obtidas entre as três malhas (geometria 2). .....	31
Tabela 8.1 - Valores médios, mínimos e máximos, nas geometrias 1 e 2, do OSI, AWSS, AWSSV, RRT, TCP, $\Delta p$ e diferenças relativas percentuais entre os resultados médios obtidos para as duas geometrias (Caso newtoniano). .....	52
Tabela 8.2 - Valores médios, mínimos e máximos, nas geometrias 1 e 2, do OSI, AWSS, AWSSV, RRT, TCP, $\Delta p$ e diferenças relativas percentuais entre os resultados médios obtidos para as duas geometrias (Caso não newtoniano). .....	65
Tabela 8.3 - Valores médios do OSI, AWSS, AWSSV, RRT, TCP e $\Delta p$ nos casos newtoniano e não newtoniano, e diferenças relativas percentuais entre os valores médios dos resultados nos dois casos, para as geometrias 1 e 2. ....	81
Tabela 8.4 - Coeficiente de correlação, para as geometrias 1 e 2, do OSI, AWSS, AWSSV e RRT. ....	82
Tabela 8.5 - Declives das retas do ajuste linear do OSI, AWSS, AWSSV e RRT, nas geometrias 1 e 2. ....	82



## Nomenclatura

TCP - Tensões de corte nas paredes (Pa)

AWSS - *time-Averaged Wall Shear Stress magnitude* (Pa)

AWSSV - *time-Averaged Wall Shear Stress vector* (Pa)

OSI - *Oscillatory Shear Index*

RRT - *Relative Residence Time* (Pa<sup>-1</sup>)

$|\overline{WSS}|$  - Valor da magnitude instantânea da tensão de corte nas paredes (Pa)

$T$  - Período de um ciclo cardíaco (s)

$\mu$  - Viscosidade do sangue (Pa.s)

$\mathcal{E}$  - Concentração volúmica de glóbulos vermelhos (%)

$\mu_p$  - Viscosidade do plasma (Pa.s)

$\mu_\infty$  - Viscosidade correspondente ao patamar newtoniano das taxas de deformação mais elevadas (2º patamar newtoniano) (Pa.s)

$\mu_0$  - Viscosidade correspondente ao patamar newtoniano das taxas de deformação mais baixas (1º patamar newtoniano) (Pa.s)

$\lambda$  - Tempo de repouso (s)

$\dot{\gamma}$  - Taxa de deformação (s<sup>-1</sup>)

$n$  - Índice da lei de potência

$\rho$  - Massa volúmica (kg/m<sup>3</sup>)

$v$  - Velocidade (m/s)

$g$  - Aceleração gravítica (m/s<sup>2</sup>)

$\tau_{ij}$  - Tensor das tensões (Pa)

$p$  - Pressão estática (Pa)

$\Delta p$  - Queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal (Pa)

SIMPLE - *Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations*

TCP<sub>méd</sub> - Tensões de corte médias nas paredes (Pa)

$\Delta p_{n-nm}$  - Diferenças entre as quedas de pressão que ocorrem entre a entrada e a saída abdominal nos casos newtoniano e não newtoniano (Pa)

$\Delta$ TCP - Diferença entre as TCP médias nos casos newtoniano e não newtoniano (Pa)

$\Delta$ OSI - Diferenças entre os resultados do OSI nos casos newtoniano e não newtoniano

$\Delta AWSS$  - Diferenças entre os resultados do AWSS nos casos newtoniano e não newtoniano  
(Pa)

$\Delta AWSSV$  - Diferenças entre os resultados do AWSSV nos casos newtoniano e não newtoniano  
(Pa)

$\Delta RRT$  - Diferenças entre os resultados do AWSSV nos casos newtoniano e não newtoniano  
(Pa<sup>-1</sup>)

# **Capítulo 1 - Introdução**

## 1. Introdução

A possibilidade de aplicar conhecimentos previamente adquiridos com o estudo da mecânica dos fluídos na área da biomecânica, no sentido de dar um contributo para o desenvolvimento e aprofundamento do conhecimento existente nesta área, foi essencial para a escolha do tema a desenvolver na presente dissertação. Esta dissertação foca-se no estudo da hemodinâmica de uma porção da artéria aorta.

A zona que é objeto de estudo situa-se na artéria aorta e engloba a sua bifurcação nas artérias renais e a artéria abdominal infrarrenal. O uso de simulações computacionais neste tipo de estudos é importante, pois permite estudar a relação entre o comportamento das variáveis hemodinâmicas e o aparecimento de doenças cardiovasculares.

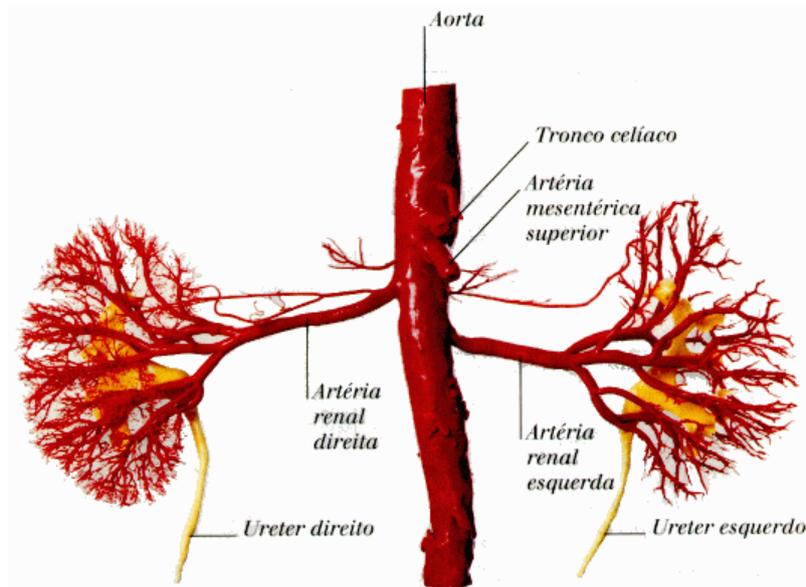


Figura 1.1 - Representação esquemática da zona em estudo [1].

A doença cardíaca isquémica e a doença arterial coronária estão entre as doenças cardiovasculares mais comuns, e são causadas pela interrupção do fornecimento de sangue, interrupção essa que ocorre devido a um estreitamento das artérias. São, de uma forma comum, referidas como aterosclerose.

A aterosclerose é uma doença arterial progressiva que se caracteriza pela construção de placa gordurosa dentro das paredes arteriais. A explicação mais consensual para o aparecimento da aterosclerose, é que a mesma surge como sendo uma resposta inflamatória crónica contra fatores prejudiciais que atuam na parede vascular.

A parede da artéria consiste em várias camadas. O endotélio é a camada mais interna de uma artéria e é conhecido por desempenhar um papel importante na regulação do fluxo sanguíneo e por ter apenas uma permeabilidade selecionada para os lipídios e células sanguíneas. A aterosclerose começa quando o endotélio de uma artéria está ferido ou danificado. A disfunção do endotélio resulta no aumento da permeabilidade do mesmo. Quando está danificado permite que as gorduras, o colesterol, os macrófagos e outros materiais celulares passem por ele. A acumulação destes materiais através do endotélio permeável estimula reações complexas dentro da túnica íntima e nas camadas médias da túnica da parede da artéria. Como resultado dessas reações complexas, uma placa gordurosa (placa aterosclerótica) é construída dentro da parede arterial. A placa calcifica gradualmente e endurece a parede da artéria. Tal facto pode conduzir à rigidez e à perda de elasticidade da mesma. A placa também é conhecida por ser instável e passível de rutura, o que pode permitir a ocorrência de trombozes. A aterosclerose afeta principalmente as artérias elásticas. É comum na artéria aorta, incluindo o arco aórtico e a aorta descendente, artérias carótidas, artérias ilíacas e artérias renais (Vasava, 2011).

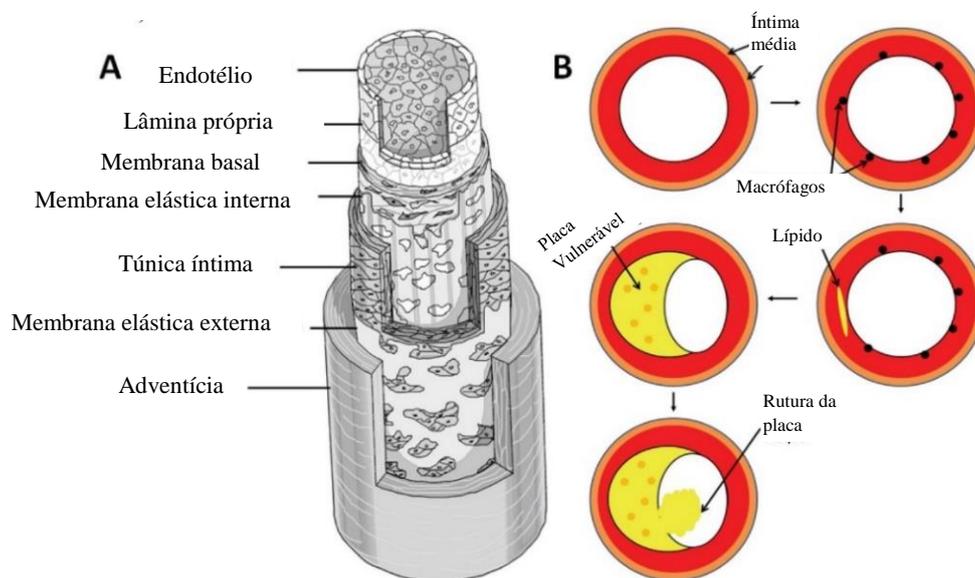


Figura 1.2 - (A) Diagrama típico de uma parede da artéria com as suas camadas e tecidos, (B) Diagrama esquemático ilustrativo do progresso da aterosclerose numa artéria típica (Vasava, 2011).

O objetivo desta dissertação consiste em efetuar um estudo hemodinâmico na área referida para um paciente real saudável, através de simulações computacionais e fazer uma

análise posterior dos resultados obtidos. Para realizar as simulações computacionais têm de se dar respostas a um conjunto de desafios.

Entre os vários desafios existentes pode-se referir os atuais métodos de reconstrução de geometrias tridimensionais existentes. Além desse fator, há ainda a questão da modelação do problema. Aquela que talvez seja a maior dificuldade encontrada ao modelar um problema deste tipo é a imposição de condições de fronteira realistas. A definição das condições de fronteira tem o constrangimento de nem sempre haver informação realista do conjunto de variáveis que definem as condições de fronteira do problema para o paciente em questão. A presente dissertação aborda algumas destas dificuldades oferecendo um contributo para a superação das mesmas.

Nesta investigação foram reconstruídas duas geometrias tridimensionais da porção da artéria aorta em estudo, através de dois métodos diferentes. Foram realizadas simulações computacionais, nas mesmas condições, nas duas geometrias. Compararam-se os resultados numéricos obtidos usando dois modelos de viscosidade do sangue distintos, um modelo newtoniano e um não newtoniano, nas duas geometrias reconstruídas. Ao comparar os resultados pretende-se quantificar os efeitos não newtonianos e a influência do processo de reconstrução 3D da artéria, isto é, avaliar de que forma os diferentes modelos de viscosidade e os diferentes processos de reconstrução 3D usados influenciam os resultados finais.

As variáveis hemodinâmicas analisadas nesta tese são as tensões de corte nas paredes (TCP), as pressões, e um conjunto de índices hemodinâmicos. Os índices hemodinâmicos são obtidos de forma indireta, a partir dos resultados instantâneos das tensões de corte nas paredes durante um batimento cardíaco. Os índices analisados neste estudo são o *Oscillatory Shear Index* (OSI), o *time-Averaged Wall Shear Stress magnitude* (AWSS), o *time-Averaged Wall Shear Stress vector* (AWSSV) e o *Relative Residence Time* (RRT). A razão pela qual estes índices são analisados prende-se com o facto dos valores dos mesmos poderem ser associados ao aparecimento ou inibição de alguns tipos de doenças cardiovasculares comuns nas zonas em estudo. O modo como os resultados destes índices hemodinâmicos são calculados, assim como o significado físico dos mesmos são abordados na decorrência do trabalho. A partir dos resultados dos índices hemodinâmicos pretende-se avaliar quais as zonas da artéria mais suscetíveis ao desenvolvimento de doenças cardiovasculares.

## **Capítulo 2 - Estado da arte**

## 2. Estado da arte

Depois de explicitados os objetivos da dissertação e as várias temáticas que se pretendem desenvolver, procurou-se na literatura disponível, trabalho já desenvolvido e publicado para se ter conhecimento dos avanços alcançados nesta área de estudo, qual o estado atual da arte e de que maneira esse mesmo conhecimento pode ajudar a desenvolver a presente dissertação. Procuraram-se estudos que abordassem não só os desafios identificados no capítulo anterior, nomeadamente, a questão das condições de fronteira, das reconstruções das geometrias e dos diferentes modelos de viscosidade, como também estudos que abordassem de uma forma mais aberta e abrangente esta área.

Quanto à questão da modelação do problema e definição das condições de fronteira, vários autores procuraram avaliar e comparar a aplicabilidade de diferentes condições de fronteira. Benim *et al.* (2010) fizeram uma análise computacional do fluxo sanguíneo na artéria aorta para circulação fisiológica e circulação extracorporal. Propuseram duas modelações diferentes para as condições de fronteira da saída, um modelo baseado na prescrição de coeficientes de perda, e um modelo em que se faz uma aplicação direta de um valor da pressão como condição de fronteira na saída. Observaram que o modelo baseado na prescrição de coeficientes de perda é menos sensível às características da circulação sanguínea. Hardman *et al.* (2013) compararam a aplicação de três condições de fronteira ao escoamento do sangue num aneurisma na artéria aorta abdominal, um perfil de velocidade bidimensional usando equações de Womersley, um perfil de velocidade bidimensional com um componente axial de velocidade e um perfil de velocidade bidimensional com três componentes de velocidade. Concluíram que a falta de informação de fluxo secundário contida nos perfis de Womersley leva a resultados demasiado simplificados, o que desaconselha o uso dos perfis de Womersley neste tipo de simulações. Carvalho (2017) realizou um estudo hemodinâmico na bifurcação da artéria aorta abdominal de um paciente real através de simulações computacionais numa geometria 3D, reconstruída a partir de imagens bidimensionais obtidas por tomografia computadorizada. A autora fez uma análise da distribuição das velocidades, das pressões, das taxas de deformação e das tensões de corte nas paredes da artéria. Comparou os resultados obtidos utilizando diferentes condições de fronteira na entrada da artéria aorta abdominal, num dos casos usou um perfil de velocidade parabólico e no outro caso um perfil constante. Concluiu que as diferenças obtidas entre os dois perfis não são significativas a partir da zona onde os perfis já se encontram desenvolvidos (entrada na bifurcação da artéria aorta abdominal).

Verificou ainda que os dois perfis de velocidade não afetam os valores dos índices hemodinâmicos na zona das ilíacas, ao contrário do que acontece na zona abdominal, onde as diferenças são significativas e podem contribuir para um diagnóstico médico diferente, dependendo do perfil utilizado.

Como foi dito na introdução, há um conjunto de variáveis cujos valores podem ser relacionados com o aparecimento, retardamento ou inibição de certas doenças cardiovasculares. Esta afirmação é suportada por um conjunto de estudos publicados. Por exemplo, Pedersen *et al.* (1997) estudaram a correlação entre as tensões de corte nas paredes e as lesões ateroscleróticas precoces na artéria aorta abdominal. Os autores realizaram simulações hemodinâmicas num modelo pulsátil da artéria aorta abdominal de dez jovens adultos sem sinais de doenças ateroscleróticas e determinaram as tensões de corte nas paredes. Concluíram que havia uma correlação entre a espessura íntima na aorta abdominal e os valores mínimos, médios e oscilatórios das tensões de corte nas paredes. Não encontraram correlação com os valores máximos das tensões de corte nas paredes. Moore *et al.* (1992) conduziram um estudo onde visualizaram uma simulação de um fluxo pulsátil realizado num modelo da artéria aorta de vidro, obtido a partir de medidas de angiograma e de artérias aortas de cadáveres. Observaram que, em condições normais de repouso, os padrões de fluxo na aorta infrarrenal eram mais complexos do que aqueles localizados na aorta suprarrenal. Observaram também nesse estudo, o aparecimento de vórtices junto das artérias renais, que se propagavam ao longo da aorta infrarrenal até às artérias ilíacas. Concluíram que fatores hemodinâmicos como as baixas tensões de corte nas paredes e o RRT elevado podem estar relacionados com a localização de placas na aorta infrarrenal. Farmakis *et al.* (2004) analisaram numericamente a distribuição do gradiente das tensões de corte nas paredes na artéria coronária esquerda normal. Fizeram-no criando um modelo tridimensional, gerado computacionalmente com base num conjunto de dados extraídos das angiografias. Observaram que valores baixos do gradiente das tensões de corte nas paredes surgem nas regiões próximas da artéria coronária esquerda, onde a aterosclerose frequentemente surge. Este estudo mostrou que o gradiente das tensões de corte nas paredes é baixo nas bifurcações em regiões opostas às divisórias de fluxo, que são locais anatomicamente predispostos ao desenvolvimento de aterosclerose. A partir das suas observações, os autores sugerem que, além dos fatores conhecidos de risco, o fator hemodinâmico local do gradiente de tensões de corte nas paredes pode ser estabelecido como um preditor confiável para uma possível localização da aterosclerose. Gharabi *et al.* (2013) fizeram um estudo hemodinâmico da bifurcação da artéria carótida através de simulações

computacionais em modelos geométricos tridimensionais. Constataram valores elevados do OSI nos modelos com estenose. Verificaram que nessas mesmas regiões onde o OSI apresenta valores elevados, também se registam valores baixos de AWSS. Os autores concluíram que os valores dos índices hemodinâmicos dependem da complexidade do modelo geométrico. Peiffer *et al.* (2013) apresentaram uma revisão bibliográfica acerca do papel que os valores baixos e oscilatórios das tensões de corte nas paredes têm no desenvolvimento da aterosclerose. Foram analisados um conjunto de artigos que comparam a localização das lesões ateroscleróticas com a distribuição de indicadores hemodinâmicos. Apesar de constatarem que na maior parte dos estudos, mas não em todos, os respetivos autores interpretam os resultados obtidos como suportando a teoria de que há uma relação entre o desenvolvimento da aterosclerose e valores baixos e oscilatórios das tensões de corte nas paredes, os autores desta revisão consideram que os estudos realizados até à data não permitem confirmar em absoluto a existência dessa mesma correlação.

Quanto à questão da viscosidade do sangue, no sentido de perceber a consistência dos modelos de viscosidade existentes, Caballero & Laín (2015) compararam três modelos não newtonianos e um newtoniano no estudo da hemodinâmica num modelo da artéria aorta de um paciente específico, em condições de escoamento estacionário. Os autores apresentaram nos resultados a distribuição das tensões de corte nas paredes, a viscosidade do sangue e as taxas de corte. Concluíram que nos três modelos não-newtonianos os padrões de distribuição das tensões de corte nas paredes são consistentes entre si, isto é, as posições em que as tensões de corte nas paredes eram mais elevadas e as regiões em que eram mais baixas correspondiam às mesmas zonas nos três casos, demonstrando assim consistência entre esses modelos. Soares *et al.* (2011) investigaram o efeito não newtoniano em modelos tridimensionais da veia porta com e sem trombose comparando a distribuição da velocidade, viscosidade e tensões de corte nas paredes utilizando três modelos de viscosidade distintos, dois não newtonianos (lei de potência e Carreau) e um newtoniano. Analisando estes parâmetros, os autores procuraram quantificar as diferenças entre os resultados obtidos. Verificaram que as diferenças entre os resultados do modelo de Carreau e do modelo newtoniano eram mais elevadas do que as diferenças entre os resultados do modelo da lei de potência e do modelo newtoniano. Soares *et al.* (2017) estudaram a hemodinâmica na bifurcação da artéria aorta abdominal de um paciente real, através de um modelo geométrico obtido a partir de uma reconstrução tridimensional de imagens provenientes de uma tomografia computadorizada. Compararam um modelo de viscosidade newtoniano e um não newtoniano. O estudo baseou-se na comparação

dos resultados da velocidade, da pressão, das tensões de corte nas paredes e da viscosidade ao longo de um ciclo cardíaco, para os dois casos. Os resultados mostram que a viscosidade média ao longo da artéria é sempre maior para o modelo não newtoniano, exceto no pico sistólico. Registraram-se diferenças significativas entre os valores dos dois modelos. Durante a sístole, as diferenças estão preferencialmente localizadas nas regiões tortuosas da artéria. Os resultados mostraram também que, ao longo do ciclo cardíaco, a amplitude das tensões de corte nas paredes entre a sístole e a diástole é maior para o modelo não newtoniano do que para o modelo newtoniano. Oliveira (2015) investigou a hemodinâmica na zona da bifurcação da artéria aorta abdominal, utilizando dois modelos de viscosidade diferentes, um modelo newtoniano e um não-newtoniano. Os resultados obtidos levam o autor a concluir que o comportamento hemodinâmico do escoamento sanguíneo é influenciado pelo modelo de viscosidade utilizado e que as diferentes zonas da geometria têm diferentes impactos na hemodinâmica da bifurcação. Concluiu também que é sobre a bifurcação que se verificam as maiores tensões de corte e taxas de deformação. Jahangiri *et al.* (2017) estudaram os efeitos que a utilização de diferentes modelos de viscosidade não newtonianos provocam nos índices hemodinâmicos, através de simulações numéricas em artérias elásticas com estenoses. Concluíram, analisando o OSI e as TCP, que os modelos de Casson modificado e lei de potência são os modelos que preveem uma maior área de predisposição à formação de doenças cardiovasculares, quando comparados com os outros modelos.

No que diz respeito à questão das reconstruções geométricas, Liang *et al.* (2016) compararam um método proposto pelos autores de reconstrução computacional automatizado de geometrias tridimensionais a partir de imagens tomográficas, aplicado em 10 pacientes, com geometrias criadas através de modelos de elementos finitos, cujo método envolve mais intervenção do utilizador do que o método proposto pelos autores. Comparando os dois métodos, obtiveram uma discrepância média de 0,69 mm.

Abordando de uma forma mais genérica e aberta o trabalho já realizado e publicado na área da hemodinâmica, podem-se apontar um conjunto de estudos que são demonstrativos do estado de desenvolvimento desta área. Ferreira (2013) investigou a hemodinâmica da bifurcação da artéria carótida, e concluiu a partir dos resultados obtidos que a existência de placas está associada a locais de perturbação de fluxo. Martins (2014) estudou a interação entre o escoamento do sangue e as paredes da artéria, em idealizações de modelos geométricos de uma porção da artéria aorta com e sem aneurismas. O estudo do escoamento circunscreveu-se apenas à zona da artéria aorta abdominal. Esta tese concluiu que a hemodinâmica a jusante do

aneurisma é influenciada pelo mesmo, sendo os aneurismas presentes nas bifurcações das artérias renais e ilíacas aqueles que mais influenciam a hemodinâmica na zona considerada no estudo. Marques *et al.* (2014) fizeram um estudo do efeito da esfericidade de aneurismas do tipo sacular na hemodinâmica, usando modelos idealizados de aneurismas na bifurcação da artéria aorta abdominal. Os resultados levam os autores a sugerir que a esfericidade não tem influência significativa nas tensões de corte médias desenvolvidas na parede do aneurisma. As diferenças de pressão entre a entrada na artéria aorta abdominal e cada uma das saídas nas ramificações da bifurcação (artérias ilíacas), nas artérias com aneurismas, foram sempre superiores quando comparadas com a artéria sem aneurisma. As diferenças entre a pressão à entrada da artéria aorta abdominal e a média das pressões à saída das ilíacas crescem com esfericidade até 15%.

Martins *et al.* (2014) usaram modelos simplificados da bifurcação da artéria carótida com e sem estenoses para investigar a correlação entre as estenoses e a distribuição das tensões de corte nas paredes das artérias. Os autores concluíram que os valores mínimos das tensões de corte nas paredes ocorrem sempre na superfície das estenoses, e os valores máximos sempre fora das superfícies das mesmas. Observaram que na presença de estenoses aparece uma região de baixas velocidades a jusante das mesmas, que é propícia à formação de redemoinhos. Constataram também que a velocidade média cresceu sempre com o aumento da área das estenoses.

## **Capítulo 3 - Conceitos teóricos**

### 3. Conceitos Teóricos

Neste capítulo são apresentados e explicados um conjunto de conceitos e variáveis importantes para a compreensão desta dissertação. São discutidos os índices hemodinâmicos que servem de base à análise dos resultados obtidos, assim como os modelos de viscosidade do sangue utilizados no estudo.

#### 3.1 Índices hemodinâmicos

O *time-Averaged Wall Shear Stress magnitude* (AWSS) é uma variável que mede a média da magnitude da tensão de corte nas paredes num período, ou seja, em cada instante de tempo calcula o  $|\overline{\text{WSS}}|$  (TCP). O AWSS corresponde ao valor médio dos valores de  $|\overline{\text{WSS}}|$  calculados. O AWSS é obtido a partir da equação

$$\text{AWSS} = \frac{1}{T} \int_0^T |\overline{\text{WSS}}| dt, \quad (3.1)$$

onde  $|\overline{\text{WSS}}|$  corresponde ao valor da magnitude instantânea da tensão de corte nas paredes (Pa) e  $T$  corresponde ao período do pulso (s), para este estudo é o período de um ciclo cardíaco.

O *time-Averaged Wall Shear Stress vector* (AWSSV) mede a média da magnitude do vetor tensão de corte nas paredes num período, ou seja, calcula o valor de WSS em cada instante. O  $\overline{\text{WSS}}$  pode apresentar valores negativos ou positivos, pois o módulo só é aplicado à média dos valores de  $\overline{\text{WSS}}$  calculados. Este índice hemodinâmico é calculado por

$$\text{AWSSV} = \frac{1}{T} \left| \int_0^T \overline{\text{WSS}} dt \right|. \quad (3.2)$$

O *Oscillatory Shear Index* (OSI) é um índice hemodinâmico relacionado com a oscilação do fluxo. O OSI monitoriza as diferenças entre os valores do AWSS e do AWSSV. Usando esses valores, este índice hemodinâmico quantifica a deflexão do vetor tensão de corte nas paredes, a partir da direção predominante do fluxo sanguíneo durante o ciclo cardíaco.

$$\text{OSI} = 0,5 \times \left( 1,0 - \frac{\left| \int_0^T \overline{\text{WSS}} dt \right|}{\int_0^T |\overline{\text{WSS}}| dt} \right). \quad (3.3)$$

Por fim, o *Relative Residence Time* (RRT) é um índice hemodinâmico que indica o tempo de residência das moléculas no endotélio. Este índice foi identificado como uma ferramenta útil para a localização da aterosclerose. Ao fazer a análise da distribuição dos valores do RRT, é importante identificar as zonas em que o mesmo apresenta valores elevados, pois tal pode indicar as regiões em que há uma maior probabilidade de ocorrer a formação de placas ateroscleróticas (Soulis *et al.*, 2011).

$$\text{RRT} = \left[ \left( 1,0 - 2,0 \times \text{OSI} \right) \times \text{AWSS} \right]^{-1}. \quad (3.4)$$

### 3.2 Modelos de viscosidade do sangue

Existem disponíveis na literatura vários modelos empíricos que procuram descrever o comportamento da viscosidade do sangue (Yilmaz & Gundogdu, 2008). Dentro das características mais evidentes do comportamento sanguíneo, destaca-se o comportamento reofluidificante, isto é, a diminuição da viscosidade com a taxa de deformação. Este comportamento não newtoniano do sangue é identificado na literatura, em geral, para taxas de deformação inferiores a cerca  $100 \text{ s}^{-1}$ , no entanto este limite deve estar relacionado com os constituintes do sangue de cada indivíduo (Soares *et al.*, 2017). Acima deste valor, o comportamento é newtoniano. Assim, muitos dos trabalhos desenvolvidos nesta área usam frequentemente tantos modelos newtonianos como não newtonianos.

Os modelos newtonianos descrevem a proporcionalidade direta entre a tensão de corte e a taxa de corte. A viscosidade do sangue mantém-se constante ao longo do tempo, isto é, só depende da pressão e da temperatura. Como foi referido anteriormente, um dos objetivos desta dissertação é avaliar o comportamento do sangue quando descrito por um modelo de viscosidade newtoniano e por um modelo não newtoniano. O modelo newtoniano selecionado para a realização deste estudo foi o modelo proposto por Lee & Steinman (2007), descrito pela seguinte equação

$$\mu = \left( 1,4175 + 5,878\mathcal{E} - 15,98\mathcal{E}^2 + 31,964\mathcal{E}^3 \right) \mu_p, \quad (3.5)$$

onde  $\mu$  corresponde à viscosidade do sangue (Pa.s),  $\mathcal{E}$  corresponde à concentração volúmica de glóbulos vermelhos (%) e  $\mu_p$  corresponde à viscosidade do plasma (Pa.s). Substituindo  $\mathcal{E}$  na Eq.

(3.5) por 0,387, retirado das análises sanguíneas do paciente, e  $\mu_p$  por 1,32 mPa.s (Fontelas, 2017), obtém-se a viscosidade do sangue de 0,0041602 Pa.s.

O modelo não newtoniano selecionado para este estudo foi o modelo proposto por Carreau (Yilmaz & Gundogdu, 2008). A viscosidade do sangue é dada por

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left[ 1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{(n-1)}{2}}, \quad (3.6)$$

onde  $\mu_\infty$  é a viscosidade correspondente ao patamar newtoniano das taxas de deformação mais elevadas (2º patamar newtoniano) (Pa.s),  $\mu_0$  é a viscosidade correspondente ao patamar newtoniano das taxas de deformação mais baixas (1º patamar newtoniano) (Pa.s),  $\lambda$  é o tempo de repouso (s),  $\dot{\gamma}$  é a taxa de deformação ( $s^{-1}$ ) e o  $n$  é o índice da lei de potência.

Vários autores propõem diferentes valores para os parâmetros do modelo de Carreau. Na realização deste estudo selecionaram-se os valores propostos por Johnston *et al.* (2004). Os valores propostos pelos autores para as diferentes variáveis do modelo são:  $\mu_0 = 0,056$  Pa.s,  $\lambda = 3,313$  s e  $n = 0,3568$ . O valor de  $\mu_\infty$  foi definido como sendo 0,0041602 Pa.s, igual ao valor obtido para a viscosidade pelo modelo newtoniano selecionado, o que corresponde à normalização do modelo não newtoniano à viscosidade newtoniana, de modo a poderem ser comparados os efeitos não newtonianos induzidos pelo modelo de Carreau.

A Figura 3.1 ilustra a variação da viscosidade do sangue com a taxa de corte para os dois modelos selecionados.

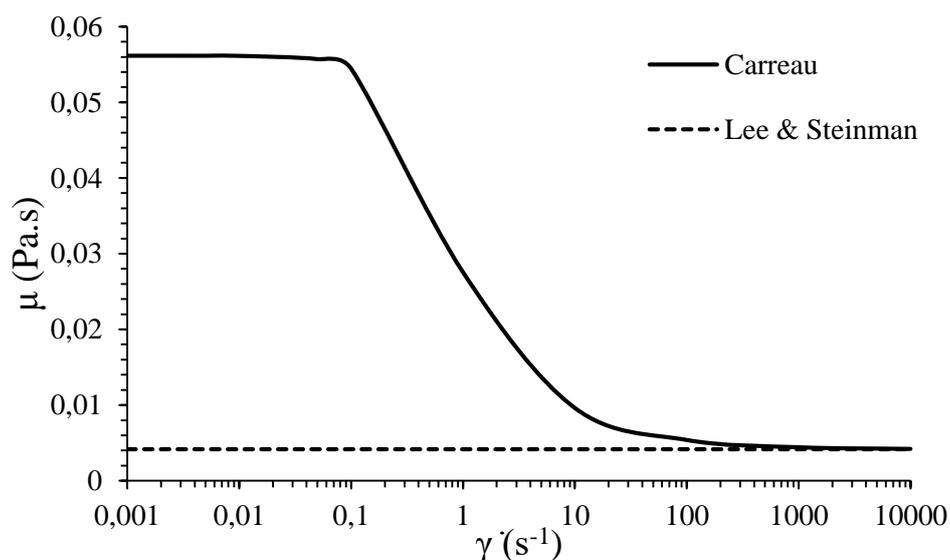


Figura 3.1 - Variação da viscosidade com a taxa de corte, de acordo com os modelos de Carreau e Lee & Steinman.

## **Capítulo 4 - Geometrias**

## 4. Geometrias

Neste capítulo abordam-se os dois métodos utilizados para fazer as reconstruções geométricas tridimensionais da porção da artéria aorta que é objeto de estudo. São descritos pormenorizadamente os passos dados nas duas reconstruções geométricas, e é feita uma análise crítica aos dois processos, onde se discute as vantagens e desvantagens de cada um.

### 4.1 Reconstrução arterial (método 1 - *InVesalius*)

A primeira reconstrução geométrica tridimensional foi efetuada no *software InVesalius*. Este *software* tem a capacidade de reconstruir geometrias tridimensionais a partir de imagens em formato DICOM, obtidas a partir de equipamentos de tomografia ou ressonância magnética [2].

O primeiro passo dado no sentido de obter a geometria pretendida consistiu no carregamento para o *InVesalius* das imagens em formato DICOM da zona em estudo. Para fazer a importação das imagens foi utilizado o comando *Import medical images*, como se pode observar na Figura 4.1.

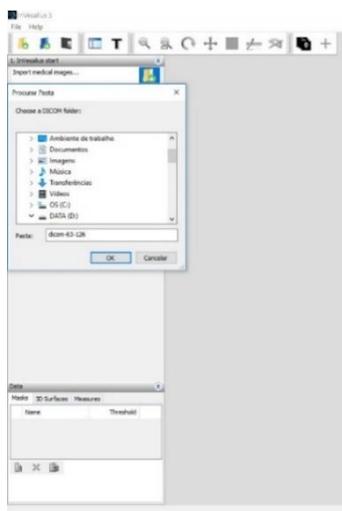


Figura 4.1 - Importação das imagens em formato DICOM para o *software InVesalius*.

Após a importação das imagens DICOM, o programa permite selecionar a região de interesse em cada uma das imagens em escala cinzenta, através de um procedimento de segmentação automática. Após a segmentação automática, executou-se um comando no

programa, instruindo-o a fazer a construção de um modelo tridimensional das zonas seleccionadas. A geometria obtida após a execução deste comando pode ser observada na Figura 4.2.

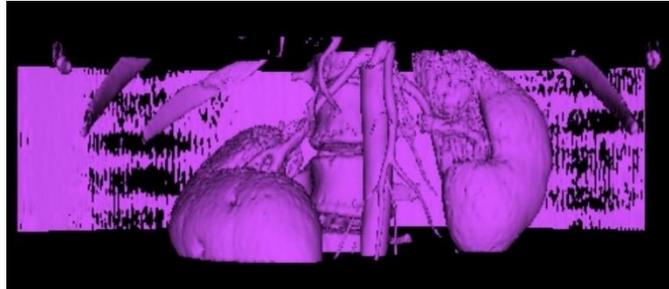


Figura 4.2 - Geometria obtida após a segmentação automática.

Como é perceptível pela Figura 4.2, a segmentação presente nas imagens carregadas para o *software* abrange outras áreas além da que se pretende estudar, áreas essas cuja presença na geometria final não se pretende. Na Figura 4.3 é apresentado o corte axial das imagens DICOM carregadas para o *InVesalius*. Nessa figura é possível observar o contraste, em escala cinza, presente nas imagens, contraste esse que serve de base à construção da geometria tridimensional por parte do *software*.



Figura 4.3 - Corte axial das imagens DICOM carregadas para o *InVesalius*.

O procedimento adotado para selecionar as regiões de interesse da artéria aorta consistiu na segmentação semiautomática das 61 imagens, apagando parte da máscara definida automaticamente.

Para apagar a máscara das zonas que se pretende que não apareçam na geometria final, selecionaram-se as opções *Advanced editing tools*, e de seguida a opção *Erase*. Essa opção permite ao utilizador, de forma manual, editar as imagens apagando partes da máscara definidas automaticamente pelo *InVesalius* que não têm interesse para o presente estudo. A Figura 4.4 apresenta uma imagem com a máscara definida na zona de interesse.

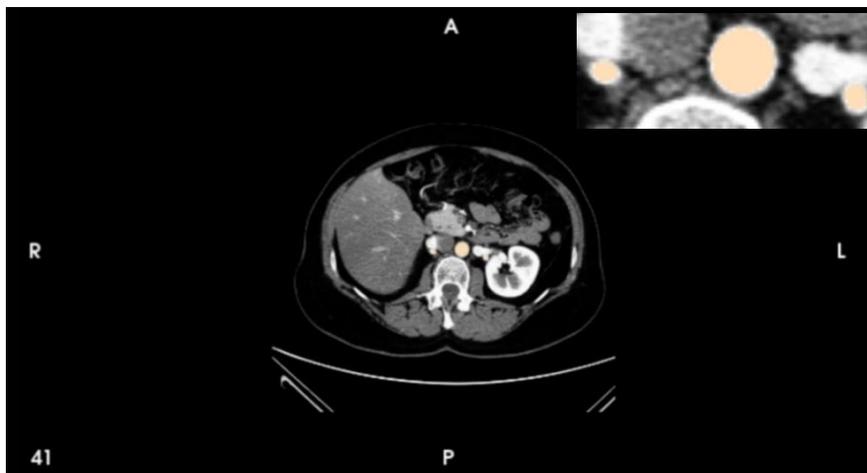


Figura 4.4 - Exemplo de imagem DICOM com a máscara definida na zona de interesse.

Depois de segmentadas as 61 imagens da zona em estudo, foi gerada a geometria tridimensional da região de interesse. A Figura 4.5 apresenta a geometria final obtida.

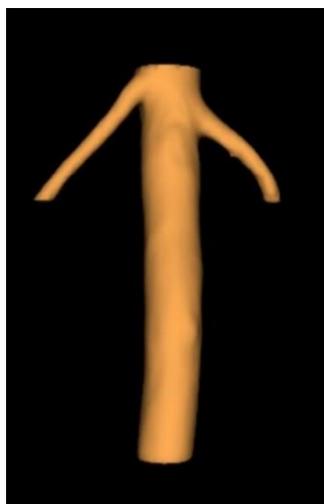


Figura 4.5 - Geometria obtida no *InVesalius*.

A geometria final obtida foi guardada num formato stl, e foi posteriormente carregada para o *software* Meshlab. Nesse *software* procedeu-se a um tratamento de alisamento das arestas. Foram utilizados os comandos *Filters, Smoothing, Fairing and Deformation* e por fim *Laplacian Smooth (surface preserve)* para fazer o alisamento das arestas. Depois de feito o tratamento descrito anteriormente, carregou-se a geometria obtida para o *software Inventor* e guardou-se a mesma no formato igs. A Figura 4.6 mostra a geometria obtida depois de realizado o tratamento de alisamento das arestas.



Figura 4.6 - Geometria depois de feito o tratamento de alisamento das arestas no *Meshlab*.

De seguida, carregou-se a geometria guardada no formato igs para o *Ansys*, para que as simulações computacionais pretendidas fossem realizadas, Figura 4.7.

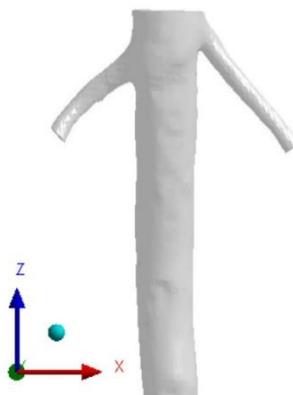


Figura 4.7 - Geometria final no formato igs carregada para o *Ansys* (método 1).

#### 4.2 Reconstrução arterial (método 2 - *Inventor*)

Neste subcapítulo explica-se o procedimento adotado na reconstrução da geometria tridimensional através do *software Autodesk Inventor*. Este programa permite obter, a partir da realização de esboços em imagens bidimensionais, estruturas tridimensionais. Esta funcionalidade do *software* foi aproveitada para a elaboração da geometria pretendida. As imagens utilizadas na realização dos esboços têm o formato JPEG e foram convertidas a partir de imagens em formato DICOM, obtidas a partir de uma tomografia computadorizada efetuada ao paciente em estudo. Foram carregadas 61 imagens para o *software*, as mesmas imagens utilizadas na reconstrução da geometria pelo método descrito no subcapítulo anterior. Cada imagem dista entre si 1,5 mm.



Figura 4.8 - Exemplo de imagem JPEG utilizada na reconstrução da geometria.

O processo de obtenção da estrutura pretendida passou primeiramente pela criação de um plano de trabalho. De seguida fez-se a importação, para esse plano de trabalho criado, de uma imagem em formato JPEG. Depois de efetuada essa importação, foi necessário colocar a mesma na escala correta (328,14 mm × 328,14 mm) e efetuar o devido alinhamento das imagens. Esta escala foi retirada das imagens DICOM originais. De seguida, foram definidos os contornos da região de interesse em cada imagem, de forma manual, com o comando “*spline*”, como se ilustra na Figura 4.9.



Figura 4.9 - Exemplo de um contorno efetuado numa imagem JPEG.

Depois de feito o contorno da área em estudo na primeira imagem, foi criado um novo plano de trabalho, paralelo ao primeiro plano de trabalho criado, com um espaçamento de 1,5 mm. Para esse novo plano de trabalho, é carregada uma nova imagem cujo tratamento é idêntico ao dado à primeira imagem. Este processo é replicado nas 61 imagens utilizadas para a reconstrução da geometria. Na última imagem, que representa a saída abdominal da artéria que se pretende estudar, depois de feito o esboço, transformou-se o mesmo na circunferência que melhor se ajusta a esse esboço. Para fazer a circunferência, primeiramente mediu-se a área que o esboço possuía, a partir dessa medição calculou-se o raio da circunferência com a mesma área, e de seguida transformou-se o esboço numa circunferência. A razão pela qual se adotou este procedimento tem a ver com o facto de se usar um perfil parabólico para a velocidade na saída abdominal da artéria como condição de fronteira.

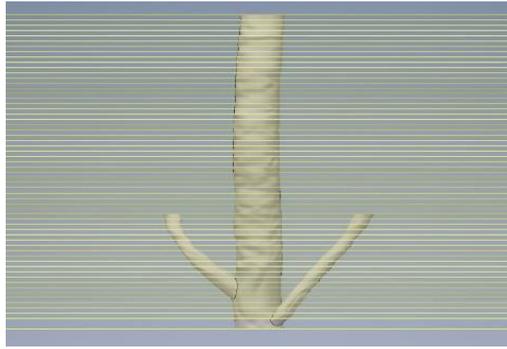


Figura 4.10 - Disposição dos planos de trabalho criados paralelamente, com uma distância de 1,5 mm entre si.

Depois de efetuados os contornos das regiões de interesse nas 61 imagens bidimensionais, passou-se para a transformação dos esboços realizados numa estrutura tridimensional. O comando utilizado para o fazer foi o comando “Transição”.

Esta opção permite ligar os esboços desenhados nas imagens JPEG ao longo dos planos de trabalho criados. Foram realizadas várias transições, visto que as ramificações da artéria introduzem diferenças consideráveis entre os esboços, diferenças essas que não permitem ligar todos os esboços criados com apenas uma “Transição”. Uma “Transição” liga os esboços da artéria aorta abdominal, como se pode observar na Figura 4.11.

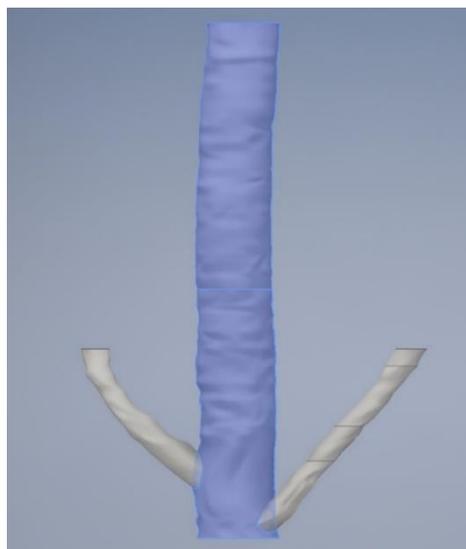


Figura 4.11 - Transição que liga os esboços da artéria aorta abdominal, em azul.

Utiliza-se também este comando para ligar os esboços das ramificações que definem as artérias renais. Para realizar as ligações entre os esboços das ramificações da artéria, elaborou-se um conjunto de esboços auxiliares, que foram criados para poder descrever com a maior exatidão possível a parte da geometria onde ocorre o cruzamento da artéria aorta abdominal com as artérias renais, “suavizando” assim o cruzamento da artéria com as suas ramificações.

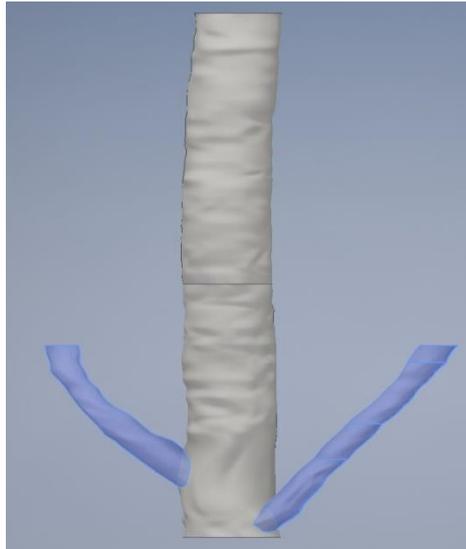


Figura 4.12 - Transição que liga os esboços das ramificações das artérias renais, em azul.

Além de se terem criado esboços auxiliares para descrever com maior exatidão as zonas onde ocorre o cruzamento da artéria aorta abdominal com as artérias renais, também se efetuaram nessas zonas operações de “arredondamento”. Foram realizados dois “arredondamentos” na geometria. Uma das operações foi realizada com um raio de 1,2 mm, e a outra operação foi realizada com um raio de 1,1 mm.

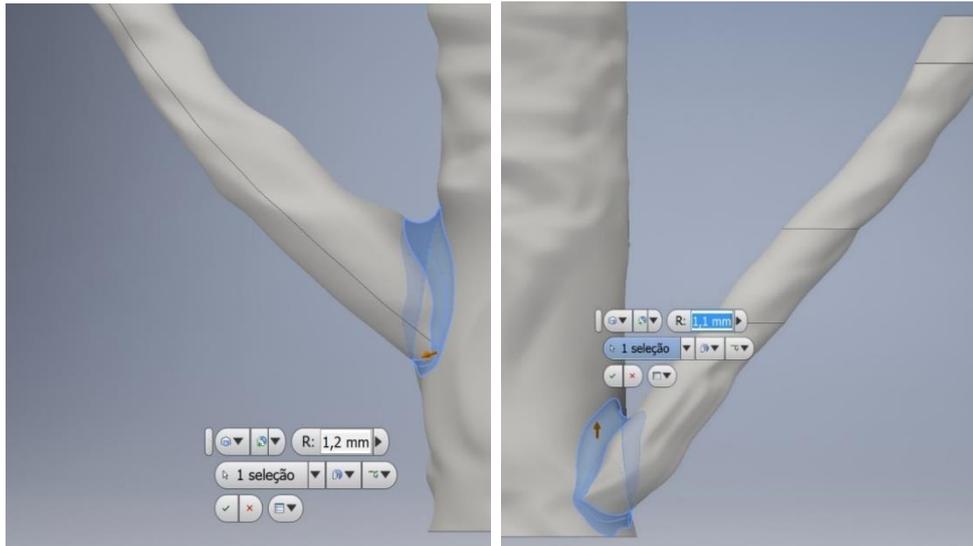


Figura 4.13 - Duas operações de arredondamento.

A geometria final obtida foi guardada num formato igs. A geometria no formato igs foi carregada para o *Ansys*, para que as simulações computacionais pretendidas fossem realizadas. A Figura 4.14 apresenta a geometria final carregada para o *Ansys*.

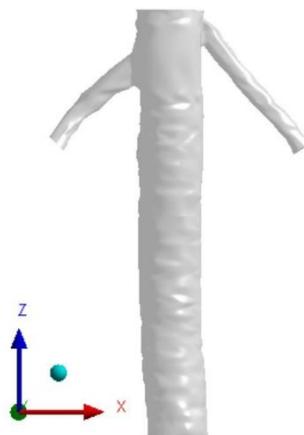


Figura 4.14 - Geometria final no formato igs carregada para o *Ansys* (método 2).

### 4.3 Análise crítica sobre a reconstrução das geometrias

Podem ser apontadas vantagens e desvantagens aos dois métodos utilizados para fazer as reconstruções geométricas que serviram de base às simulações computacionais.

A reconstrução geométrica efetuada no *software InVesalius* tem menos intervenção do utilizador do que a reconstrução geométrica efetuada no *software Inventor*. A menor intervenção do utilizador limita os erros associados à intervenção humana, contudo não se pode deixar de ter em conta o erro associado ao algoritmo. Tratando-se de um método semiautomático, não se pode desprezar a experiência do utilizador e o cuidado a ter na definição da máscara usada na segmentação das regiões de interesse. Este método é também menos trabalhoso e mais simples de executar.

Mas este método também tem desvantagens. Como o processo de obtenção da reconstrução geométrica é mais automático, permite menos manipulação geométrica induzida pelo utilizador. Tal facto pode-se verificar na saída da reconstrução. Enquanto na geometria reconstruída pelo *software Inventor* foi possível tornar a saída da reconstrução numa circunferência aproximada ao esboço de forma a facilitar o estudo que viria a ser feito posteriormente, tal intervenção não é possível na geometria reconstruída pelo *software InVesalius*. Outra vantagem do método de reconstrução da geometria no *Inventor* relativamente ao *InVesalius*, é o facto de se poder guardar a geometria diretamente no formato igs, que é um dos formatos adequados para se poder carregar a geometria para o *Ansys*. Tal não é possível no *InVesalius*. Por essa razão, tem de se guardar a geometria reconstruída no *InVesalius* no formato stl, abrir posteriormente essa mesma geometria no *Inventor*, e só depois se pode guardar a mesma no formato igs.

Para facilitar a identificação dos métodos de reconstrução utilizados, daqui em diante, refere-se a geometria reconstruída pelo método descrito em 4.1 (*InVesalius*) como geometria 1, e a geometria reconstruída pelo método descrito em 4.2 (*Inventor*) como geometria 2.

## **Capítulo 5 - Malhas**

## 5. Malhas

Depois de reconstruídas as duas geometrias, o passo seguinte passou pela construção das malhas computacionais nas estruturas tridimensionais criadas. Para a escolha da malha final a usar nas simulações computacionais foi necessário validar a mesma de modo a garantir que os resultados fossem independentes da malha.

Assim, para garantir que tal cenário se verificava, foram construídas três malhas com um número diferente de nós para as duas geometrias e foram feitas simulações para o caso do escoamento estacionário, impondo na saída abdominal da artéria a velocidade máxima que ocorre durante um batimento cardíaco. De seguida, foram calculadas as diferenças relativas percentuais entre um conjunto de resultados obtidos para as três malhas, para confirmar a independência dos mesmos face às malhas utilizadas.

### 5.1 Construção da malha

Para fazer a construção das malhas utilizou-se o *software Meshing*. A primeira operação aplicada para construir a malha foi uma operação de “Body Sizing”. Selecionou-se toda a geometria e definiu-se o “Element size”, isto é, na prática este valor define o distanciamento entre os pontos das malhas, influenciando o número de nós que a mesma tem, ou seja, quanto menor o “Element Size”, menor é o distanciamento entre os pontos e mais nós a malha apresenta.

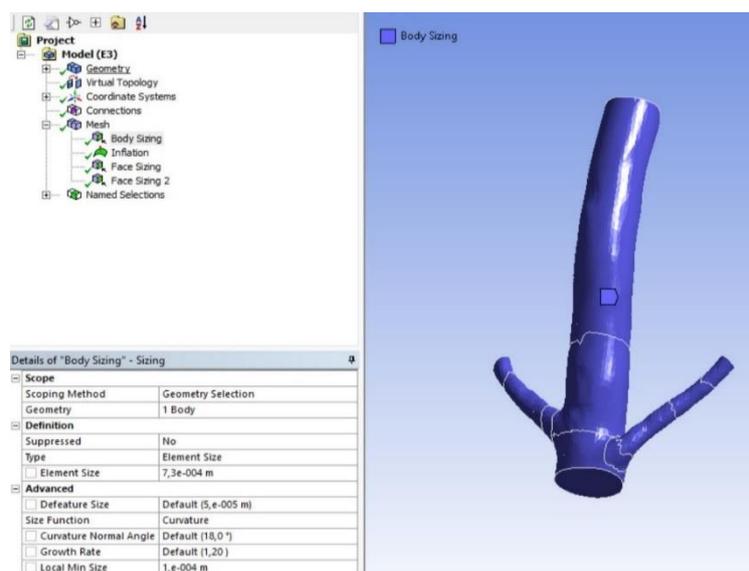


Figura 5.1 - Exemplo de aplicação de uma operação de "Body Sizing" na construção de uma malha.

Depois de se aplicar uma operação de “Body Sizing” à geometria na sua totalidade, fez-se uma operação de “Face Sizing”, que é em tudo similar à operação de “Body Sizing”, mas circunscrita a uma zona específica da geometria, neste caso, às duas bifurcações. Nesta operação, o “Element Size” é menor do que o aplicado na operação “Body Sizing”, visto que se tratam de zonas geométricas importantes para o estudo, daí que seja importante que nestas zonas o número de nós seja maior para que se perceba melhor o conjunto de fenómenos que estão em estudo nessas zonas especificamente.

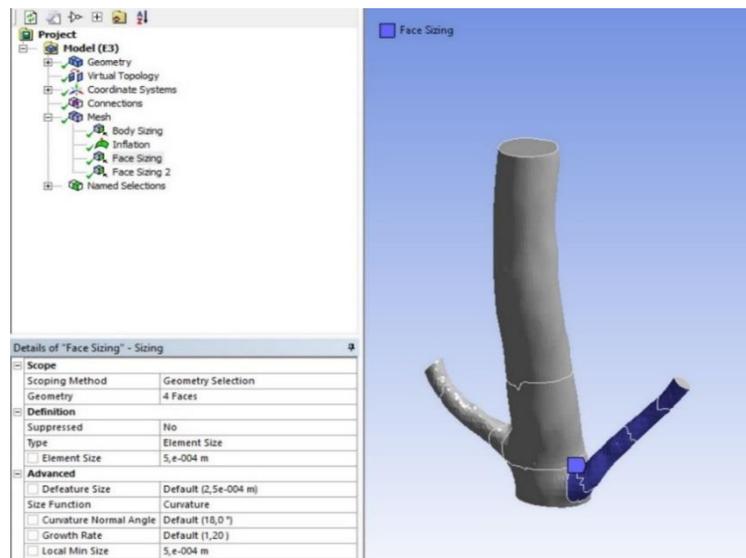


Figura 5.2 - Exemplo de aplicação de uma operação de "Face Sizing" na construção de uma malha.

As paredes da artéria são também zonas tipicamente importantes na análise de variados fenómenos envolvidos neste tipo de estudos. Nesse sentido, para que a malha refletisse a importância dessas zonas, aumentou-se o número de nós junto das mesmas.

A operação usada para aumentar o número de nós nas zonas próximas das paredes da artéria foi a operação “Inflation”. Através do valor “Maximum Thickness” é possível definir a espessura que se deseja nesta operação.

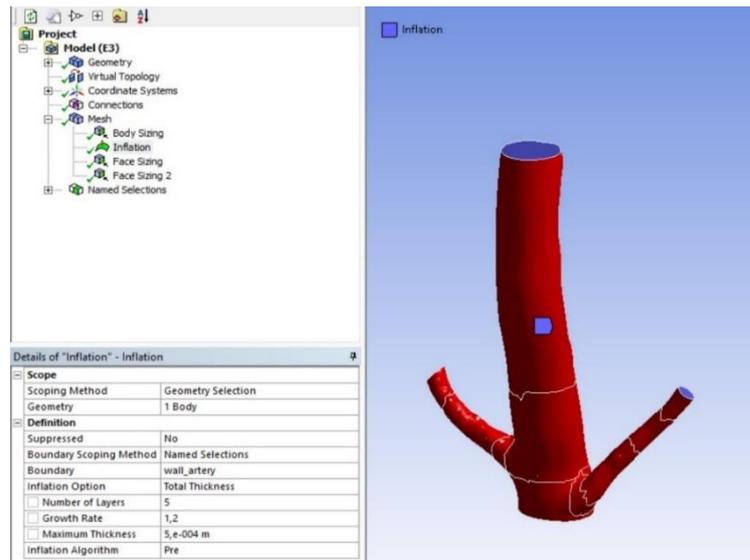


Figura 5.3 - Exemplo de aplicação de uma operação de "Inflation" na construção de uma malha.

A operação “Inflation” aumentou o número de nós nas zonas próximas das paredes da artéria. Tal facto pode ser verificado na Figura 5.4.

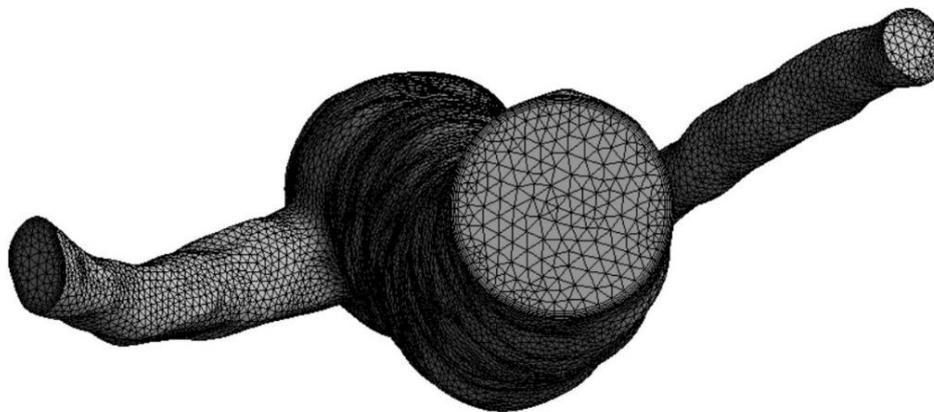


Figura 5.4 - Malha após a aplicação de uma operação de "Inflation".

As Tabelas 5.1 e 5.2 mostram os valores dos parâmetros inseridos nas operações que deram origem às seis malhas (3 malhas para a geometria 1 e 3 malhas para a geometria 2). Depois de obtidas as malhas, realizaram-se as simulações e obtiveram-se um conjunto de resultados que foram comparados entre si de forma a validar as malhas construídas.

Tabela 5.1 - Parâmetros inseridos para a construção das três malhas e número de nós (geometria 1).

	<b>Body sizing</b> Element size (mm)	<b>Face Sizing 1</b> Element size (mm)	<b>Face Sizing 2</b> Element size (mm)	<b>Inflation</b> Maximum Thickness (mm)	<b>Número de nós</b>
<b>Malha 1</b>	0,73	0,5	0,5	0,5	121680
<b>Malha 2</b>	0,82	0,65	0,65	0,55	85155
<b>Malha 3</b>	1	1	1	0,6	50424

Tabela 5.2 - Parâmetros inseridos para a construção das três malhas e número de nós (geometria 2).

	<b>Body sizing</b> Element size (mm)	<b>Face Sizing 1</b> Element size (mm)	<b>Face Sizing 2</b> Element size (mm)	<b>Inflation</b> Maximum Thickness (mm)	<b>Número de nós</b>
<b>Malha 1</b>	1	0,6	0,6	0,6	121218
<b>Malha 2</b>	1,5	0,7	0,7	0,6	94368
<b>Malha 3</b>	1	0,6	1	0,6	57547

## 5.2 Validação da malha

Como foi referido anteriormente, foram feitas simulações de um escoamento, nas mesmas condições, para cada uma das malhas. Para validar as malhas, fez-se a comparação dos resultados da velocidade média do sangue, das tensões de corte nas paredes da artéria e da média das pressões na entrada e na saída da artéria aorta. Os valores destas três grandezas, resultantes das simulações efetuadas, encontram-se organizados nas Tabelas 5.3 e 5.4.

Tabela 5.3 - Valores das tensões de corte nas paredes, velocidade média e média das pressões na entrada e na saída abdominal (geometria 1).

<b>Geometria 1</b>	<b>Malha 1</b>	<b>Malha 2</b>	<b>Malha 3</b>
<b>Tensão de corte nas paredes (Pa)</b>	1,8885	1,8814	1,8818
<b>Velocidade média (m/s)</b>	0,2365	0,2329	0,2294
<b>Média das pressões (Pa)</b>	13612,71	13612,82	13612,89

Tabela 5.4 - Valores das tensões de corte nas paredes, velocidade média e média das pressões na entrada e na saída abdominal (geometria 2).

<b>Geometria 2</b>	<b>Malha 1</b>	<b>Malha 2</b>	<b>Malha 3</b>
<b>Tensão de corte nas paredes (Pa)</b>	1,9036	1,9004	1,9115
<b>Velocidade média (m/s)</b>	0,2605	0,2494	0,2618
<b>Média das pressões (Pa)</b>	13591,25	13591,47	13590,96

A diferença relativa percentual entre os resultados das três malhas, de cada uma das geometrias, é dada por

$$\Delta_{ab} = \frac{|f_a - f_b|}{f_a} \times 100\% , \quad (5.1)$$

onde  $a$  e  $b$  representam as malhas comparadas e  $f$  a propriedade hemodinâmica em estudo.

As diferenças relativas percentuais obtidas são apresentadas nas Tabelas 5.5 e 5.6.

Tabela 5.5 - Diferenças relativas percentuais das grandezas em estudo, obtidas entre as três malhas (geometria 1).

<b>Geometria 1</b>	$\Delta_{12}$ (%)	$\Delta_{23}$ (%)	$\Delta_{13}$ (%)
<b>Tensão de corte nas paredes</b>	0,38	0,02	0,35
<b>Velocidade média</b>	1,52	1,50	3,00
<b>Média das pressões</b>	0,0008	0,0005	0,0013

Tabela 5.6 - Diferenças relativas percentuais das grandezas em estudo, obtidas entre as três malhas (geometria 2).

<b>Geometria 2</b>	$\Delta_{12}$ (%)	$\Delta_{23}$ (%)	$\Delta_{13}$ (%)
<b>Tensão de corte nas paredes</b>	0,17	0,58	0,42
<b>Velocidade média</b>	4,26	4,97	0,50
<b>Média das pressões</b>	0,0016	0,0038	0,0021

Analisando as Tabelas 5.5 e 5.6, constata-se que a grandeza que apresenta as maiores diferenças relativas percentuais é a velocidade média. Esta variável apresenta uma diferença

relativa percentual máxima de 3,00 % na geometria 1 e 4,97 % na geometria 2. Também é possível verificar que as diferenças relativas percentuais obtidas para a média das pressões na entrada e na saída da artéria aorta abdominal são as menos significativas.

Os valores das diferenças relativas percentuais permitem verificar que os resultados obtidos são independentes das malhas utilizadas. Confirma-se assim que as malhas analisadas são adequadas ao propósito deste estudo. Na investigação realizada nesta tese, escolheu-se a malha com o maior número de nós em cada geometria, uma vez que têm resolução suficiente para os objetivos do estudo.

## **Capítulo 6 - Especificação do problema**

## 6. Especificação do Problema

Neste trabalho resolve-se um problema de escoamento sanguíneo no interior das geometrias 3D de uma porção da artéria aorta, que engloba as ramificações nas artérias renais e a artéria abdominal infrarrenal. Consideram-se os casos em que a viscosidade do sangue tem comportamento newtoniano e não newtoniano. A solução do problema obtém-se resolvendo as equações de Navier-Stokes para o caso de um escoamento incompressível e não estacionário, em regime laminar. Este capítulo aborda as equações de governo e as condições de fronteira usadas na sua resolução.

### 6.1 Equações de governo

As equações de governo são as equações de Navier-Stokes e derivam da aplicação de princípios fundamentais da física ao escoamento de fluidos. As equações de governo resumem-se à equação da continuidade e à equação da quantidade de movimento dadas por

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (6.1)$$

$$\rho \left( \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla \vec{v} \right) = \rho \vec{g} - \nabla p + \nabla \tau, \quad (6.2)$$

onde  $\rho$  corresponde à massa volúmica ( $\text{kg/m}^3$ ),  $v$  corresponde à velocidade ( $\text{m/s}$ ),  $g$  corresponde à aceleração gravítica ( $\text{m/s}^2$ ),  $\tau$  corresponde ao tensor das tensões (Pa) e  $p$  corresponde à pressão estática (Pa).

Para a aplicação destas equações ao problema em estudo, têm de se definir as condições de fronteira do mesmo. No próximo subcapítulo abordam-se as condições de fronteira.

### 6.2 Condições de fronteira

As condições de fronteira são definidas na entrada da artéria, nas três saídas (saída abdominal, saída da artéria renal direita e saída da artéria renal esquerda) e nas paredes da artéria.

Definiram-se as paredes da artéria como sendo rígidas e a velocidade do sangue igual a 0, ou seja, considerou-se a condição normal de não deslizamento. Na entrada e nas saídas das

artérias renais foram impostas condições de pressão. Os estudos realizados por Carter & Ritchie (1966) apresentam medidas típicas das pressões na artéria aorta e nas artérias renais, em pacientes com e sem estenoses. Nas medições que efetuaram nos pacientes sem estenoses, os resultados da pressão na artéria aorta variaram entre os 100 mmHg e os 130 mmHg. Os resultados mostraram também que os valores da pressão nas artérias renais, nos mesmos pacientes, foram na maioria dos casos um pouco mais baixos, não variando mais de 13 mmHg relativamente aos valores da pressão na artéria aorta.

Com base nestes resultados, impôs-se um valor de pressão na entrada da artéria de 14666 Pa, o que corresponde aproximadamente a 110 mmHg, um valor entre os 100 mmHg e os 130 mmHg registados no estudo acima referido. Nas saídas das artérias renais impôs-se um valor de 13332 Pa, o que corresponde aproximadamente a 100 mmHg, que é um pouco mais baixo (menos 10 mmHg) do que a pressão imposta na entrada, não ultrapassando o valor máximo registado no estudo de 13 mmHg (Carter & Ritchie, 1966).

No caso da saída abdominal da artéria, a condição de fronteira foi definida com base no perfil da velocidade do fluxo correspondente ao ciclo cardíaco do paciente, obtido através de uma ultrassonografia Doppler (Carvalho, 2017). O perfil da velocidade obtido resultou na seguinte equação

$$v(x, y, z, t) = \left(1 - \frac{x^2 + y^2 + z^2}{r^2}\right) (a_0 + a_1 \cos(tw) + b_1 \sin(tw) + a_2 \cos(2tw) + b_2 \sin(2tw) + a_3 \cos(3tw) + b_3 \sin(3tw) + a_4 \cos(4tw) + b_4 \sin(4tw) + a_5 \cos(5tw) + b_5 \sin(5tw) + a_6 \cos(6tw) + b_6 \sin(6tw) + a_7 \cos(7tw) + b_7 \sin(7tw)), \quad (6.3)$$

onde  $a_0 = -0,214$ ,  $a_1 = -0,09189$ ,  $b_1 = -0,1413$ ,  $a_2 = 0,02074$ ,  $b_2 = -0,1009$ ,  $a_3 = 0,03235$ ,  $b_3 = -0,04416$ ,  $a_4 = 0,02584$ ,  $b_4 = -0,01766$ ,  $a_5 = 0,01809$ ,  $b_5 = -0,003941$ ,  $a_6 = 0,01183$ ,  $b_6 = 0,002809$ ,  $a_7 = 0,008345$ ,  $b_7 = 0,002293$ ,  $w = 10,06$  e  $r = 0,005966$ .

O perfil da velocidade máxima na saída da artéria durante um ciclo cardíaco está representado na Figura 6.1.

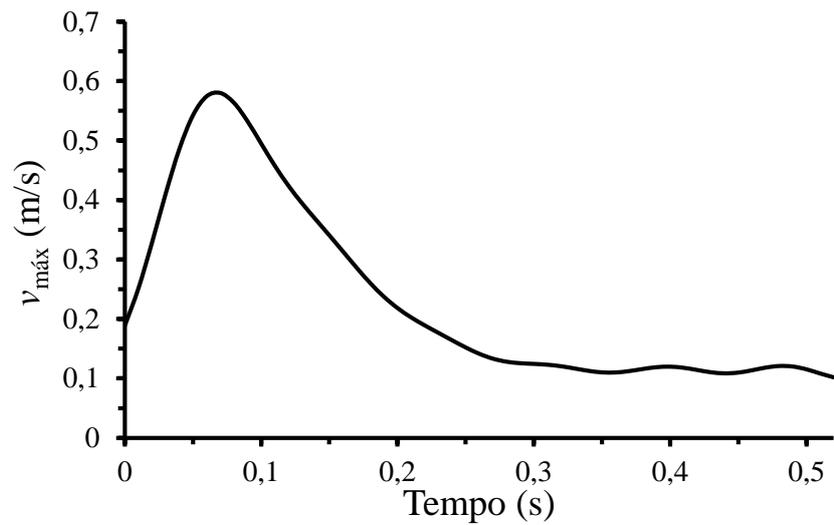


Figura 6.1 - Perfil da velocidade máxima na saída da artéria durante um batimento cardíaco.

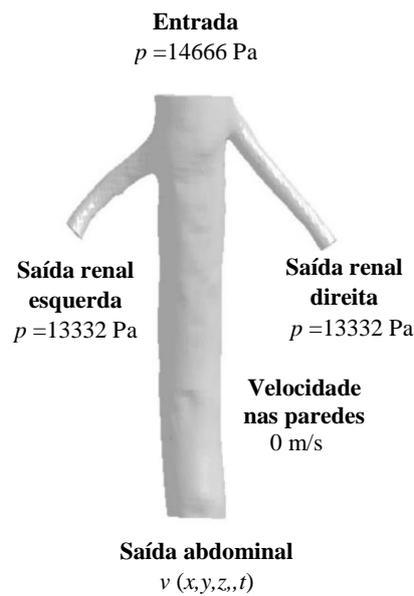


Figura 6.2 - Condições de fronteira.

O programa do perfil da velocidade do fluxo correspondente ao ciclo cardíaco do paciente encontra-se em anexo (Anexo A).

A massa volúmica do sangue considerada no estudo foi de  $\rho = 1054 \text{ kg/m}^3$ . Esta massa volúmica foi calculada fazendo uma média ponderada da massa volúmica do plasma e da massa volúmica do hematócrito (Fontelas, 2017).

## **Capítulo 7 - Método numérico**

## 7. Método numérico

As simulações computacionais foram efetuadas no *software Fluent*. As equações de governo foram resolvidas numericamente pelo método dos volumes finitos, onde se divide o domínio computacional em pequenos volumes de controlo que definem as células que constituem a malha. Resolvem-se numericamente um sistema de equações, que são obtidas através da integração das equações de governo para cada um dos volumes de controlo definidos, até que se atinja o critério de convergência definido pelo utilizador para as simulações. Instruiu-se o *software* a resolver numericamente as equações até que um de dois critérios fosse atingido, até que os resíduos para as equações da continuidade e da quantidade de movimento fossem menores que  $10^{-6}$  ou até que fossem efetuadas 200 iterações. Foi sempre atingido o valor  $10^{-6}$  em cada uma das 37 simulações correspondentes ao passo de tempo de 0,01675 s. Utilizou-se o algoritmo SIMPLE nas equações de Navier-Stokes para o acoplamento entre pressão e velocidade. O esquema utilizado para fazer a discretização das equações da conservação da quantidade de movimento foi o *Upwind* de segunda ordem, na discretização do gradiente de pressão utilizou-se o *Green-Gauss node based*, e para a interpolação dos valores da pressão o *Second order*.

## **Capítulo 8 - Resultados**

## **8. Resultados**

Neste capítulo é apresentada a análise dos resultados obtidos após a realização das simulações computacionais. É discutido um conjunto de parâmetros com interesse para o estudo em questão, nomeadamente, as tensões de corte nas paredes, as pressões, assim como um conjunto de índices hemodinâmicos; o OSI, o AWSS, o AWSSV e o RRT. É apresentada a análise dos resultados para os dois modelos de viscosidade abordados no capítulo 3, e para as duas geometrias da artéria reconstruídas por processos diferentes.

### **8.1 Caso newtoniano**

Neste subcapítulo analisam-se os resultados obtidos nas simulações computacionais efetuadas nas duas geometrias reconstruídas, simulações essas em que a viscosidade do sangue apresenta um comportamento newtoniano, Eq. (3.5).

#### **Distribuição das pressões**

Os resultados mostram que as saídas das artérias renais são as zonas onde as pressões são menores. As Figuras 8.1 e 8.2 apresentam os valores das pressões para quatro instantes de tempo diferentes, nas geometrias 1 e 2 respetivamente. O valor máximo da pressão obtido na geometria 1 foi 14665,6 Pa, e o valor mínimo obtido foi 13129 Pa. Na geometria 2, o valor máximo da pressão obtido foi 14665,7 Pa, e o valor mínimo obtido foi 13095,6 Pa.

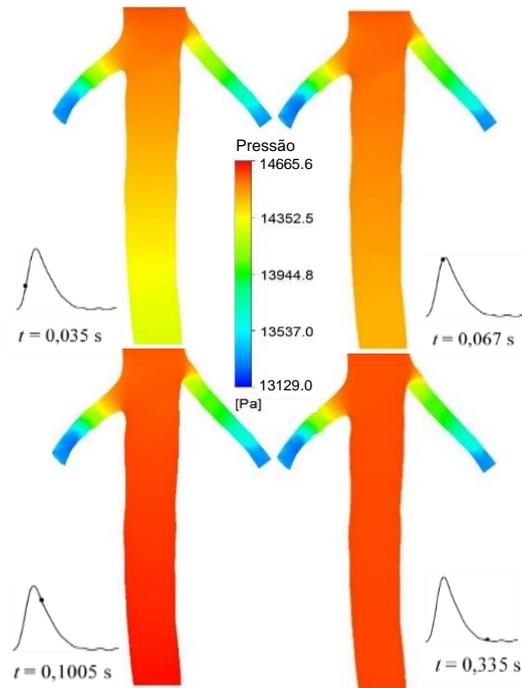


Figura 8.1 - Distribuição das pressões na geometria 1, nos instantes  $t = 0,035$  s,  $t = 0,067$  s,  $t = 0,1005$  s,  $t = 0,335$  s (Caso newtoniano).

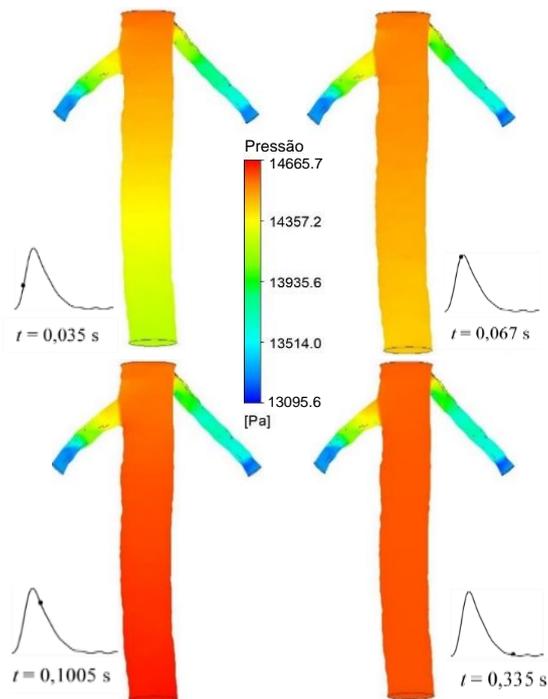


Figura 8.2 - Distribuição das pressões na geometria 2, nos instantes  $t = 0,035$  s,  $t = 0,067$  s,  $t = 0,1005$  s,  $t = 0,335$  s (Caso newtoniano).

A Figura 8.3 dispõe os valores da queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal da artéria durante um ciclo cardíaco, para as duas geometrias. Analisando os valores obtidos, verifica-se que a queda de pressão segue um comportamento semelhante para as duas geometrias, apresentando contudo algumas diferenças. As quedas de pressão na geometria 2 são um pouco mais elevadas do que na geometria 1. De uma forma geral, as quedas de pressão apresentam valores mais elevados no intervalo de tempo entre os 0 e os 0,2 s, para as duas geometrias. O valor máximo atingido na geometria 1 foi 398,3 Pa, e o valor máximo atingido na geometria 2 foi 446,3 Pa.

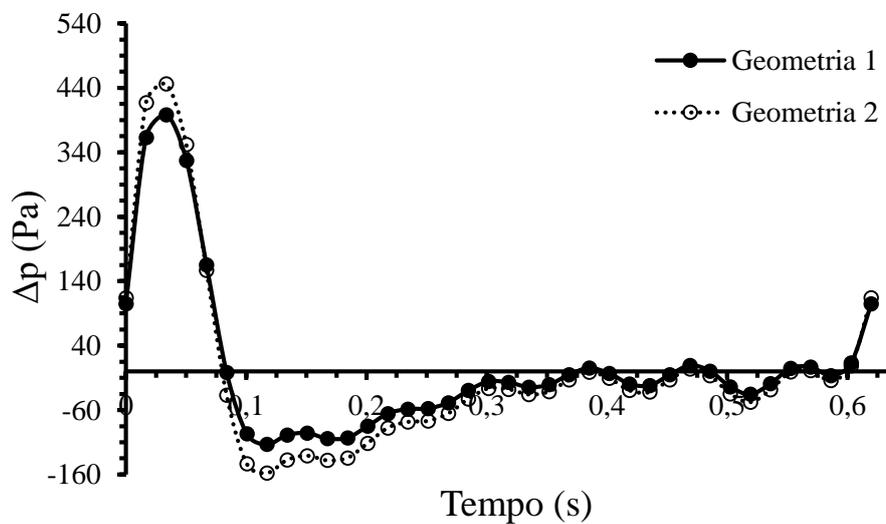


Figura 8.3 - Queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal durante um ciclo cardíaco, para as duas geometrias (Caso newtoniano).

### Distribuição das tensões de corte nas paredes

Os valores das TCP são muito baixos ao longo da artéria aorta abdominal. Nas zonas das artérias renais os valores são mais elevados do que na artéria aorta abdominal, apresentando uma variação que não é uniforme ao longo das artérias renais, ao contrário do que acontece nos resultados das pressões. A zona da artéria em estudo onde se situam os valores mais elevados é na artéria renal esquerda. Os valores das tensões de corte nas paredes vão aumentando de forma acentuada até  $t = 0,0503$  s, diminuindo a partir desse instante. Após uma diminuição das TCP que ocorre por alguns instantes, verifica-se uma estabilização dos valores das mesmas, não ocorrendo a partir daí grandes oscilações nos resultados. O valor máximo obtido na geometria 1 foi 62,01 Pa e o valor mínimo obtido foi 0 Pa. No caso da geometria 2, o valor máximo obtido

foi 64,10 Pa e o valor mínimo obtido foi 0 Pa. As Figuras 8.4 e 8.5 apresentam os valores das tensões de corte nas paredes para quatro instantes diferentes, nas geometrias 1 e 2 respectivamente.

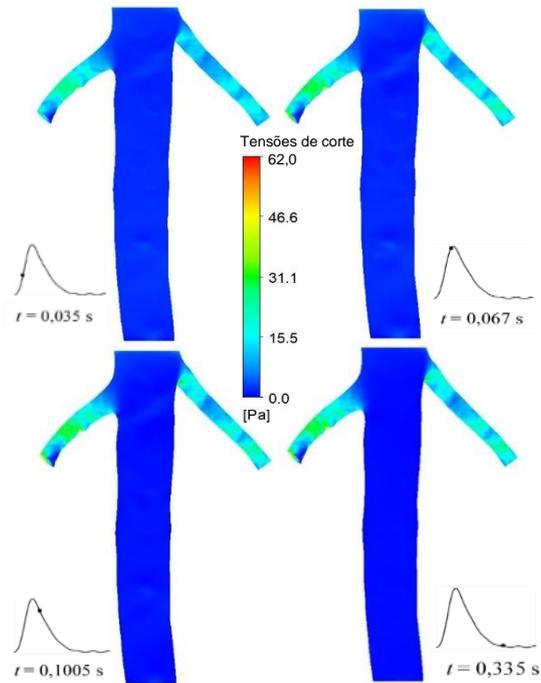


Figura 8.4 - Distribuição das tensões de corte nas paredes na geometria 1, nos instantes  $t = 0,035$  s,  $t = 0,067$  s,  $t = 0,1005$  s,  $t = 0,335$  s (Caso newtoniano).

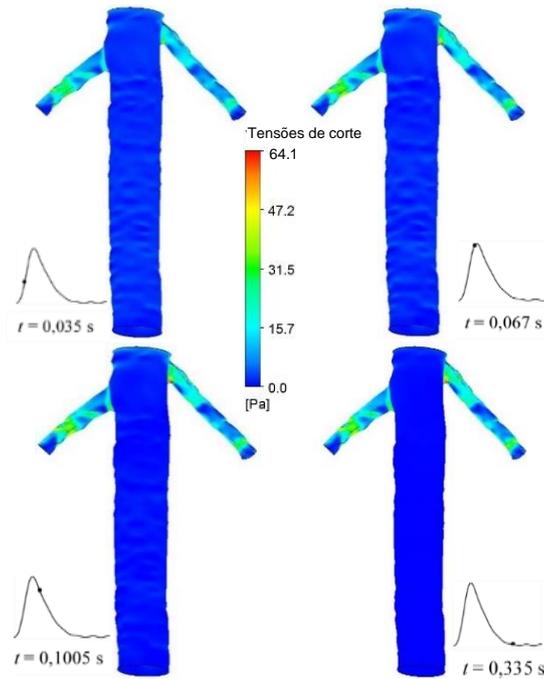


Figura 8.5 - Distribuição das tensões de corte nas paredes na geometria 2, nos instantes  $t = 0,035 \text{ s}$ ,  $t = 0,067 \text{ s}$ ,  $t = 0,1005 \text{ s}$ ,  $t = 0,335 \text{ s}$  (Caso newtoniano).

É possível observar na Figura 8.6 que os valores médios das TCP nas duas geometrias têm um comportamento similar ao longo do tempo. As tensões de corte médias na geometria 2 são mais elevadas do que na geometria 1. A maior diferença entre os valores obtidos nas duas simulações ocorre em  $t = 0,01675 \text{ s}$  e corresponde a 0,20 Pa.

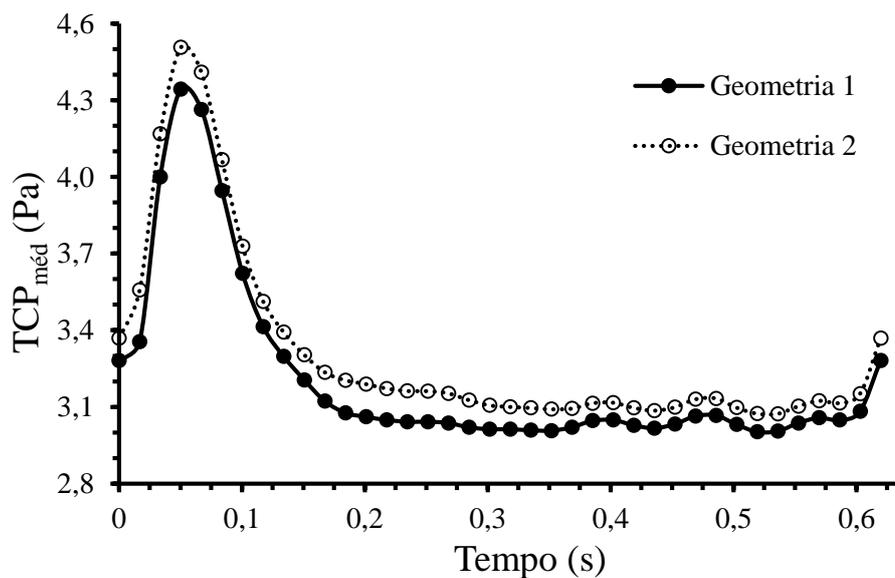


Figura 8.6 - Tensões de corte médias nas paredes ao longo de um ciclo cardíaco, para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano).

De seguida, apresenta-se a análise dos resultados de um conjunto de índices hemodinâmicos explicados no capítulo 3: OSI, AWSS, AWSSV e RRT.

### Distribuição do OSI

Os valores do OSI permitem perceber a existência ou não de deflexões do vetor tensão de corte e a intensidade das mesmas, isto é, as zonas onde o OSI é mais elevado, aproximando-se de 0,5, são as zonas onde as deflexões do vetor tensão de corte são muito elevadas. Pelo contrário, as zonas onde o valor de OSI é muito baixo, próximo de zero ou mesmo zero, são zonas onde não há deflexões do vetor tensão de corte, ou seja, os vetores tensão de corte apresentam valores positivos durante o período de integração, ver Eq. (3.3).

Os resultados mostram que é na zona da artéria aorta abdominal próxima das artérias renais que o valor do OSI é mais elevado. Nas artérias renais este índice hemodinâmico apresenta valores muito baixos. As zonas onde o OSI apresenta valores mais elevados coincidem para as duas geometrias, mas os resultados mostram que a variação dos valores do OSI é maior na geometria 2, o que pode ser explicado pela maior ondulação das paredes existente nesta geometria, resultante do processo de reconstrução. O valor máximo obtido na geometria 1 foi 0,4695, e o valor máximo obtido na geometria 2 foi 0,4859. O valor máximo do OSI é 3,38 % maior na geometria 2. As Figuras 8.7 e 8.8 mostram a distribuição dos valores do OSI nas geometrias 1 e 2 respetivamente.

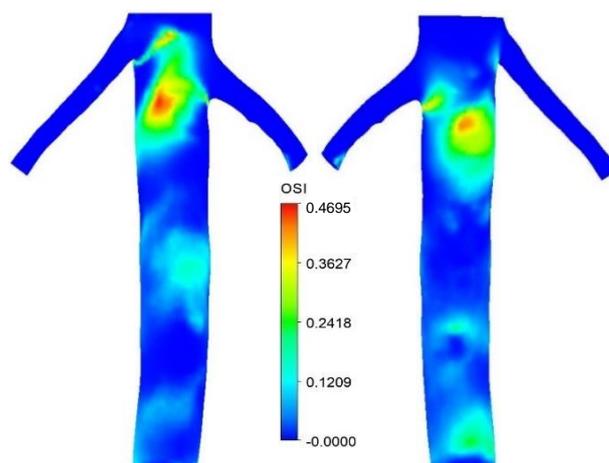


Figura 8.7 - Distribuição do OSI na geometria 1 (Caso newtoniano).

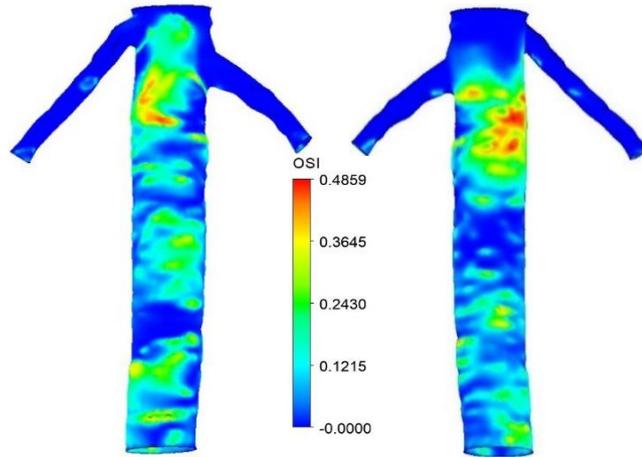


Figura 8.8 - Distribuição do OSI na geometria 2 (Caso newtoniano).

Analisando a Figura 8.9, que apresenta os valores do OSI em função do eixo Z para as duas geometrias, constata-se que os valores do OSI são mais elevados nas zonas onde o valor de Z está entre os 0,06 m e os 0,08 m. O OSI atinge o valor mais elevado no caso da geometria 1 em  $Z = 0,071$  m. No caso da geometria 2, o OSI atinge o valor mais elevado em  $Z = 0,068$  m. Contudo nesta geometria, tal como era esperado quando se observa a distribuição deste índice hemodinâmico nas Figuras 8.7 e 8.8, há zonas onde o OSI apresenta valores substancialmente mais elevados quando comparados com a geometria 1. A Figura 8.9 demonstra que, de uma forma geral, os valores do OSI são mais elevados na geometria 2.

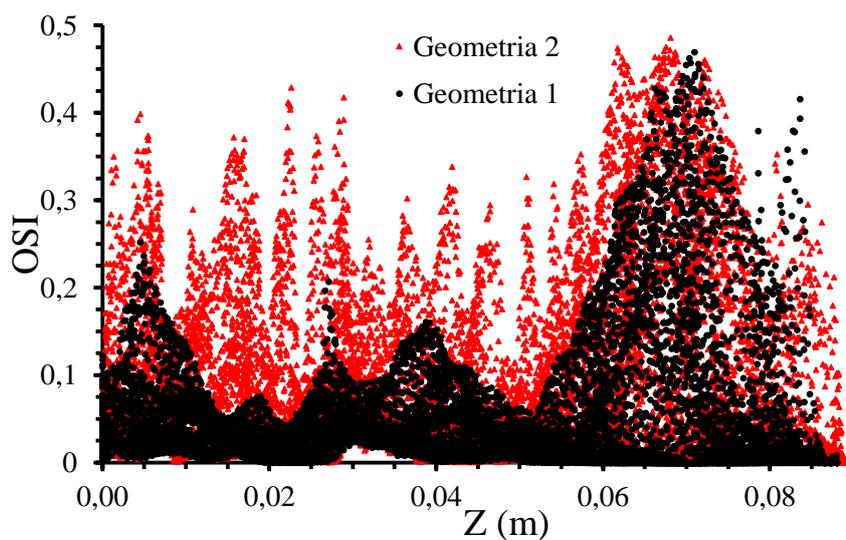


Figura 8.9 - OSI em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano).

## Distribuição do AWSS

No caso do AWSS, os valores mais elevados encontram-se nas zonas das artérias renais. Ao longo da artéria aorta abdominal os valores do AWSS são baixos. O valor máximo obtido na geometria 1 foi 60,24 Pa. Na geometria 2, o valor máximo obtido foi 61,68 Pa, ou seja, o valor máximo do AWSS é 2,33 % maior na geometria 2. A Figura 8.10 mostra a distribuição dos valores do AWSS nas geometrias 1 e 2.

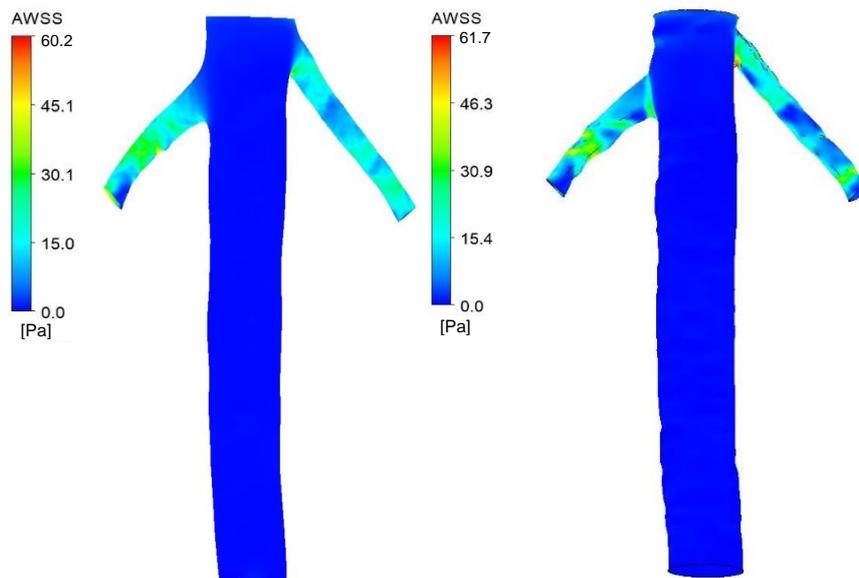


Figura 8.10 - Distribuição do AWSS (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso newtoniano.

Fazendo uma análise detalhada da Figura 8.11, onde estão dispostos os valores do AWSS em função do eixo Z nas geometrias 1 e 2, constata-se que os valores do AWSS são mais elevados nas zonas onde o Z está entre os 0,06 m e os 0,09 m. O AWSS atinge o valor mais elevado em  $Z = 0,062$  m no caso da geometria 1, e em  $Z = 0,083$  m no caso da geometria 2. As zonas onde os valores do AWSS são mais elevados são relativamente aproximadas quando se comparam as duas geometrias, as diferenças parecem estar relacionadas com o processo de reconstrução das artérias renais.

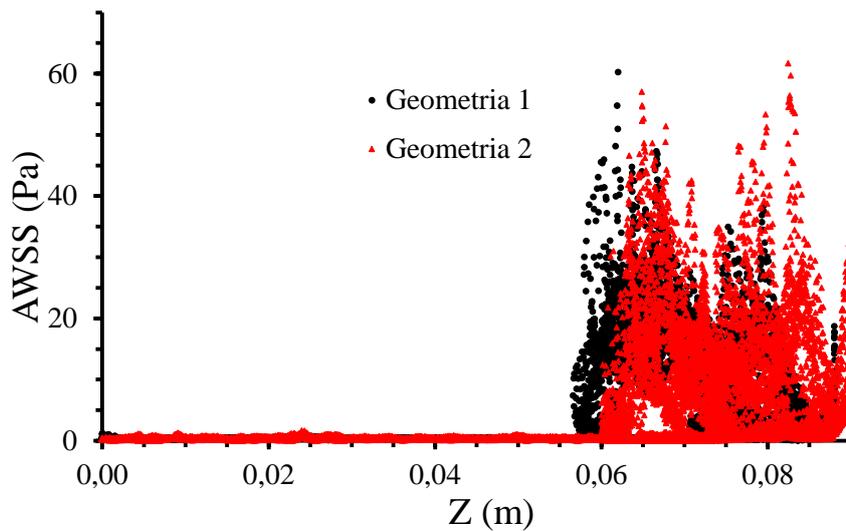


Figura 8.11 - AWSS em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano).

### Distribuição do AWSSV

Os valores mais elevados do AWSSV encontram-se nas zonas das artérias renais. Ao longo da artéria aorta abdominal os valores do AWSSV são baixos. O valor máximo obtido na geometria 1 foi 60,25 Pa, e o valor máximo obtido na geometria 2 foi 61,69 Pa. O valor máximo do AWSSV é 2,33 % maior na geometria 2. A Figura 8.12 mostra a distribuição dos valores do AWSSV nas geometrias 1 e 2.

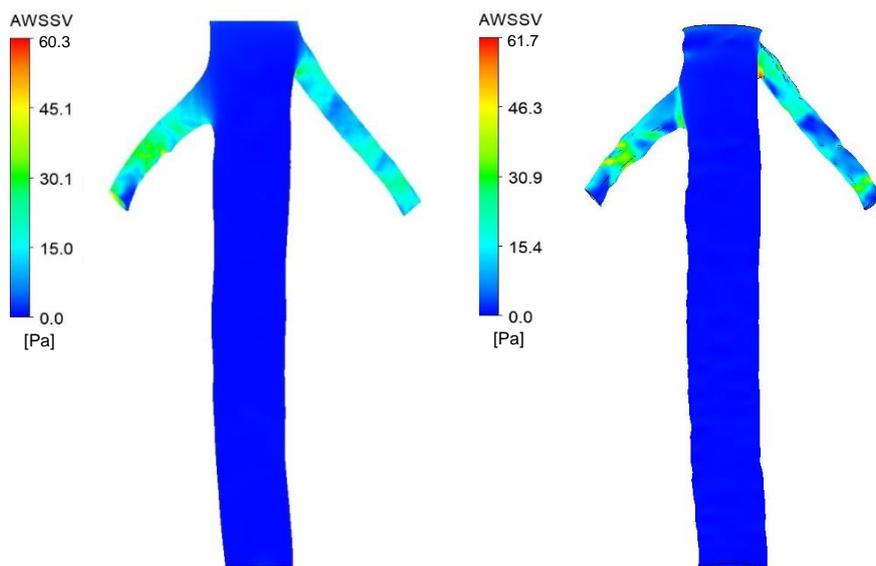


Figura 8.12 - Distribuição do AWSSV (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso newtoniano.

A Figura 8.13 mostra a distribuição dos valores do AWSSV em função do eixo Z nas geometrias 1 e 2. Esta Figura comprova as informações retiradas da Figura 8.12, ou seja, mostra que os valores mais elevados encontram-se nas zonas das artérias renais ( $0,06 \text{ m} \leq Z \leq 0,09 \text{ m}$ ). O AWSSV atinge o valor mais elevado em  $Z = 0,062 \text{ m}$  no caso da geometria 1, e em  $Z = 0,082 \text{ m}$  no caso da geometria 2.

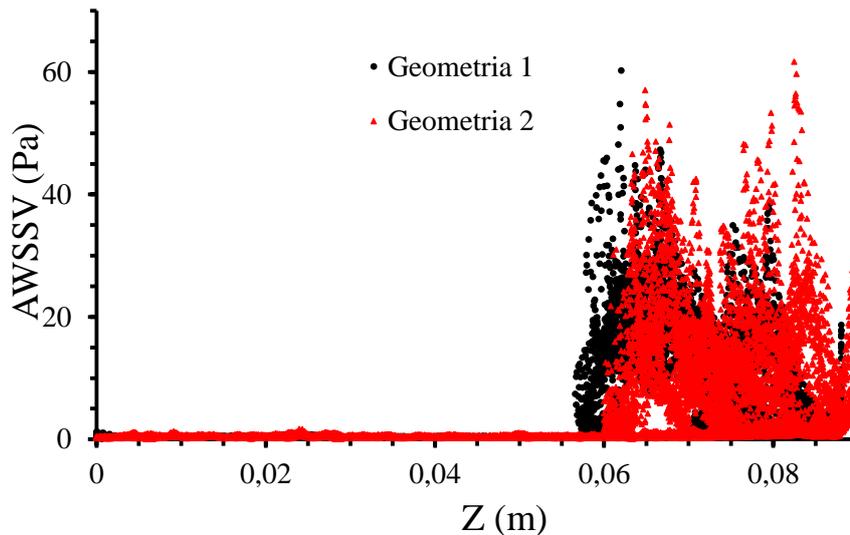


Figura 8.13 - AWSSV em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano).

### Distribuição do RRT

A Figura 8.14 mostra a distribuição dos valores do RRT nas geometrias 1 e 2. A distribuição do RRT é qualitativamente idêntica em ambas as geometrias. Os valores mais elevados ocorrem preferencialmente na região infrarrenal após a bifurcação na artéria renal direita. O RRT atinge um máximo de  $60,5 \text{ Pa}^{-1}$  na geometria 1, e um máximo de  $118,4 \text{ Pa}^{-1}$  na geometria 2. O valor máximo do RRT é 48,9 % maior na geometria 2. As variações de RRT são mais acentuadas na geometria 2. Este índice também parece apresentar uma maior sensibilidade às alterações geométricas das paredes quando comparado com os restantes.

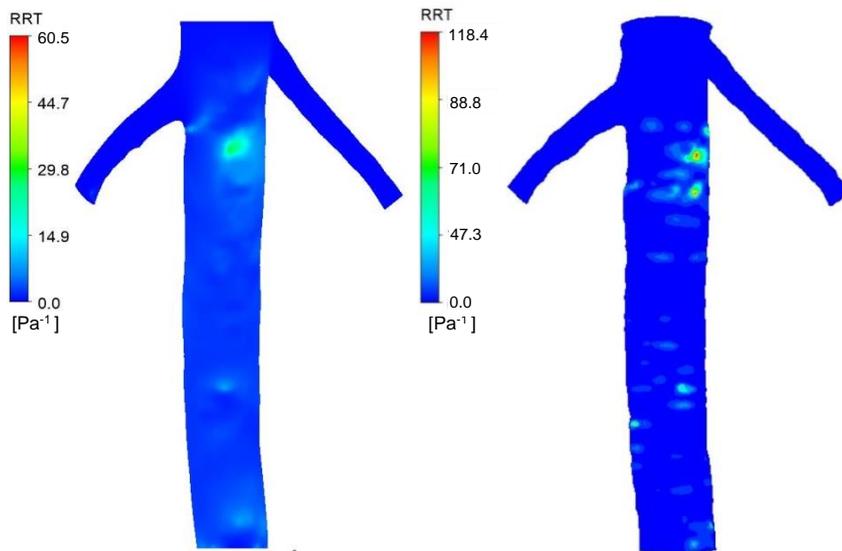


Figura 8.14 - Distribuição do RRT (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso newtoniano.

A Figura 8.15 mostra a distribuição do RRT em função do eixo Z nas geometrias 1 e 2. Esta figura mostra de forma clara a diferença do índice RRT com a geometria. A geometria 2 apresenta, em geral, valores mais elevados do que a geometria 1 em toda a sua extensão. As variações do RRT ao longo de Z também refletem a ondulação das paredes presente na geometria 2. O RRT atinge o valor mais elevado em  $Z = 0,071$  m no caso da geometria 1, e em  $Z = 0,068$  m no caso da geometria 2.

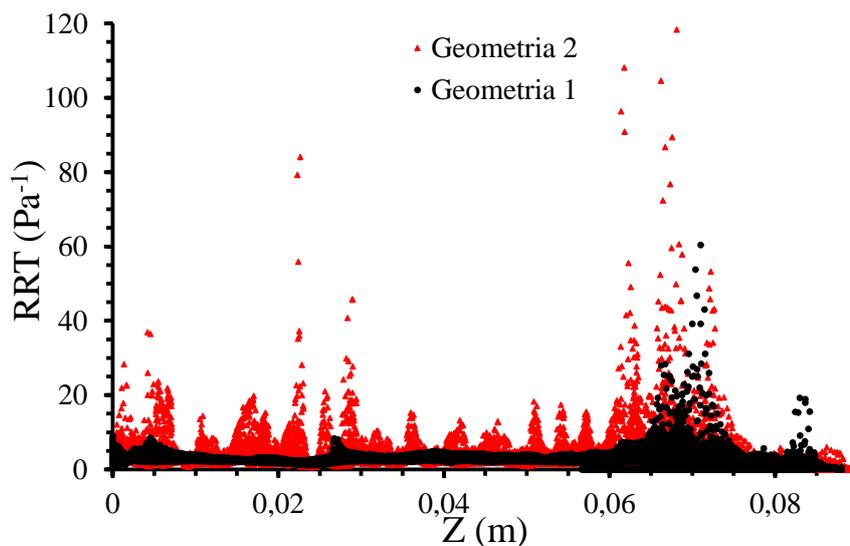


Figura 8.15 - RRT em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso newtoniano).

As Figuras 8.16 e 8.17 apresentam o AWSSV em função do AWSS nas geometrias 1 e 2, respetivamente. Com esta representação pretende-se comparar, para cada geometria, a relação entre estes dois índices. Observando as Figuras 8.16 e 8.17, verifica-se uma relação quase diretamente linear entre o AWSS e o AWSSV.

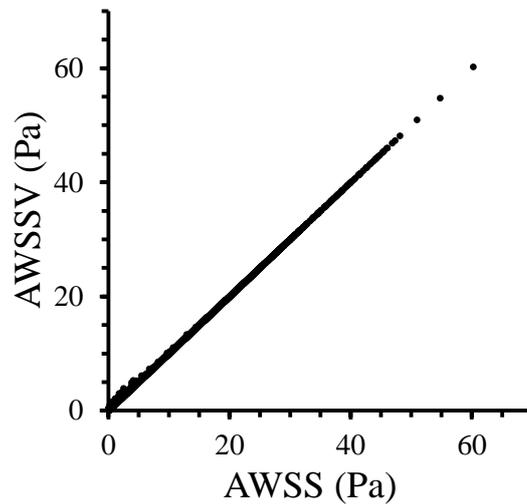


Figura 8.16 - AWSSV em função do AWSS (geometria 1 - Caso newtoniano).

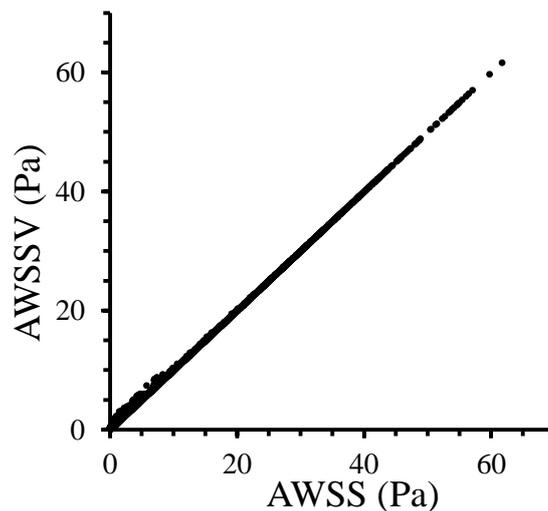


Figura 8.17 - AWSSV em função do AWSS (geometria 2 - Caso newtoniano).

Com o objetivo de perceber a influência das diferenças geométricas existentes entre as duas artérias reconstruídas na hemodinâmica, calcularam-se os valores médios, máximos e

mínimos dos quatro índices hemodinâmicos (OSI, AWSS, AWSSV e RRT), das TCP e dos valores absolutos da queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal, em cada uma das geometrias. Foram também calculadas as diferenças relativas percentuais entre os valores médios dessas variáveis, obtidos em cada uma das geometrias, ver Tabela 8.1.  $\overline{f_{G1}}$  e  $\overline{f_{G2}}$  correspondem aos valores médios de cada uma das variáveis, nas geometrias 1 e 2 respectivamente.  $f_{MÁX G1}$  e  $f_{MÁX G2}$  correspondem ao valor máximo registrado nas geometrias 1 e 2.  $f_{MIN G1}$  e  $f_{MIN G2}$  correspondem ao valor mínimo registrado nas geometrias 1 e 2.  $\Delta_{G2-G1}$  corresponde à diferença relativa percentual entre os valores médios das variáveis, obtidos em cada uma das geometrias.

A diferença relativa percentual é dada por

$$\Delta_{G2-G1} = \frac{|\overline{f_{G2}} - \overline{f_{G1}}|}{\overline{f_{G2}}} \times 100\% . \quad (8.1)$$

Tabela 8.1 - Valores médios, mínimos e máximos, nas geometrias 1 e 2, do OSI, AWSS, AWSSV, RRT, TCP,  $\Delta p$  e diferenças relativas percentuais entre os resultados médios obtidos para as duas geometrias (Caso newtoniano).

	$\overline{f_{G1}}$	$\overline{f_{G2}}$	$f_{MÁX G1}$	$f_{MIN G1}$	$f_{MÁX G2}$	$f_{MIN G2}$	$\Delta_{G2-G1} (\%)$
<b>OSI</b>	0,041	0,079	0,4695	0	0,4859	0	48,10
<b>AWSS (Pa)</b>	5,41	4,65	60,243	0,0199	61,680	0,011	16,34
<b>AWSSV (Pa)</b>	5,45	4,72	60,246	0,131	61,687	0,109	15,47
<b>RRT (Pa<sup>-1</sup>)</b>	1,97	3,02	60,460	0,017	118,362	0,017	34,77
<b>TCP (Pa)</b>	3,21	3,31	4,34	3,003	4,507	3,073	3,02
<b><math>\Delta p</math> (Pa)</b>	70,56	87,12	398,3	0,3	446,3	0,8	19,01

É possível constatar a partir da Tabela 8.1 que o OSI e o RRT são os índices hemodinâmicos mais influenciados pelas diferenças geométricas existentes entre as duas geometrias. Os valores médios do OSI nas duas geometrias possuem uma diferença relativa percentual entre si de 48,10 %, e os valores médios do RRT uma diferença de 34,77 %.

As diferenças relativas percentuais obtidas nos restantes índices mostram que os mesmos não apresentam tanta dependência da forma geométrica quando comparados com o OSI e o RRT. Apresentam diferenças relativas percentuais entre aproximadamente os 3 % e os 20%.

As discrepâncias nos valores médios das variáveis em análise nas duas geometrias são explicadas pelas diferenças geométricas existentes entre as duas reconstruções tridimensionais, associadas aos processos de reconstrução utilizados. O facto de a superfície da geometria 2 apresentar uma maior ondulação do que a superfície da geometria 1 constitui uma explicação para as diferenças observadas nos valores médios das diferentes variáveis em estudo.

## **8.2 Caso não newtoniano**

Neste subcapítulo faz-se uma análise dos resultados obtidos, similar à análise do subcapítulo anterior, nesta situação aplicando o modelo de viscosidade não newtoniano, ver Eq. (3.6).

### **Distribuição das pressões**

As Figuras 8.18 e 8.19 apresentam a distribuição das pressões para quatro instantes de tempo diferentes, nas geometrias 1 e 2 respetivamente. A distribuição das pressões é qualitativamente semelhante ao observado para o caso newtoniano. O valor máximo da pressão obtido na geometria 1 foi 14665,6 Pa, e o valor mínimo obtido foi 13126,2 Pa. O valor máximo da pressão obtido na geometria 2 foi 14665,8 Pa, e o valor mínimo obtido foi 13094,8 Pa.

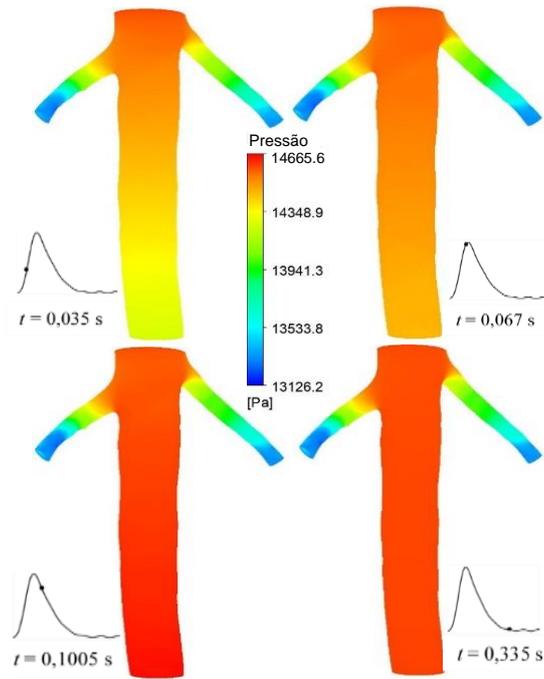


Figura 8.18 - Distribuição das pressões na geometria 1, nos instantes  $t = 0,035$  s,  $t = 0,067$  s,  $t = 0,1005$  s,  $t = 0,335$  s (Caso não newtoniano).

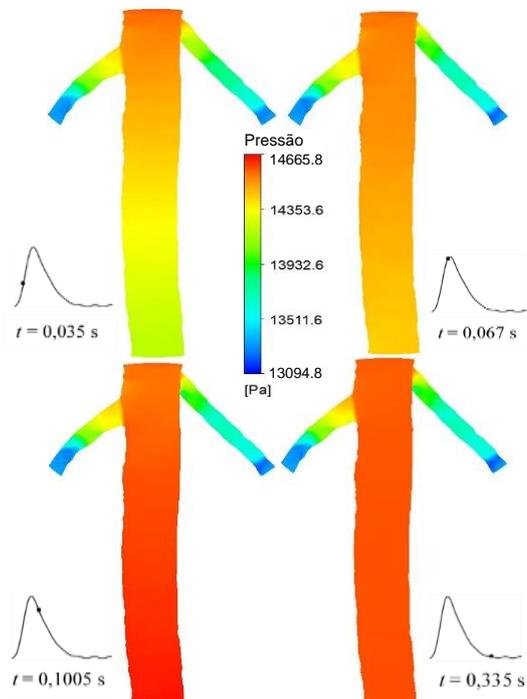


Figura 8.19 - Distribuição das pressões na geometria 2, nos instantes  $t = 0,035$  s,  $t = 0,067$  s,  $t = 0,1005$  s,  $t = 0,335$  s (Caso não newtoniano).

Analisando a figura 8.20, verifica-se que a queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal ao longo do ciclo cardíaco segue um comportamento semelhante para as duas geometrias. As maiores quedas de pressão ocorrem no intervalo de 0 a 0,2 s. Os valores são, de uma forma geral, mais elevados na geometria 2 do que na geometria 1. O valor máximo da queda de pressão registado foi 402,7 Pa no caso da geometria 1, e 451,1 Pa no caso da geometria 2.

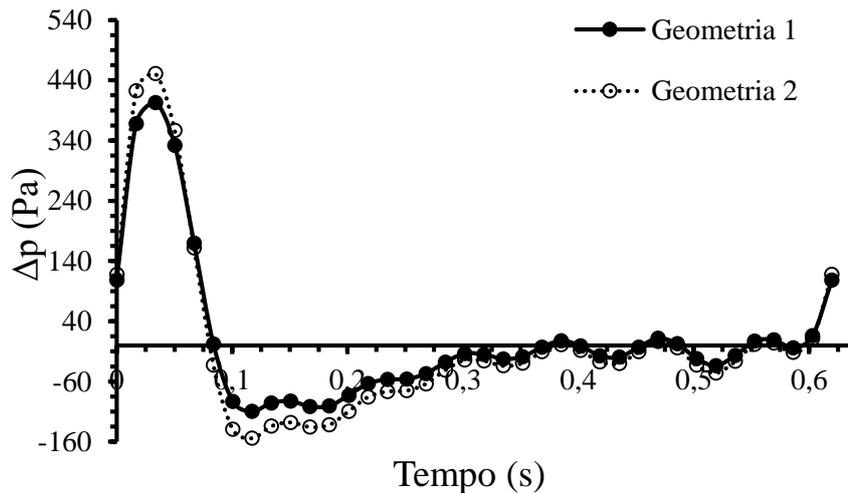


Figura 8.20 - Queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal durante um ciclo cardíaco, para as duas geometrias (Caso não newtoniano).

### Distribuição das tensões de corte nas paredes

As tensões de corte nas paredes apresentam os valores mais elevados nas zonas das artérias renais. Ao longo da artéria aorta abdominal os valores das TCP são baixos, Figuras 8.21 e 8.22. A zona da artéria em estudo onde se situam os valores mais elevados é na artéria renal esquerda. Seguindo um comportamento idêntico ao caso newtoniano, os valores das tensões de corte nas paredes vão aumentando de forma acentuada até ao instante  $t = 0,0503$  s, diminuindo a partir desse instante. Após uma diminuição dos valores das TCP no final da sístole, ocorre uma estabilização dos valores das mesmas, não ocorrendo a partir daí grandes oscilações nos valores. Analisando a geometria 1, constata-se que o valor máximo obtido foi 62,3 Pa e o valor mínimo obtido foi 0 Pa. Analisando a geometria 2, verifica-se que o valor máximo obtido foi 64,3 Pa e o valor mínimo foi 0 Pa. As Figuras 8.21 e 8.22 apresentam os valores das tensões de corte nas paredes em quatro instantes de tempo diferentes, nas geometrias 1 e 2 respetivamente.

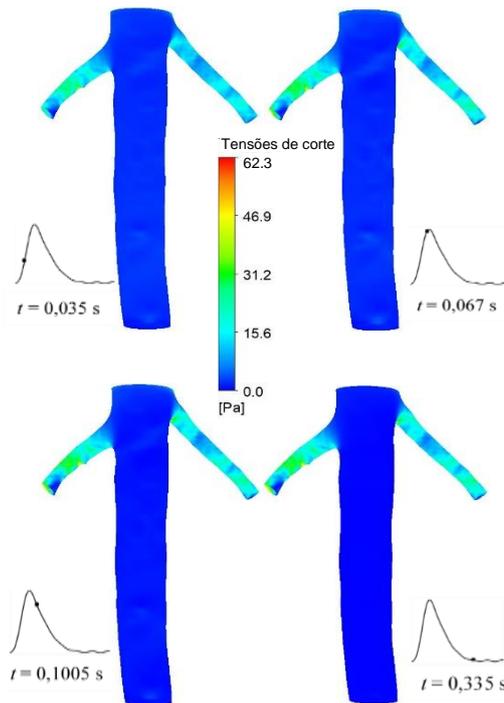


Figura 8.21 - Distribuição das tensões de corte nas paredes na geometria 1, nos instantes  $t = 0,035$  s,  $t = 0,067$  s,  $t = 0,1005$  s,  $t = 0,335$  s (Caso não newtoniano).

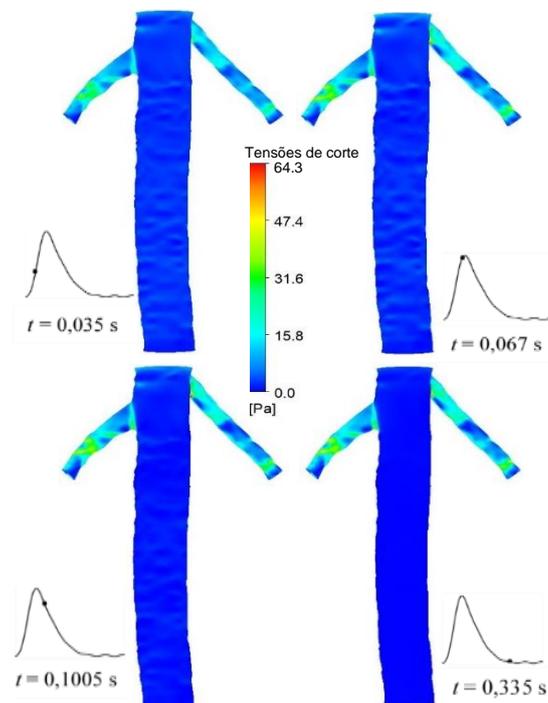


Figura 8.22 - Distribuição das tensões de corte nas paredes na geometria 2, nos instantes  $t = 0,035$  s,  $t = 0,067$  s,  $t = 0,1005$  s,  $t = 0,335$  s (Caso não newtoniano).

A Figura 8.23 mostra que os valores médios das TCP nas duas geometrias têm o mesmo comportamento ao longo do tempo. Os valores médios das tensões de corte nas paredes são mais elevados na geometria 2 do que na geometria 1. O instante em que as diferenças são maiores entre as duas geometrias ocorre em  $t = 0,01675$  s, e o valor dessa diferença é de 0,21 Pa.

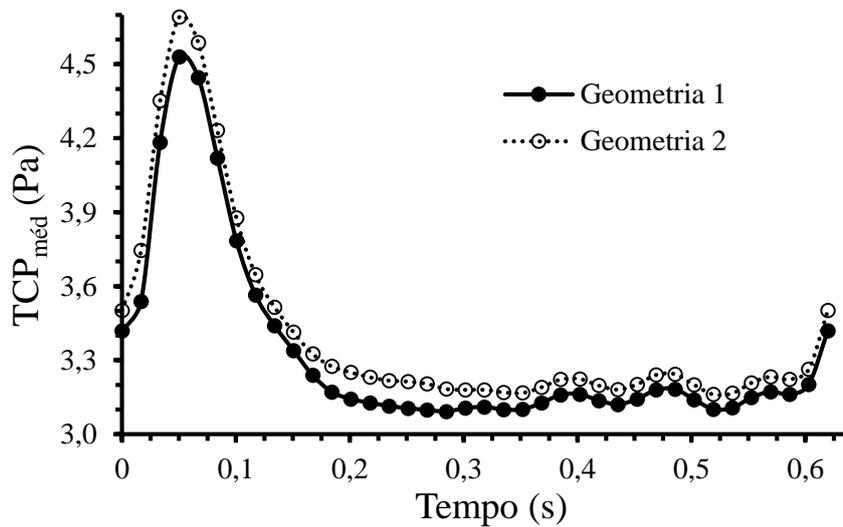


Figura 8.23 - Tensões de corte médias nas paredes ao longo de um ciclo cardíaco, para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano).

### Distribuição do OSI

Analisando os resultados do OSI nas duas geometrias no caso não newtoniano, é possível constatar que os valores mais elevados do OSI localizam-se na artéria aorta abdominal, nas zonas próximas das ramificações das artérias renais. As artérias renais apresentam valores muito baixos nas duas geometrias. O valor máximo obtido para o OSI foi 0,4685 na geometria 1 e 0,4820 na geometria 2, ou seja, o valor máximo do OSI é 2,80 % maior na geometria 2. As Figuras 8.24 e 8.25 apresentam a distribuição dos valores do OSI para as geometrias 1 e 2 respectivamente.

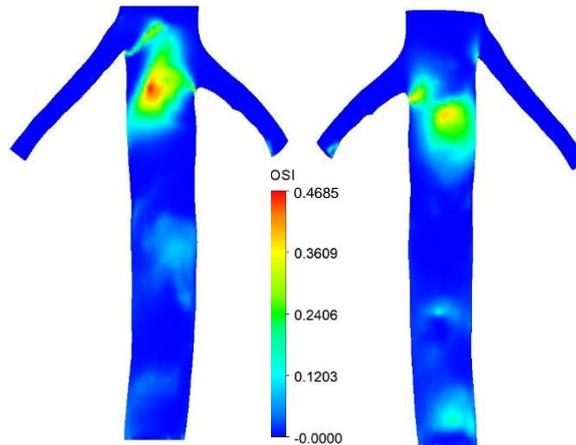


Figura 8.24 - Distribuição do OSI na geometria 1 (Caso não newtoniano).

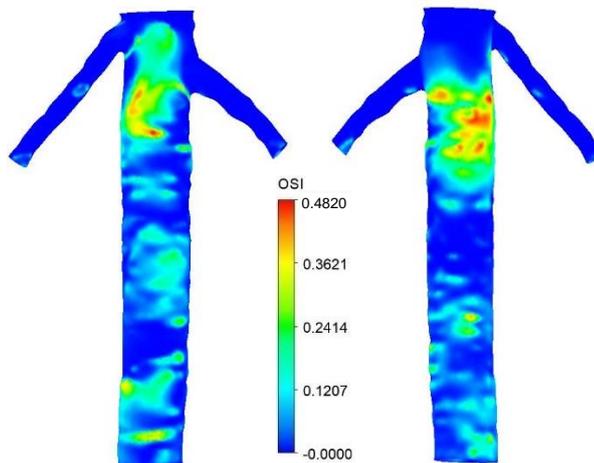


Figura 8.25 - Distribuição do OSI na geometria 2 (Caso não newtoniano).

A Figura 8.26 dispõe os valores do OSI em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2. O OSI apresenta os valores mais elevados nas zonas onde o Z se encontra entre os 0,06 m e os 0,08 m. Este índice hemodinâmico atinge o valor mais elevado em  $Z = 0,072$  m no caso da geometria 1, e em  $Z = 0,072$  m no caso da geometria 2. Na geometria 2 há zonas onde os valores do OSI são substancialmente mais elevados do que na geometria 1, nomeadamente nas zonas compreendidas entre  $Z = 0$  m e  $Z = 0,04$  m.

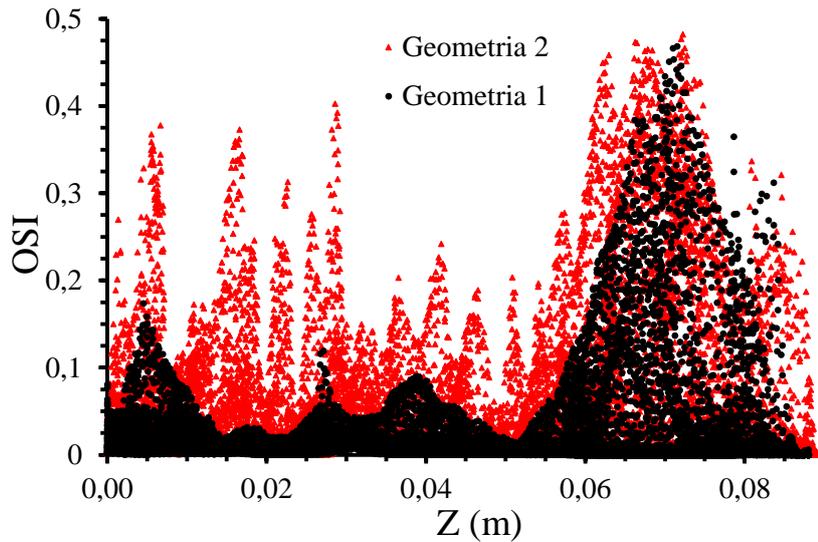


Figura 8.26 - OSI em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano).

### Distribuição do AWSS

Tal como no caso newtoniano, os valores mais elevados do AWSS no caso não newtoniano encontram-se nas zonas das artérias renais. Os valores do AWSS são baixos ao longo da artéria aorta abdominal. Estes factos são comuns para as duas geometrias. O valor máximo obtido para este índice hemodinâmico foi 60,6 Pa na geometria 1 e 61,9 Pa na geometria 2. O valor máximo do AWSS é 2,10 % maior na geometria 2. Os valores do AWSS são, de uma forma geral, maiores na geometria 2 do que na geometria 1. A Figura 8.27 mostra a distribuição dos valores do AWSS nas geometrias 1 e 2.

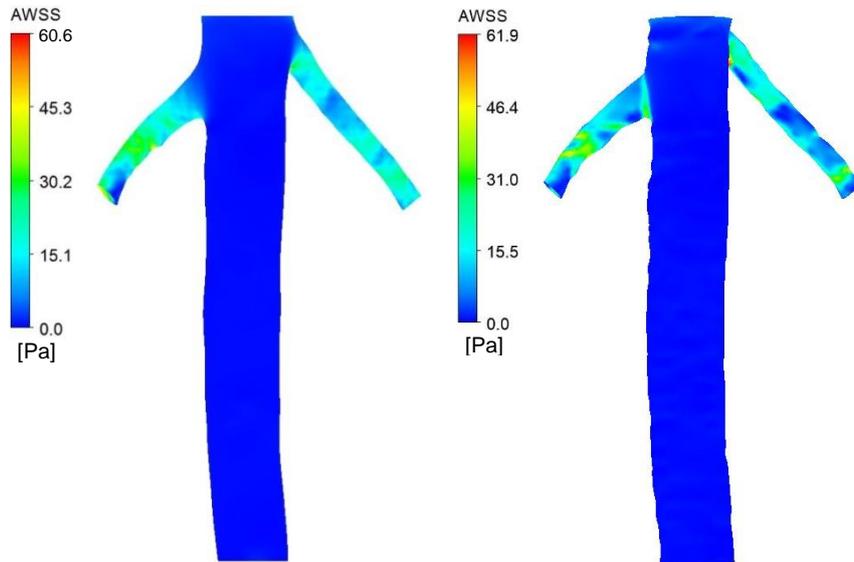


Figura 8.27 - Distribuição do AWSS (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso não newtoniano.

A Figura 8.28 apresenta os valores do AWSS em função de  $Z$  para as geometrias 1 e 2. Os valores mais elevados do AWSS ocorrem nas zonas onde o  $Z$  se encontra entre os 0,06 m e os 0,09 m, em concordância com a Figura 8.27, isto é, localizam-se na região das artérias renais. O valor mais elevado do AWSS na geometria 1 ocorre na posição  $Z = 0,062$  m. Na geometria 2, o valor mais elevado ocorre na posição  $Z = 0,083$  m.

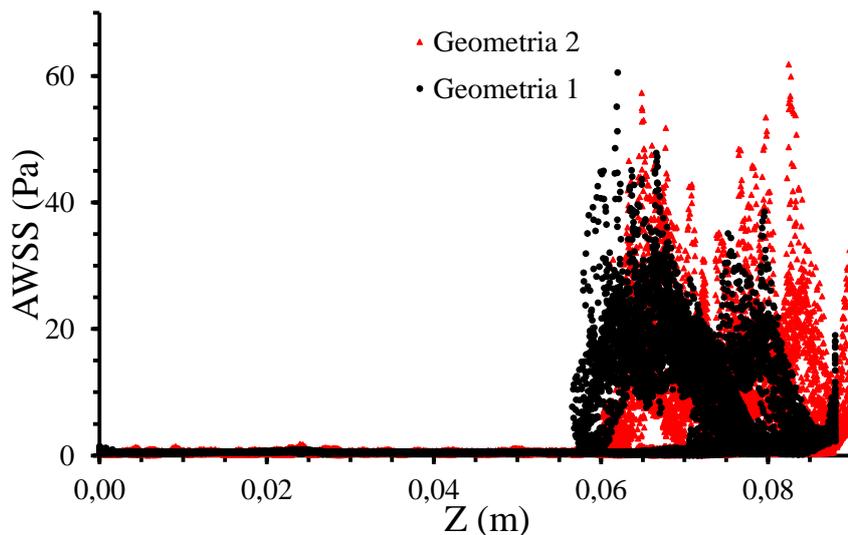


Figura 8.28 - AWSS em função do eixo  $Z$  para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano).

### Distribuição do AWSSV

Os resultados do AWSSV são similares aos resultados do AWSS no que diz respeito à distribuição e grandeza dos dois índices hemodinâmicos. Os valores mais elevados do AWSSV encontram-se nas zonas das artérias renais e os valores mais baixos na artéria aorta abdominal. O valor máximo obtido para o AWSSV foi 60,6 Pa na geometria 1 e 61,9 Pa na geometria 2. O valor máximo do AWSSV é 2,10 % maior na geometria 2. A Figura 8.29 mostra a distribuição dos valores do AWSSV nas geometrias 1 e 2.

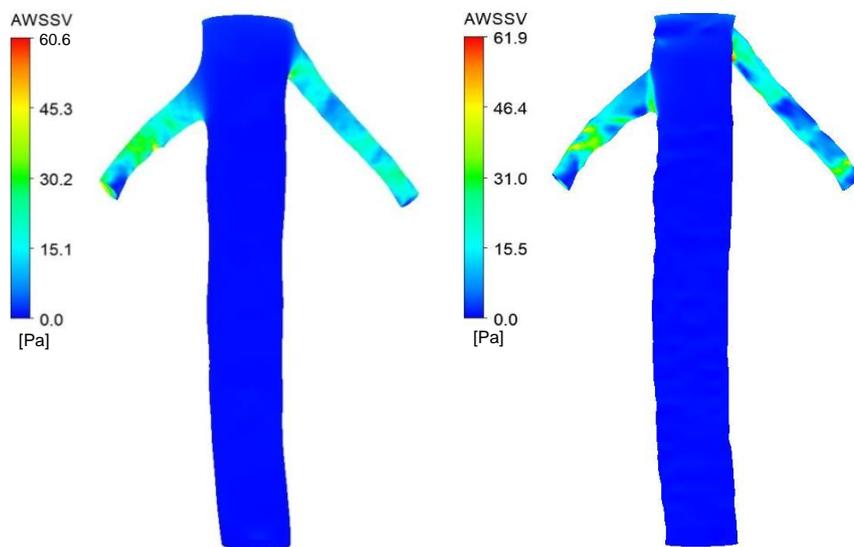


Figura 8.29 - Distribuição do AWSSV (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso não newtoniano.

A Figura 8.30 dispõe os valores do AWSSV em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2. É possível confirmar a partir desta figura as informações que já se tinham abstraído anteriormente, ou seja, confirmam-se as zonas onde os valores do AWSSV são mais elevados ( $0,06 \text{ m} \leq Z \leq 0,08 \text{ m}$ ) e mais baixos. O AWSSV atinge o valor máximo na geometria 1 em  $Z = 0,062 \text{ m}$ . Na geometria 2, o AWSSV atinge o valor máximo em  $Z = 0,083 \text{ m}$ .

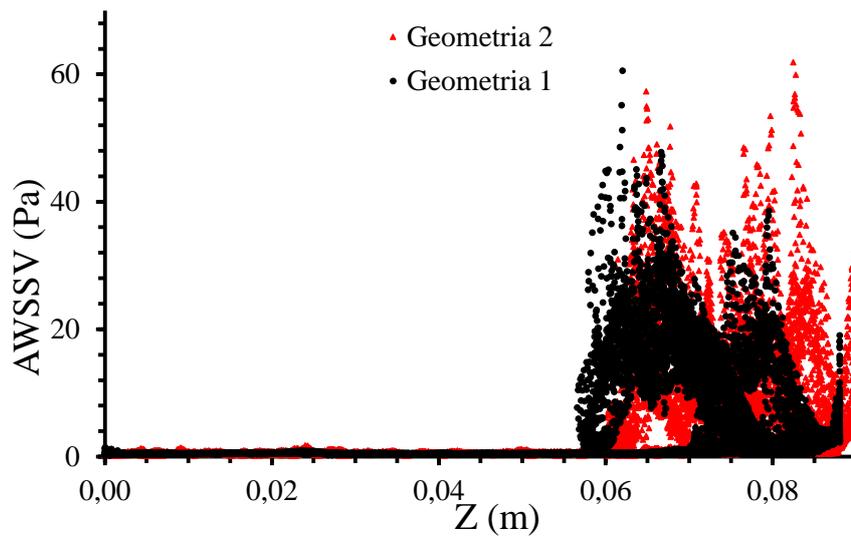


Figura 8.30 - AWSSV em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano).

### Distribuição do RRT

A distribuição do RRT no caso não newtoniano é qualitativamente idêntica à distribuição do RRT no caso newtoniano. As zonas que apresentam os maiores valores do RRT situam-se na artéria aorta abdominal nas proximidades das artérias renais. Este índice hemodinâmico atinge um máximo de  $53,95 \text{ Pa}^{-1}$  na geometria 1, e um máximo de  $111,21 \text{ Pa}^{-1}$  na geometria 2, ou seja, o valor máximo do RRT é aproximadamente o dobro na geometria 2. A Figura 8.31 ilustra a distribuição dos valores do RRT nas geometrias 1 e 2.

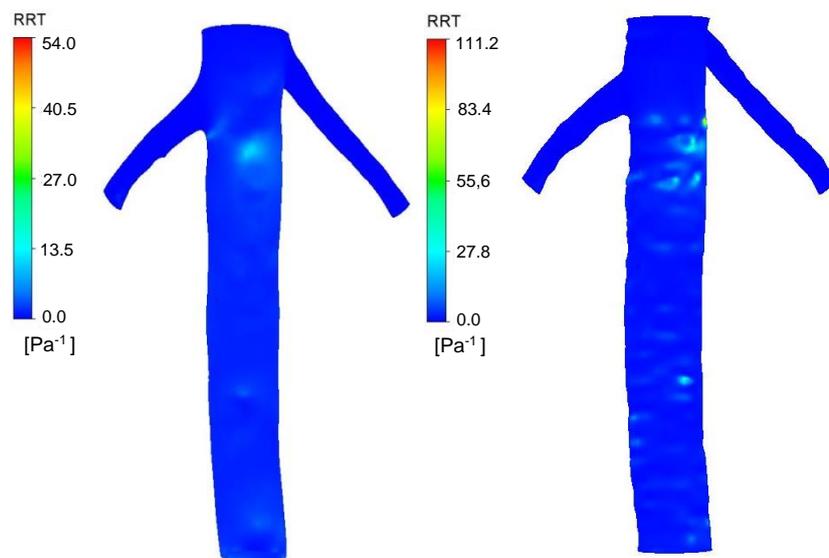


Figura 8.31 - Distribuição do RRT (geometria 1 - esquerda; geometria 2 - direita) - Caso não newtoniano.

A Figura 8.32 mostra os valores do RRT em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2. É possível verificar que os valores do RRT são, de uma forma geral, maiores na geometria 2 do que na geometria 1. A maior ondulação das paredes da geometria 2 constitui uma explicação possível para este facto. O valor mais elevado do RRT na geometria 1 ocorre em  $Z = 0,071$  m, e o valor mais elevado do RRT na geometria 2 ocorre em  $Z = 0,066$  m.

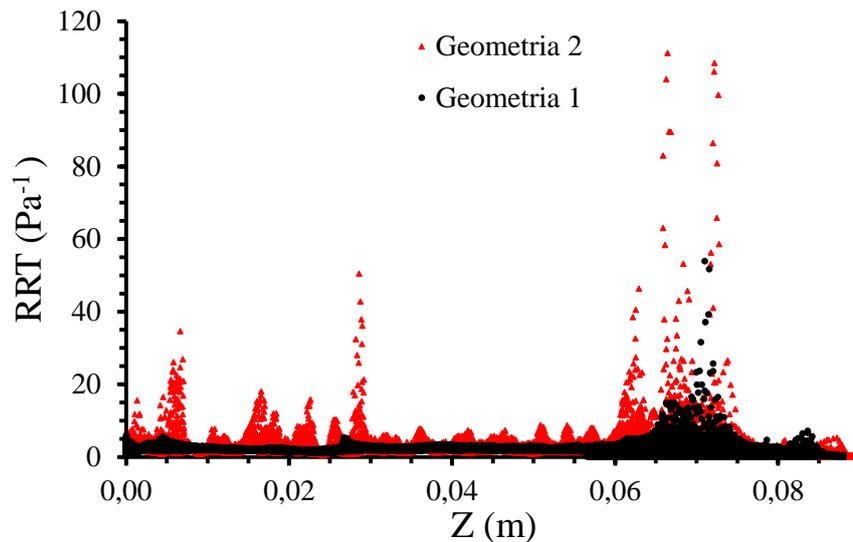


Figura 8.32 - RRT em função do eixo Z para as geometrias 1 e 2 (Caso não newtoniano).

Analisando os resultados do AWSSV em função dos resultados do AWSS, constata-se que há uma relação quase direta entre os valores destes dois índices hemodinâmicos, tal como era esperado, não só pelos resultados obtidos para o caso newtoniano, mas também devido ao significado matemático destes índices hemodinâmicos. As Figuras 8.33 e 8.34 apresentam os resultados do AWSSV em função dos resultados do AWSS, para as geometrias 1 e 2 respetivamente.

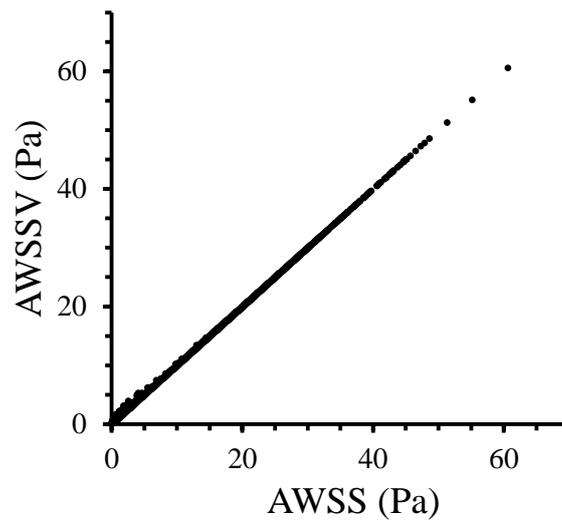


Figura 8.33 - AWSSV em função do AWSS (geometria 1 - Caso não newtoniano).

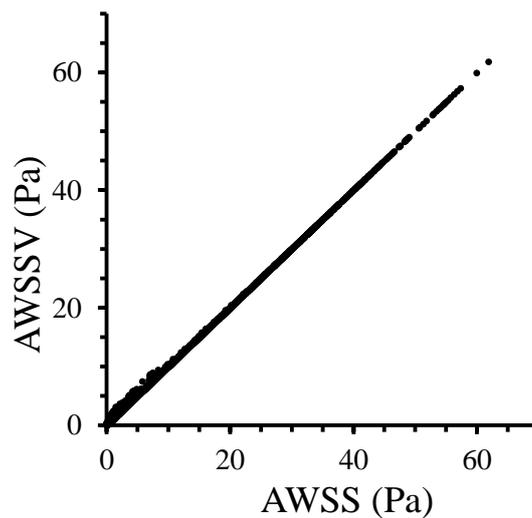


Figura 8.34 - AWSSV em função do AWSS (geometria 2 - Caso não newtoniano).

Depois de efetuada uma análise aos resultados de diferentes variáveis hemodinâmicas, calcularam-se um conjunto de parâmetros para perceber a influência das diferenças geométricas existentes entre as duas geometrias nos resultados obtidos. Foram calculados os valores médios dos quatro índices hemodinâmicos em estudo (OSI, AWSS, AWSSV e RRT), o valor médio das TCP, o valor médio dos valores absolutos da queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal, os valores máximos e mínimos de cada um deles e a diferença relativa percentual entre os valores médios das variáveis, obtidos em cada uma das geometrias. Esses resultados encontram-se organizados na Tabela 8.2.  $\overline{f_{G1}}$  e  $\overline{f_{G2}}$  correspondem aos valores médios de cada

uma das variáveis, nas geometrias 1 e 2 respetivamente.  $f_{MÁX G1}$  e  $f_{MÁX G2}$  correspondem ao valor máximo registado nas geometrias 1 e 2.  $f_{MIN G1}$  e  $f_{MIN G2}$  correspondem ao valor mínimo registado nas geometrias 1 e 2.  $\Delta_{G2-G1}$  corresponde à diferença relativa percentual entre os valores médios das variáveis, obtidos em cada um das geometrias.

Tabela 8.2 - Valores médios, mínimos e máximos, nas geometrias 1 e 2, do OSI, AWSS, AWSSV, RRT, TCP,  $\Delta p$  e diferenças relativas percentuais entre os resultados médios obtidos para as duas geometrias (Caso não newtoniano).

	$\overline{f_{G1}}$	$\overline{f_{G2}}$	$f_{MÁX G1}$	$f_{MIN G1}$	$f_{MÁX G2}$	$f_{MIN G2}$	$\Delta_{G2-G1} (\%)$
<b>OSI</b>	0,028	0,059	0,4685	0	0,4820	0	52,54
<b>AWSS (Pa)</b>	5,56	4,78	60,567	0,023	61,851	0,010	16,32
<b>AWSSV (Pa)</b>	5,59	4,84	60,570	0,195	61,857	0,124	15,50
<b>RRT (Pa<sup>-1</sup>)</b>	1,54	2,29	53,945	0,017	111,205	0,017	32,75
<b>TCP (Pa)</b>	3,33	3,42	4,529	3,092	4,691	3,161	2,63
<b><math>\Delta p</math> (Pa)</b>	70,12	86,40	402,7	0,9	451,1	1,2	18,84

Fazendo uma análise aos resultados das diferenças relativas percentuais constata-se que, tal como no caso newtoniano, o OSI e o RRT são os índices hemodinâmicos cujos valores médios apresentam as maiores diferenças entre si. Os valores médios do OSI das duas geometrias possuem uma diferença relativa percentual entre si de 52,54 %, e os valores médios do RRT possuem uma diferença de 32,75 %. Os restantes índices hemodinâmicos não apresentam tanta dependência da forma geométrica quando comparados com o OSI e o RRT, apresentam diferenças relativas percentuais entre aproximadamente os 2 % e os 19 %.

### 8.3 Comparação dos casos

Neste subcapítulo apresenta-se uma análise comparativa entre os resultados obtidos nos casos newtoniano e não newtoniano, para cada uma das geometrias.

#### Queda de pressão

A Figura 8.35 mostra a queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal para a geometria 1, nos casos newtoniano e não newtoniano. É possível constatar que os dois casos

seguem o mesmo comportamento. Pode-se verificar tal facto na Figura 8.35, observando que as linhas que definem  $\Delta p$  em função do tempo são praticamente sobrepostas.

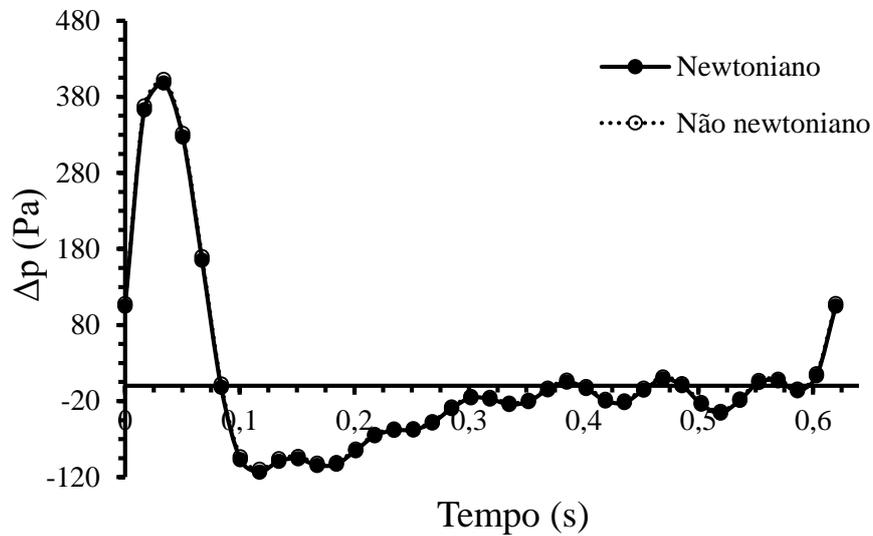


Figura 8.35 - Queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal para a geometria 1, nos casos newtoniano e não newtoniano.

Na geometria 2, os valores da queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal ao longo do tempo seguem também um comportamento semelhante para os dois casos, como se pode verificar na Figura 8.36.

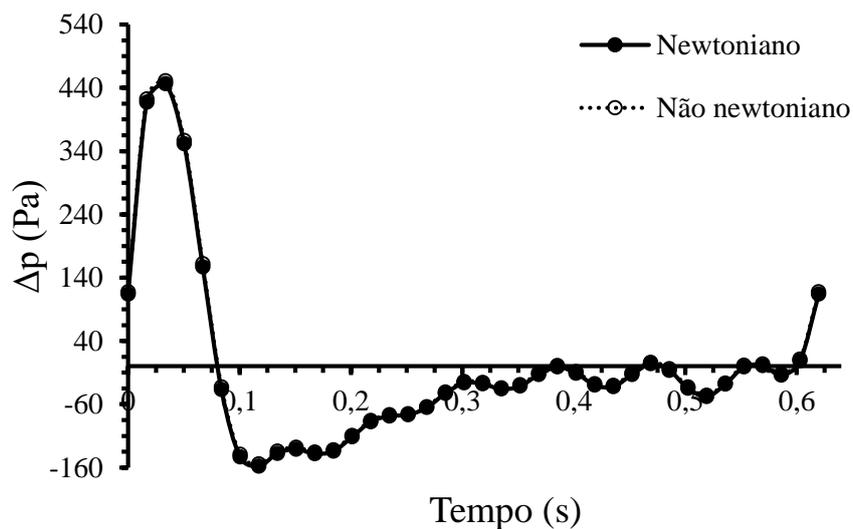


Figura 8.36 - Queda de pressão entre a entrada e a saída abdominal para a geometria 2, nos casos newtoniano e não newtoniano.

Com o objetivo de tornar claro as diferenças entre os valores das quedas de pressão nos casos newtoniano e não newtoniano, na Figura 8.37 é apresentada a diferença ( $\Delta p_{n-nn}$ ) entre os dois casos, para as duas geometrias. Verifica-se que na geometria 1, o valor da diferença máxima corresponde a -4,9 Pa e ocorre no instante  $t = 0,01675$  s. O valor da diferença mínima corresponde a -1,5 Pa e ocorre no instante  $t = 0,268$  s. Na geometria 2, o valor da diferença máxima corresponde a -5,4 Pa e ocorre em  $t = 0,01675$  s. O valor da diferença mínima corresponde a -1,4 Pa e ocorre em  $t = 0,268$  s.

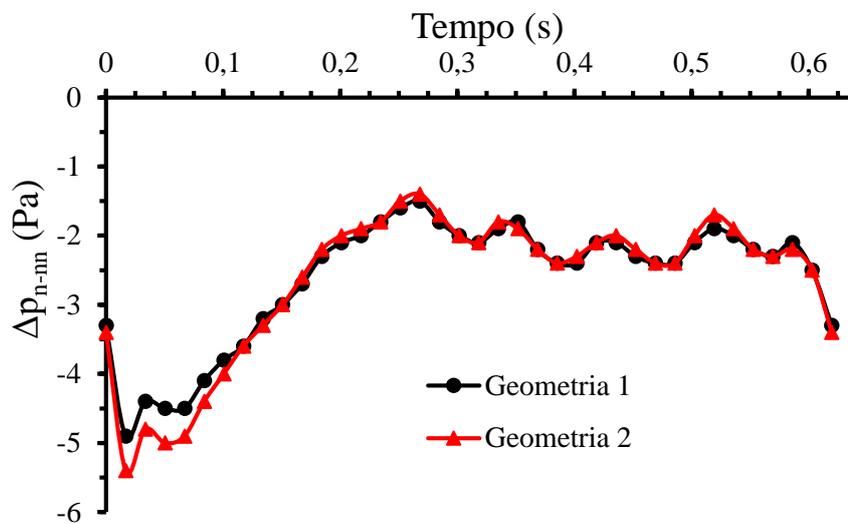


Figura 8.37 - Diferenças entre as quedas de pressão nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

### Tensões de corte médias nas paredes

As tensões de corte médias nas paredes no caso não newtoniano são sempre superiores quando comparadas com o caso newtoniano, embora sigam o mesmo comportamento. A Figura 8.38 mostra as tensões de corte médias nas paredes para a geometria 1, nos casos newtoniano e não newtoniano. No caso não newtoniano, o valor máximo obtido corresponde a 4,53 Pa e ocorre no instante  $t = 0,05025$  s. O valor mínimo corresponde a 3,09 Pa e ocorre no instante  $t = 0,28475$  s. No caso newtoniano, o valor máximo obtido corresponde a 4,34 Pa e ocorre no instante  $t = 0,05025$ . O valor mínimo corresponde a 3,00 Pa e ocorre no instante  $t = 0,51925$  s.

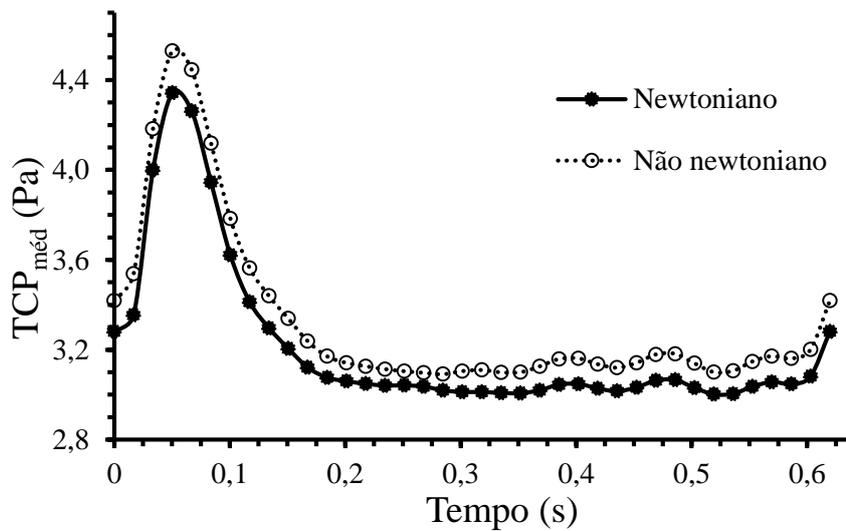


Figura 8.38 - Tensões de corte médias nas paredes para a geometria 1, nos casos newtoniano e não newtoniano.

Fazendo uma análise das tensões de corte médias nas paredes na geometria 2 (Figura 8.39) constata-se que, tal como na geometria 1, os valores obtidos no caso não newtoniano são maiores do que os obtidos no caso newtoniano. Esse comportamento pode ser explicado pelo que se observa na Figura 3.1. No caso não newtoniano, quando as taxas de corte são menores do que  $100 \text{ s}^{-1}$ , a viscosidade é maior do que no caso newtoniano e como consequência as TCP também serão maiores, o que sugere que o escoamento não newtoniano juntos das paredes deverá estar, em geral, sujeito a taxas de corte inferiores a  $100 \text{ s}^{-1}$ .

Ambos os casos seguem um comportamento semelhante ao longo do tempo. O valor máximo das TCP médias obtido no caso não newtoniano foi 4,69 Pa no instante  $t = 0,05025 \text{ s}$ , e o valor mínimo foi 3,16 Pa no instante  $t = 0,51925 \text{ s}$ . O valor máximo das TCP médias obtido no caso newtoniano foi 4,51 Pa no instante  $t = 0,05025 \text{ s}$ , e o valor mínimo foi 3,07 Pa no instante  $t = 0,536 \text{ s}$ .

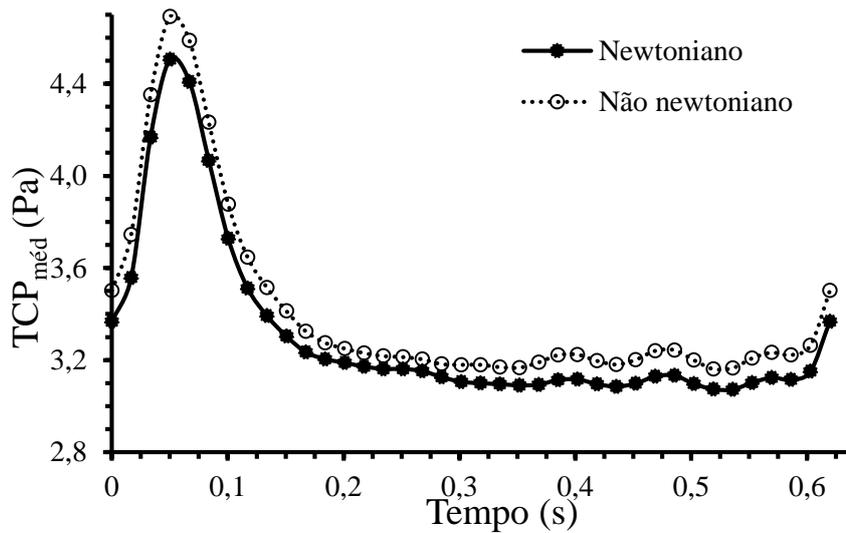


Figura 8.39 - Tensões de corte médias nas paredes para a geometria 2, nos casos newtoniano e não newtoniano.

Analisando as diferenças entre os resultados das TCP médias nos casos newtoniano e não newtoniano (Figura 8.40), verifica-se que as mesmas são máximas entre os 0 s e os 0,1 s, atingindo, no caso da geometria 1, o valor máximo de -0,186 Pa em  $t = 0,05025$  s, e o valor mínimo de -0,060 Pa em  $t = 0,268$  s. No caso da geometria 2, o valor máximo das diferenças corresponde a -0,39 Pa em  $t = 0,01675$  s, e o valor mínimo corresponde a -0,159 Pa em  $t = 0,51925$  s.

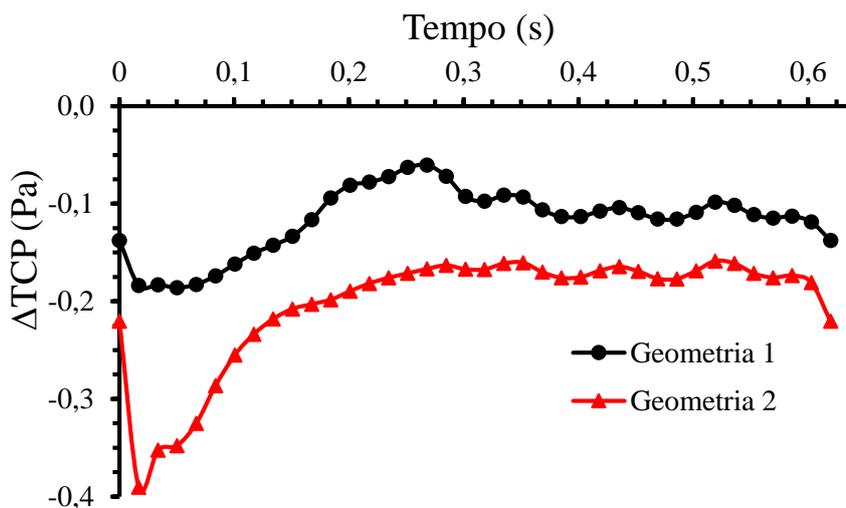


Figura 8.40 - Diferenças entre as TCP médias nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

### Distribuição do OSI

Comparando os resultados do OSI nas duas geometrias, verifica-se que os valores são maiores no caso newtoniano, Figuras 8.41 e 8.42. Essa tendência é mais perceptível na geometria 1 do que na geometria 2.

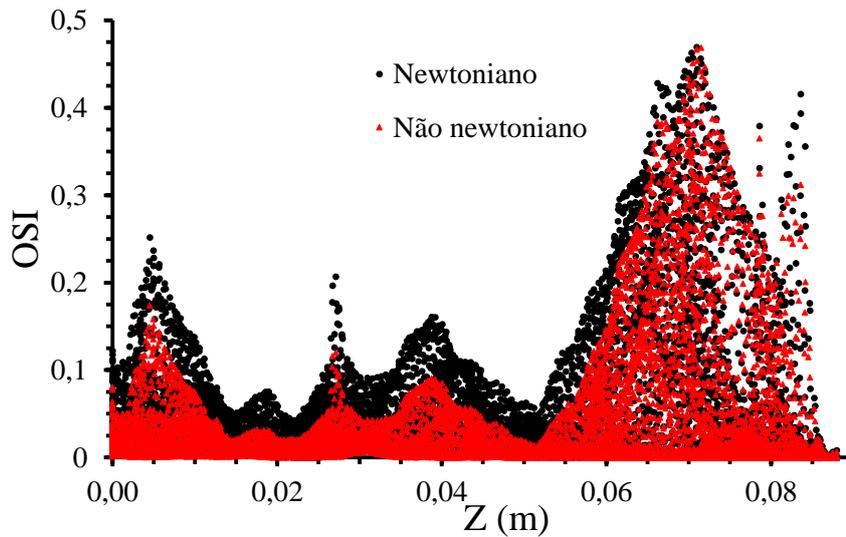


Figura 8.41 - Distribuição do OSI ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 1.

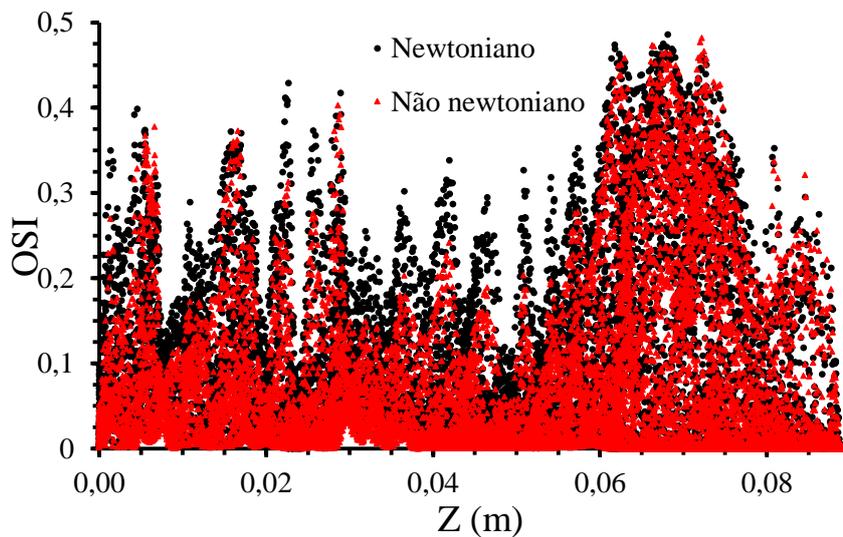


Figura 8.42 - Distribuição do OSI ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 2.

A Figura 8.43 mostra as diferenças existentes entre os resultados do OSI obtidos nos casos newtoniano e não newtoniano, para as duas geometrias. Pode-se constatar que as diferenças são maiores na geometria 2, isto é, os efeitos não newtonianos são mais pronunciados na geometria 2. Na geometria 1, as zonas onde as diferenças são maiores situam-se nas proximidades de  $Z = 0,085$  m. Na geometria 2, não há uma zona que se diferencie de forma clara das outras, apesar da distribuição não uniforme dessas diferenças, de forma que permita afirmar que as diferenças sejam maiores na mesma. O ponto onde a diferença do OSI é maior corresponde a  $(0,084; 0,132)$  na geometria 1, e a  $(0,063; 0,146)$  na geometria 2.

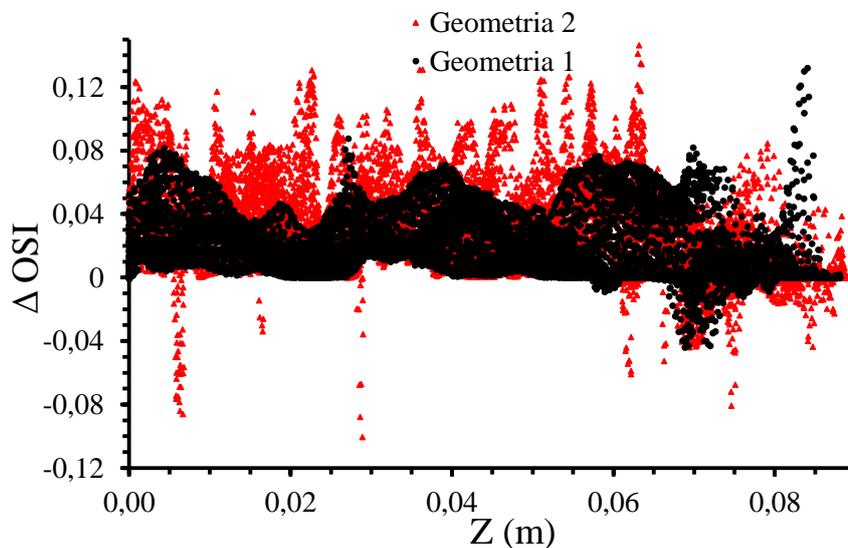


Figura 8.43 - Diferenças entre os resultados do OSI nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

A Figura 8.44 mostra o OSI newtoniano em função do OSI não newtoniano. Estão representadas nesta figura três retas; a reta azul serve de referência para a visualização dos efeitos não newtonianos. Caso não existissem efeitos não newtonianos, todos os pontos estariam distribuídos sobre a reta azul. As outras duas retas são as retas do ajuste linear aos pontos para cada uma das geometrias (G1n para a geometria 1 a cor de laranja e G2n para a geometria 2 a verde). Ambas as retas têm um declive maior do que 1 e intercetam o semieixo positivo vertical (OSI - newtoniano), indicando que, em média, os valores do OSI no caso newtoniano são superiores aos valores do OSI no caso não newtoniano. Na geometria 2, a distribuição dos pontos em torno da reta de ajuste apresenta uma maior dispersão como consequência da maior tortuosidade desta geometria.

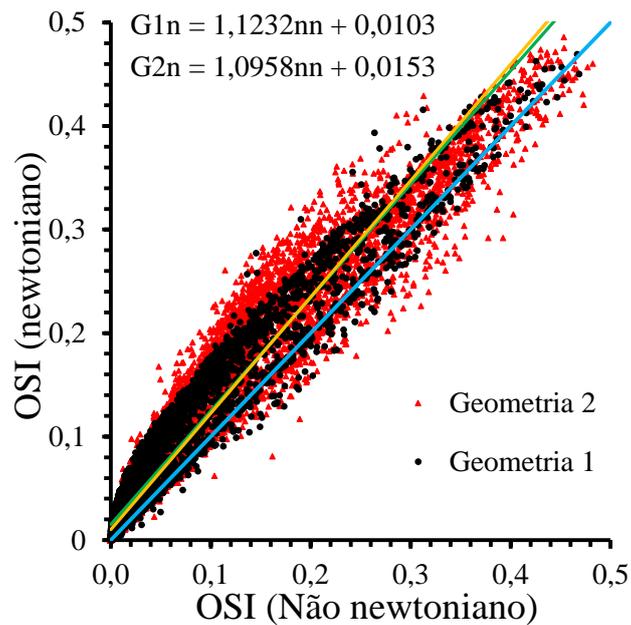


Figura 8.44 - OSI no caso newtoniano em função do OSI no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

Para avaliar os efeitos não newtonianos, propõe-se o método da reta de melhor ajuste. O declive e a ordenada na origem aparecem assim como novos parâmetros para avaliar, em média, os efeitos não newtonianos. Contudo, em futuros trabalhos, é importante acrescentar um novo parâmetro que tenha em conta a dispersão dos pontos.

### Distribuição do AWSS

Os resultados obtidos para o AWSS mostram que ambos os casos seguem um comportamento semelhante nas duas geometrias. No geral, apesar das diferenças serem pequenas, os valores do AWSS são maiores no caso não newtoniano. A Figura 8.45 mostra os resultados do AWSS nos casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 1.

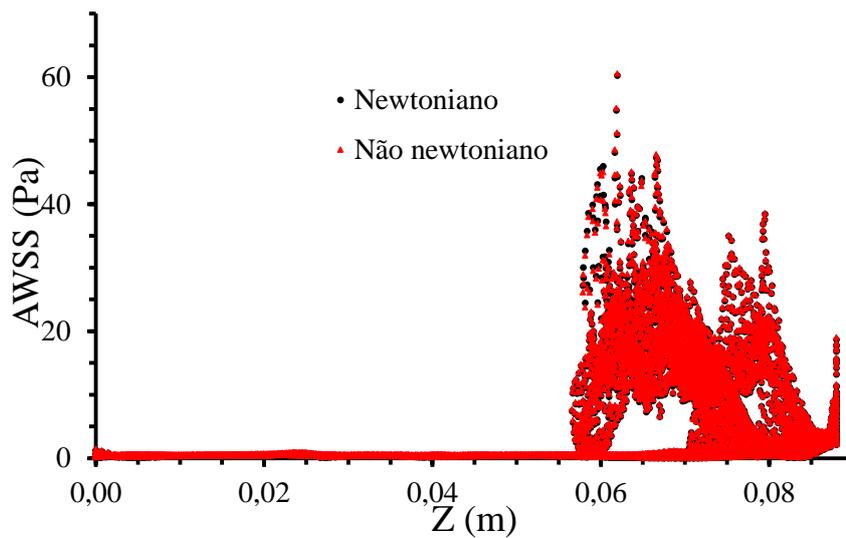


Figura 8.45 - Distribuição do AWSS ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 1.

A Figura 8.46 mostra a distribuição do AWSS ao longo do eixo Z nos casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 2.

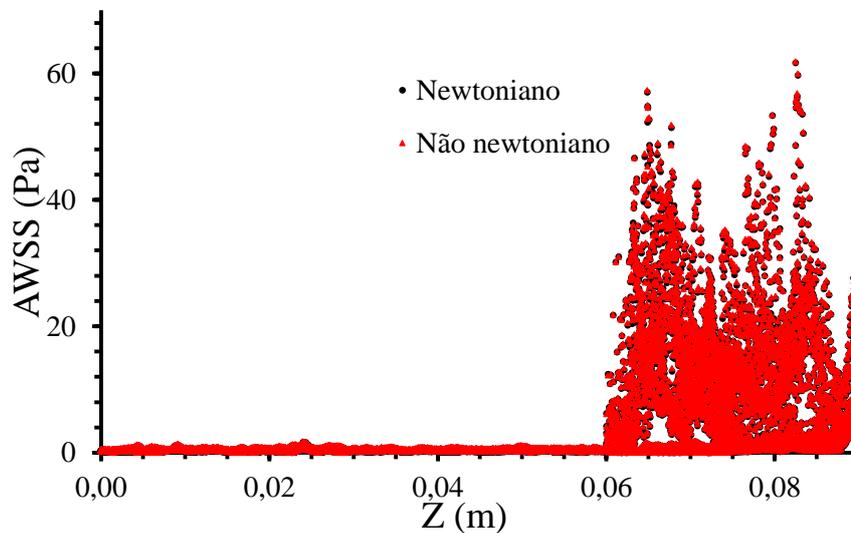


Figura 8.46 - Distribuição do AWSS ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 2.

As diferenças existentes entre os resultados do AWSS nos casos newtoniano e não newtoniano seguem um comportamento muito semelhante nas duas geometrias. Constatase que, contrariamente ao observado no caso do OSI, as diferenças são maiores na geometria 1 do que na geometria 2, Figura 8.47.

As diferenças entre os resultados do AWSS nos dois casos são maiores nas zonas das artérias renais ( $0,05 \text{ m} \leq Z \leq 0,08 \text{ m}$ ). O valor mais elevado das diferenças na geometria 1 corresponde a  $1,126 \text{ Pa}$ , e ocorre em  $Z = 0,058 \text{ m}$ . Na geometria 2, o valor mais elevado das diferenças corresponde a  $-0,730 \text{ Pa}$ , e ocorre em  $Z = 0,074 \text{ m}$ .

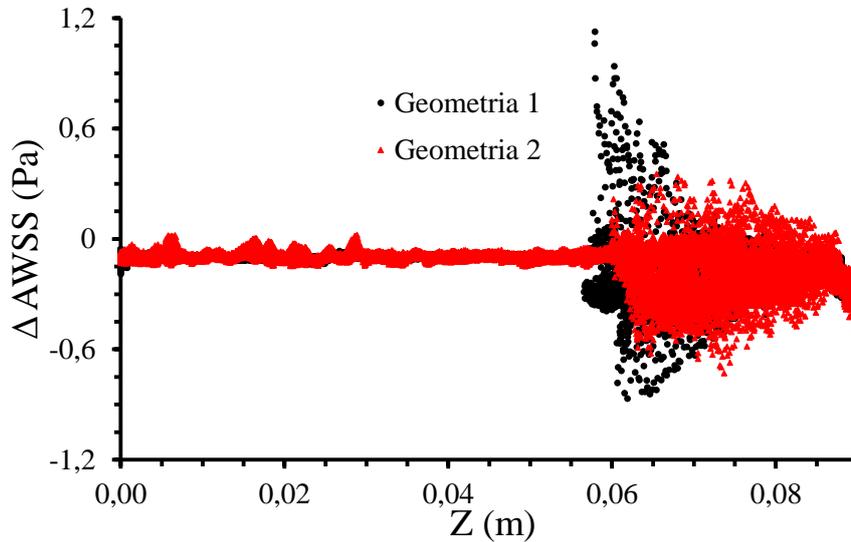


Figura 8.47 - Diferenças entre os resultados do AWSS nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

A Figura 8.48 apresenta os resultados do AWSS no caso newtoniano em função dos resultados do AWSS no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. Por comparação com a reta de referência, confirma-se que os valores do AWSS obtidos no caso não newtoniano são maiores do que os obtidos no caso newtoniano, nas duas geometrias. Os declives das retas de ajuste são menores do que 1 em ambas as geometrias e intercetam o semieixo negativo vertical (AWSS - newtoniano) indicando que, em média, os valores do AWSS no caso não newtoniano são superiores.

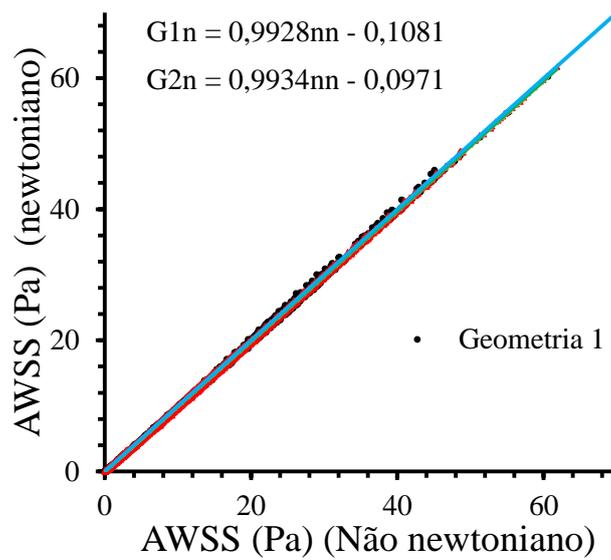


Figura 8.48 - AWSS no caso newtoniano em função do AWSS no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

### Distribuição do AWSSV

Os resultados do AWSSV seguem um comportamento semelhante nos dois casos. Este facto é comum para as duas geometrias. Os resultados obtidos no caso não newtoniano são mais elevados do que os obtidos no caso newtoniano. As Figuras 8.49 e 8.50 mostram a distribuição do AWSSV nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2 respetivamente.

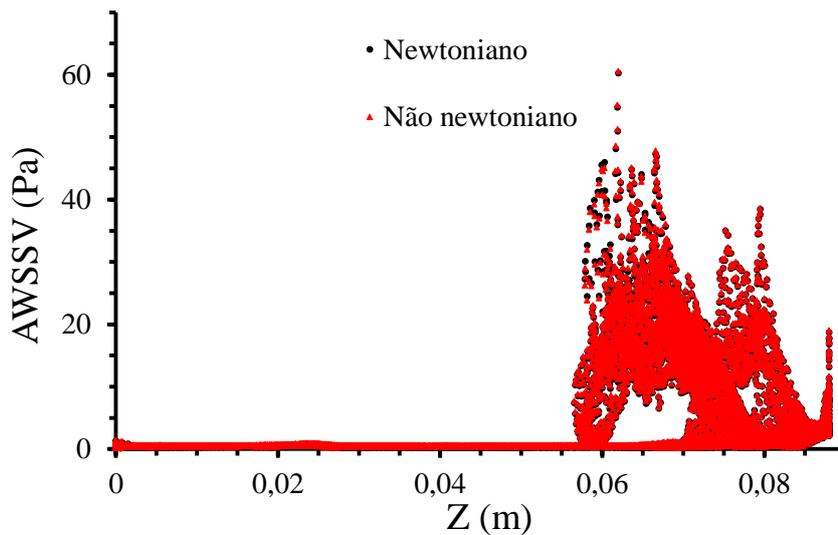


Figura 8.49 - Distribuição do AWSSV ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 1.

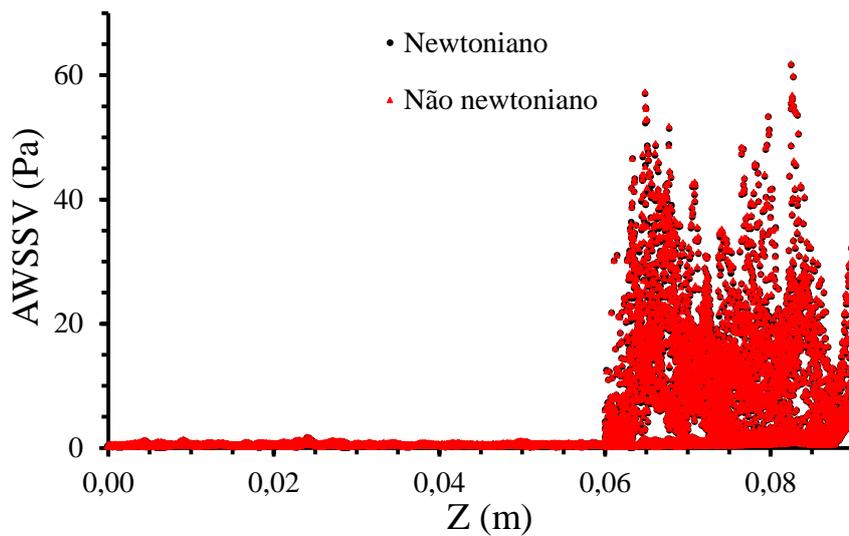


Figura 8.50 - Distribuição do AWSSV ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 2.

Observando as diferenças existentes entre os resultados dos casos newtoniano e não newtoniano, verifica-se que as mesmas seguem um comportamento semelhante nas duas geometrias. Os resultados mostram que as maiores diferenças entre os dois casos ocorrem nas zonas das artérias renais. Na região das artérias renais, as diferenças são maiores na geometria 1 do que na geometria 2. A maior diferença na geometria 1 corresponde a 1,125 Pa, e ocorre em  $Z = 0,058$  m. A maior diferença na geometria 2 corresponde a  $-0,725$  Pa, e ocorre em  $Z = 0,074$  m. A Figura 8.51 dispõe as diferenças entre os resultados do AWSSV nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

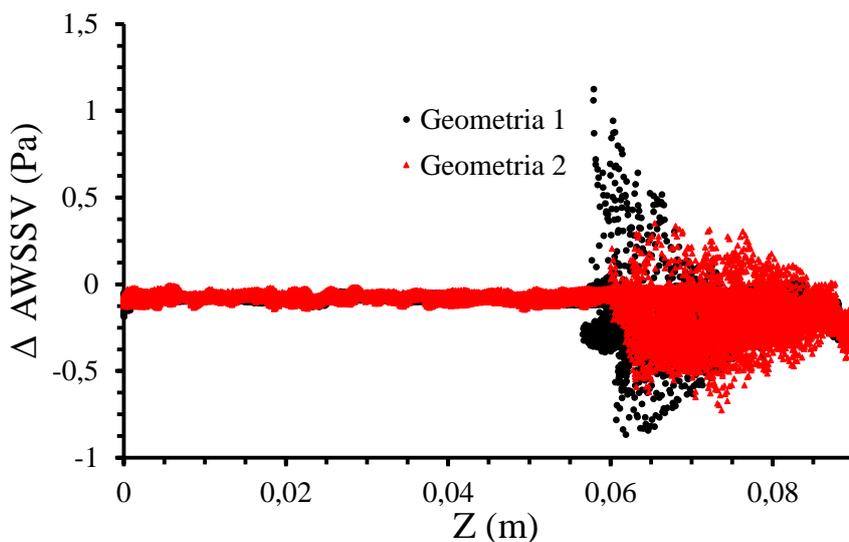


Figura 8.51 - Diferenças entre os resultados do AWSSV nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

A Figura 8.52 mostra os resultados do AWSSV no caso newtoniano em função dos resultados do AWSSV no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. Observando as retas presentes, constata-se que as mesmas estão praticamente sobrepostas. É possível comprovar a partir dos declives das retas que os valores não newtonianos são, em média, mais elevados do que os valores newtonianos nas duas geometrias.

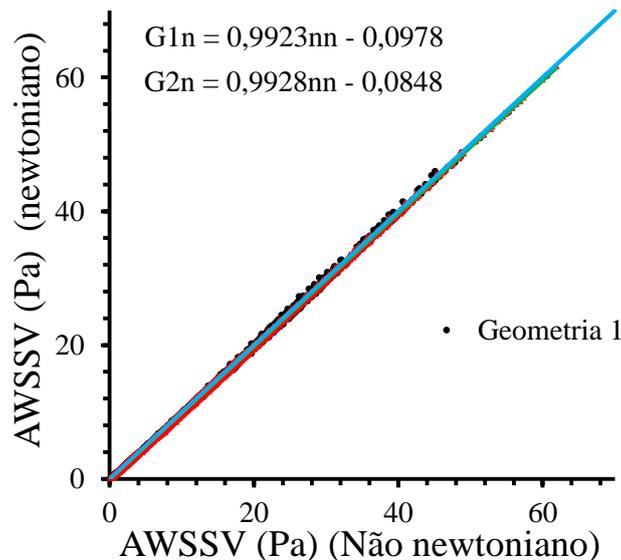


Figura 8.52 - AWSSV no caso newtoniano em função do AWSSV no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

### Distribuição do RRT

As Figuras 8.53 e 8.54 mostram os resultados do RRT nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2 respetivamente. Na geometria 1, os resultados mostram uma tendência semelhante para os dois casos. Na geometria 2, essa tendência, apesar de existir, não é tão clara como na geometria 1. À semelhança do que acontece com o OSI, os valores do RRT são mais elevados no caso newtoniano do que no caso não newtoniano, contrariamente ao observado nos resultados do AWSS e do AWSSV.

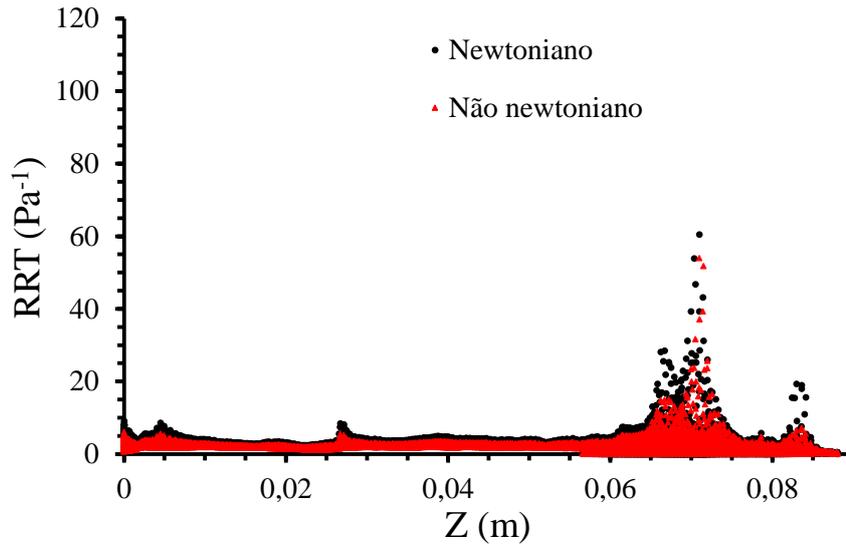


Figura 8.53 - Distribuição do RRT ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 1.

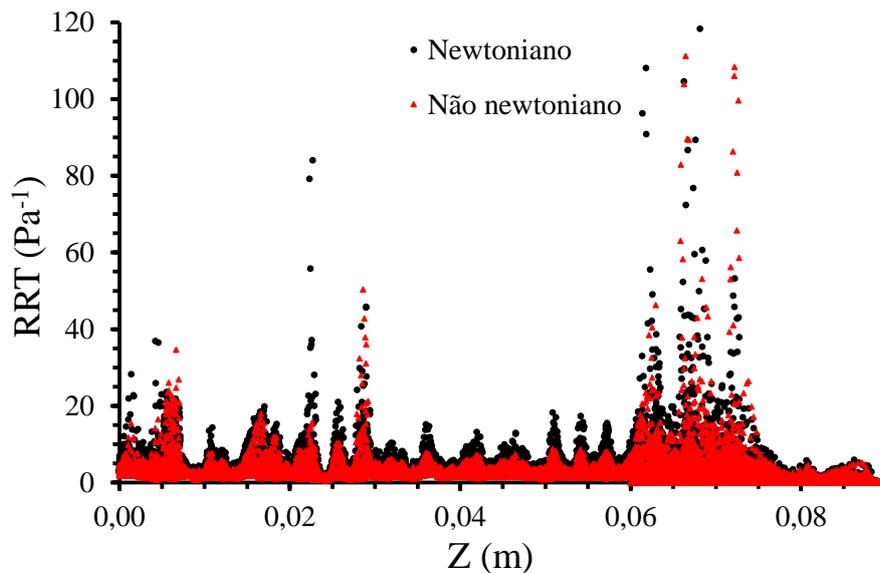


Figura 8.54 - Distribuição do RRT ao longo do eixo Z. Casos newtoniano e não newtoniano para a geometria 2.

As diferenças entre os resultados do RRT nos casos newtoniano e não newtoniano atingem os valores mais elevados quando o valor de Z está entre os 0,06 m e os 0,08 m. Na geometria 2 há outras zonas que também apresentam diferenças significativas entre os valores do RRT, nomeadamente em alguns pontos que se situam entre  $Z = 0$  m e  $Z = 0,04$  m. As diferenças são maiores na geometria 2 do que na geometria 1. A maior diferença obtida na geometria 1 corresponde a  $30,19 \text{ Pa}^{-1}$ , e ocorre em  $Z = 0,070$  m. A maior diferença obtida na

geometria 2 corresponde a  $91,38 \text{ Pa}^{-1}$ , e ocorre em  $Z = 0,068 \text{ m}$ . Destaca-se também o comportamento ondulatório de RRT na geometria 2, o que identifica este índice como sendo um índice sensível à tortuosidade da artéria, Figura 8.55.

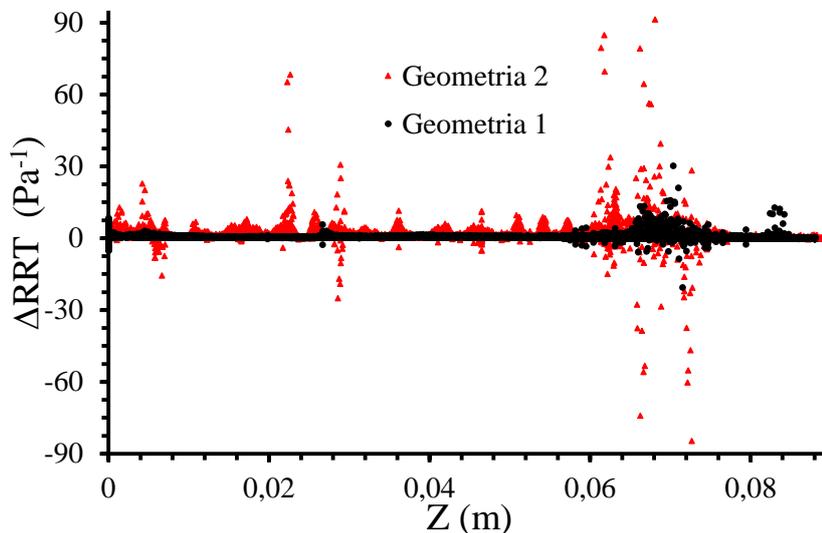


Figura 8.55 - Diferenças entre os resultados do RRT nos casos newtoniano e não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

A Figura 8.56 mostra os valores do RRT no caso newtoniano em função dos valores do RRT no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2. Por comparação com a reta de referência, infere-se que os valores de RRT obtidos para o caso newtoniano são maiores do que os obtidos para o caso não newtoniano na geometria 1. Nesta geometria, a reta de ajuste tem um declive maior do que 1 e intercepta o semieixo positivo vertical (RRT - newtoniano) indicando que, em média, os valores do RRT no caso newtoniano são superiores aos valores do RRT no caso não newtoniano. Na geometria 2, o declive é menor do que 1 e a reta intercepta o semieixo positivo vertical (RRT - newtoniano) de onde se infere que, acima do ponto de interseção da reta de ajuste com a reta de referência ( $\sim 25 \text{ Pa}^{-1}$ ), em média, os valores do RRT são maiores no caso não newtoniano, e abaixo desse ponto, são maiores no caso newtoniano.

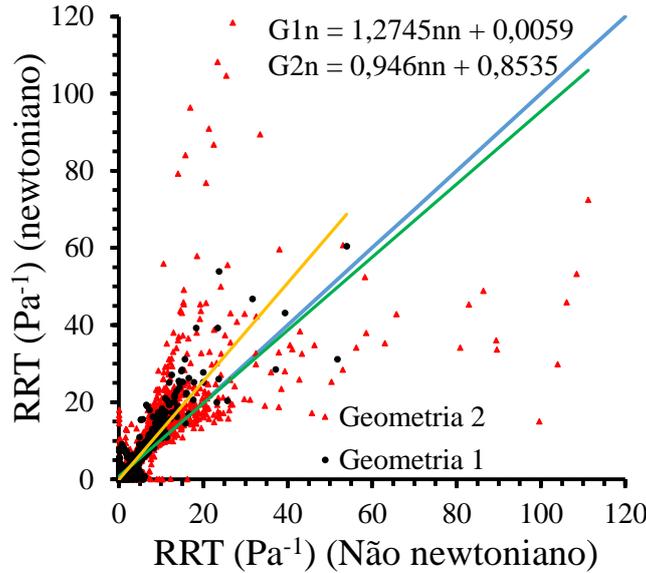


Figura 8.56 - RRT no caso newtoniano em função do RRT no caso não newtoniano, para as geometrias 1 e 2.

Depois de realizada uma análise individual a cada um dos índices hemodinâmicos, fez-se uma análise às diferenças existentes nos resultados provocadas pelos diferentes modelos de viscosidade utilizados no estudo.

Para fazer a quantificação dos efeitos não newtonianos, calcularam-se as diferenças relativas percentuais entre os valores médios do OSI, AWSS, AWSSV, RRT, TCP e  $\Delta p$  obtidos nos casos newtoniano e não newtoniano, para cada uma das geometrias. Os valores das diferenças calculadas, assim como os valores médios de todas as variáveis em análise, encontram-se resumidos na Tabela 8.3.  $\overline{f_{G1-N}}$ ,  $\overline{f_{G1-NN}}$ ,  $\overline{f_{G2-N}}$  e  $\overline{f_{G2-NN}}$  correspondem aos valores médios de cada uma das variáveis nos casos newtoniano e não newtoniano, nas geometrias 1 e 2.  $\Delta_{N-NN G1}$  e  $\Delta_{N-NN G2}$  correspondem à diferença relativa percentual entre os valores médios dos resultados obtidos nos casos newtoniano e não newtoniano, nas geometrias 1 e 2 respectivamente.

A diferença relativa percentual é dada por

$$\Delta_{N-NNa} = \frac{\overline{f_{a-N}} - \overline{f_{a-NN}}}{\overline{f_{a-N}}} \times 100\% , \quad (8.2)$$

onde  $a$  representa a geometria em estudo.

Tabela 8.3 - Valores médios do OSI, AWSS, AWSSV, RRT, TCP e  $\Delta p$  nos casos newtoniano e não newtoniano, e diferenças relativas percentuais entre os valores médios dos resultados nos dois casos, para as geometrias 1 e 2.

	$\overline{f_{G1-N}}$	$\overline{f_{G1-NN}}$	$\overline{f_{G2-N}}$	$\overline{f_{G2-NN}}$	$\Delta_{N-NN G1} (\%)$	$\Delta_{N-NN G2} (\%)$
<b>OSI</b>	0,041	0,028	0,079	0,059	31,71	25,32
<b>AWSS (Pa)</b>	5,41	5,56	4,65	4,78	2,77	2,80
<b>AWSSV (Pa)</b>	5,45	5,59	4,72	4,84	2,57	2,54
<b>RRT (Pa<sup>-1</sup>)</b>	1,97	1,54	3,02	2,29	21,83	24,17
<b>TCP (Pa)</b>	3,21	3,33	3,31	3,42	3,74	3,32
<b><math>\Delta p</math> (Pa)</b>	70,56	70,12	87,12	86,40	0,62	0,83

Os valores das diferenças relativas percentuais revelam que o OSI e o RRT são os índices hemodinâmicos mais influenciados pelos diferentes modelos de viscosidade utilizados. Os valores médios do OSI nos dois casos apresentam uma diferença relativa percentual entre si de 31,71 % na geometria 1 e 25,32 % na geometria 2, e os valores médios do RRT nos dois casos apresentam uma diferença relativa percentual entre si de 21,83 % na geometria 1 e 24,17 % na geometria 2. Os restantes índices apresentam valores substancialmente mais baixos, o que revela que o efeito não newtoniano para estas variáveis não é tão significativo.

Além do cálculo das diferenças relativas percentuais foram utilizadas outras variáveis para aferir o efeito não newtoniano nos resultados das simulações. Uma dessas variáveis foi o coeficiente de correlação (ou coeficiente de Pearson). O coeficiente de correlação mede a relação linear entre duas variáveis quantitativas. Este coeficiente varia entre os valores -1 e 1. Quanto mais próximo estiver de 1, mais forte é a associação linear entre as duas variáveis. Se o valor do mesmo é 0, tal significa a inexistência de relação linear. Se o valor for igual a -1 está-se na presença de uma relação linear inversa.

Calcularam-se estes coeficientes para o OSI, AWSS, AWSSV e RRT, para avaliar a correlação entre os resultados dos casos newtoniano e não newtoniano destes índices hemodinâmicos, nas duas geometrias. Os coeficientes calculados encontram-se na Tabela 8.4.

Os cálculos mostram que o AWSS e o AWSSV são os índices que apresentam uma maior relação linear entre si. Estes dois índices apresentam um coeficiente de correlação de 0,9999 para as duas geometrias, o que corresponde a uma relação linear muito forte. Os restantes índices apresentam também relações de linearidade elevadas, apesar de menores que o AWSS e o AWSSV. O OSI apresenta um coeficiente de correlação de 0,9679 no caso da

geometria 1 e 0,9680 no caso da geometria 2. O RRT é o índice que apresenta uma menor relação de linearidade de acordo com os valores calculados. Apresenta um coeficiente de correlação de 0,9472 no caso da geometria 1 e 0,7861 no caso da geometria 2.

Tabela 8.4 - Coeficiente de correlação, para as geometrias 1 e 2, do OSI, AWSS, AWSSV e RRT.

	OSI	AWSS	AWSSV	RRT
<b>Geometria 1</b>	0,9679	0,9999	0,9999	0,9472
<b>Geometria 2</b>	0,9680	0,9999	0,9999	0,7861

Os valores dos declives obtidos depois da aplicação do método da reta do ajuste linear encontram-se resumidos na Tabela 8.5. Este novo método proposto nesta dissertação permite avaliar, em média, os efeitos não newtonianos nos índices hemodinâmicos estudados. Se não houvessem efeitos não newtonianos haveria correspondência direta entre os valores obtidos para os dois casos e os valores dos declives das retas do ajuste linear seriam 1. Quanto mais distanciados de 1 forem os declives, maiores são os efeitos não newtonianos médios. Os valores calculados mostram que o OSI e o RRT são os índices hemodinâmicos mais influenciados pelos modelos de viscosidade utilizados. Contudo, por se tratarem de efeitos médios, há que ter em atenção a dispersão existente entre os valores, ou seja, para que este novo método proposto possa traduzir mais fielmente os efeitos não newtonianos, será necessário em trabalhos futuros adicionar um novo parâmetro associado à dispersão dos índices.

Tabela 8.5 - Declives das retas do ajuste linear do OSI, AWSS, AWSSV e RRT, nas geometrias 1 e 2.

	OSI	AWSS	AWSSV	RRT
<b>Geometria 1</b>	1,1232 nn	0,9928 nn	0,9923 nn	1,2745 nn
<b>Geometria 2</b>	1,0958 nn	0,9934 nn	0,9928 nn	0,946 nn

Analisando os resultados das quatro simulações computacionais realizadas, é possível determinar que a região na artéria aorta abdominal perto da bifurcação da artéria renal direita é a zona que possui os maiores valores de RRT (Figuras 8.14 e 8.31), e os maiores valores de

OSI de todas as zonas estudadas (Figuras 8.7, 8.8, 8.24 e 8.25). Esta zona também possui valores das tensões de corte nas paredes muito baixos (Figuras 8.4, 8.5, 8.21 e 8.22). Vários autores propõem que esta conjugação de resultados constitui um instrumento de previsão confiável das zonas mais propícias ao desenvolvimento de doenças cardiovasculares, ver Capítulo 2.

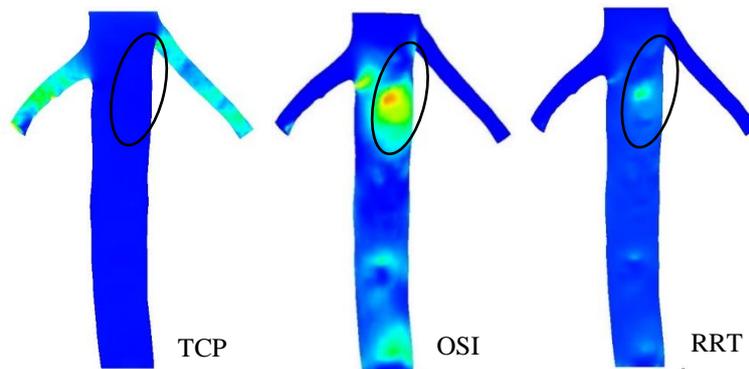


Figura 8.57 - Zona da artéria com os valores mais elevados de RRT, valores mais elevados de OSI e valores baixos de TCP.

## **Capítulo 9 - Conclusões e trabalhos futuros**

## **9. Conclusões e trabalhos futuros**

São apresentados nesta dissertação dois processos diferentes de reconstrução 3D de uma porção da artéria aorta, que inclui as ramificações nas artérias renais e a aorta abdominal infrarenal, a partir de imagens médicas 2D.

Fez-se uma avaliação da influência das geometrias reconstruídas por técnicas diferentes nos resultados numéricos. Os resultados mostram que o OSI e o RRT são os índices hemodinâmicos mais influenciados pelas variações geométricas resultantes dos diferentes processos de reconstrução.

Esta investigação faz também uma avaliação do efeito não newtoniano na hemodinâmica, isto é, avalia as diferenças provocadas nos resultados pelos diferentes modelos de viscosidade do sangue adotados neste estudo. Foram aplicados três métodos diferentes para quantificar o efeito não newtoniano. O primeiro método foi igual ao método adotado para avaliar os efeitos das diferenças geométricas. Calcularam-se as diferenças relativas percentuais entre os valores médios de cada índice hemodinâmico nos dois casos (newtoniano e não newtoniano), para as duas geometrias. Os resultados revelam que o OSI e o RRT são os índices hemodinâmicos que apresentam as maiores diferenças relativas percentuais. O segundo método adotado consistiu no cálculo do coeficiente de correlação de Pearson para quatro índices hemodinâmicos (OSI, AWSS, AWSSV e RRT). Os coeficientes de correlação mais baixos indicam os índices hemodinâmicos que estão menos correlacionados. Os resultados mostram que o OSI e o RRT são os índices que têm uma relação menos linear, sendo esse desvio da linearidade uma medida dos efeitos não newtonianos médios. Foram também efetuados os ajustes lineares das retas aos valores dos índices obtidos com viscosidade newtoniana e não newtoniana, a fim de avaliar os efeitos não newtonianos médios a partir dos parâmetros que definem a equação da reta de melhor ajuste. Os resultados sugerem que, para o caso estudado, os declives das retas e as ordenadas na origem podem constituir um bom critério para a avaliação dos efeitos não newtonianos médios. Os valores calculados pelos três métodos de quantificação aplicados sugerem que o OSI e o RRT são os índices hemodinâmicos mais suscetíveis ao efeito não newtoniano. Da análise dos índices hemodinâmicos também se conclui que as zonas próximas da bifurcação da artéria renal direita são mais suscetíveis ao desenvolvimento de doenças cardiovasculares.

Seria interessante desenvolver em trabalhos futuros, estudos hemodinâmicos para a mesma porção da artéria onde se adicionassem à geometria modificações, que representassem

idealizações de estenoses ou aneurismas, de modo a estudar os efeitos provocados por estas alterações geométricas na hemodinâmica. Tais estudos poderiam dar um contributo para o desenvolvimento de ferramentas que permitiriam prever de forma mais eficaz e precoce o aparecimento deste tipo de doenças num futuro próximo.

## Referências

- Benim, A. C., Nahavandi, A., Assmann, A., Schubert, D., Feindt, P. & Suh, S. H. (2011). Simulation of blood flow in human aorta with emphasis on outlet boundary conditions. *Applied Mathematical Modelling*, 35 (7): 3175 - 3188.
- Caballero, A. D. & Laín, S. (2015). Numerical simulation of non-Newtonian blood flow dynamics in human thoracic aorta. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18 (11): 1200 - 1216.
- Carter, S. A. & Ritchie, G. W. (1966). Measurement of Renal Artery Pressures by Catherization in Patients with and without Renal Artery Stenosis. *Circulation*, 33 (3): 443 - 449.
- Carvalho, F. D. A. (2017). Hemodinâmica da bifurcação da artéria aorta abdominal: análise de índices hemodinâmicos. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica. Departamento de Engenharias. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.
- Farmakis, T. M., Soulis, J. V., Giannoglou, G. D., Zioupos, G. J. & Louridas, G. E. (2004). Wall shear stress gradient topography in the normal left coronary arterial tree: possible implications for atherogenesis. *Current Medical Research Opinion*, 20 (5): 587 - 596.
- Ferreira, M. C. C. M. (2013). Estudo hemodinâmico da bifurcação da artéria carótida tendo em vista aplicação hospitalar. Relatório do projeto final / Dissertação do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- Fontelas, J. L. L. (2017). Hemodinâmica da bifurcação da artéria aorta abdominal: efeitos não newtonianos. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica. Departamento de Engenharias. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.
- Gharahi, H., Zambrano, B. A., Zhu, D. C., DeMarco, J. K. & Baek, S. (2016). Computational fluid dynamic simulation of human carotid artery bifurcation based on anatomy and volumetric blood flow rate measured with magnetic resonance imaging. *International Journal of Advances in Engineering Sciences and Applied Mathematics*, 8 (1): 40 - 60.
- Hardman, D., Semple, S. I., Richards, J. M. J. & Hoskins, P. R. (2013). Comparison of patient-specific inlet boundary conditions in the numerical modelling of blood flow in abdominal aortic aneurysm disease. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 29 (2): 165 - 178.
- Jahangiri, M., Saghafian, M. & Sadeghi, M. R. (2017). Numerical simulation of non-Newtonian models effect on hemodynamic factors of pulsatile blood flow in elastic stenosed artery. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 31 (2): 1003 - 1013.
- Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S. & Kilpatrick, D. (2004). Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations. *Journal of Biomechanics*, 37 (35): 709 - 720.

- Lee, S. W. & Steinman, D. A. (2007). On the Relative Importance of Rheology for Image-Based CFD Models of the Carotid Bifurcation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129 (2): 273 - 278.
- Liang, L., Kong, F., Martin, C., Pham, T., Wang, Q., Duncan, J. & Sun, W. (2016). Machine learning-based 3-D geometry reconstruction and modeling of aortic valve deformation using 3-D computed tomography images. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 33 (5): 1 - 13.
- Marques, S. R., Ferreira, M. P., Soares, A. A. & Morgado, L. (2014). Estudo numérico do efeito da esfericidade de aneurismas do tipo sacular na hemodinâmica. *MEFTE 2014 - V Conferência Nacional de Mecânica dos Fluidos, Termodinâmica e Energia*, 235 - 240.
- Martins, D. L., Pires, J. C., Soares, A. A. & Morgado, L. (2014). Hemodinâmica em modelos simplificados da bifurcação da artéria Carótida com estenose. *MEFTE 2014 - V Conferência Nacional de Mecânica dos Fluidos, Termodinâmica e Energia*, 247-252.
- Martins, R. J. A. (2014). Estudo numérico da hemodinâmica na artéria aorta abdominal. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica. Departamento de Engenharias. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.
- Moore, J. E. Jr., Ku, D. N., Zarins, C. K. & Glagov, S. (1992). Pulsatile flow visualization in the abdominal aorta under differing physiologic conditions: implications for increased susceptibility to atherosclerosis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 114 (3): 391 - 397.
- Oliveira, C. E. G. (2015). Estudo de caso da hemodinâmica na bifurcação da artéria aorta abdominal. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica. Departamento de Engenharias. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro.
- Pedersen, E. M., Agerbaek, M., Kristensen, I. B. & Yoganathan, A. P. (1997). Wall Shear Stress and Early Atherosclerotic Lesions in the Abdominal Aorta in Young Adults. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 13 (5): 443 - 451.
- Peiffer, V., Sherwin, S. J. & Weinberg, P. D. (2013). Does low and oscillatory wall shear stress correlate spatially with early atherosclerosis? A systematic review. *Cardiovascular Research*, 99 (2): 242 - 250.
- Soares, A. A., Gonzaga, S., Oliveira, C., Simões, A. & Rouboa, A. I. (2017). Computational fluid dynamics in abdominal aorta bifurcation: non-Newtonian versus Newtonian blood flow in a real case study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20 (8), 822 - 831.
- Soares, A. A., Gonzaga, S., Oliveira, C., Simões, A. & Rouboa, A. I. (2011). Thrombosis: A study by Computacional Fluid Dynamics. *AIP Conference Proceedings*, 1389 (1), 171 - 174.
- Soulis, J. V., Lampri, O. P., Fytanidis, D. K. & Giannoglou, G. D. (2011). Relative residence time and oscillatory shear index of non-Newtonian flow models in aorta. *10th International Workshop on Biomedical Engineering*.
- Vasava, P. (2011). Application of computational fluid dynamics in modelling blood flow in human thoracic aorta. Thesis for the degree of Doctor of Science (Technology). Lappeenranta University of Technology.

Yilmaz, F & Gundogdu, M. Y. (2008). A critical review on blood flow in large arteries; relevance to blood rheology, viscosity models, and physiologic conditions. *Korea-Australia Rheology Journal*, 20 (4): 197 - 211.

[1]<http://www.anatomiadocorpo.com/sistema-circulatorio/circulacao-dos-rins-bexiga-e-intestinos/> (consultado em: 03/08/2017).

[2] <http://www.cti.gov.br/invesalius/?lang=pt> (consultado em: 08/08/2017).

## Anexos

### Anexo A: Perfil da velocidade do fluxo correspondente ao ciclo cardíaco na saída da artéria aorta abdominal

```

/*****
/* vinlet_udf.c */
/* UDFs for specifying time dependant velocity profile boundary condition */
*****/

//UTAD
#include "udf.h"//file that contains definitions for define functions and fluent operations

#define PI 3.141592654
#define a0 -0.214
#define a1 -0.09189
#define b1 -0.1413
#define a2 0.02074
#define b2 -0.1009
#define a3 0.03235
#define b3 -0.04416
#define a4 0.02584
#define b4 -0.01766
#define a5 0.01809
#define b5 -0.003941
#define a6 0.01183
#define b6 0.002809
#define a7 0.008345
#define b7 0.002293
#define w 10.06

DEFINE_PROFILE(inlet_velocity,th,i)
{
    float p[3]; /* an array for the coordinates */
    float x,y,z;
    face_t f; /* f is a face thread index */
    float t= CURRENT_TIME;

    begin_f_loop(f,th)
    {

```

```

        F_CENTROID(p,f,th);
        x = p[0];
        y = p[1];
        z = p[2];

        F_PROFILE(f,th,i)=(1.-(pow(x,2)+pow(y,2)+
pow(z,2))/(.005966*.005966))*(a0+a1*cos(t*w)+b1*sin(t*w)+a2*cos(2*t*w)+b2*sin(2*t*w)+a3*cos
(3*t*w)+b3*sin(3*t*w)+a4*cos(4*t*w)+b4*sin(4*t*w)+a5*cos(5*t*w)+b5*sin(5*t*w)+a6*cos(6*t*
w)+b6*sin(6*t*w)+a7*cos(7*t*w)+b7*sin(7*t*w));

    }
end_f_loop(f,th);
}

/*****/
/* TAWSS, OSI, RRT */
/*****/

#define domain_ID 1

/* Initialize the UDM value to zero in complete domain */
DEFINE_INIT(meminit,domain)
{
Thread *c_thread;
cell_t c;

thread_loop_c(c_thread,domain)
{
begin_c_loop(c, c_thread)
{
C_UDMI(c,c_thread,0)= 0;
C_UDMI(c,c_thread,1)= 0;
C_UDMI(c,c_thread,2)= 0;
C_UDMI(c,c_thread,3)= 0;
C_UDMI(c,c_thread,4)= 0;
C_UDMI(c,c_thread,5)= 0;
C_UDMI(c,c_thread,6)= 0;
C_UDMI(c,c_thread,7)= 0;
C_UDMI(c,c_thread,8)= 0;

```

```

}
end_c_loop(c, c_thread)
}
}

/*****Zona 10*****/
DEFINE_EXECUTE_AT_END(execute_at_end10)
{
Domain *d;
face_t f;
real wall_shear_force, area;
real A[ND_ND], WSS[ND_ND];
int Zone_ID=10;
int n_time=N_TIME;

Thread *t;
d = Get_Domain(1);
t=Lookup_Thread(d,Zone_ID);

begin_f_loop(f, t)

{
F_AREA(A,f,t);
area = NV_MAG(A);
wall_shear_force = NV_MAG(F_STORAGE_R_N3V(f,t, SV_WALL_SHEAR));
F_UDMI(f,t,0)= wall_shear_force/area;

C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),1)=C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),1)+F_UDMI(f,t,0);

/* the following section stores the wall shear stress values in cells */

C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),2)=C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),2)+F_STORAGE_R_N
3V(f,t, SV_WALL_SHEAR)[0]/area;
C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),3)=C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),3)+F_STORAGE_R_N
3V(f,t, SV_WALL_SHEAR)[1]/area;
C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),4)=C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),4)+F_STORAGE_R_N
3V(f,t, SV_WALL_SHEAR)[2]/area;

/* the following section calculates the components of wall shear force */

```

```
WSS[0]=C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),2);
WSS[1]=C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),3);
WSS[2]=C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),4);
```

```
/* the following section calculates the OSI */
```

```
C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),5)=                                0.5*(1-
NV_MAG(WSS)/C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),1));
```

```
/* the following section calculates the AWSSV */
```

```
C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),6)=NV_MAG(WSS)/n_time;
```

```
/* the following section calculates the AWSS */
```

```
C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),7)=C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),1)/n_time;
```

```
/* the following section calculates the RRT */
```

```
C_UDMI(F_C0(f,t),THREAD_T0(t),8)=n_time/NV_MAG(WSS);
```

```
}
```

```
end_f_loop(f, t)
```

```
}
```