



BRUNO MIGUEL GREGÓRIO ALMEIDA

Licenciado em Ciências da Engenharia

**SOBRE A DEFINIÇÃO DO PROCESSO DE
SIMULAÇÃO DO COMPORTAMENTO
MECÂNICO DA AORTA TORÁCICA
ASCENDENTE**

DA TOMOGRAFIA À AVALIAÇÃO DE ANEURISMAS

MESTRADO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Universidade NOVA de Lisboa
Novembro, 2021



SOBRE A DEFINIÇÃO DO PROCESSO DE SIMULAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DA AORTA TORÁCICA ASCENDENTE

DA TOMOGRAFIA À AVALIAÇÃO DE ANEURISMAS

BRUNO MIGUEL GREGÓRIO ALMEIDA

Licenciado em Ciências da Engenharia

Orientador: Tiago Alexandre Narciso da Silva
Professor Auxiliar, NOVA School of Science and Technology

Coorientador: José Manuel Cardoso Xavier
Professor Auxiliar, NOVA School of Science and Technology

Júri:

Presidente: Pedro Samuel Gonçalves Coelho
Professor Auxiliar, NOVA School of Science and Technology

Arguentes: Moisés Gonçalo de Brito
Professor Auxiliar Convidado, NOVA School of Science and Technology
Maria Amélia Ramos Loja
Professora Adjunta, Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Orientador: Tiago Alexandre Narciso da Silva
Professor Auxiliar, NOVA School of Science and Technology

Sobre a definição do processo de simulação do comportamento mecânico da Aorta Torácica Ascendente

Copyright © Bruno Miguel Gregório Almeida, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Àqueles que me acompanharam.

AGRADECIMENTOS

O desenvolver desta dissertação e todo o processo que esta implica representou um enorme desafio. A sua conclusão simboliza o fim de um extenso esforço, contínua preocupação e sem dúvida uma grande quantidade de cansaço. Devo portanto agradecer àqueles que fizeram parte do processo, tanto por dentro como por fora, e que me ajudaram a conseguir ultrapassar e concluir esta etapa.

Começo por agradecer ao meu orientador, o Dr. Tiago Alexandre Narciso da Silva, um orientador sempre disponível e prestável para lidar com os inúmeros problemas que surgiram do desenvolvimento desta dissertação. Agradeço também ao meu co-orientador, o Dr. José Manuel Cardoso Xavier, que esteve da mesma forma presente e disponível a ajudar. Sem ambos não teria sido possível a conclusão desta dissertação.

Agradeço também à minha família chegada pelo suporte financeiro que me permitiu o acesso ao ensino superior e a presença contínua neste moroso processo.

Agradeço aos meus amigos que estiveram presentes durante esta fase da minha vida. Ao Bara e à Madalena por me darem um espaço de descanso livre de preocupações quando este era indispensável e ao Rui por, para além disto, estar sempre disposto a ouvir os meus problemas e desabafos.

Uma grande dificuldade deste processo foi a gestão de tempo e conjugação da dissertação com o emprego. Deste modo agradeço à Ambicare, nomeadamente ao seu Diretor Técnico Carlos Dias por toda a paciência e benevolência que teve comigo relativamente à coexistência destas duas grandes ocupações. A sua disponibilidade e compreensão ajudou certamente a que esta etapa fosse um pouco menos difícil.

Por último, mas de certeza não menos importante, agradeço à Ana por todo o tempo gasto a ouvir os meus problemas e pela sua presença contínua e suporte emocional dado ao longo de todo este processo extremamente complicado.

Este trabalho é desenvolvido no âmbito do projecto com o título «Interação fluido-estrutura para avaliação funcional de aneurismas da aorta ascendente: uma abordagem biomecânica para a prática clínica» (Ref.: PTDC/EMD-EMD/1230/2021), financiado por fundos nacionais através da FCT – Fundação para a Ciência e a Tecnologia, I.P.

*“So once you do know what the question actually is, you’ll
know what the answer means” (Douglas Adams, The
Hitchhiker’s Guide to the Galaxy)*

RESUMO

Segundo a Organização Mundial de Saúde as doenças cardiovasculares são uma das principais causas de morte da atualidade. Destas fazem partes os aneurismas da aorta torácica. Entre estes os mais comuns são os da aorta torácica ascendente, representando cerca de 60% dos casos. Estes devem ser monitorizados e controlados, sendo que perante a sua rotura a probabilidade de morte é de até 94%. Atualmente, o método de decisão cirúrgica baseia-se somente na avaliação do diâmetro do aneurisma, sendo que quando este é superior a 5,5 cm é recomendada intervenção cirúrgica. Este método tem-se repetidamente demonstrado falível, visto que existem consideráveis quantidades de casos em que se dá a rotura ou disseção do aneurisma antes da verificação deste critério. Assim, surge a necessidade de implementar novos métodos de avaliação e análise de risco dos aneurismas. A necessidade de estudar melhor o aneurisma de forma a melhorar a qualidade de vida e taxa de sobrevivência de pacientes por ele afetados é uma grande motivação para o desenvolvimento deste projeto e dissertação. A presente dissertação insere-se num projeto multidisciplinar que tem como objetivo o desenvolvimento de um modelo robusto que permita determinar/prever o comportamento mecânico da artéria aorta, considerando a definição de intervalos de simulação.

Assim, esta dissertação foca-se no estudo e criação de uma geometria e modelo de elementos finitos capaz de simular o comportamento mecânico da parede da artéria aorta ascendente, considerando a incerteza inerente aos processos de criação. Para tal foi implementado um método de análise de variabilidade do processo de obtenção da geometria a partir de exames médicos, onde se obtém uma métrica que permite comparar e quantificar a variabilidade do processo. Posteriormente foi desenvolvido e analisado um modelo de elementos finitos. A dissertação contém uma extensa pesquisa bibliográfica, que visa a construir uma base sólida para o desenvolvimento futuro do projeto no qual está incluída.

Palavras-chave: Aneurisma; Aorta Ascendente; Método dos Elementos Finitos (FEM); 3D Slicer; Simulia Abaqus; Análise de Sensibilidade (SA); Modelação Computacional

ABSTRACT

According to the World Health Organization cardiovascular diseases are one of the main causes of death of the modern world. The thoracic aorta aneurysms are part of this group of diseases. The most common of these are the ascending thoracic aorta aneurysms, which represent 60% of the cases. These should be monitored and controlled because in case of rupture they present a rate of mortality up to 94%. Currently the method on which the decision is made upon relies only on the aneurysm diameter, being recommended surgical intervention when the diameter is above 5.5 cm. This metric has been continuously shown to be flawed as there is a considerable amount of cases (about 60%) in which the aneurysm ruptures before the diameter reaches 5.5 cm. Due to this there comes a necessity to come up with a new and better criteria for the evaluation of aneurysms. The main motivation in the studying of this condition is the improvement of the quality of life and survival chance of patients affected by it. This thesis is part of a multidisciplinary project which goal is to develop a robust model that is capable of predicting and determine the mechanical behavior of the human ascending aorta, considering the definition of simulation intervals.

This thesis focuses on the studying creation of a geometry and finite element model capable of simulating the mechanical behavior of the ascending aorta walls, considering the uncertainty inherent to the creation process. To this end an analysis method was implemented to determine the variability of the geometry creation process from medical exams, where the output is a metric that can compare and quantify the process variability. Then a finite element model was developed and analysed. This dissertation contains an extensive amount of research done with the goal of establishing a solid foundation for the future development of the project in which it is included.

Keywords: Aneurysm; Ascending Aorta; Finite Element Method (FEM); 3D Slicer; Simulia Abaqus; Sensitivity Analysis (SA); Computer Modelling

ÍNDICE

Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas	xiii
Índice de Listagens	xiv
Siglas	xv
Símbolos	xvii
1 Introdução	1
1.1 Objetivo	3
1.2 Levantamento de Ferramentas computacionais aplicáveis	4
1.2.1 3D Slicer	4
1.2.2 Blender	4
1.2.3 Tratamento de nuvens de pontos com Python	4
1.2.4 MeshLab	4
1.2.5 SolidWorks	5
1.2.6 Simulia Abaqus	5
1.3 Fluxo de Trabalho	5
1.4 Quantificação de incerteza	6
1.5 Artéria Aorta	8
1.5.1 Túnica íntima	10
1.5.2 Túnica média	10
1.5.3 Túnica externa	11
1.5.4 Circulação Sistémica	11
2 Estado da arte	13
2.1 Métodos computacionais	13
2.2 Modelos e Geometria	15
2.3 Propriedades da Aorta	17
3 Criação da geometria da aorta ascendente	19
3.1 Criação manual	20

3.1.1	<i>Threshold</i>	20
3.1.2	<i>Grow from seeds</i>	22
3.1.3	<i>Smoothing</i>	23
3.2	Automatização do processo de criação da geometria	24
3.3	Análise de variabilidade dos processos de criação de geometria	25
3.3.1	Desenho de Experiências para a definição de ensaios	25
3.3.2	Análise dos modelos	27
3.3.3	Conclusão da análise	33
4	Modelação e análise do comportamento da aorta ascendente	34
4.1	Malha de elementos finitos	35
4.1.1	<i>Ball Pivoting</i>	36
4.1.2	Screened Poisson	38
4.1.3	Algoritmo VCG	39
4.1.4	Preenchimento e malhamento da superfície	39
4.2	Secção do Modelo	42
4.3	Propriedades Constitutivas do modelo de elementos finitos	42
4.3.1	Formulações das teorias constitutivas	43
4.3.2	Forma generalizada de Fung	46
4.3.3	Formulação HGO	47
4.3.4	Comparação e definição do modelo constitutivo a utilizar	49
4.4	Condições de fronteira e Carregamento	52
4.5	Criação e Análise do Modelo	54
4.6	Pós-processamento e discussão de resultados da simulação	69
5	Conclusão e Proposta de Trabalho Futuro	73
	Bibliografia	76
	Apêndices	
A	Apendice 1 - Código em Python Do processo de criação do modelo no Abaqus	89
	Anexos	
I	Anexo 1 - Formatos de ficheiros dos softwares	92
I.1	3D Slicer	92
I.2	Blender	94
I.3	Python - pacote open3d	95
I.4	MeshLab	95
I.5	SolidWorks	97
I.6	Abaqus	100

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1 Representação sequencial da utilização dos programas e formatos de ficheiro intermediários	5
1.2 Esquema do coração	8
1.3 Artéria aorta torácica [21]	9
1.4 Estrutura de uma parede arterial (Adaptado de [23])	9
1.5 Representação esquemática do coração e seus componentes	11
2.1 Imagem proveniente de TC (A: aorta ascendente) [34]	14
2.2 Modelo tridimensional criado a partir de TCs através do programa Mimics [41]	15
3.1 Utilização do módulo <i>threshold</i> - seleção da gama de contraste	20
3.2 Utilização do módulo <i>threshold</i> - representação 3D	21
3.3 Resultado da utilização do módulo <i>Scissors</i> após <i>threshold</i>	21
3.4 Delimitação das regiões de interesse e de fundo para utilização do módulo <i>grow from seeds</i>	22
3.5 Exemplo de interpretação incorreta do <i>3D Slicer</i> na utilização do módulo <i>grow from seeds</i> e sua correção	22
3.6 Geometria obtida através da utilização do módulo <i>grow from seeds</i>	23
3.7 Nuvem de pontos correspondente à zona de interesse	27
3.8 Secção da aorta ascendente para uma tolerância de $5 \cdot 10^{-1}$ mm (secção número 70)	28
3.9 Valores máximos, mínimos e da mediana de uma secção da aorta para o módulo <i>threshold</i> (verde - máximos, laranja - medianas, azul - mínimos)	29
3.10 Representação tridimensional da geometria mediana obtida da análise	30
3.11 Representação tridimensional da geometria máxima obtida da análise	30
3.12 Valores de amplitude do intervalo de variabilidade em função do setor circular para o módulo <i>threshold</i>	31
3.13 Valores máximos, mínimos e da mediana de uma secção da aorta para o módulo <i>grow from seeds</i> (verde - máximos, laranja - medianas, azul - mínimos)	32
3.14 Valores de amplitude do intervalo de variabilidade em função do setor circular para o módulo <i>grow from seeds</i>	32

4.1	Imagem da nuvem de pontos, representada no MeshLab	35
4.2	BPA em 2D. (a) Um círculo com determinado raio move-se entre pontos, conectando-os com arestas. (b) Quando a densidade amostral é demasiado pequena face ao raio da esfera algumas destas arestas não conseguem ser criadas. (c) Quando a curvatura da nuvem é demasiado grande, alguns dos pontos da nuvem não são alcançados pela esfera e esta zona não é interpolada . . .	36
4.3	Operação de movimento da esfera em 2D no algoritmo <i>Ball pivoting</i>	37
4.4	Resultados da aplicação do BPA. (a) Coelho de Stanford. (b) Dragão de Stanford. (c) Buddha de Stanford. (d) Reconstrução preliminar de <i>Florentine Pieta</i> de Michelangelo [86]	38
4.5	Malha obtida através de <i>Ball pivoting</i> para raio de esfera de 20% (valor padrão)	40
4.6	Visualização para comparação dos elementos obtidos dos diferentes algoritmos	40
4.7	Representação gráfica no Abaqus da malha de elementos finitos	41
4.8	Representação na interface gráfica do Abaqus da definição das condições de fronteira de encastramento nas extremidades da aorta	52
4.9	Árvore lateral de funções do modelo	54
4.10	Janela de edição de material	55
4.11	Opções para seleção de modelo HGO	55
4.12	Janela criação da secção	56
4.13	Janela de opções de criação da secção	56
4.14	Janela de atribuição de secção à geometria	57
4.15	Janela de definição da orientação dos elementos	57
4.16	Janela de criação de "steps"	58
4.17	Janela de edição de "steps"	58
4.18	Janela de criação das condições de fronteira	59
4.19	Janela de definição do tipo de condições de fronteiras mecânicas	60
4.20	Representação na interface gráfica do Abaqus das condições de fronteira .	60
4.21	Janela de criação de carregamento	61
4.22	Janela de definição dos parâmetros da pressão aplicada	62
4.23	Viga de perfil retangular 50x100 com 1000 de comprimento criada através da interface do Abaqus	63
4.24	Janela correspondente ao menu de "Output Requests" na interface gráfica do Abaqus	65
4.25	Representação com recurso a código de cores das tensões equivalentes de Von-Mises	70
4.26	Representação com recurso a código de cores dos deslocamentos da superfície do modelo	71

ÍNDICE DE TABELAS

3.1	Comandos do módulo <i>threshold</i> [81]	24
3.2	Combinações de parâmetros segundo CCF	26
4.1	Tabela com parâmetros HGO utilizados [73]	51

ÍNDICE DE LISTAGENS

4.1	Código em Python obtido para criação da geometria de uma viga de perfil retangular 50x100 com 1000 de comprimento	63
4.2	Excerto do ficheiro “.inp” correspondente à criação do material	67
4.3	Excerto do ficheiro “.inp” correspondente ao “step” onde é aplicado o carregamento	67
4.4	Excerto do ficheiro “.inp” correspondente à definição das condições de fronteira e do carregamento	68
4.5	Excerto do ficheiro “.inp” correspondente à definição das variáveis de resultados da análise	69
A.1	Código em python obtido para criação da geometria de uma viga de perfil retangular 50x100 com 1000 de comprimento	89

SIGLAS

ATAA	Aneurismas da Aorta Torácica Ascendente, ou <i>Ascending Thoracic Aortic Aneurysm</i>
BPA	Algoritmo de <i>Ball Pivoting</i> , ou <i>Ball Pivoting Algorithm</i>
CAD	Desenho Assistido por Computador, ou <i>Computer Aided Design</i>
CCF	Desenho Compósito Central de Face Centrada
CFD	Dinâmica de Fluidos Computacional, ou <i>Computational Fluid Dynamics</i>
CMM	<i>Constrained Mixture Model</i>
DICOM	Comunicação de Imagens Digitais em Medicina, ou <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DoE	Desenho de experiências, ou <i>Design of experiments</i>
FEM	Método dos Elementos Finitos, ou <i>Finite Element Method</i>
FSI	Interação Fluido-Estrutura, ou <i>Fluid-Structure Interaction</i>
GR	Crescimento e Remodelação, ou <i>Growth and Remodelling</i>
HGO	Holzappel-Gasser-Ogden
PCE	Expansão em Polinómios Caóticos, ou <i>polynomial chaos expansion</i>
PIV	<i>Particle Image Velocimetry</i>
SA	Análise de sensibilidade, ou <i>Sensitivity Analysis</i>
STTE	<i>Speckle tracking transesophageal echocardiography</i>
TC	Tomografia Computorizada
TEVAR	Reparação Endovascular de Aneurisma Torácico, ou <i>Thoracic Endovascular Aneurysm Repair</i>

SIGLAS

UMAT material definido pelo utilizador ou *user defined material*

VCG *Visualization and Computer Graphics Library*

SÍMBOLOS

b_{ijkl}	tensor de quarta ordem de constantes materiais anisotrópicas
\bar{D}_0	Tensor de elasticidade deviatório inicial
\bar{E}_i	Invariante estrutural
$H(x)$	Função de degrau unitário de Heaviside
\bar{I}_1	Primeiro invariante deviatório de extensão
\bar{I}_1	Segundo invariante deviatório de extensão
J	terceiro invariante de extensão
J^{el}	rácio de volume elástico
$\Psi(F)$	Função de energia de deformação isocórica
ϵ^G	Tensor gradiente de deformação de Green
U	Energia de deformação

INTRODUÇÃO

Um aneurisma da aorta torácica é uma dilatação permanente e irreversível da aorta torácica que ocorre ao longo dos anos e que pode levar a uma dissecação ou rotura da aorta. Em termos mecânicos, isto acontece quando a tensão local da parede arterial excede um limite admissível. Este fenómeno tem uma taxa de mortalidade elevada [1]. Os Aneurismas da Aorta Torácica Ascendente, ou *Ascending Thoracic Aortic Aneurysm* (ATAA) são os aneurismas torácicos mais comuns, abrangendo cerca de 60% dos casos [2] e têm uma taxa de mortalidade entre 15 e 30%, no caso de disseções aórticas do tipo A (*i.e.*, disseção com origem na aorta ascendente), e de até 94% no caso de rotura aórtica [3]. Estes serão o principal alvo de atenção nesta dissertação.

Atualmente, o método de tratamento utilizado para tratar este tipo de problema é a reparação cirúrgica ou a técnica endovascular. Na reparação cirúrgica, o aneurisma é substituído por uma prótese vascular (tubo sintético) de dimensão e características semelhantes às artérias saudáveis. Esta prótese é suturada entre as porções de aorta saudável. A Reparação Endovascular de Aneurisma Torácico, ou *Thoracic Endovascular Aneurysm Repair* (TEVAR) é uma cirurgia pouco invasiva em que a prótese é colocada no paciente através de uma incisão ou punção na artéria da virilha, utilizando catéteres para colocação de uma endoprótese (*i.e.* uma rede metálica revestida por tecido), não sendo necessária cirurgia aberta [4–7]. Esta técnica é mais comum no tratamento de aneurismas da aorta abdominal.

O método de decisão de intervenção cirúrgica usado para decidir se o paciente é ou não submetido a cirurgia baseia-se num rácio de risco-benefício. Assim, a intervenção é aconselhada quando o risco de rotura é superior ao risco associado à intervenção. O critério predominante para esta decisão é baseado no diâmetro do aneurisma [8], obtido através de tomografias ou ressonâncias magnéticas. A intervenção é indicada para quando

o diâmetro do aneurisma atinge valores superiores a 5,5 / 6 cm [3, 9, 10]. Este critério tem-se provado pouco fidedigno, visto que cerca de 60% das roturas de aneurismas da aorta torácica ocorrem, de forma imprevisível, antes do diâmetro atingir um valor considerado crítico [3, 8, 11, 12]. Outro fator importante, é que o uso exclusivo deste critério pode desprezar o papel da heterogeneidade da artéria no risco de complicações. A intervenção é também aconselhada quando existe um crescimento rápido do aneurisma ou quando este causa sintomas.

Alguns fatores de risco como a idade, o género, o paciente ser fumador e a genética podem ser grandes contribuintes para a formação e desenvolvimento de aneurismas da aorta torácica. No entanto as causas específicas da formação de aneurismas, físicas ou bioquímicas, são desconhecidos na maior parte dos casos [13, 14].

Assim, é necessário um novo método de análise ao risco de rotura para o tratamento clínico destes pacientes, tornando-se fundamental reforçar os métodos de apoio clínico à tomada de decisão. Uma abordagem possível é a análise biomecânica do aneurisma com base na modelação computacional. Estes modelos devem ser adaptados a cada paciente e aos seus dados específicos seguindo um modelo de medicina de precisão, que se baseia em oferecer tratamentos personalizados a cada paciente [15, 16]. Esta personalização é geralmente limitada à geometria arterial do paciente, enquanto que outros dados igualmente importantes são baseados em literatura e em inferência de valores de dados observados. Estes dados, quando aplicados, são geralmente utilizados de forma determinística, sendo descritos, por exemplo pela sua média e, como tal, a informação associada à sua variabilidade não é considerada. No entanto, a aplicação de dados específicos associados a cada paciente não é direta, sendo que a medição dos mesmos é também uma fonte de incerteza, que se propaga para os resultados de modelação computacional. Para além disso alguns dos parâmetros associados à modelação computacional não são diretamente mensuráveis pois os exames de onde estes seriam obtidos causariam mais riscos do que benefícios no paciente.

Portanto, a incorporação de variabilidade e quantificação de incerteza é essencial para que os métodos desenvolvidos possam ser aplicados para reforço à atual prática clínica. Seria também de interesse que, numa fase futura, estes modelos funcionassem como base para a prevenção, conseguindo prever o comportamento da artéria e o aparecimento de aneurismas.

1.1 Objetivo

Esta dissertação enquadra-se como parte de um projeto multidisciplinar que tem como objetivo final criar um modelo robusto que permita determinar/prever o comportamento mecânico da artéria aorta, considerando a definição de intervalos de confiança para os resultados de simulação. Esta dissertação tem em consideração a incerteza inerente aos processos de obtenção de geometria e modelação da aorta. Serão também estudadas as propriedades constitutivas das paredes da artéria aorta torácica ascendente e será feita uma primeira abordagem na modelação através do Método dos Elementos Finitos, ou *Finite Element Method* (FEM). Tenciona-se com esta dissertação criar uma base sólida para a continuação e desenvolvimento futuro do projeto, sendo de grande interesse a vertente de investigação e aprendizagem relativamente ao tema em questão.

Este objetivo será atingido se um conjunto de tarefas for desenvolvido de forma sustentada. Assim estabeleceram-se um conjunto de tarefas e objetivos que se planeiam cumprir com a dissertação:

- Revisão do estado de arte;
- Leitura e processamento de imagens obtidas da Tomografia Computorizada (TC);
- Obtenção de uma geometria do aneurisma da artéria torácica ascendente;
- Definição de um método para quantificação da incerteza da geometria e utilização do mesmo;
- Levantamento de parâmetros de modelação utilizados para o estudo da artéria aorta;
- Definição e criação do modelo de elementos finitos;
- Definição e implementação computacional de metodologia para simulação e quantificação de incerteza;
- Análise e discussão resultados;
- Reflexão e conclusões.

Como se pode ver, existem essencialmente dois tópicos de estudo: a geometria do modelo e a conceção do modelo no seu todo. A geometria é uma parte do modelo de especial atenção pois no âmbito desta dissertação foram disponibilizadas imagens de TCs (em formato DICOM) reais de um paciente. Deste modo é pertinente estudar o processamento deste tipo de imagens para implementação em modelos computacionais.

É também conveniente inicialmente fazer um levantamento de programas aptos a realizar as tarefas definidas, de modo a garantir que existem recursos computacionais para a realização de todas as tarefas.

1.2 Levantamento de Ferramentas computacionais aplicáveis

Para cumprir o objetivo estabelecido será necessária a utilização de diferentes programas para satisfazer as tarefas estabelecidas. Assim, é conveniente fazer um levantamento das possibilidades de sequência de utilização destes. Para este efeito deve ser feito um levantamento dos formatos de ficheiro de *input* e *output* de potenciais programas, para que possa ser estabelecido um fluxo de trabalho, onde as tarefas estão representadas sequencialmente juntamente com os programas utilizados. Os elementos de ligação deste fluxo serão os formatos de *input* e *output* de cada um dos programas utilizados.

A lista completa de todos os formatos possíveis de utilizar em cada uma destes programas pode ser visualizada no Anexo I.

1.2.1 3D Slicer

O programa 3D Slicer é utilizado para manipulação e processamento de imagens DICOM. Nesta dissertação as imagens neste formato serão obtidas de Tomografias Computorizadas (TCs). Este é um programa de código aberto vastamente utilizado em técnicas de análise e segmentação de imagem nas áreas de medicina e biomédica que permite a obtenção de geometrias tridimensionais.

1.2.2 Blender

O Blender é um programa de código aberto que pode ser utilizado para diversas aplicações como modelação 3D. Assim o Blender é um candidato ao tratamento e acabamento da geometria tridimensional que pode ser exportada do 3D Slicer.

1.2.3 Tratamento de nuvens de pontos com Python

Foi utilizada a aplicação de interface de programação Spyder para criação do código Python. Esta linguagem de programação é utilizada em alguns dos programas presentes neste capítulo. É uma linguagem de código aberto e é vastamente utilizada para as mais variadas aplicações. Esta linguagem pode ser usada para criação de programas com a finalidade de efetuar o processamento e análise das nuvens de pontos recebidas. Uma ferramenta adequada à manipulação de geometrias tridimensionais, que possibilita também a importação e exportação de nuvens de pontos, é, por exemplo, o pacote *open3d*.

1.2.4 MeshLab

O MeshLab é um programa de código aberto para processamento e edição de malhas tridimensionais. Este tem ferramentas que permitem a edição, limpeza, preenchimento e conversão de malhas. No caso da utilização de núvens de pontos este pode ser utilizado para fazer criação e tratamento de uma malha a partir da nuvens de pontos obtidas previamente.

1.2.5 SolidWorks

O SolidWorks é um programa de Desenho Assistido por Computador, ou *Computer Aided Design* (CAD). Este possui algumas ferramentas adequadas para o processamento e aperfeiçoamento de geometrias tridimensionais, sendo que tem também algumas ferramentas que podem ser usadas para efeitos de criação de malhas. À semelhança do MeshLab consegue também transformar núvens de pontos em malhas contínuas. No entanto esta não é a sua principal função.

1.2.6 Simulia Abaqus

O Simulia Abaqus é um programa de modelação e análise de elementos finitos que funciona com base na linguagem de programação Python. Sendo esta uma linguagem de código aberto, existe uma grande portabilidade de ficheiros de dados relativos, como por exemplo, à malha de elementos finitos, a modelos materiais e a outros parâmetros, que podem ser facilmente guardados e usados em diferentes programas [17]. Esta possibilidade de fácil reutilização de parâmetros usados é conveniente na análise iterativa de modelos, necessária para a aplicação de métodos de quantificação de incerteza como o *model updating*.

1.3 Fluxo de Trabalho

Alguns dos programas acima foram utilizados de forma sequencial para alcançar o objetivo desta tese. A figura 1.1 representa o fluxo de trabalho da utilização dos programas, representando estes e os seus formatos de *input* e *output*.

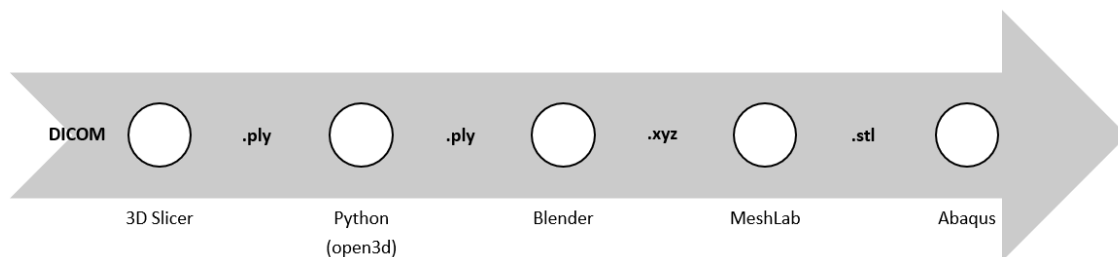


Figura 1.1: Representação sequencial da utilização dos programas e formatos de ficheiro intermediários

Neste fluxo os formatos de ficheiros, para além de serem adequados, servem como elemento de ligação entre os diferentes programas utilizados.

1.4 Quantificação de incerteza

A quantificação de incerteza é uma área que tem por objetivo avaliar a incerteza associada ao resultado de um dado processo. Assim, para medir o impacto da incerteza dos parâmetros de modelação (*input*) nos resultados de simulação (*output*) é necessária a respetiva quantificação de incerteza. Existem dois tipos de incerteza, a incerteza aleatória e a epistémica. A incerteza aleatória, também chamada de incerteza estatística, tem origens desconhecidas ou inevitáveis que podem variar perante cada ensaio. A incerteza epistémica ou sistemática é derivada de falta ou omissão de conhecimento, como por exemplo assunções incorretas ou simplificações. Ao contrário da incerteza aleatória, a incerteza epistémica é redutível.

Esta área é abordada geralmente com recurso a vários métodos e técnicas, como por exemplo as técnicas de *model updating* e Análise de sensibilidade, ou *Sensitivity Analysis* (SA). As técnicas de *model updating* são utilizadas para reduzir a incerteza associada ao processo de modelação, usualmente com fonte na falta de conhecimento ou imprecisão na definição dos parâmetros de modelação, sejam estas propriedades geométricas ou materiais. Em conjunto com estas técnicas é frequentemente usada SA, que ajuda a identificar quais são os parâmetros que mais influenciam a variabilidade do resultado do problema, permitindo assim selecionar os parâmetros de modelação que devem ser considerados no processo de *model updating*. A SA baseada em variedade global (*global variance-based SA*) é a mais indicada, pois considera o domínio total de incerteza dos parâmetros e inclui interações entre parâmetros de modelação, que são desprezadas perante o uso de uma técnica de análise de sensibilidade local, que apenas considera o resultado de simulação do modelo nas imediações de um ponto [18, 19].

Existem dois grandes tipos de quantificação de incerteza. Estes são *forward propagation* e quantificação inversa de incerteza (*inverse uncertainty quantification*). No primeiro é efetuada a propagação da incerteza pelo modelo para prever a variabilidade global da resposta do sistema. Este tipo de quantificação de incerteza foca-se na influência da variabilidade paramétrica na variabilidade dos resultados. Na quantificação inversa a variabilidade dos resultados de simulação é comparada com a variabilidade dos dados de referência por forma a que o domínio de simulação (espaço dos resultados) esteja contido no domínio de validação (espaço dos resultados de referência). É depois feita uma comparação dos resultados experimentais com os do modelo e estimada a discrepância. Posteriormente são estimados os valores de parâmetros de modelação. Este método está geralmente associado à metodologia de *model updating*.

Existem diversas abordagens e métodos para quantificação de incertezas aplicados e estudados pela comunidade científica. Alguns dos métodos utilizados para *forward propagation* são:

- Métodos baseados em simulação - simulações Monte Carlo, *importance sampling*, etc;
- Métodos de expansão local - séries de Taylor, método da perturbação, etc;
- Métodos de expansão com base em funções - expansões de Neumann, expansões de polinómios caóticos, etc.

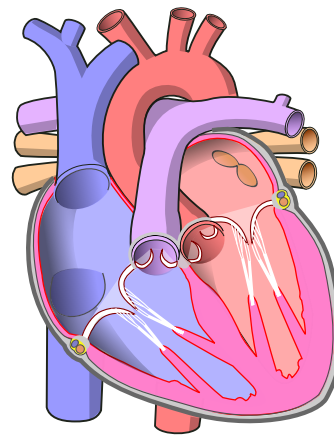
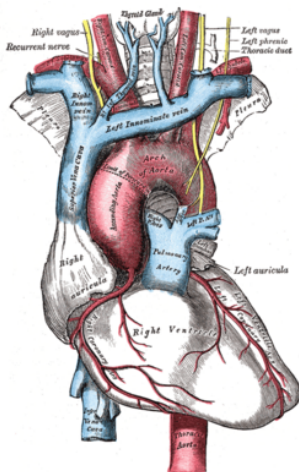
A quantificação inversa de incerteza é geralmente feita com metodologias frequentistas ou bayesianas.

Em grande parte da modelação cardiovascular adaptada ao paciente não é feita a apropriada análise de sensibilidade e quantificação de incerteza. Uma razão desta escassez, considerada plausível em [18], é que estes métodos necessitam múltiplas análises dos modelos computacionais criados, limitando a aplicabilidade e viabilidade destas técnicas em modelos computacionalmente exigentes.

1.5 Artéria Aorta

A aorta é a maior e mais importante artéria de todo o sistema circulatório. Desta derivam todas as artérias do organismo, à exceção da artéria pulmonar. A aorta está ligada ao ventrículo esquerdo do coração, de onde origina, e a sua função é levar sangue oxigenado a todas as partes do corpo através da circulação sistémica [20].

A artéria aorta é seccionada na aorta torácica e na aorta abdominal, consoante a sua localização anatómica. A aorta torácica começa no coração e acaba no diafragma, onde começa a aorta abdominal. Esta posteriormente tem uma bifurcação onde se divide nas artérias ilíacas comuns. A figura 1.2 ilustra as veias e artérias nas imediações do coração e ligadas ao mesmo.



(a) Representação esquemática [21]

(b) Representação esquemática - vista em corte

Figura 1.2: Esquema do coração

A aorta torácica começa dentro do pericárdio, estando ligada à parte superior do ventrículo esquerdo, como se pode observar na figura 1.2b.

A aorta torácica por sua vez é constituída por três secções:

- Aorta ascendente - Parte da abertura da válvula da aorta no ventrículo esquerdo, dentro do pericárdio;
- Arco da aorta - Passa por cima e envolve a artéria pulmonar. Possui três ramificações, o tronco braquiocefálico, a artéria carótida comum esquerda e a artéria subclávia esquerda;
- Aorta descendente - Parte do final do arco da aorta e está ligada à aorta abdominal.

A aorta torácica e esta segmentação pode ser visualizada de forma mais simples na figura 1.3.

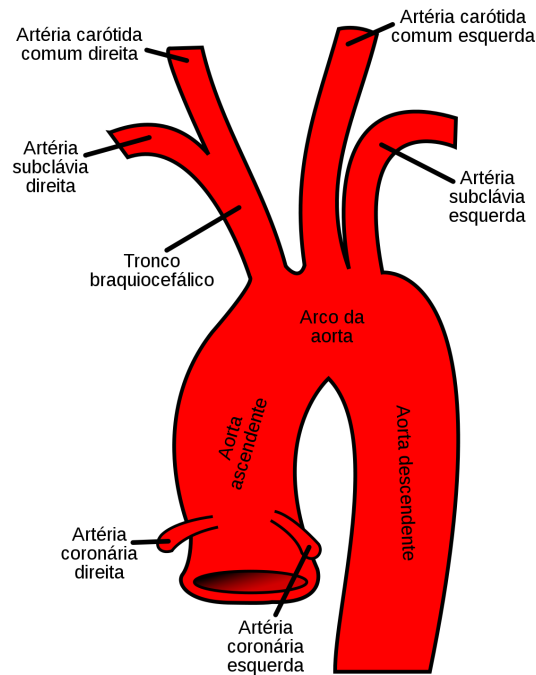


Figura 1.3: Artéria aorta torácica [21]

A aorta demonstra características de um material hiperelástico e viscoelástico. Esta é composta por uma mistura heterogênea de tecido muscular liso, células endoteliais, e uma matriz extracelular complexa [22]. Saudável, a artéria é uma estrutura compósita altamente deformável e exibe uma resposta tensão-extensão não linear com um aumento de rigidez por volta do nível de extensão fisiológico.

As paredes da artéria aorta são constituídas por três camadas distintas, as túnicas íntima, média e externa (figura 1.4).

Estrutura de uma Parede Arterial

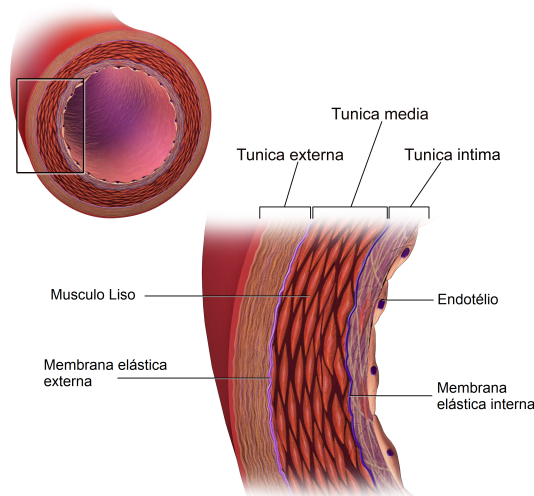


Figura 1.4: Estrutura de uma parede arterial (Adaptado de [23])

O músculo liso e a matriz extracelular são os principais componentes da túnica média, estando dispostos em lamelas elásticas concêntricas. O músculo liso aumenta a rigidez e viscoelasticidade da parede da aorta quando excitado, enquanto a matriz elástica controla as propriedades biomecânicas da aorta e forma lamelas que consistem de fibras elásticas, colagénios e outros componentes [24]. A elevada elasticidade da parede da aorta permite que na fase de contração do coração, sístole, a artéria expanda. Esta expansão garante que durante a diástole (*i.e.* fase de relaxamento do coração) seja conservada alguma pressão, garantindo a chegada do sangue a todo organismo através da contração passiva da artéria.

1.5.1 Túnica íntima

A túnica íntima é a camada de menor diâmetro da artéria, sendo a que delimita o lúmen. Esta consiste de uma camada única de células endoteliais que delimita a parede arterial interior. Estas estão dispostas sobre uma membrana basal fina. Existe também uma camada subendotelial cuja espessura varia com topografia, idade e doenças. No entanto em aortas saudáveis esta camada é quase inexistente. Em humanos saudáveis a túnica íntima é muito fina e a sua contribuição para as propriedades mecânicas da parede da aorta é insignificante. No entanto, é relevante saber que a túnica íntima tende a sofrer um aumento de espessura com a idade (arteriosclerose) e a sua contribuição mecânica pode tornar-se relevante.

A arteriosclerose é a doença mais comum em paredes arteriais, envolvendo a deposição de gorduras, cálcio, fibras de colagénio, resíduos celulares e fibrina. Esta deposição pode resultar numa obstrução ao lúmen e pode ter uma geometria e composição bioquímica complexa. Em fases avançadas a túnica média é também afetada. Estas alterações patológicas estão associadas a alterações significativas das propriedades mecânicas da parede arterial e pode chegar a um ponto onde a contribuição mecânica da túnica íntima supera a das outras túnicas. Isto devido à alteração significativa da distribuição de colagénio nos diferentes tipos de tecido [25]. Assim, o comportamento mecânico de artérias afetadas por arteriosclerose difere significativamente de artérias saudáveis.

A orientação das fibras de colagénio na camada subendotelial não é uniforme ao longo da sua espessura. Existe uma organização de fibras de colagénio em camadas no subendotélio que o separa estruturalmente. Nesta zona existe também elastina, disposta numa rede tridimensional de fibras elásticas

1.5.2 Túnica média

A túnica média é a camada intermédia da parede arterial e consiste num arranjo complexo tridimensional de células de músculo liso, elastina e fibrinas de colagénio. Segundo [26] a lamina elástica interna separa a túnica média num número variado de camadas reforçadas por fibras concêntricas bem definidas.

A túnica média está separada das túnicas íntima e externa pelas lamina elásticas interna e externa respetivamente. Em artérias elásticas estas são quase indistinguíveis

das lamínas elásticas normais. A orientação e proximidade entre as fibrinas elásticas e de colagénio, lamínas elásticas e células de músculo liso cria uma hélice fibrosa contínua. Esta hélice tem um passo pequeno, o que faz com que as fibrinas na túnica média estejam orientadas quase circunferencialmente. Este arranjo estruturado faz com que a túnica média seja forte, resiliente e tenha a habilidade de resistir a cargas em ambas as direções longitudinal e circunferencial. Dum ponto de vista mecânico esta é a camada mais importante numa artéria saudável.

1.5.3 Túnica externa

Tal como o nome indica a túnica externa é a camada externa da artéria, consistindo principalmente de fibroblastos e fibrócitos (células que produzem colagénio e elastina), substância fundamental e fibrinas de colagénio. A túnica externa é envolvida continuamente por tecido conjuntivo laxo. A espessura da túnica externa depende fortemente no tipo de artéria, da sua função fisiológica e posição topográfica. Como exemplo, em capilares cerebrais a túnica externa é praticamente inexistente.

As fibrinas de colagénio estão dispostas em estruturas helicoidais e servem para reforçar a parede arterial. Estas contribuem significativamente para a estabilidade e resistência da parede. A túnica externa tem uma rigidez inferior á túnica média a baixas pressões e sem pressão. No entanto, a níveis elevados de pressão a túnica externa sofre um aumento grande de rigidez que previne a extensão excessiva e rotura da artéria.

1.5.4 Circulação Sistémica

A circulação sistémica é o circuito pelo qual o sangue sai do ventrículo esquerdo do coração, através da aorta, e volta para o átrio direito do coração, através das veias cava. Retome-se a figura 1.2b, mas agora com legenda (figura 1.5), para uma melhor compreensão.

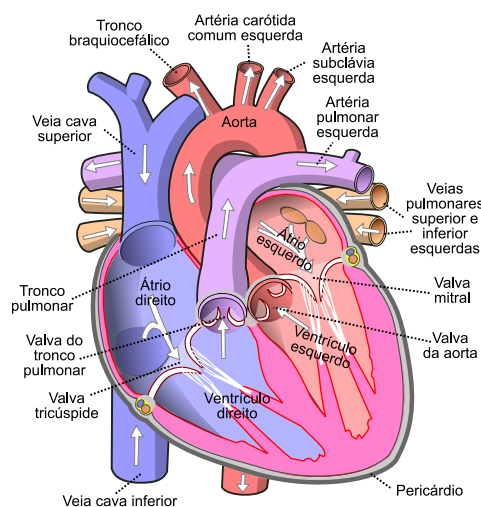


Figura 1.5: Representação esquemática do coração e seus componentes

Na primeira fase dum ciclo de circulação sistémica o sangue encontra-se no ventrículo esquerdo durante a sístole, que pode ser dividida em duas fases. A primeira fase caracteriza-se pela compressão do sangue, até que a pressão no ventrículo seja superior á pressão aórtica. Diferenciais de pressão entre o ventrículo e a aorta causam a abertura da válvula da aorta, que funciona como uma válvula sem retorno, que permite a entrada do sangue na aorta. Isto permite o escoamento do sangue para dentro da aorta e posteriormente para o resto do corpo. Após esta entrada a válvula fecha, e a aorta expande, ficando à tração. Deste modo, durante a diástole, a porção da aorta expandida é responsável por manter a pressão necessária para que o sangue complete a circulação sistémica e volte de novo ao coração, através das veias cava, pela aurícula direita. A elasticidade da aorta é possibilitada através da elastina, que está presente em todos os vasos sanguíneos. A aorta possui uma elevada quantidade de elastina, o que permite uma elevada elasticidade.

ESTADO DA ARTE

Para desenvolvimento deste tipo de documento nesta área de estudo é pertinente fazer um levantamento bibliográfico. Este permitirá uma contextualização do estado da arte.

Como visto na introdução, é importante que se encontrem melhores métodos de diagnóstico para aneurismas da aorta. Estudos como [27] têm como objetivo facultar um melhor indicador de risco que o atual indicador, o diâmetro do aneurisma. Neste é feita uma avaliação do risco com base num *novel probabilistic rupture risk index*.

Assim, existem vários estudos com o objectivo de contribuir para esta área. A aplicação da biomecânica ao tratamento clínico destes pacientes é algo que apresenta claras vantagens [11].

2.1 Métodos computacionais

Como referido anteriormente, uma das áreas potenciais a abordar para a análise de aneurismas da aorta torácica é a modelação computacional. Para este efeito é possível utilizar diferentes métodos computacionais, nomeadamente a Dinâmica de Fluidos Computacional, ou *Computational Fluid Dynamics* (CFD), o FEM e métodos integrados para o estudo de Interação Fluido-Estrutura, ou *Fluid-Structure Interaction* (FSI).

Imagens provenientes de técnicas como a TC (figura 2.1) e ressonância magnética podem ser usadas para construção de modelos da aorta torácica ascendente para análises CFD, como é feito em [2]. Estas imagens podem também servir de auxílio para criação da geometria de modelos de elementos finitos [8]. As análises CFD são frequentemente utilizadas [6, 28–33]. No entanto este tipo de análise destina-se à caracterização do fluxo hemodinâmico, analisando o escoamento e parâmetros do mesmo. Para estas são utilizados métodos, como o método dos volumes finitos.

Existe ainda a possibilidade de extrair estes modelos de angiografias, [35]. O método



Figura 2.1: Imagem proveniente de TC (A: aorta ascendente) [34]

de análise FSI, foi utilizado em [36], onde se tratou o sangue como um fluido não newtoniano, através do modelo de Carreau. As equações de Navier-Stokes foram resolvidas com auxílio do programa Ansys Fluent. As análises FSI são o tipo de análise mais frequente quando é feita uma análise computacional de ATAAs [4]. Estes métodos são necessários para uma investigação detalhada para caracterização das tensões de falha da parede arterial quando sujeita a uma pressão proveniente da hemodinâmica [37]. No entanto esta dissertação tratará de uma primeira abordagem de modelação dum ponto de vista estrutural, sendo que esta análise não é a mais indicada.

Estudos que utilizam o programa Ansys para fazer análises FSI foram usados para investigar a importância da espessura arterial na distribuição de tensões com o objetivo de estimar o risco de rotura [38] e a distribuição de tensões em aneurismas antes e depois de submetidos a uma TEVAR, ou seja a artérias com e sem próteses endovasculares [7]. Neste último caso as propriedades da artéria foram estimadas através de testes *in vitro* em espécimes humanos.

Em [39] foi utilizado o programa Ansys ICEM-CFD. É usada uma técnica de velocimetria com base em ultrassons. Este artigo aborda a utilização de sistemas de *Particle Image Velocimetry* (PIV) e de *Echo PIV*.

A disseção da artéria aorta pode acontecer em aneurismas da aorta torácica. Em [40] é feita uma determinação de risco de disseção tipo B (na aorta descendente) através da análise de mudanças da curvatura de superfícies de *Gauss*. O modelo é feito e pressurizado no Abaqus e a curvatura de Gauss é calculada através do *Matlab*. A análise da curvatura da superfície de *Gauss* deteta mudanças na geometria da aorta que não são detetadas por métodos como o *centerline curvature analysis*.

2.2 Modelos e Geometria

Um dos objetivos desta dissertação é a obtenção de um modelo para submeter à análise de FEM. Deste modo foi feita uma pesquisa bibliográfica de alguns dos métodos e programas utilizados para a criação de modelos e suas geometrias.

O exame de onde é mais frequente extrair as imagens que servem de base para a criação da geometria de aneurismas é a TC. No entanto existem outros exames que podem ser usados para este efeito.

Em [41] é usado o programa Mimics 11 (um programa comercial) para obter a geometria do modelo a partir de ficheiros provenientes de TCs em formato DICOM. O modelo construído é apresentado na figura 2.2.

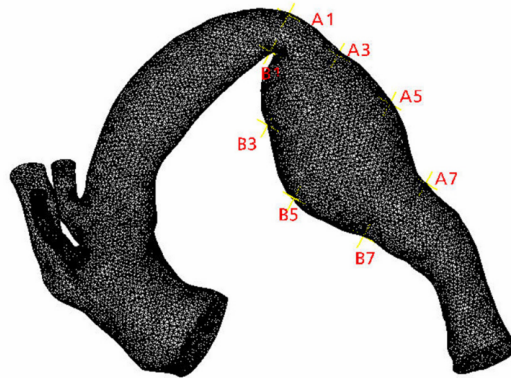


Figura 2.2: Modelo tridimensional criado a partir de TCs através do programa Mimics [41]

É possível também utilizar imagens obtidas de ressonâncias magnéticas para construção de geometrias de modelos de CFD e FEM [2, 8].

O modelo Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO), é um modelo que foi criado especificamente para modelar a anisotropia de tecidos biológicos, incluindo a compressibilidade e a aleatoriedade da distribuição de fibras [5].

Em [42] é criado um modelo, cujo objetivo é a previsão de disseções e propagação das mesmas. Este modelo possui a vantagem de ter uma grande flexibilidade na *framework* numérica, permitindo que sejam acrescentados facilmente dados extra.

A aorta abdominal não é o alvo de estudo da dissertação mas alguma informação relativa à mesma pode também ser de interesse. Para modelação desta foi utilizada uma modelação estocástica em [43], que aborda aneurismas tratados com terapia genética.

O procedimento mais comum para a criação da geometria do modelo de aneurismas da artéria aorta torácica ascendente baseia-se, como já referido, na leitura e segmentação de imagens provenientes de TCs. Uma questão que pode surgir é que, esta geometria é relativa à configuração da artéria quando esta está sujeita à pressão sistémica. Assim, a geometria obtida corresponde a um estado de pressão que não é nulo, o que pode contribuir ligeiramente para a incerteza. Em [8] é exportada uma geometria a pressão nula

a partir da geometria sob-pressão. O estudo conclui que, ao não considerar a geometria da aorta a pressão nula, as análises de elementos finitos que consideram a geometria a pressão sistêmica incorrem a pequenos erros no cálculo do risco de disseção ou rotura. Esta contribuição para a incerteza pode ser considerada desprezável e, como tal não será considerada nesta dissertação.

Em [44] é criado um modelo que permite executar análises de FEM de modelos de Crescimento e Remodelação, ou *Growth and Remodelling* (GR) sem que haja a necessidade de haver uma configuração a pressão nula, o que tem interesse quando a reconstrução da geometria é feita através de TCs e a geometria é obtida em estados de pressão. O modelo de GR é, neste caso, combinado com um *Constrained Mixture Model* (CMM), o que permite modelar a parede da aorta considerando todos os seus constituintes, como a elastina, famílias de fibras de colagénio e células de músculo liso. Este artigo chega à conclusão que a degradação da elastina ocorre localmente no ATAA na zona onde existe tensão de corte máxima na parede. No entanto todo o ATAA é submetido a GR devido à redistribuição da distribuição de tensões, levando ultimamente à dilatação da artéria.

Os modelos de GR são modelos complexos que permitem ter em consideração a natureza de compósito e a sua heterogeneidade. Em [45] é utilizado um modelo deste tipo, baseado na *homogenized Constrained Mixture theory* e implementado no Abaqus. No entanto, no contexto desta dissertação este modelo vai para lá do necessário e a sua utilização traria introduziria um grau de complexidade demasiado elevado.

Esta dissertação abordará a quantificação de incerteza, sendo relevante a pesquisa da aplicabilidade destas técnicas aos métodos utilizados. [46] aborda a aplicação de técnicas de Expansão em Polinómios Caóticos, ou *polynomial chaos expansion* (PCE) em análises estocásticas de FEM, enquanto alguns artigos abordam especificamente a quantificação de incertezas aplicada a aneurismas de aortas, como é o caso de [47], que trata de simulações numéricas na aorta torácica, e de [3] que quantifica o impacto da incerteza de métodos CFD em ATAAs, especificamente nas condições de fronteira. Este último efetua quantificação de incerteza com recurso a PCE generalizada (gPCE).

Em [46] é apresentado e utilizado um algoritmo que tenta reduzir a exigência computacional da quantificação de incerteza com recurso a PCE utilizados nas análises estocásticas. Em [18] é detalhada a quantificação de incerteza aplicada a modelos 3D cardiovasculares através do uso de PCE adaptativa (aPCE).

2.3 Propriedades da Aorta

As propriedades da aorta torácica ascendente e as suas relações constitutivas são fundamentais para o desenvolvimento de qualquer modelo que permita prever o comportamento da artéria.

Informação sobre as propriedades de ATAAs são relativamente limitadas, existindo no entanto algumas estimativas como é o caso de [9]. Existem também estudos que medem experimentalmente algumas propriedades mecânicas como é o caso de [48], onde é determinada a resistência à tração do tecido de aortas ascendentes dilatadas e ATAAs. Propriedades elásticas foram especial alvo de atenção em [49], onde foram estimadas a partir de dados de Ultrassons-4D através de um modelo de elementos finitos iterativo em contexto de model updating [50].

As propriedades da aorta saudável são também de interesse para a previsão de aneurismas e problemas que deles originem. Existem vários estudos neste âmbito [51–55]. Especificamente, [51] realizou ensaios uniaxiais e de relaxamento em artérias abdominais de porcos em direções circunferenciais e longitudinais. Neste estudo foram aplicadas equações de energia de deformação com base em funções polinomiais e logarítmicas para modelar as respostas elásticas dos ensaios. Em [52] é proposto um modelo de regressão capaz de estimar o estado de pré-tensão da aorta humana. Neste estudo é obtida uma base de dados a partir de 156 cadáveres com diversos parâmetros da aorta. A partir desta informação foi identificada uma correlação significativa entre a idade, o diâmetro, a presença de doenças e a tensão registada. Foram elaboradas equações representativas desta correlação. A importância da idade nas propriedades da aorta é reforçada por [22, 56, 57] Em [53] foram estudadas as propriedades de falha biomecânicas e a composição histológica de uma aorta saudável. Os espécimes, orientados circunferencialmente foram sujeitos a ensaios onde foram medidas a tensão e extensão de falha. Os parâmetros biomecânicos de aortas abdominais humanas saudáveis foram definidos em [54]. A partir destes foram criados materiais para produção de aortas artificiais. Estas foram posteriormente testadas ex-vivo através de ensaios de tração uniaxial e ao corte com o objetivo de verificar se exibem a mesma morfologia e comportamento mecânico que as aortas reais. Deste modo foi confirmada a exatidão dos parâmetros. O comportamento mecânico do tecido de aortas caninas foi examinado in-vitro em [55]. O foco deste estudo foram as variações espaciais das propriedades na direção axial da artéria. Para este efeito foram feitos ensaios uniaxiais de tração em diversas direções. Foram feitas também examinações histológicas para identificar as orientações das fibras do artéria. Para além disto foi ainda estudado um modelo constitutivo que contém elementos estruturais e fenomenológicos para consideração dos comportamentos macroscópicos e microestruturais do tecido.

Uma modelação correta e cuidada das propriedades constitutivas das paredes de ATAAs deve considerar a importância das fibras de colagénio [58].

Propriedades biomecânicas de ATAAs e aortas torácicas ascendentes saudáveis foram determinadas experimentalmente e comparadas em [59] através de testes biaxiais, tendo

sido testadas 18 aortas de pacientes que foram submetidos a intervenção cirúrgica e 19 aortas saudáveis, obtidas através de uma rede de doadores para transplantes. Foi constatada uma rigidez superior nas aortas aneurismais, não tendo sido notada nenhuma relação entre este aumento de rigidez e o diâmetro da aorta. Diante da impossibilidade de testar tecido aórtico real, é também frequentemente utilizado um tubo de material hiperelástico para simular o comportamento do aneurisma [60].

Para além destes dados, em [10] é estudada a heterogeneidade de ATAAs e estudada a variação de propriedades mecânicas consoante a região e direção.

Em [61] é executada uma medição de rigidez ventricular através de *Speckle tracking transesophageal echocardiography* (STTE) com o objetivo de determinar se esta técnica é uma possível candidata para a medição de propriedades como a rigidez da aorta.

Considerando a aorta abdominal, existem estudos que têm como objetivo a obtenção de propriedades, tal como [62], onde é feita uma previsão probabilística não invasiva das propriedades mecânicas e parâmetros constitutivos da aorta abdominal aneurismal através de regressão bayesiana. Visando especificamente a obtenção de tensões, [63] apresenta um método de obtenção de tensões internas da parede de aneurismas da aorta abdominal. O método utiliza apenas dados clinicamente fáceis de obter, como a pressão arterial e a geometria do aneurisma *in vivo*. A última pode ser obtida através de exames como a TC. Além também de imagens de ressonâncias magnéticas é possível obter uma estimativa da espessura da artéria e conseqüentemente calcular a tensão local da parede. É no entanto relevante referir que existem diferenças na heterogeneidade entre a aorta abdominal e a aorta torácica [64].

Em [65] é feita uma comparação das tensões da parede de aneurismas da aorta torácica ascendente para diâmetros superiores e inferiores a 5 cm, para estudar a relação entre o diâmetro e as tensões.

Em [9] é feita uma comparação, através de uma análise de engenharia, entre ATAAs e aortas saudáveis. Este estudo conclui, tal como o anterior, que perante o aneurisma a flexibilidade da aorta sofre uma redução drástica, o que leva a um aumento de tensões que justifica a dissecação e rutura da aorta.

Para além disto, a partir de muitos dos resultados experimentais de estudos foram simultaneamente desenvolvidos modelos constitutivos de tecido biológico com aproximações numéricas [66–70].

Entre os modelos constitutivos são de interesse modelos como o modelo de Fung [67] e o modelo de HGO [68–70] que são vastamente utilizados na área de modelação biológica [37, 71–80].

CRIAÇÃO DA GEOMETRIA DA AORTA ASCENDENTE

Para atingir o objetivo de criação e análise de um modelo de elementos finitos é necessária a criação de uma geometria tridimensional que corresponda à geometria da artéria aorta ascendente. Para este efeito, nesta dissertação, a geometria será criada a partir de imagens DICOM obtidas de TCs de um paciente real. As imagens obtidas das TCs são obtidas segundo 3 planos cartesianos, sendo que em cada um destes são registradas várias imagens distanciadas entre si por um dado valor. Com estas imagens DICOM, programas como o 3D Slicer, que é um programa de visualização e análise de imagens relativas à área de medicina, permitem a criação e segmentação de modelos. Deste modo através da utilização do mesmo serão obtidas nuvens de pontos para posterior análise e continuação do trabalho.

3.1 Criação manual

Numa primeira etapa os modelos serão criados através da interface gráfica do 3D Slicer, tendo como objetivo numa fase futura automatizar este processo por meio da criação de ficheiros de texto que contenham informação na linguagem de programação Python. O programa possui diversos algoritmos de tratamento de imagens denominados de módulos. Os módulos considerados mais eficazes para a criação da geometria foram os módulos *threshold* e *grow from seeds*. Assim, após descarregadas as imagens DICOM para dentro do programa, foram criadas geometrias tridimensionais utilizando estes dois módulos como base.

3.1.1 *Threshold*

O módulo de *threshold* funciona através da seleção de uma escala de *threshold* que é essencialmente uma escala de Hounsfield. A escala de Hounsfield é uma escala de cores que transforma os diferentes tons de cinza em valores numéricos. A utilização deste tipo de escala permite identificar e extrair a região pretendida. O primeiro passo é selecionar um intervalo de *threshold*. Para melhor compreensão seguir-se-à um dos processos de criação de geometria da aorta efetuados, começando pela observação da figura 3.1.

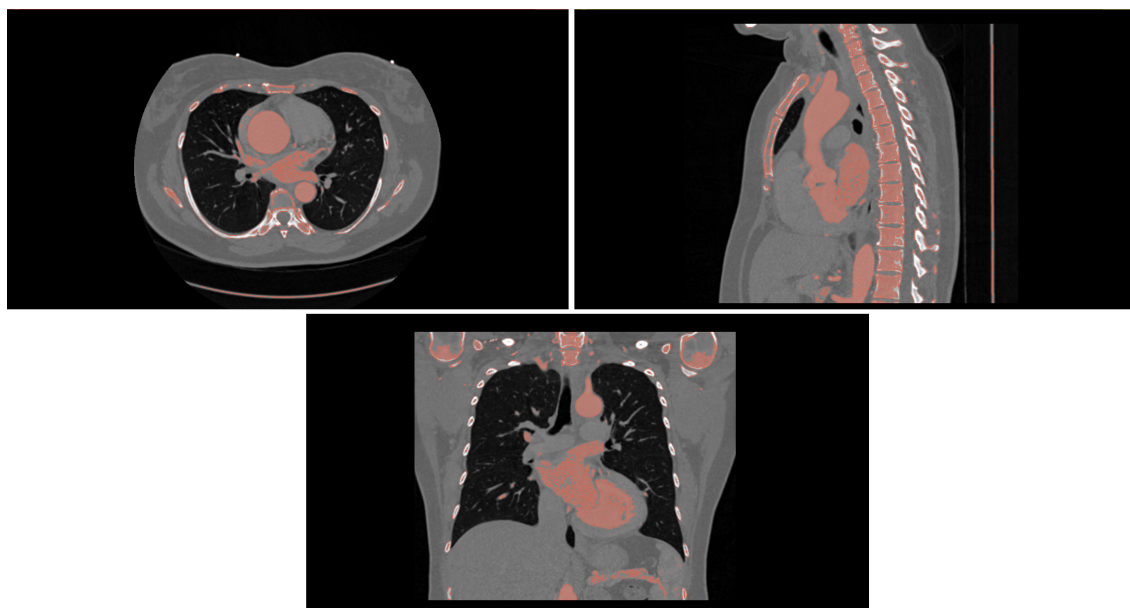


Figura 3.1: Utilização do módulo *threshold* - seleção da gama de contraste

Neste caso foi utilizada um intervalo de valores de *threshold* mínimo de 230 e *threshold* máximo de 530. A região obtida está representada a vermelho. É possível representar a região tridimensionalmente no 3D Slicer, o que permite uma melhor visualização da geometria. A representação 3D obtida é a apresentada na figura 3.2.

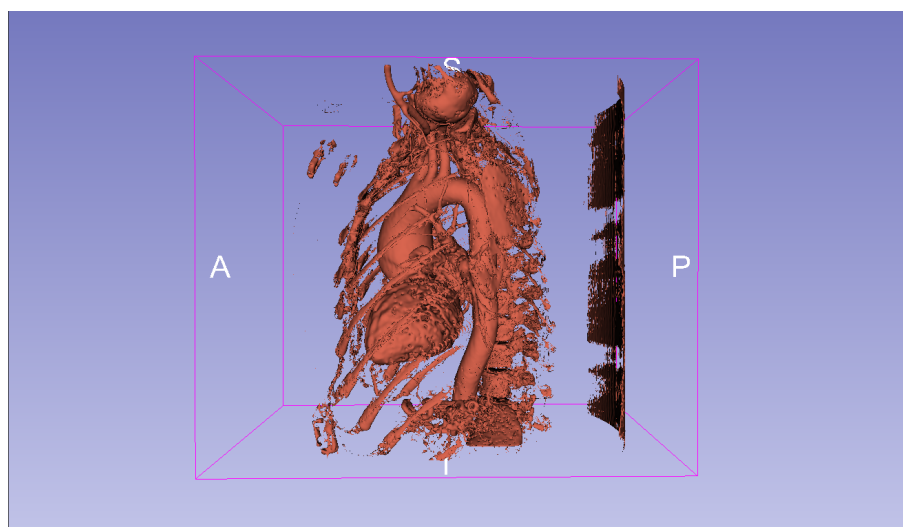


Figura 3.2: Utilização do módulo *threshold* - representação 3D

Como se pode observar, o resultado da utilização do módulo *threshold* não é diretamente a geometria da aorta, tendo sido selecionadas regiões adicionais que neste caso são desnecessárias. Isto é um problema frequente na utilização da escala de Hounsfield em tecidos moles.

Para eliminação destas regiões pode-se recorrer à utilização do módulo *Scissors*. Este módulo elimina volumes indicados pelo utilizador, através da seleção de certos parâmetros e funciona através da criação de um contorno nas imagens DICOM ou no modelo 3D. Os parâmetros definem a forma deste contorno (forma livre, retangular ou circular) e qual a zona a apagar (fora do contorno ou dentro do contorno). Assim, através da utilização do módulo *Scissors* é possível isolar a zona de interesse, a aorta ascendente. O resultado pode ser visualizado na figura 3.3.

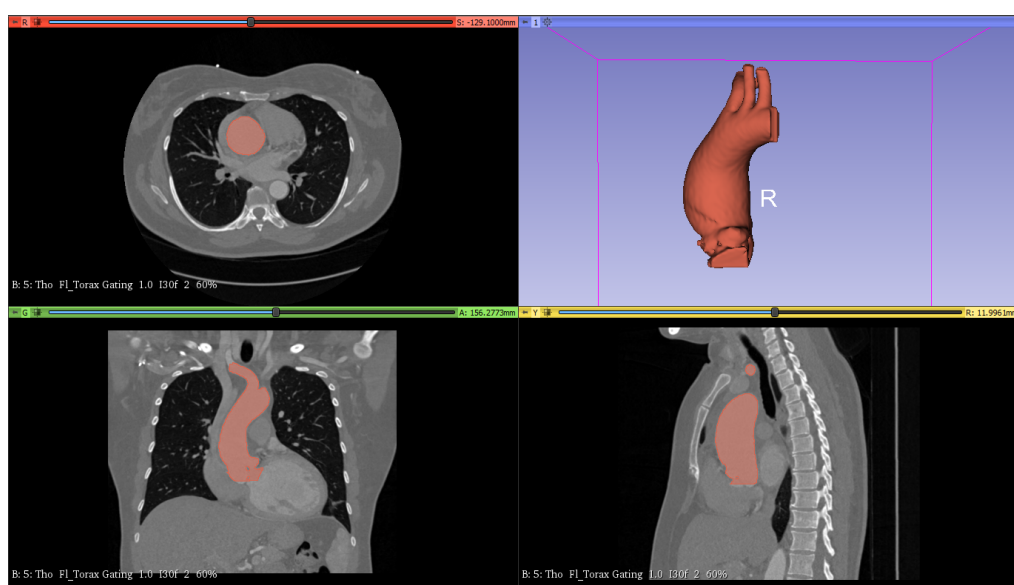


Figura 3.3: Resultado da utilização do módulo *Scissors* após *threshold*

3.1.2 *Grow from seeds*

Para a utilização do módulo *grow from seeds* é necessário transmitir ao 3D Slicer a localização de duas regiões. Uma destas deverá indicar a região de interesse, a aorta, enquanto a outra deve indicar o "fundo", de modo a delimitar a região de interesse.

Isto é feito através da utilização do módulo *Paint*, que pode ser usado para pintar por cima da imagem. Através da criação de duas camadas diferentes, identificadas por diferentes cores, é possível identificar as duas regiões pretendidas. Este processo deve ser feito em várias imagens DICOM, de forma a delimitar convenientemente toda a aorta. A figura 3.4 mostra esta delimitação num dos conjuntos de imagens.

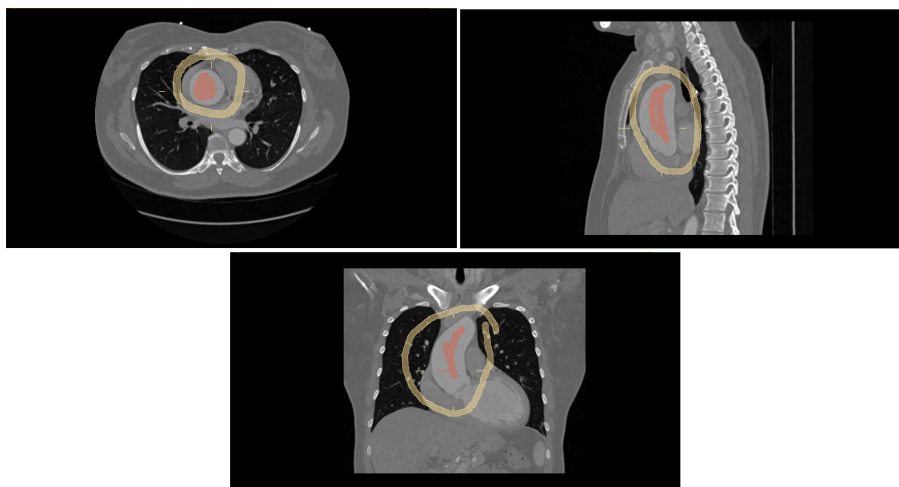
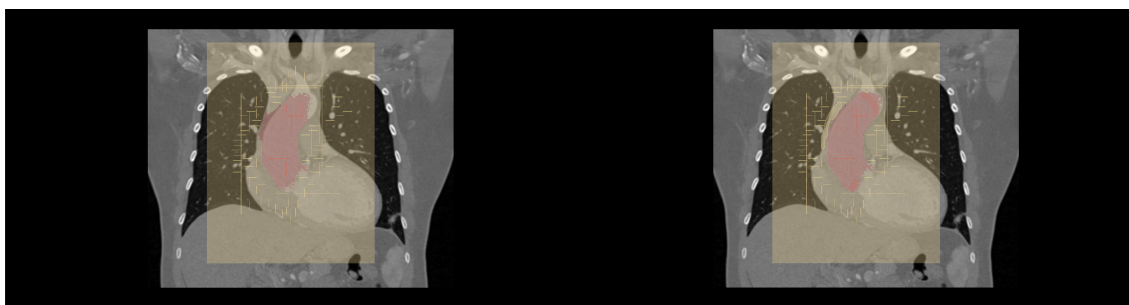


Figura 3.4: Delimitação das regiões de interesse e de fundo para utilização do módulo *grow from seeds*

Após feita a delimitação num conjunto de imagens que delimite convenientemente a aorta o módulo *grow from seeds* deve ser inicializado, sendo agora possível pré-visualizar o resultado (figura 3.5a).



(a) Interpretação inicial do 3D Slicer

(b) Interpretação do 3D Slicer corrigida

Figura 3.5: Exemplo de interpretação incorreta do 3D Slicer na utilização do módulo *grow from seeds* e sua correção

Esta pré-visualização serve como uma etapa de melhoria do processo e aqui o utilizador deve observar a interpretação do 3D Slicer dos dados fornecidos e, se necessário, fazer

algumas correções. Isto pode ser feito através da reutilização do módulo *Paint* de forma a retocar as regiões. Este tipo de correção foi efetuado e é apresentado na figura 3.5.

Estas correções devem ser feitas até que o utilizador considere que a interpretação do 3D Slicer está suficientemente correta. Após a etapa de correção pode-se finalizar o módulo e assim obter a geometria da aorta (figura 3.6).

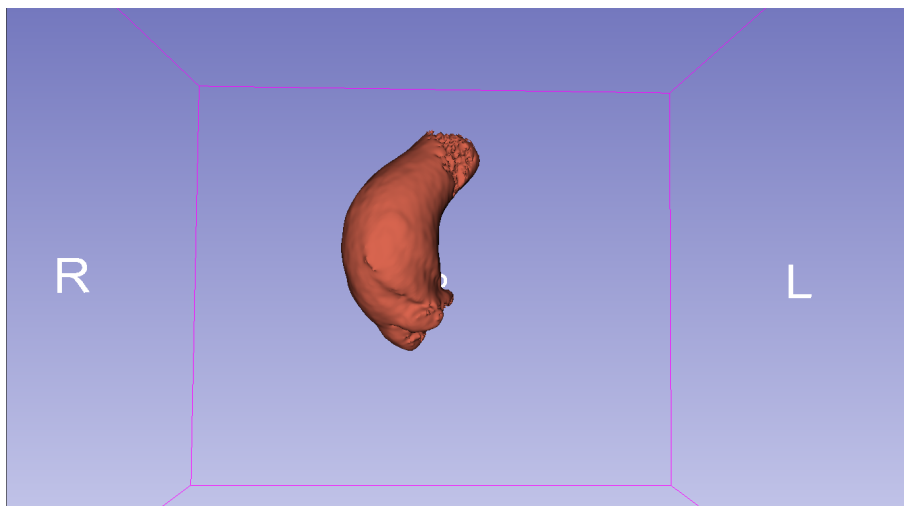


Figura 3.6: Geometria obtida através da utilização do módulo *grow from seeds*

3.1.3 *Smoothing*

O *Smoothing* é um módulo disponível no 3D Slicer que pode servir de acabamento, corrigindo imperfeições na superfície da geometria. Este módulo pode ser utilizado após a criação da geometria através de qualquer método. Este processo pode ser feito ainda com recurso ao 3D Slicer ou pode ser feito no Blender, um programa de edição de geometrias 3D. Assim, foi feito o *Smoothing* através dos dois softwares, para ultimamente o resultado poder ser comparado. Optou-se pela utilização do módulo do 3D Slicer e cada geometria foi submetida a três execuções do módulo, com diferentes parâmetros (*Median*, *Opening* e *Closing* com 2 mm).

3.2 Automatização do processo de criação da geometria

O objetivo a cumprir para automatizar o processo de criação de geometria, seguindo o procedimento em 3.1, é a criação de ficheiro de código na linguagem de programação Python. Este processo envolveu o estudo da interpretação da linguagem por parte do 3D Slicer. Para tal foram explorados os algoritmos utilizados anteriormente, como o *grow from seeds* e o *threshold*. Para efeitos de criação de ficheiros de código é necessário saber como transmitir a informação necessária para o funcionamento destes módulos. Alguns dos parâmetros utilizados para cada módulo estão presentes em [81]. Por exemplo, no caso do módulo *threshold* os comandos em Python que indicam os parâmetros são apresentados na tabela 3.1.

Tabela 3.1: Comandos do módulo *threshold* [81]

Parâmetro	Tipo	Predefinido	Valores
AutoThresholdMethod	enum	OTSU	HUANG, OTSU, LI, YEN, etc.
MinimumThreshold	float	25th percentile voxel value	
MaximumThreshold	float	maximum voxel value	
AutoThresholdMode	enum	SET_LOWER_MAX	SET_LOWER_MAX, SET_UPPER, etc.
BrushType	enum	CIRCLE	CIRCLE, BOX, DRAW, LINE
HistogramSetLower	enum	LOWER	MINIMUM, LOWER, AVERAGE
HistogramSetUpper	enum	UPPER	AVERAGE, UPPER, MAXIMUM

No entanto existem dados introduzidos na interface gráfica do 3D Slicer cujo código não foi possível encontrar, como por exemplo as coordenadas selecionadas nas imagens para uso de módulos como o *Paint*. Isto revelou-se um grande obstáculo, pois existem módulos necessários para a criação da geometria que necessitam a seleção de coordenadas na interface gráfica. Para além disso, por razões desconhecidas, durante o desenvolvimento desta etapa de trabalho, o programa mostrou-se instável e inconsistente relativamente à leitura dos ficheiros de código Python. Isto é altamente indesejável tendo em conta o objetivo. O código foi introduzido e lido no programa através da sua inserção diretamente na janela de comandos do 3D Slicer. Estes problemas, e alguns outros, fizeram com que não se optasse pela automatização do processo. Para além deste tipo de problema poder inviabilizar o processo, existiu também uma limitação de tempo para o desenvolvimento desta dissertação. Assim, os modelos utilizados serão criados através da interface gráfica.

3.3 Análise de variabilidade dos processos de criação de geometria

É necessário ter em conta que existe variabilidade nos modelos resultantes do processo de criação manual. Isto pois este processo é dependente do utilizador e dos seus conhecimentos relativos, tanto ao software, como à área de medicina. Deste modo, é conveniente ser feito um estudo da variabilidade do processo. Para este efeito, será analisada a variabilidade dos processos utilizados no capítulo 3.1. Assim, pode ser feito um processo de análise de sensibilidade e posteriormente tirar conclusões relativamente à importância desta variabilidade.

3.3.1 Desenho de Experiências para a definição de ensaios

O Desenho de experiências, ou *Design of experiments* (DoE) é um processo estatístico aplicado ao planeamento, análise e interpretação de ensaios para avaliar os fatores que controlam o valor de um ou mais parâmetros, sendo uma ferramenta de análise poderosa que pode ser utilizada numa grande variedade de aplicações. Este refere-se a qualquer tarefa cujo objetivo seja o estudo da variabilidade de informação sob hipóteses que reflitam essa variabilidade [82]. O DoE tem como objetivo prever um resultado através da alteração de condições iniciais, que são geralmente representadas por um ou mais parâmetros independentes. Assim, este é o método de tratamento de dados que será usado para o estudo dos módulos utilizados.

O DoE permite a manipulação de múltiplos parâmetros de entrada, determinando o seu efeito nos resultados do ensaio. Através da manipulação simultânea de vários parâmetros de entrada é possível identificar interações importantes entre os mesmos, que não seriam observadas no caso da variação individual dos parâmetros de entrada. Podem ser estudadas todas as combinações de parâmetros, fazendo uma análise fatorial completa, ou apenas algumas destas, através de uma análise fatorial fratorial.

A aplicação correta do DoE fornece uma quantidade considerável de informação sobre o efeito e um ou mais parâmetros no resultado do ensaio. Muitos deste tipo de ensaios que não utilizam o DoE baseiam-se na variação individual de um parâmetro, mantendo os restantes constantes. No entanto este tipo de abordagens são muito pouco eficientes quando comparados à variação simultânea de vários parâmetros.

Para correta aplicação do DoE é importante que seja feita uma ponderação correta sobre a definição das combinações de parâmetros de entrada e a execução dos ensaios, visto que isto permite que sejam evitados grande parte dos erros mais frequentes de análise. Algumas das técnicas importantes para a correta utilização do DoE incluem:

- Bloqueio - baseia-se no impedimento da variação de um ou mais parâmetros que, por qualquer razão, não sejam variáveis;

- Aleatorização - refere-se à ordem no qual os diferentes ensaios se realizam. Uma ordem aleatória ajuda a eliminar os efeitos de variáveis desconhecidas ou incontroláveis;
- Replicação - repetição completa dos ensaios e preparações.

Uma utilização cuidada e correta do DoE permite a obtenção dos parâmetros chave de um processo. Permite também saber quais os efeitos mais importantes dos parâmetros de entrada, e interações entre estes, no resultado do ensaio. É ainda possível determinar quais as condições que minimizam a variabilidade do ensaio ou processo.

Assim, para o estudo da variabilidade dos processos utilizados nesta dissertação recorrer-se-á ao DoE.

Como foi referido anteriormente, o módulo *threshold* tem como parâmetro a gama de contraste. Esta gama pode ser definida por duas variáveis, o seu valor mínimo e o seu valor máximo, denominados de *MinThreshold* e *Maxthreshold*, respetivamente. Por outro lado, o módulo *grow from seeds* não tem uma parametrização tão concreta, pelo que não é possível aplicar a metodologia de DoE.

O tipo de desenho que vai ser utilizado é o Desenho Compósito Central de Face Centrada (CCF). Seguindo este tipo de desenho é necessário definir, para cada parâmetro, um valor mínimo, um valor médio e um valor máximo. Deste modo, para o parâmetro *MinThreshold* foi definido um valor mínimo de 180, um valor médio de 230 e um valor máximo de 280. Por outro lado para o parâmetro *Maxthreshold* foi definido um valor mínimo de 480, um valor médio de 530 e um valor máximo de 580. Tendo definido estes valores, é agora necessário executar o módulo com diferentes combinações de parâmetros. Seguindo o CCF as combinações de parâmetros são as apresentadas na tabela 3.2.

Tabela 3.2: Combinações de parâmetros segundo CCF

Nº da experiência	Minthreshold	Maxthreshold
1	180	480
2	180	530
3	180	580
4	230	480
5	230	530
6	230	580
7	280	480
8	280	530
9	280	580

Através desta metodologia é construída uma amostra de modelos que podem ser estudados de modo a avaliar, com uma boa base teórica, a variabilidade do processo de criação.

3.3.2 Análise dos modelos

Tendo sido obtida uma amostra de geometrias, à qual se pretende estudar a variabilidade, há que definir um método para o fazer. Deste modo será utilizada a linguagem de programação Python, com recurso ao pacote *open3d* [83], para processar e analisar nuvens de pontos. No entanto, para tratamento dos dados obtidos e análise da variabilidade dos modelos que integram a amostra é necessário primeiro obter um ficheiro num formato conveniente para ser trabalhado. Assim, foi utilizado o software Blender como auxiliar para obter os modelos no formato ".ply". Cada um destes ficheiros corresponde a uma geometria na forma de uma nuvem de pontos. Assim será criado um ficheiro de código Python, cuja execução corresponderá à análise.

Assim, a nuvem de pontos pode ser lida e extraída para uma matriz. A matriz obtida é composta por 3 colunas, correspondentes a coordenadas x, y e z e tem tantas linhas quanto pontos presentes na nuvem.

Primeiramente, foram eliminados pontos das nuvens que não correspondessem à zona de interesse (aorta torácica ascendente). Para este efeito, foram definidas as cotas máxima e mínima admissíveis para a região de interesse, e criadas novas nuvens apenas com os pontos que estão dentro dos valores de cota definidos. A região que será considerada está apresentada na figura 3.7. Nesta é possível verificar a existência de alguns pontos não representativos da geometria.

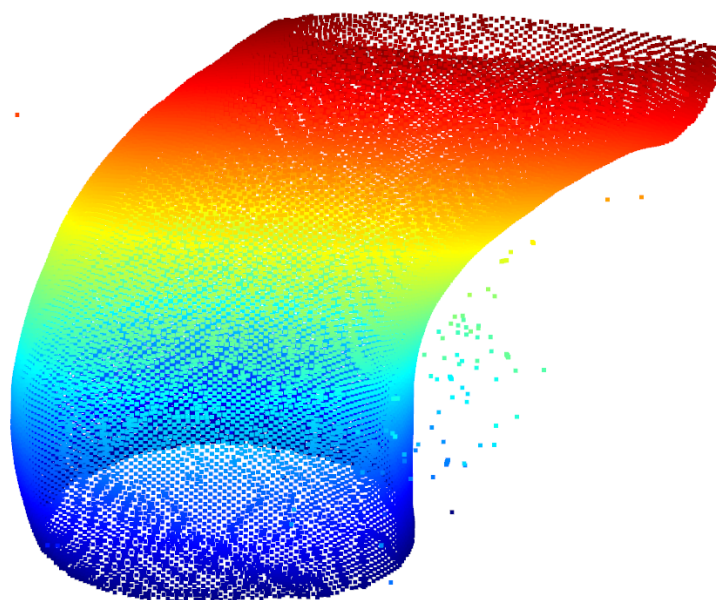


Figura 3.7: Nuvem de pontos correspondente à zona de interesse

Após esta filtragem, procede-se à análise do modelo por secções. Para este efeito é selecionada a cota da secção que se pretende analisar, e, dada esta cota, são selecionados os pontos das nuvens que representam a respetiva secção. Note-se que os pontos da secção que é escolhida não têm exatamente todos a mesma cota, pelo que é necessário estabelecer uma tolerância para que sejam contabilizados pontos suficientes para representar de

forma suficiente a secção. Após identificados, estes pontos podem ser representados graficamente, tal como na figura 3.8, onde está ilustrada uma secção exemplificativa. A secção aqui apresentada corresponde ao valor de cota máximo que será considerado, sendo a região mais próxima do arco da aorta, o que justifica o facto da secção não ser muito próxima de uma secção circular.

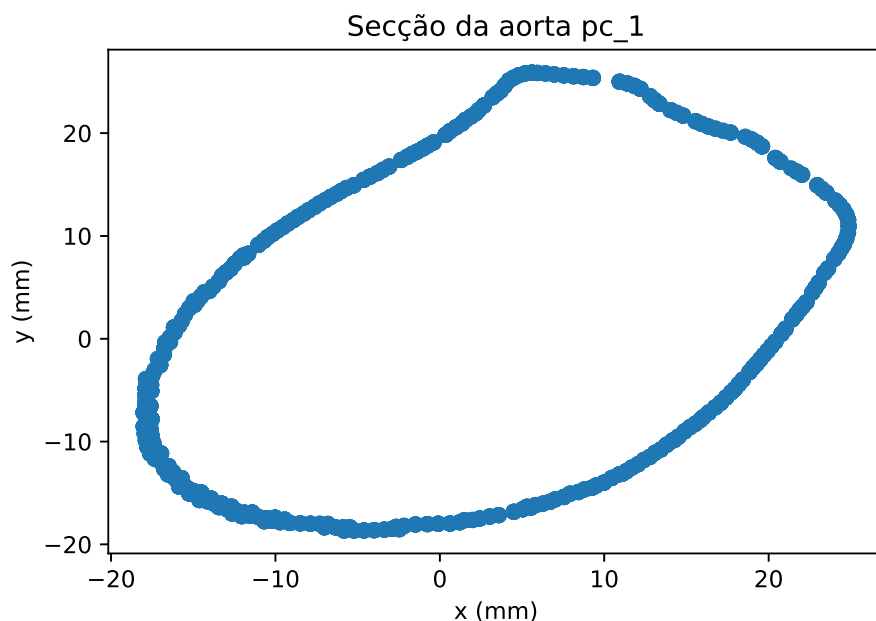


Figura 3.8: Secção da aorta ascendente para uma tolerância de $5 \cdot 10^{-1}$ mm (secção número 70)

Para análise das secções da aorta, serão isolados e analisados separadamente vários setores angulares da secção. Para este efeito, torna-se mais fácil trabalhar com coordenadas cilíndricas. Para uma maior simplicidade, para além das coordenadas cilíndricas, é conveniente centrar a secção na origem. Para isto, foi calculado o centro de massa da secção (assumindo valores unitários para a massa de cada ponto) e feita uma transformação, neste caso uma translação, de modo a tornar o centro de massa da secção coincidente com a origem do referencial. Assim, em duas dimensões, trabalhar-se-à com coordenadas polares para o processo de análise da secção, o que quer dizer que os pontos serão identificados por valores de raio e ângulo. Deste modo os setores angulares serão identificados por conjuntos de pontos cujos ângulos estão dentro do intervalo que define o setor.

Para analisar todos os diferentes modelos, estes serão primeiro analisados individualmente. Assim, todas as secções são divididas num determinado número de setores angulares e, para cada um destes setores são identificados os pontos mínimo, mediano e máximo. Aplicando isto a todos os setores é possível obter as secções correspondentes, ou seja a secção mínima, a secção mediana e a secção máxima. A vantagem da criação de uma secção mediana em relação a uma secção média é que a mediana dá uma melhor estimativa porque não é tão distorcida por valores extremamente altos ou baixos. A representação gráfica destas secções, no caso do módulo de *threshold*, considerando 50 setores

angulares, resulta na distribuição de pontos apresentada na figura 3.9.

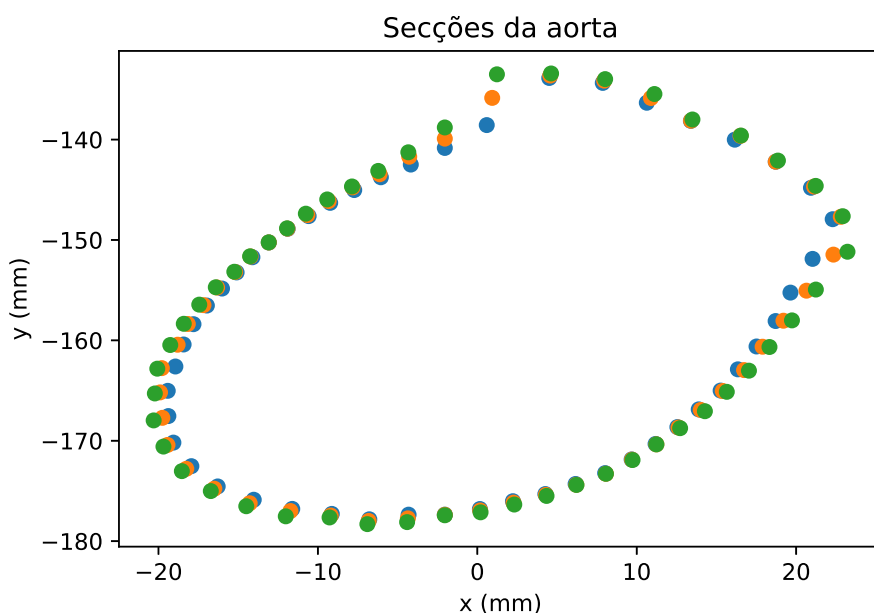


Figura 3.9: Valores máximos, mínimos e da mediana de uma secção da aorta para o módulo *threshold* (verde - máximos, laranja - medianas, azul - mínimos)

Esta figura permite observar a variabilidade do processo de criação da geometria numa secção específica da aorta. Esta secção específica é a mesma que a apresentada na figura 3.7 e, como tal, é a secção de cota máxima considerada admissível.

Note-se que existe alguma variabilidade entre as secções. É possível também que em algumas secções existam pontos não representativos da secção que foram incorretamente considerados pelo 3D Slicer durante o processo de segmentação manual (capítulo 3.1). Isto terá uma maior influência na secção máxima, sendo nesta que se podem mais facilmente notar a existência destes pontos não representativos, caso existam.

O procedimento de análise da secção é repetido para todas secções de todos os modelos, o que resulta na análise total de 70 secções e 3050 setores angulares. Após estas análises, os resultados das secções das diferentes geometrias, para a mesma cota, são "fundidos" e são calculadas as secções medianas das secções mínimas, medianas e máximas. Deste modo é possível obter secções representativas de toda a amostra de modelos.

Fazendo isto para todas as secções de todos os modelos é possível obter nuvens de pontos representativas da geometria da aorta. Assim, são obtidas as nuvens representativas das geometrias mínima, mediana e máxima. Visualmente, cada um destas geometrias tem um aspeto semelhante ao representado na figura 3.10, esta que especificamente representa a geometria mediana obtida.

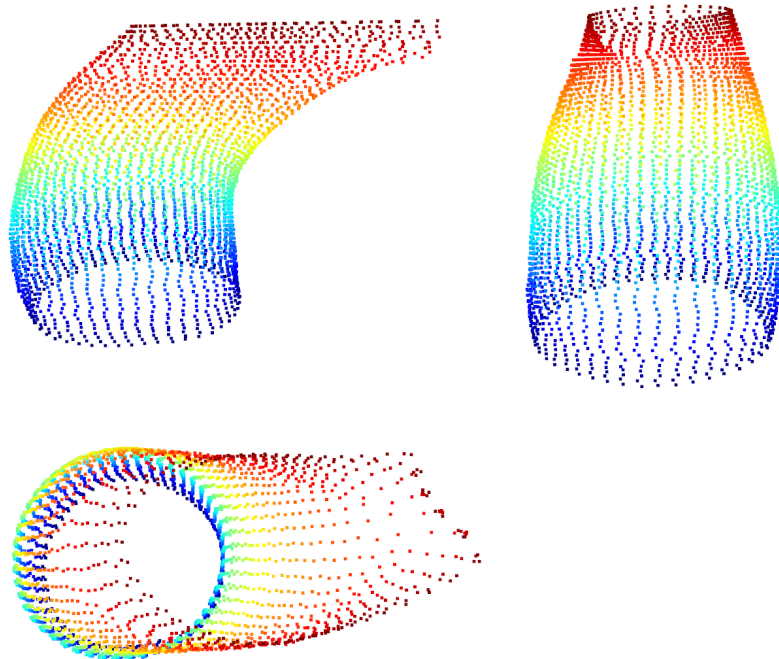


Figura 3.10: Representação tridimensional da geometria mediana obtida da análise

É de notar que na geometria obtida para a aorta máxima existem ainda alguns pontos não representativos, como se pode ver na figura 3.11.

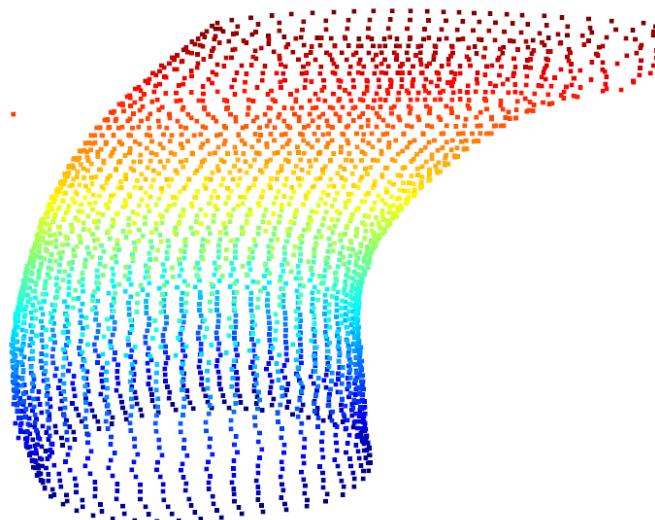


Figura 3.11: Representação tridimensional da geometria máxima obtida da análise

Tendo estes dados é possível identificar a amplitude do intervalo de variabilidade, ou seja, a diferença entre os pontos correspondentes das aortas máxima e mínima. Este valor tem em conta ambos os extremos do resultado possível do processo de segmentação pelo módulo *threshold*. Assim, estas amplitudes, podem ser visualizadas na representação gráfica da figura 3.12.

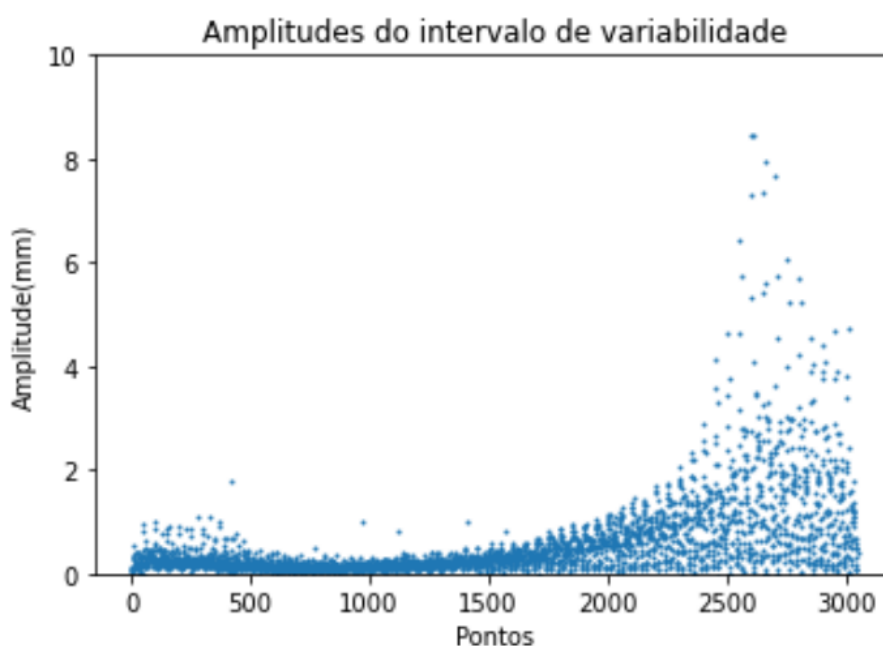


Figura 3.12: Valores de amplitude do intervalo de variabilidade em função do setor circular para o módulo *threshold*

Note-se que cada secção está dividida em 50 setores angulares e cada geometria tem um total de 70 secções. Assim estão representadas no gráfico 3050 amplitudes, sendo que cada secção é um conjunto de 50. Isto torna possível localizar as amplitudes nas secções do modelo, sendo que basta dividir o número da amplitude por 50.

Perante a análise das geometrias obtidas através dos módulos de *threshold*, cujo procedimento foi correspondente ao do capítulo 3.1.1 com a amostra criada através do desenho de experiências (capítulo 3.3.1) é possível verificar que numa grande parte da aorta esta amplitude é inferior a 2 milímetros, o que comparativamente ao diâmetro da aorta, corresponde a um erro percentual inferior a 5%. Os valores de amplitude crescem para valores mais alarmantes aproximadamente a partir da secção número 49 (contagem ascendente em cotas), sendo que as secções com mais variabilidade encontram-se já junto do arco da aorta. A incerteza mais elevada nesta região não é muito problemática visto que esta não é a principal zona de interesse.

Seguindo um procedimento semelhante de análise de dados, é possível estudar também a variabilidade das geometrias obtidas pelo módulo *grow from seeds* (capítulo 3.1.2). Seja primeiramente observada a análise de uma secção, representada pela distribuição de pontos da figura 3.13.

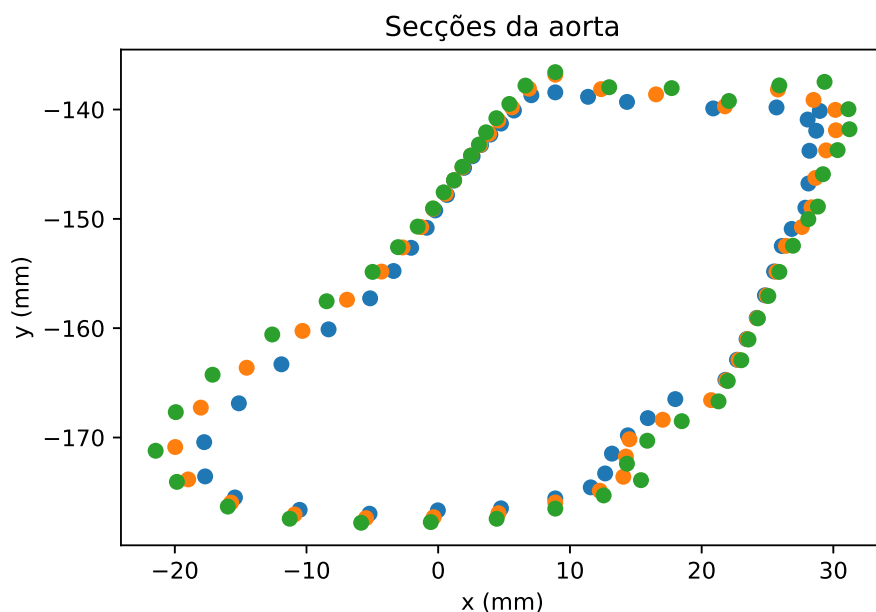


Figura 3.13: Valores máximos, mínimos e da mediana de uma secção da aorta para o módulo *grow from seeds* (verde - máximos, laranja - medianas, azul - mínimos)

Nota-se de imediato que, comparativamente à figura 3.9, existe uma maior diferença entre as secções mínima e máxima, o que possivelmente resultará numa maior amplitude de intervalo de variabilidade. Para além da representação de uma secção, podem também ser representadas as amplitudes dos intervalos de variabilidade, que dará uma melhor noção da variabilidade da geometria. Seguindo o raciocínio utilizado para a criação da dispersão na figura 3.12 para todos os setores angulares, as amplitudes resultantes da análise do presente módulo estão representadas graficamente, na figura 3.14.

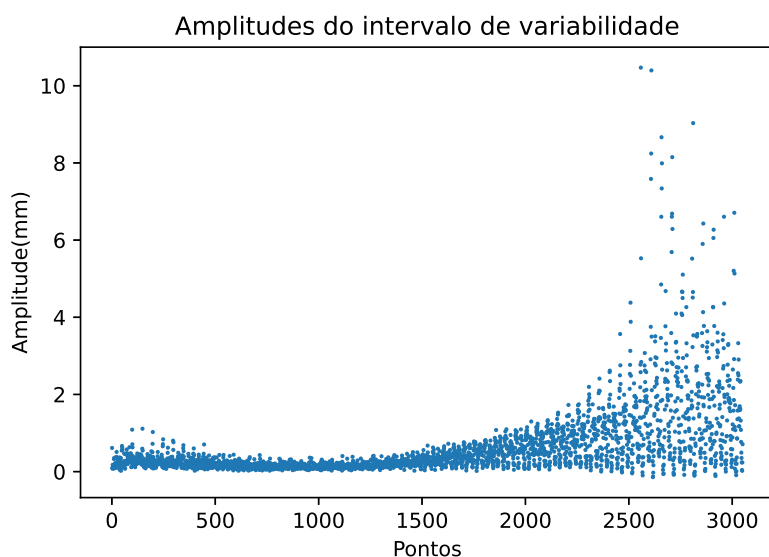


Figura 3.14: Valores de amplitude do intervalo de variabilidade em função do setor circular para o módulo *grow from seeds*

Através da análise desta figura é possível tirar conclusões relativamente à variabilidade dos resultados do módulo, sendo que tal como no módulo anterior esta variabilidade não é considerável.

3.3.3 Conclusão da análise

Os resultados que melhor caracterizam a variabilidade dos processos são as amplitudes dos intervalos de variabilidade, sendo que estes serão os mais relevantes para comparar. Assim, é necessário ser feita uma comparação das figuras 3.12 e 3.14, que correspondem, respetivamente, às amplitudes dos intervalos de variabilidade dos módulos *threshold* e *grow from seeds*. Assim é possível observar que as amplitudes do intervalo de variabilidade apresentam uma distribuição aproximadamente semelhante. Isto indica que a utilização dos módulos resulta aproximadamente na mesma variabilidade. No entanto não se pode dizer que os dois métodos de criação de geometria têm a mesma variabilidade porque no módulo *grow from seeds* não existem parâmetros que se possam controlar de forma sistemática. Isto faz com que haja uma considerável variabilidade de resultados entre modelos criados por utilizadores diferentes de forma independente, sendo este módulo muito mais dependente do utilizador. Todos os modelos criados no âmbito desta dissertação foram obtidos pelo autor, o que elimina a variabilidade respetiva às diferentes abordagens e interpretações possíveis. Considerando que alguma da variabilidade do módulo *grow from seeds* é impossível de detetar neste caso de estudo, será adotada a geometria obtida através do módulo *threshold*, visto que este consegue ser parametrizado e obtido de forma mais consistente sendo feito por qualquer utilizador.

Em ambos os casos a secção mediana é a que melhor representa a secção real da aorta. A mediana é um valor estatístico robusto. Esta é a que resulta numa secção mais resistente. Esta secção não fornece resultados setoriais arbitrariamente grandes ou pequenos desde que mais de metade da amostra não esteja contaminada. Assim, esta secção é a menos influenciada por pontos não representativos e é a que melhor representa a amostra de geometrias, podendo ser usada para extrair uma geometria representativa do processo de criação.

Deste modo a geometria usada para construção do modelo de elementos finitos será a geometria mediana obtida a partir do módulo *threshold*, representada na figura 3.10. Esta geometria apresentou no seu todo uma variabilidade satisfatória para proceder a análise.

MODELAÇÃO E ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DA AORTA ASCENDENTE

Neste capítulo será criado e analisado um modelo através do FEM. O FEM é um método numérico para resolução de equações diferenciais parciais em mecânica dos meios contínuos. Para este efeito, um sistema é subdividido em domínios elementares mais simples e pequenos chamadas elementos finitos. Isto é feito através de discretizações espaciais, implementadas através da construção de uma malha, ou seja, um domínio numérico para a solução que contém uma quantidade finita de nós. O objetivo duma análise por elementos finitos é determinar a resposta de um sistema modelado com elementos finitos sujeito a um ou mais carregamentos [84]. Para ser possível fazer uma análise de FEM é necessário definir diversos parâmetros, entre eles a geometria do modelo, a definição de uma lei constitutiva e seus parâmetros e as condições de fronteira. A geometria utilizada será aquela definida no capítulo 3. O programa utilizado para o processo de análise de FEM será o Simulia Abaqus.

Tipicamente uma análise de FEM tem três etapas de processo. Estas são o pré processamento, a simulação e o pós processamento. Estas três etapas são constituídas por tarefas necessárias à utilização do FEM. O pré-processamento corresponde à primeira etapa, onde estão incluídas as tarefas de criação do modelo. Para criar corretamente um modelo é necessária a definição de vários parâmetros. Na futura análise da aorta torácica ascendente serão tidos em especial atenção as seguintes secções de definição:

- Geometria do modelo;
- Malha de elementos finitos e respetivos elementos;
- Secção;
- Propriedades constitutivas dos materiais do qual o modelo é constituído;

- Carregamento e condições de fronteira.

A geometria do modelo foi estudada e definida no capítulo 3 através de uma nuvem de pontos. Esta terá de ser transformada numa superfície contínua onde posteriormente se vai criar a malha de elementos finitos. Note-se que deve ser criada uma secção de forma a atribuir material à superfície contínua referida, visto que a mesma não possui espessura. Esta definição é feita através da definição dos tipos de elemento e atribuição de espessura aos mesmos. A definição do material da secção deve ser feita de forma a que este corresponda o melhor possível ao tecido da parede da aorta.

4.1 Malha de elementos finitos

A geometria obtida do processamento das imagens DICOM através do código Python (capítulo 3) é uma nuvem de pontos, não possuindo uma superfície definida. Esta nuvem de pontos pode ser observada na figura 4.1.

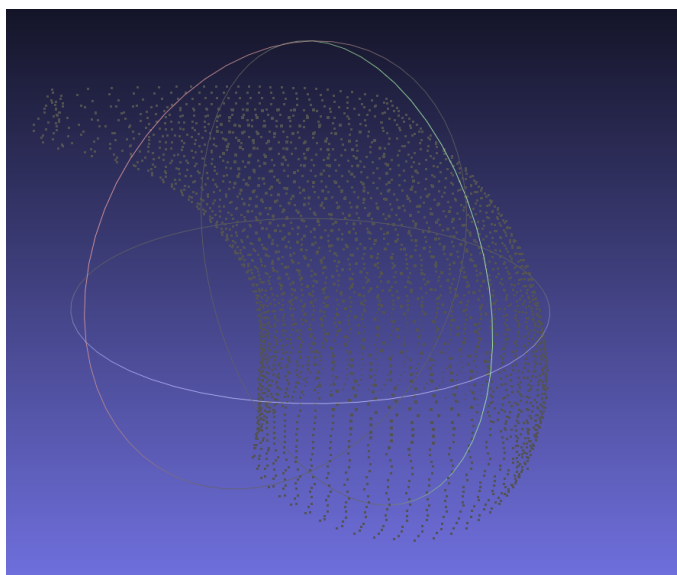


Figura 4.1: Imagem da nuvem de pontos, representada no MeshLab

Deste modo, é necessário processar a presente nuvem de pontos de modo a obter uma superfície contínua que represente o aneurisma da aorta torácica ascendente. A reconstrução de superfícies tridimensionais a partir de nuvens de pontos é um problema frequentemente estudado em computação gráfica que possibilita o processamento posterior de dados obtidos no formato de conjuntos de pontos, o enchimento de cavidades superficiais e o remalhamento de modelos pré-existentes [85].

O programa MeshLab possui diversas ferramentas que permitem fazer o pretendido e criar uma malha de elementos finitos nessa superfície. Estas têm o nome de ferramentas de reconstrução de superfície.

As ferramentas de reconstrução de superfície disponíveis para criação da malha funcionam de forma independente, cada uma delas com recurso a um algoritmo diferente.

Os três algoritmos que se podem usar para alcançar este fim são os algoritmos de *Ball pivoting*, *Screened Poisson* e *Visualization and Computer Graphics Library* (VCG).

4.1.1 *Ball Pivoting*

O Algoritmo de *Ball Pivoting*, ou *Ball Pivoting Algorithm* (BPA) cria uma malha triangular através da interpolação de uma dada nuvem de pontos. O princípio deste algoritmo é simples: três pontos formam um triângulo caso uma esfera com um raio definido pelo utilizador lhes toque sem conter qualquer outro ponto. Começando a partir de um triângulo de semente a esfera move-se em em torno de uma das arestas deste triângulo (*i.e.* circula em torno da aresta mantendo contacto com os seus pontos extremos) até tocar noutro ponto, formando assim um novo triângulo, até todos os pontos serem considerados. Este processo continua até todas as arestas alcançáveis serem percorridas, e depois repete-se considerando um novo triângulo de semente até todos os pontos terem sido considerados. O processo funciona melhor para nuvens com uma densidade amostral uniforme, podendo no entanto ainda ser repetido com esferas de diferentes raios para que seja possível tratar nuvens com densidades amostrais não uniformes. A figura 4.2 mostra a importância deste fator. Este algoritmo possui as vantagens de exigir pouco esforço computacional, ser eficiente em termos de tempo e a qualidade dos seus resultados é comparável a técnicas existentes que sejam computacionalmente mais exigentes [86]. Este algoritmo utiliza apenas os pontos existentes, não criando pontos novos.

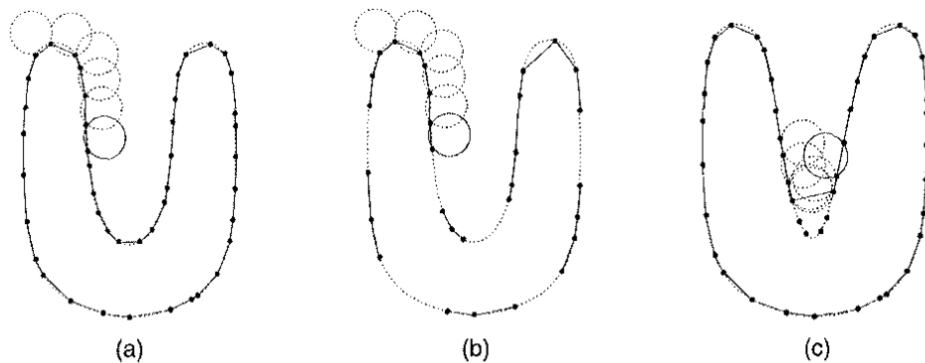


Figura 4.2: BPA em 2D. (a) Um círculo com determinado raio move-se entre pontos, conectando-os com arestas. (b) Quando a densidade amostral é demasiado pequena face ao raio da esfera algumas destas arestas não conseguem ser criadas. (c) Quando a curvatura da nuvem é demasiado grande, alguns dos pontos da nuvem não são alcançados pela esfera e esta zona não é interpolada

A criação de elementos através deste algoritmo é feita através do toque da esfera em três pontos. O processo de criação é efetuado através da colocação inicial da esfera numa posição em que toque simultaneamente em três pontos, criando o primeiro elemento (triângulo de semente). Mantendo a esfera em contacto com dois dos pontos, esta move-se até que toque num novo ponto, como ilustrado na figura 4.3.

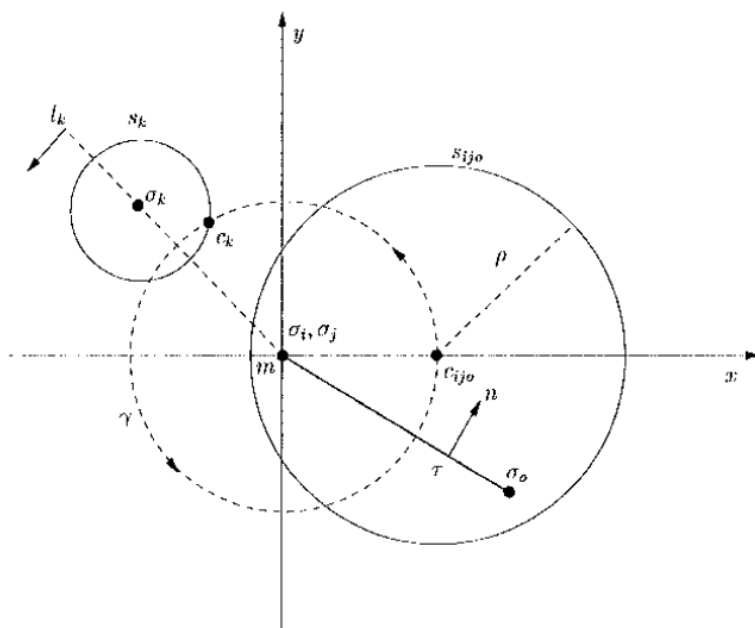


Figura 4.3: Operação de movimento da esfera em 2D no algoritmo *Ball pivoting*.

Considere-se a figura 4.3. Considerando o referencial xyz , com eixo z orientado segundo a perpendicular do plano 2D, considere-se o triângulo inicial $T = \sigma_i, \sigma_j, \sigma_o$, cuja normal é n . O círculo s_{ijo} corresponde à interseção da esfera de raio ρ com o plano $z = 0$ e o ponto c_{ijo} corresponde ao centro da esfera. Assim, durante o movimento da esfera, esta mantém contacto com os dois pontos extremos da aresta σ_i, σ_j e o seu centro descreve uma trajetória circular γ em torno do centro m , que corresponde ao ponto médio da aresta definida pelos pontos. Durante o seu movimento, a esfera atinge um novo ponto σ_k , com $z = 0$, criando um novo elemento triangular. Considere-se que s_k corresponde à interseção da esfera centrada em σ_k com $z = 0$.

O BPA tem como finalidade processar o resultado de um registo rigoroso, e não tenta reduzir erros residuais ou provenientes de ruído. No entanto este algoritmo é robusto na presença de dados imperfeitos.

Alguns resultados da utilização do algoritmo em nuvens de pontos de teste podem ser vistos na figura 4.4.

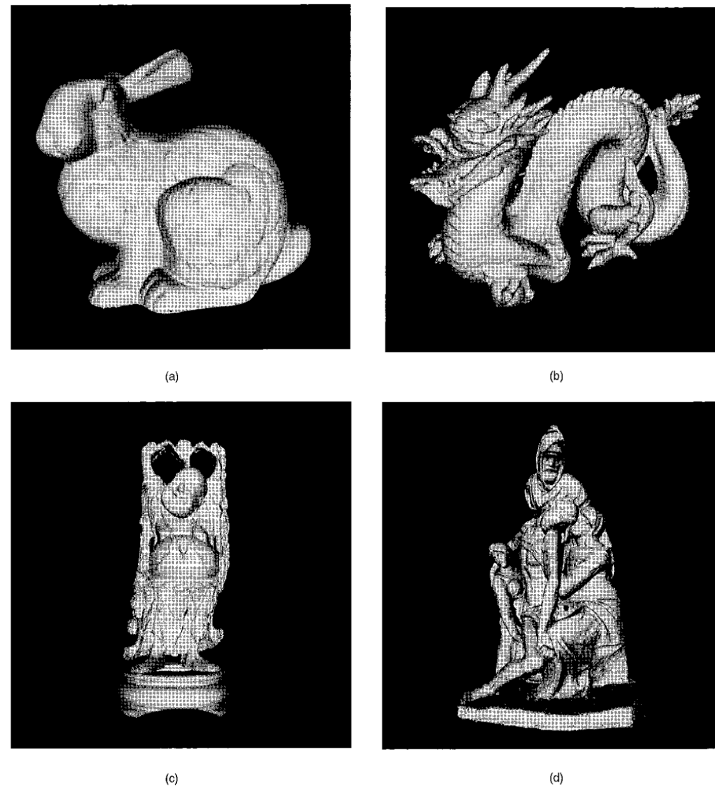


Figura 4.4: Resultados da aplicação do BPA. (a) Coelho de Stanford. (b) Dragão de Stanford. (c) Buddha de Stanford. (d) Reconstrução preliminar de *Florentine Pietà* de Michelangelo [86]

4.1.2 Screened Poisson

A técnica de reconstrução de *Poisson* [85] cria superfícies contínuas a partir de nuvens de pontos. Esta formulação considera todos os pontos da nuvem de pontos simultaneamente, sendo deste modo altamente resiliente ao ruído da amostra.

A abordagem da reconstrução de superfície de *Poisson* tem por base a observação de que o campo normal (orientado no sentido positivo para o interior) do perímetro de um sólido pode ser interpretado como um gradiente da função indicadora do sólido. Assim, dado um conjunto de pontos que ilustre o perímetro, uma malha contínua pode ser obtida através de três passos. Primeiro, transformar os pontos constituintes da nuvem de pontos num campo vetorial contínuo tridimensional. Depois procurar e encontrar uma função escalar cujos gradientes correspondam o melhor possível ao campo vetorial e, finalmente, extrair a correspondente isosuperfície.

Assim, este algoritmo possibilita uma hierarquia de funções de base suportadas localmente e assim reduz a solução a um sistema linear esparsa, isto porque o gradiente correspondente ao campo vetorial tem valores nulos na sua quase totalidade (visto que a função indicadora é quase sempre constante), à exceção de nos pontos mais próximos da periferia da superfície.

O método de reconstrução de superfície de *Poisson* obtém uma solução global que considera todos os dados em simultâneo sem recorrer a heurísticas de particionamento espacial. Assim, o algoritmo cria superfícies muito suaves.

A reconstrução por *Screened Poisson* [87] é uma modificação e melhoria da técnica de reconstrução de *Poisson* [85], esta que, apesar de ser resiliente a dados com ruído, tinha a tendência de suavizar demais os dados [88–92]. Numa tentativa de melhoria foi incorporado no algoritmo a existência de constrangimentos de posição

Antes de ser possível a criação da malha é necessário fazer o cálculo de vetores normais a conjuntos de pontos da nuvem. Isto porque para a utilização deste algoritmo que o programa possui para a criação de malhas é necessário fazer interpolações com os pontos da nuvem. Assim é necessária alguma preparação prévia.

Esta preparação baseia-se no cálculo das direções normais dos elementos que vão ser criados. Para este efeito são extraídas as direções normais de conjuntos de pontos. O MeshLab tem uma função que possibilita fazer isto de forma semi-automática, precisando de ser definido apenas o tamanho dos conjuntos de pontos.

4.1.3 Algoritmo VCG

A VCG é uma biblioteca de código livre, desenvolvida na linguagem de programação C++ feita para manipulação, processamento e representação de malhas triangulares e tetraedrais. Criada principalmente para malhas triangulares, esta possui uma grande quantidade de funcionalidades modernas. O algoritmo é também capaz de criar malhas a partir de nuvens de pontos. Este baseia-se essencialmente numa variante do algoritmo estudado e apresentado em [93].

Este algoritmo é capaz de criar malhas de várias maneiras, sendo que a mais comum é a criação de um vetor de vértices e um vetor de triângulos ou tetraedros (*i.e.* triângulos para uma malha triangular e tetraedros para uma malha tetraedral). A criação da malha baseia-se no preenchimento destes vetores.

Para criar uma malha declara-se ao programa qual o tipo de malha pretendida e posteriormente declara-se um objeto para preencher o espaço com vértices e triângulos. Os algoritmos que manipulam a malha estão implementados como funções estáticas.

4.1.4 Preenchimento e malhamento da superfície

Os algoritmos possíveis de utilizar foram testados com diferentes parâmetros e posteriormente comparados.

O algoritmo VCG resultou, na sua maioria, em resultados pouco satisfatórios. As malhas por este obtidas eram demasiado irregulares, sendo que havia uma grande variação da densidade de elementos. Para além disto, as zonas com uma malha mais fina não estavam localizadas nas zonas de maior interesse de estudo. Grande parte dos elementos criados tinham também uma distorção demasiado elevada.

Comparativamente ao VCG, os algoritmos de *Screened Poisson* e *Ball Pivoting* apresentaram melhores resultados utilizando ambos os parâmetros padrão e não-padrão. Entre estes dois algoritmos notou-se uma maior consistência na utilização de *Screened Poisson*, *i.e.* com a variação dos parâmetros e utilizando nuvens com diferentes densidades amostrais as malhas obtidas apresentavam características comuns, como a relação de densidades entre regiões e a distorção dos elementos. Por outro lado, o algoritmo *Ball Pivoting* apresentou uma consistência inferior, sendo que para alguns valores de diâmetro de esfera o algoritmo não conseguiu considerar todos os pontos da nuvem, o que faz com que não seja possível criar uma superfície contínua como se pode ver na figura 4.5.

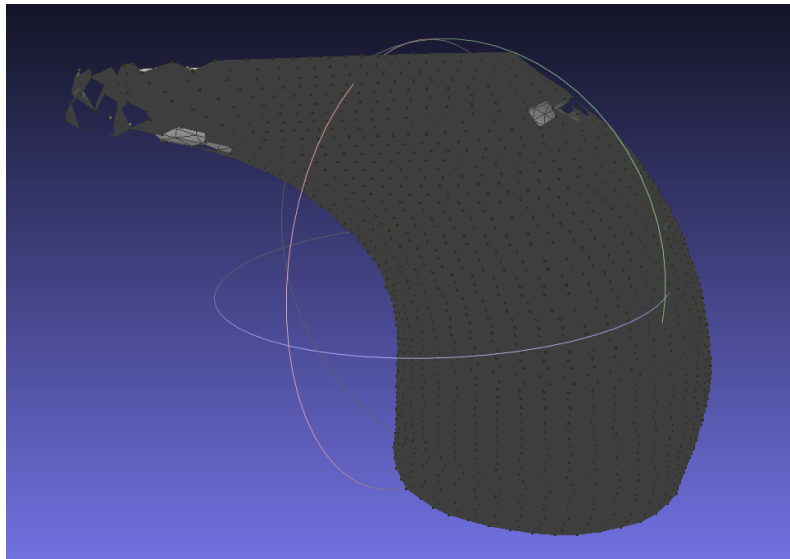
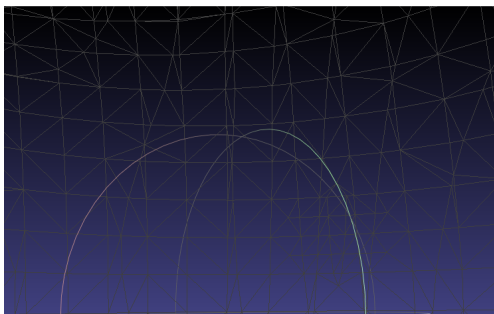
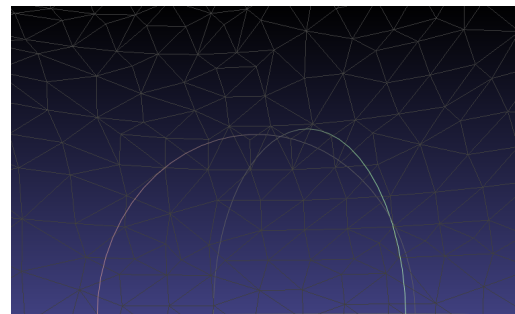


Figura 4.5: Malha obtida através de *Ball pivoting* para raio de esfera de 20% (valor padrão)

Apesar deste fator, a malha produzida através deste algoritmo apresenta uma maior uniformidade e regularidade de elementos. É de notar também que a distorção dos elementos é a menor entre os três algoritmos. Observe-se a comparação dos elementos entre os dois algoritmos na mesma região da aorta na figura 4.6.



(a) Elementos obtidos por *Screened Poisson*



(b) Elementos obtidos por *Ball-Pivoting*

Figura 4.6: Visualização para comparação dos elementos obtidos dos diferentes algoritmos

Feita esta análise e comparação, optou-se pela utilização do algoritmo *Ball-pivoting*. No entanto, para a correta utilização deste foi efetuado um procedimento adicional na nuvem de pontos, antes da execução do algoritmo. Este procedimento baseou-se na alteração da densidade amostral nas zonas em que os pontos não eram todos considerados. Assim é possível corrigir as descontinuidades da superfície sem aumentar o raio da esfera do algoritmo. O aumento do raio da esfera resultaria numa malha mais grosseira, sendo deste modo conveniente evitar. A malha obtida no programa Abaqus está representada na figura 4.7.

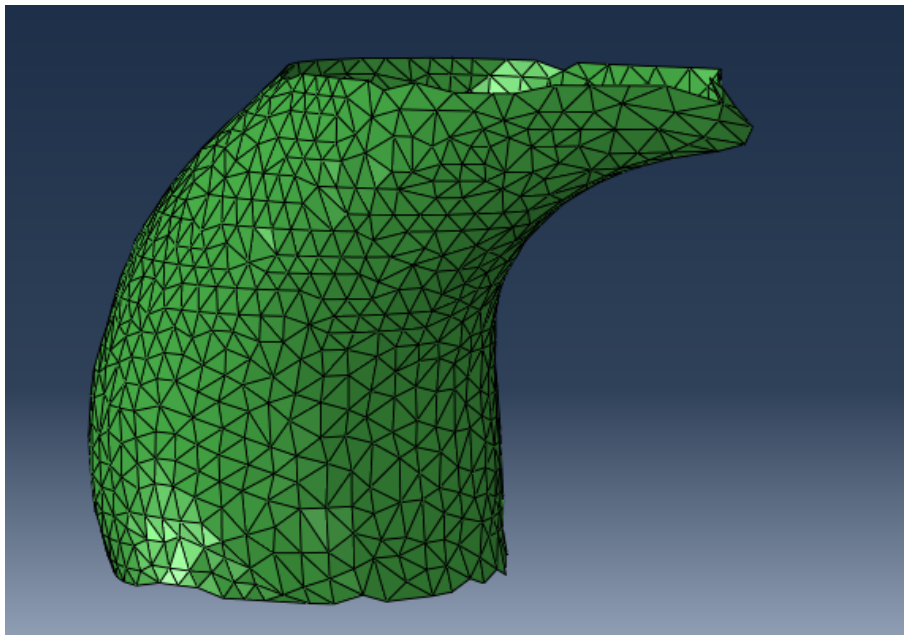


Figura 4.7: Representação gráfica no Abaqus da malha de elementos finitos

4.2 Secção do Modelo

Estando completa a definição da geometria e malha do modelo é necessário fazer a seleção do tipo de elemento. A definição do tipo de elemento faz parte da etapa de definição da secção do modelo. Para além do elemento, esta exige também a definição do perfil da superfície contínua definida no capítulo 4.1.

No atual estado da superfície e malha, *i.e.* uma superfície contínua de espessura nula, não é possível usar uma quantidade considerável de tipos de elemento. Neste caso, os elementos do tipo casca são os mais adequados para geometria em questão [94].

Os elementos de casca são usados para modelar estruturas nas quais uma dimensão (a espessura) é significativamente inferior às outras dimensões. Este tipo de elemento usa esta condição para discretizar um corpo através da definição da geometria numa superfície de referência. Neste tipo de elemento a espessura é especificada na definição das propriedades da secção. Tipicamente estes elementos possuem graus de liberdade de deslocamento e rotação.

Deste modo foram atribuídos aos elementos da malha o tipo casca. Apesar da espessura de um aneurisma da artéria aorta ascendente variar localmente, neste caso será assumido para esta um valor constante em toda a geometria, uma aproximação que é frequentemente usada na bibliografia [38, 95]. O valor de espessura usado será de 2 mm, visto que é um valor dentro dos intervalos de espessura encontrados na literatura [1, 8–10, 57, 78, 96].

Os referenciais locais de cada elemento serão definidos segundo o convencional, que corresponde às definições padrão de referencial do Abaqus.

4.3 Propriedades Constitutivas do modelo de elementos finitos

As propriedades constitutivas de um material definem o comportamento mecânico do mesmo. Estas são definidas por equações constitutivas que traduzem relações entre variáveis termodinâmicas ou mecânicas de um sistema físico.

Deste modo é importante definir corretamente as propriedades constitutivas da aorta para ser possível obter resultados corretos a partir de métodos de modelação como o FEM.

As simulações de elementos finitos têm-se focado na investigação das tensões na parede de aneurismas com recurso à medicina de precisão [8, 97–99]. Estes estudos utilizam modelos hiperelásticos da parede arterial, variando geometricamente em alguns aspetos, sendo que de forma comum, focam-se todos no estudo das tensões na parede arterial durante o ciclo cardíaco. Em ATAAs alguns estudos tendem a modelar a parede arterial como um material compósito isotrópico hiperelástico [100–102]. No entanto, isto está longe da realidade pois existem componentes, como as fibras de colagénio, que afetam o comportamento mecânico da aorta consoante a direção de sollicitação [24, 37, 69]. Deste modo, é mais correto modelar a parede da aorta como um material anisotrópico.

Em aplicações industriais e tecnológicas existem diversos materiais que exibem um comportamento anisotrópico elástico devido à orientação das suas fibras, tal como alguns compósitos, madeiras e tecidos biológicos. Os tecidos biológicos, como paredes arteriais ou tecido do coração, apresentam características elásticas não-lineares e anisotrópicas quando sujeitas a grandes deformações devido a fenómenos microestruturais, tal como a reorientação das direções das fibras provocada pela deformação. Daqui surge a necessidade de que os modelos constitutivos criados para este tipo de materiais sejam formulados segundo condições de anisotropia e hiperelasticidade para que possam haver simulações corretas nesta área. O comportamento de materiais hiperelásticos pode ser expresso em função da energia de deformação potencial, que define a energia de deformação armazenada no material por unidade volume como uma função de deformação do material num determinado instante.

Assim, existem formulações baseadas na deformação e formulações com base nos invariantes do tensor de deformações que são usadas para exprimir a energia de deformação potencial de materiais hiperelásticos anisotrópicos.

4.3.1 Formulações das teorias constitutivas

Estando definida a geometria, na forma de uma malha de elementos, é necessário estabelecer as propriedades materiais do modelo. Para este efeito serão apresentados alguns modelos utilizados na literatura para definição das propriedades constitutivas dos materiais, nomeadamente, os modelos de Fung e de HGO. Estes dois modelos estão implementados no Abaqus. Ambos os modelos sofreram algumas alterações na sua implementação no programa.

Existem várias teorias com base nestes tipos de formulações que foram aplicadas a biomecânica computacional [66–70, 103–105]. Entre estes, os modelos de Fung [67] e de HGO [68–70] têm sido vastamente usados em diversas simulações de tecidos biológicos, nomeadamente da parede da aorta e do tecido do coração. O modelo de Fung é baseado numa formulação baseada nas deformações e assume que as direções de orientação do material estão inicialmente alinhadas com um sistema de coordenadas ortogonal na configuração de referência, sendo que estas direções podem tornar-se não ortogonais somente após a deformação. Em contraste, no modelo HGO, ao contrário da formulação baseada nas deformações, a orientação das fibras na formulação com base nos invariantes do tensor de deformações não necessita de ser ortogonal na configuração inicial. Deste modo os autores propuseram uma lei constitutiva para a resposta mecânica do tecido arterial considerando a parede da aorta como uma estrutura tubular cilíndrica fina constituída por camadas. Ambas estas formulações são adequadas à modelação de tecido biológico. Contudo, a formulação de Fung é puramente fenomenológica e a formulação HGO é feita com bases micromecânicas.

A formulação generalizada de Fung (para casos completamente anisotrópicos e ortotrópicos) e a formulação HGO para paredes arteriais estão ambas disponíveis no Abaqus

para modelação de materiais anisotrópicos incompressíveis.

Além disto, o Abaqus oferece a capacidade geral de suportar formulações definidas pelo utilizador com base nas formulações da energia de deformação potencial via duas sub-rotinas: uma para formulações com base no tensor das deformações e para formulações com base nos invariantes do tensor de deformações.

4.3.1.1 Formulação com base no tensor das deformações

Na formulação com base no tensor das deformações a função de energia de deformação é descrita como uma componente dum tensor de deformação, como por exemplo o tensor de Green:

$$U = U(\epsilon^G) \quad (4.1)$$

onde $\epsilon^G = \frac{1}{2}(C - I)$ é o tensor gradiente de deformação de Green, $C = F^T F$ é o tensor de deformação de Cauchy-Green à direita, F é o gradiente de deformação, que pode ser expresso em termos de um vector de deslocamento, $u(F = \nabla u + I)$ e onde I é a matriz identidade. Sem perda de generalidade, a função de energia de deformação pode ser reescrita da seguinte maneira:

$$U = U(\epsilon^{-G}, J) \quad (4.2)$$

onde $\epsilon^{-G} = \frac{1}{2}(\bar{C} - I)$ é o tensor gradiente de deformação de Green modificado, $\bar{C} = J^{-\frac{2}{3}} C$ é o tensor de deformação de Cauchy-Green à direita modificado e $J = \det(F)$.

A hipótese fundamental dos modelos baseados na formulação com base no tensor das deformações é que as direcções preferenciais do material estão inicialmente alinhadas com um sistema de coordenadas ortogonal de referência (configuração sem carregamento). Como dito anteriormente, estas direcções só se podem tornar não-ortogonais após deformação.

A partir da equação (4.2) a variação de U é a seguinte:

$$\delta U = \frac{\delta U}{\delta \epsilon^{-G}} : \delta \epsilon^{-G} + \frac{\delta U}{\delta J} \delta J = \bar{F} \frac{\delta U}{\delta J} \bar{F}^T : \delta e + \frac{\delta U}{\delta J} \delta J \quad (4.3)$$

Através do princípio do trabalho virtual, a variação da energia potencial de deformação pode ser escrita da forma:

$$\delta W_I = \int_{V^0} J(S : \delta e - p \delta \epsilon^{vol}) dV^0 = \int_{V^0} \delta U dV^0 \quad (4.4)$$

Para materiais compressíveis as variações da deformação são arbitrárias. Para este tipo de materiais, as componentes de tensão são definidas pelas equações abaixo:

$$S = \frac{1}{J} \left[\bar{F} \frac{\delta U}{\delta \epsilon^{-G}} \bar{F}^T \right] \quad (4.5)$$

$$p = -\frac{\delta U}{\delta J} \quad (4.6)$$

Com a formulação de deslocamento puro, a partir de onde os invariantes de extensão são calculados, as variáveis cinemáticas de um modelo de elementos finitos podem comportar-se de maneira insuficiente se o material for incompressível. O problema é que a matriz de rigidez é quase singular numa perspectiva numérica, visto que o módulo volumétrico de uma material é superior ao seu módulo de torção. Isto suscita dificuldades na obtenção da solução a partir de equações de equilíbrio discretizadas.

4.3.1.2 Formulação com base nos invariantes do tensor de deformações

A partir da teoria contínua de compósitos reforçados com fibras [105], a função de energia de deformação poderia ser expressa como um tensor de deformação invariante e uma orientação de fibras. Por exemplo, considere-se um material compósito composto por uma matriz hiperelástica isotrópica reforçada com fibras. Na configuração de referência, a orientação duma fibra é caracterizada por um conjunto de vetores unitários. Assumindo que a energia de deformação, e a deformação em si, dependem da orientação das fibras isto pode ser expresso da seguinte forma:

$$U = U(C, A_\alpha); \alpha = 1, \dots, N \quad (4.7)$$

A energia de deformação do material não deverá ser alterada quando ambas a matriz e as fibras na configuração de referência sofrem rotações de corpo rígido. Assim, a energia de deformação pode ser expressa como uma função isotrópica dum conjunto de invariantes escalares formados com base no tensor C e vetores A_α :

$$U = U(\bar{I}_1, \bar{I}_2, J, \bar{I}_{4(\alpha\beta)}, \bar{I}_{5(\alpha\beta)}, \zeta_{\alpha\beta}); \alpha = 1, \dots, N; \beta = 1, \dots, \alpha \quad (4.8)$$

onde \bar{I}_1 e \bar{I}_2 são os primeiro e segundo invariantes deviatórios de extensão; $\bar{I}_{4(\alpha\beta)}$ e $\bar{I}_{5(\alpha\beta)}$ são os pseudo-invariantes de \bar{C} , A_α e A_β ; e J é o terceiro invariante de extensão, tal como em baixo:

$$\bar{I}_{4(\alpha\beta)} = A_\alpha \bar{C} A_\beta; \bar{I}_{5(\alpha\beta)} = A_\alpha \bar{C}^2 A_\beta; \alpha = 1, \dots, N; \beta = 1, \dots, \alpha \quad (4.9)$$

Por outro lado, $\zeta_{\alpha\beta}$ é uma constante geométrica, tal como o cosseno entre as orientações das fibras na configuração de referência, portanto pode-se escrever:

$$\zeta_{\alpha\beta} = A_\alpha A_\beta; \alpha = 1, \dots, N; \beta = 1, \dots, \alpha \quad (4.10)$$

Tal como dito anteriormente, na formulação com base nos invariantes do tensor de deformações as orientações das fibras não necessitam de ser ortogonais na configuração inicial. Na equação (4.8), a variação de U é expressa da forma abaixo:

$$\delta U = \frac{\delta U}{\delta \bar{I}_1} \delta \bar{I}_1 + \frac{\delta U}{\delta \bar{I}_2} \delta \bar{I}_2 + \frac{\delta U}{\delta J} \delta J + \sum_{\alpha=1}^N \sum_{\beta=1}^{\alpha} \left(\frac{\delta U}{\delta \bar{I}_{4(\alpha\beta)}} \delta \bar{I}_{4(\alpha\beta)} + \frac{\delta U}{\delta \bar{I}_{5(\alpha\beta)}} \delta \bar{I}_{5(\alpha\beta)} \right) \quad (4.11)$$

Através do princípio do trabalho virtual, equação (4.4), os componentes de tensão para um material compressível podem ser expressos como se segue:

$$S = \frac{2}{J} DEV \left[\left(\frac{\delta U}{\delta \bar{I}_1} + \bar{I}_1 \frac{\delta U}{\delta \bar{I}_2} \right) \bar{B} - \frac{\delta U}{\delta \bar{I}_2} \bar{B}\bar{B} \right] + \sum_{\alpha=1}^N \sum_{\beta=1}^{\alpha} \frac{\delta U}{\delta \bar{I}_{4(\alpha\beta)}} (\bar{a}_\alpha \bar{a}_\beta + \bar{a}_\beta \bar{a}_\alpha) \quad (4.12)$$

$$+ \sum_{\alpha=1}^N \sum_{\beta=1}^{\alpha} \frac{\delta U}{\delta \bar{I}_{5(\alpha\beta)}} (\bar{a}'_\alpha \bar{a}'_\beta + \bar{a}'_\beta \bar{a}'_\alpha + \bar{a}_\beta \bar{a}'_\alpha + \bar{a}'_\beta \bar{a}_\alpha)$$

$$p = -\frac{\delta U}{\delta J} \quad (4.13)$$

onde $\bar{a}_\alpha \stackrel{\text{def}}{=} \bar{F}A_\alpha$ e $\bar{a}'_\alpha \stackrel{\text{def}}{=} \bar{B}a_\alpha$.

4.3.2 Forma generalizada de Fung

A energia potencial de deformação generalizada de Fung tem a seguinte forma:

$$U = \frac{c}{2} (\exp(Q) - 1) + \frac{1}{D} \left(\frac{(J^{el})^2 - 1}{2} - \ln J^{el} \right) \quad (4.14)$$

onde U é a energia de deformação por unidade de volume de referência; C e D são parâmetros materiais dependentes da temperatura; J^{el} é o rácio de volume elástico; e Q é definido como:

$$Q = \epsilon^{-G} : b : \epsilon^{-G} = \epsilon_{ij}^{-G} b_{ijkl} \epsilon_{kl}^{-G} \quad (4.15)$$

onde b_{ijkl} é um tensor simétrico de quarta ordem adimensional de constantes materiais anisotrópicas que podem ser dependentes da temperatura e ϵ_{ij}^{-G} são as componentes do tensor modificado de deformação de Green.

O tensor de elasticidade deviatório inicial, \bar{D}_0 , e o módulo volumétrico, ??, são dados por:

$$\bar{D}_0 = cb, \quad K_0 = \frac{2}{D} \quad (4.16)$$

Para a utilização da formulação de Fung no Abaqus é importante notar que o programa suporta dois tipos de formulações do modelo de Fung generalizado, o completamente anisotrópico e o ortotrópico. O número de componentes independentes b_{ijkl} que necessita ser especificado depende do nível de anisotropia do material: 21 constantes para o caso completamente anisotrópico e 9 para o caso ortotrópico.

4.3.3 Formulação HGO

Como referido no capítulo 4.3.1, o modelo de HGO foi inicialmente apresentado em [70] e posteriormente melhorado em [69], sendo que é utilizado ainda hoje em diversos estudos e artigos [22, 106–108]. No entanto a sua inclusão no Abaqus vem com algumas adaptações relativamente ao original. Deste modo é conveniente abordar brevemente ambas a formulação original e aquela utilizada pela programa de FEM.

4.3.3.1 Formulação original

O modelo de HGO foi originalmente desenvolvido para artérias anisotrópicas, onde o material é representado através de duas famílias de fibras de colagénio embutidas numa matriz isotrópica. É feita uma divisão aditiva da função de energia de deformação isocórica $\Psi(F)$ numa parte Ψ_{iso} associada às deformações isotrópicas e uma parte Ψ_{aniso} associada a deformações anisotrópicas [70]. Isto pode ser traduzido através da seguinte expressão:

$$\Psi(F) = \Psi_{iso}(F) + \Psi_{aniso}(F, a_1, a_2) \quad (4.17)$$

O modelo original de HGO utiliza as equações de energia livre de Helmholtz:

$$\Psi_{iso}(I_1^*) = \frac{c}{2}(I_1^* - 3) \quad ; \quad \Psi_{aniso}(I_4^*, I_6^*) = \frac{k_1}{2k_2} \sum_{i=4,6} \{\exp[k_2(I_i^* - 1)^2] - 1\} \quad (4.18)$$

onde os invariantes são definidos por $I_1^* = tr[C^*]$, $I_4^* = C^* : (a_1 \otimes a_1)$ e $I_6^* = C^* : (a_2 \otimes a_2)$. Nestas equações a_1 e a_2 são as orientações iniciais das duas famílias de fibras.

O modelo utilizado será o modelo apresentado em [69], que é uma melhoria do modelo originalmente desenvolvido em [70]. Este modelo hiperelástico é formulado através duma função de energia de deformação isocórica W , que inclui duas contribuições principais. A primeira contribuição, W_g , contabiliza puramente o comportamento isotrópico da substância fundamental, enquanto a segunda, W_f , contabiliza a contribuição anisotrópica associada às fibras do tecido. Especificamente, $W_f = \sum_{i=1}^2 W_{f_i}$ descreve o comportamento de duas famílias de fibras separadamente, cada família sendo caracterizada por uma distribuição de fibras arranjadas com simetria rotacional em torno da correspondente direção referencial a_{0i} .

A função de energia de deformação W_g é formulada através do primeiro invariante principal do tensor de deformação isocórico direito de Cauchy-Green \bar{C} , nomeadamente $\bar{I}_1 = tr\bar{C} = I : \bar{C}$, por meio do modelo neo-Hookeano incompressível $W_g(\bar{I}_1) = \frac{1}{2}c(\bar{I}_1 - 3)$, onde c é o parâmetro neo-Hookeano. Cada função de energia livre isotrópica W_{f_i} é transversalmente representada pela mesma função exponencial de Fung de uma variável:

$$W_{f_i}(\bar{E}_i) = W_f(\bar{E}_i) = \frac{k_1}{2k_2} \left[\exp(k_2 \bar{E}_i^2) - 1 \right] \quad (4.19)$$

Esta depende diretamente do invariante estrutural \bar{E}_i relativo à família de fibras i (sendo k_1 e k_2 parâmetros materiais). O invariante representa a medição de extensão Green-Lagrange média associada à família de fibras dispersa i definida através de [69].

$$\bar{E}_i = H_i : (\bar{C} - I) : \bar{C} - tr H_i \quad (4.20)$$

onde

$$H_i = \kappa I + (1 - 3\kappa)a_{0i} \otimes a_{0i} \quad (4.21)$$

H_i é um tensor generalizado que caracteriza e quantifica o efeito de dispersão das fibras segundo a orientação principal a_{0i} através dum parâmetro material adicional κ .

Para o tensor estrutural generalizado, a equação (4.20) adota a seguinte forma:

$$\bar{E}_i = [\kappa I + (1 - 3\kappa)a_{0i} \otimes a_{0i}] : \bar{C} - tr[\kappa I + (1 - 3\kappa)a_{0i} \otimes a_{0i}] \quad (4.22)$$

então:

$$\bar{E}_i = \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_{4i} - 1) \quad (4.23)$$

onde o pseudo-invariante $\bar{I}_{4i} := a_{0i} \otimes a_{0i} : \bar{C}$ representa o alongamento quadrado da fibra orientada na direção referencial a_{0i} . Em [69], o valor do parâmetro de dispersão é mostrado estar dentro do intervalo $\kappa \in [0, 1/3]$. Para $\kappa = 0$ obtém-se $H_i \equiv a_{0i} \otimes a_{0i}$ e $\bar{E}_i \equiv \bar{I}_{4i} - 1$, portanto a contribuição anisotrópica é reduzida àquela do modelo com fibras perfeitamente alinhadas, descrito em [70], *i.e.* $W_f(\bar{E}_i) \equiv W_f(\bar{I}_{4i} - 1)$. O valor $\kappa = 1/3$ está associado ao caso com fibras distribuídas isotropicamente, para o qual $H_i \equiv \frac{1}{3}I$ e $\bar{E}_i \equiv \bar{I}_1/3 - 1$, logo cada contribuição $W_f(\bar{E}_i) \equiv W_f(\bar{I}_1/3 - 1)$, é tornada isotrópica no limite, *i.e.* quando não existe orientação preferencial das fibras de cada família. Se as fibras sujeitas a compressão não forem propriamente consideradas, o parâmetro κ pode levar a resultados incorretos [109].

4.3.3.2 Formulação no Abaqus

Como referido, o Abaqus tem integrado o modelo HGO [69] com algumas adaptações. A forma da energia de deformação potencial para modelação de fibras de colagénio com orientações distribuídas é baseada na modelação proposta em [68–70]. Esta apresenta o seguinte aspeto:

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D} \left(\frac{(J^{el})^2 - 1}{2} - \ln J^{el} \right) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^{N_\alpha} \left\{ \exp \left[k_2 \langle \bar{E}_\alpha \rangle^2 \right] - 1 \right\} \quad (4.24)$$

$$\bar{E}_\alpha \stackrel{\text{def}}{=} \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1) \quad (4.25)$$

onde U é a energia de deformação por unidade de volume de referência; C_{10} (MPa), D (MPa^{-1}), k_1 (MPa), k_2 e κ são parâmetros materiais dependentes da temperatura; N é

o número de famílias de fibras ($N \leq 3$); \bar{I}_1 é o primeiro invariante de \bar{C} ; J^{el} é o rácio de volume elástico; $\bar{I}_{4(\alpha\alpha)}$ são os pseudo-invariantes de \bar{C} e A_α . Este modelo assume que a orientação das fibras de colagénio de cada família está distribuída com simetria rotacional relativamente à orientação referencial média. O parâmetro, κ ($0 \leq \kappa \leq 1/3$), expressa o nível de dispersão das direções das fibras. Se $\rho(\Theta)$ é a função de densidade de orientação que identifica a distribuição (esta implica o número normalizado de fibras com orientações no intervalo $[\Theta, \Theta + d\Theta]$ associadas à orientação média), então κ é definido da seguinte forma:

$$\kappa = \frac{1}{4} \int_0^\pi \rho(\Theta) \sin^3 \Theta d\Theta \quad (4.26)$$

É também assumido que todos os grupos de fibras exibem as mesmas propriedades mecânicas e a mesma dispersão. Quando $\kappa = 0$, as fibras estão completamente alinhadas, sem dispersão. Quando $\kappa = 1/3$ estão aleatoriamente distribuídas, e o material torna-se isotrópico. Isto corresponde a uma função de densidade de orientação esférica. \bar{E}_α identifica a deformação do grupo de fibras com a direção média, $A_\alpha \cdot \bar{E}_\alpha = \bar{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1$ para fibras completamente alinhadas ($\kappa = 0$) (anisotropia total), e $\bar{E}_\alpha = (\bar{I}_1 - 3)/3$ para fibras distribuídas aleatoriamente ($\kappa = 1/3$) (material completamente isotrópico).

Os primeiros dois termos na função de energia de deformação representam as contribuições de distorção e volumétricas do material isotrópico não-colagénico. O terceiro termo expressa as contribuições de outras famílias de fibras de colagénio, considerando os efeitos da dispersão. A simplificação básica do modelo é que as fibras de colagénio resistem apenas a tensão, encurvando, perante esforços de compressão. Assim, a contribuição anisotrópica na função de energia de deformação aparece apenas quando a deformação das fibras é positiva, ou equivalentemente, quando $\bar{E}_1 > 0$. Esta contribuição é imposta pelo termo $\langle \bar{E}_1 \rangle$, onde o operador $\langle \cdot \rangle$ representa a chaveta de Macaulay e é definido como $\langle x \rangle = 1/2(|x| + x)$ [94].

O tensor de elasticidade deviatório inicial, \bar{D}_0 , e o módulo volumétrico, K_0 , são dados por:

$$\bar{D}_0 = 4C_{10} \text{Im} + 2(1 - 3\kappa)^2 k_1 \sum_{\alpha=1}^N H(\bar{E}_\alpha) A_\alpha A_\alpha A_\alpha A_\alpha \quad (4.27)$$

$$K_0 = \frac{2}{D} \quad (4.28)$$

onde Im é o tensor de unitário de quarta ordem e $H(x)$ é a função de degrau unitário de Heaviside.

4.3.4 Comparação e definição do modelo constitutivo a utilizar

Entre os dois modelos constitutivos referidos no capítulo 4.3.1, Fung e HGO, optou-se pela utilização da modelação de HGO. Comparativamente ao modelo de Fung [67], o modelo HGO [68–70] é um modelo mais recente e mais usado na literatura na modelação

de tecidos biológicos [5, 37, 63, 71–76, 79, 108, 110], tendo até sido referido como uma das maiores contribuições na área de biomecânica em [106, 107]. Este é o preferível na modelação FEM [71]. Por vezes este modelo é até usado na formulação de outras leis constitutivas [49, 111–113]. Para além disto, ao seguir a formulação com base nos invariantes do tensor de deformações, este modelo tem menos restrições, nomeadamente devido ao facto de que nesta formulação as orientações das fibras não necessitam de ser ortogonais na configuração inicial, ao contrário da formulação por trás do modelo de Fung. Apesar do modelo de Fung ser também relativamente usado na bibliografia [77–80], a sua utilização não é frequente para implementação de métodos numéricos [77].

Relativamente aos seus parâmetros existem diversas opções possíveis para os mesmos. Em [22] foram obtidos os parâmetros do tecido da parede arterial da aorta através de ensaios e estudados com a variação de idade. Neste, a artéria foi considerada homogénea, sendo que os parâmetros definem simultaneamente as três camadas da artéria, as tunicas íntima, média e externa. A utilização destes parâmetros corresponde a uma aproximação, visto que as três camadas têm diferentes propriedades, estas que também se alteram de diferente forma consoante o esforço a que a artéria está sujeita. Este estudo não trata especificamente a artéria aorta torácica ascendente, pelo que podem existir aproximações ao considerar estes parâmetros. Por outro lado no estudo apresentado em [108] são obtidos também os parâmetros para utilização no modelo HGO, com a particularidade destes últimos serem determinados por camada, *i.e.* cada uma das camadas é modelada segundo leis constitutivas diferentes (todas segundo a modelação HGO mas com parâmetros diferentes). Esta forma de modelação é mais fidedigna à realidade mas implica a determinação dos parâmetros de três materiais diferentes, correspondentes às três camadas. Deste modo, caso se opte pela utilização última hipótese têm de ser programados no Abaqus três materiais diferentes correspondentes às camadas.

Em ambos os casos, será assumido que as propriedades não variam e são independentes da extensão da artéria. Isto é uma aproximação, visto que é conhecido que o contrário acontece, principalmente na túnica externa, que sofre grande aumento de resistência quando sujeita a carregamento, como por exemplo quando sofre a pressão interna correspondente à pressão sistémica.

Por outro lado, as propriedades utilizadas são propriedades da artéria em estado saudável. A geometria utilizada corresponde à configuração de um aneurisma, pelo que a utilização destas propriedades é uma aproximação considerável.

Apesar destas desvantagens, há que ter em conta que a definição dos parâmetros para o modelo constitutivo de HGO está limitada aos dados que são possíveis ser obtidos através de literatura. Isto porque no âmbito desta dissertação não são possíveis realizar qualquer tipo de ensaios experimentais em espécimenes reais. Entre outras razões, isto deve-se ao facto de existir uma grande dificuldade associada à obtenção de aneurismas da aorta ascendente para submeter a ensaios. Em grande parte dos estudos onde foram ensaiadas amostras reais [9, 48, 49, 53, 54, 59, 61, 102, 114, 115], estas são obtidas como resíduos de intervenções cirúrgicas ou a partir de cadáveres. Para além das questões relacionadas

com a ética, a quantidade de amostras doadas à comunidade científica é relativamente escassa. Para além disto, os parâmetros obtidos a partir de ensaios experimentais têm sempre neles algumas incertezas e aproximações, não existindo estudos que consigam fazer estes ensaios e determinação de respetivos parâmetros sem qualquer erro.

Assim, optou-se pela programação de um material homogéneo em vez de um material compósito com três camadas heterogéneas. Isto porque a grande maioria dos artigos determina os parâmetros da artéria na sua totalidade, e não por camadas, o que permite ter uma maior amostra para análise e seleção. Para além disso, é possível que se este gere uma maior incerteza devido ao facto de serem importados mais parâmetros, devido a ser necessária a modelação de três modelos constitutivos respetivos às três camadas comparativamente a apenas um, respetivo a toda a aorta.

Deste modo foi feito um levantamento de alguns artigos que utilizam o modelo de HGO e apresentam parâmetros de modelação do mesmo [72–74, 79] considerando a aorta homogénea. Alguns destes artigos recorrem a ensaios experimentais para obtenção dos parâmetros, enquanto outros executam análises computacionais recorrendo aos parâmetros e discutem os resultados. Perante alguma análise optou-se pela utilização dos parâmetros apresentados na tabela 4.1. Estes parâmetros são definidos com auxílio do manual de utilizador do Abaqus [94].

Tabela 4.1: Tabela com parâmetros HGO utilizados [73]

Parâmetro	C_{10} (kPa)	k_1 (kPa)	k_2	κ	D (kPa ⁻¹)
Valor	76,4	176,8	3813,8	0,226	1×10^{-3}

Durante o levantamento bibliográfico foram ainda identificados alguns outros modelos que podem ser utilizados na modelação da aorta torácica. Alguns destes modelos, como o modelo de Demiray [116] são usados em vários artigos [95, 100, 117], não estando no entanto implementados no Abaqus pelos desenvolvedores do programa, sendo implementado na forma de um material definido pelo utilizador ou *user defined material* (UMAT).

O outro modelo frequentemente utilizado é o modelo Neo-Hookeano. No entanto este é um modelo material hiperelástico isotrópico, pelo que os artigos que utilizam esta modelação [37, 45, 118] desprezam a anisotropia da aorta durante a simulação, o que leva a um erro de simulação considerável.

4.4 Condições de fronteira e Carregamento

No Abaqus são criadas etapas de carregamento por questões de funcionamento sistemático do programa e para organização do utilizador. Deste modo para a análise em questão são criadas duas etapas, a etapa inicial e a etapa de carregamento. Na etapa inicial são configuradas as condições de fronteira do problema. Em [119] é referido que existem condições de fronteira e carregamentos usados frequentemente na literatura, considerados valores padrão na análise de aneurismas da aorta. Seguindo esta referência as condições de fronteira consideradas serão o encastramento das extremidades superior e inferior da aorta torácica ascendente, de modo a simular de forma aproximada a união com o resto da artéria. No entanto há que ter em conta que o encastramento não deve ser na proximidade imediata da zona de análise, pois isto pode ter influência nos resultados. O correto é aplicar o encastramento a alguma distância para que este não influencie os resultados. A condição de fronteira de encastramento restringe todos os graus de liberdade de deslocamento e rotação. O carregamento aplicado à aorta corresponde a uma pressão interna respetiva à pressão sistémica de um ser humano com uma pressão arterial saudável. Assim será considerada uma pressão interna uniforme de 120 mmHg ou 16 kPa. A figura 4.8 mostra a representação das condições de fronteira no programa.

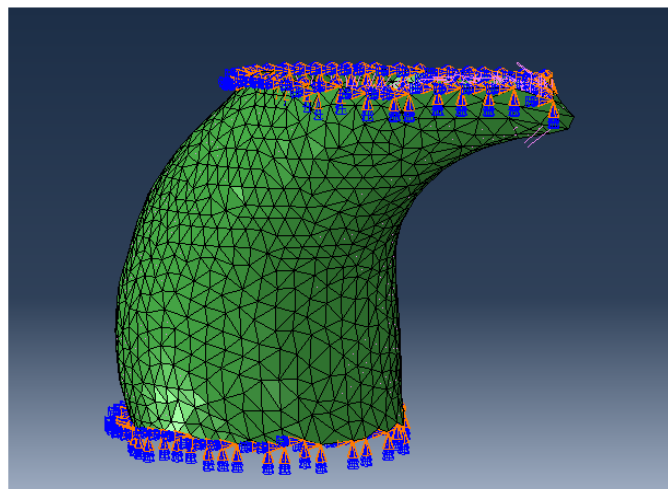


Figura 4.8: Representação na interface gráfica do Abaqus da definição das condições de fronteira de encastramento nas extremidades da aorta

O carregamento foi definido dentro do Abaqus como uma pressão uniforme. Deste modo foi inserida a magnitude de 16 Kpa, ou seja uma unidade de FL^{-2} , *i.e.* força por área. Outra opção para a definição do mesmo carregamento seria a utilização da opção de força total. Nesta opção o valor introduzido corresponderia á força total aplicada na área, numa unidade de força. O outro tipo de pressões que o programa disponibiliza não seria adequado à introdução deste tipo de carregamento.

Estando definidos todos os parâmetros e completamente criado o modelo no Abaqus pode-se executar a análise de FEM. Assim procede-se à criação de um trabalho no Abaqus

4.4. CONDIÇÕES DE FRONTEIRA E CARREGAMENTO

que tem como função correr esta análise e obter resultados. Para este efeito é necessário indicar ao programa quais os resultados pretendidos para que este os registre e apresente na etapa de pós processamento.

4.5 Criação e Análise do Modelo

Neste capítulo será demonstrado como foi feita a criação do modelo através da interface gráfica do Abaqus. Para este efeito é conveniente estar familiarizado com o menu lateral onde estão localizados a maioria das secções com parâmetros do modelo. Esta árvore pode ser visualizada na figura 4.9.

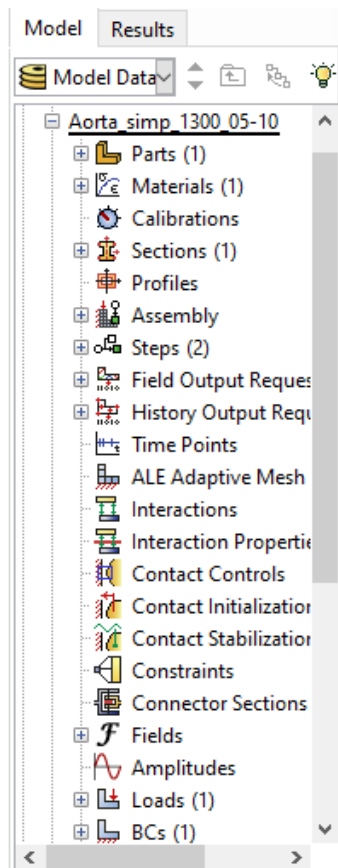


Figura 4.9: Árvore lateral de funções do modelo

Esta é usada para aceder às diversas opções de definição do modelo. Primeiramente optou-se pela definição dos materiais do modelo. Neste caso é necessária a definição apenas de um material, visto que a artéria será considerada homogénea. Isto é feito através da seleção do menu “Materials” e escolha da opção “Create”. Assim, aparece perante o utilizador a janela apresentada na figura 4.10.

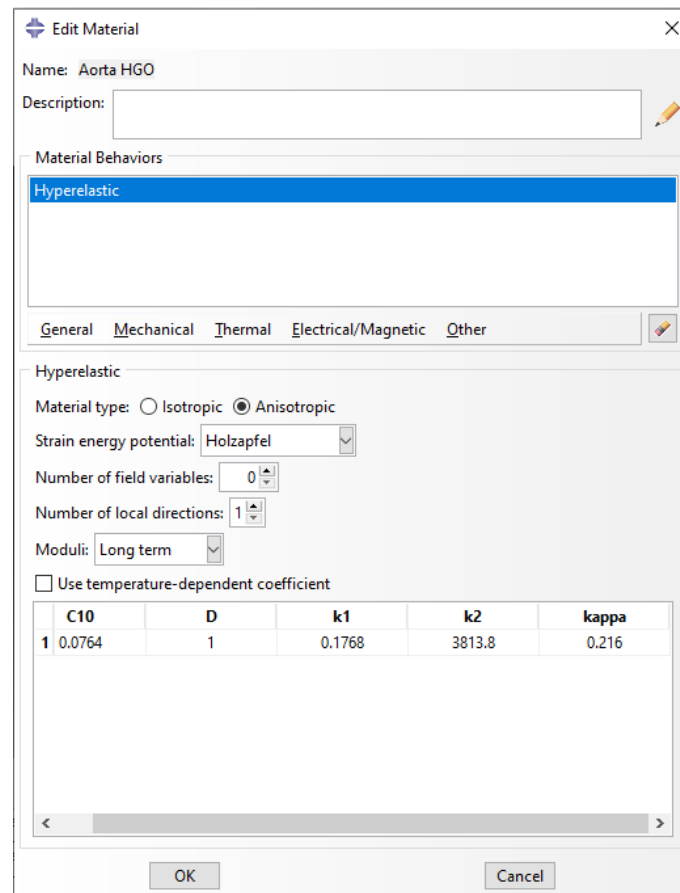


Figura 4.10: Janela de edição de material

Nesta abre-se a opção “Mechanical” e escolhe-se o modelo anisotrópico de HGO (holzapfel) conforme mostrado na figura acima. Esta opção está localizada na sequência de opções “Elasticity”-“Hyperelastic” da figura 4.11.

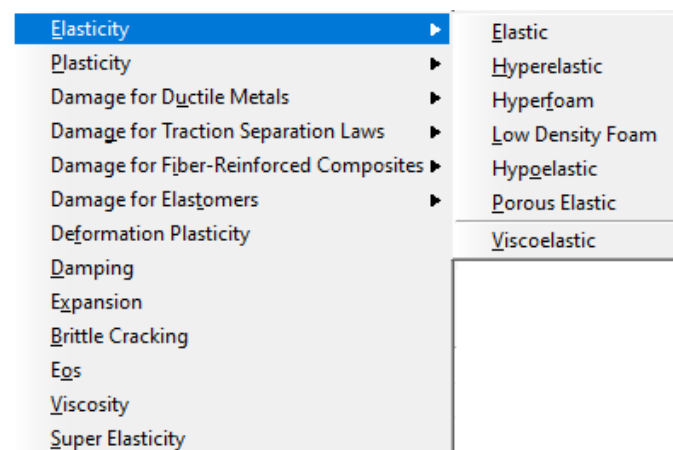


Figura 4.11: Opções para seleção de modelo HGO

Após definição do material, procedeu-se à definição da secção do modelo, onde se define o tipo de elemento e os seus parâmetros. Selecionando a opção “Create” do separador

“Sections” surge a janela apresentada na figura 4.12.

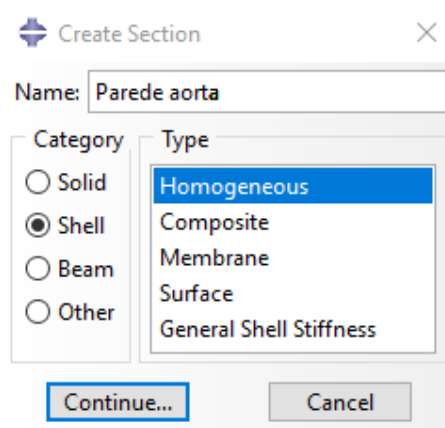


Figura 4.12: Janela criação da secção

Na janela 4.12 seleccionou-se o tipo de elemento de casca homogéneo (“Shell Homogeneous”). De seguida surge a janela da figura 4.13.

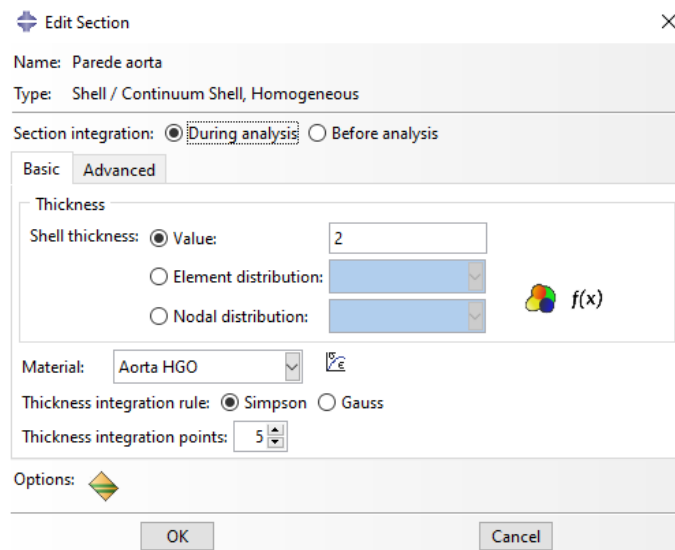


Figura 4.13: Janela de opções de criação da secção

Neste janela é necessário introduzir apenas a espessura pretendida e o material atribuído a estes elementos, sendo que as restantes opções usadas correspondem às opções padrão.

Estando criados o material e a secção é necessário fazer a atribuição dos mesmos à geometria. Para este efeito abre-se a pasta correspondente à parte (clicando no + separador “Part”) e selecciona-se “Section Assignment”. Ao editar esta secção aparece a janela da figura 4.14.

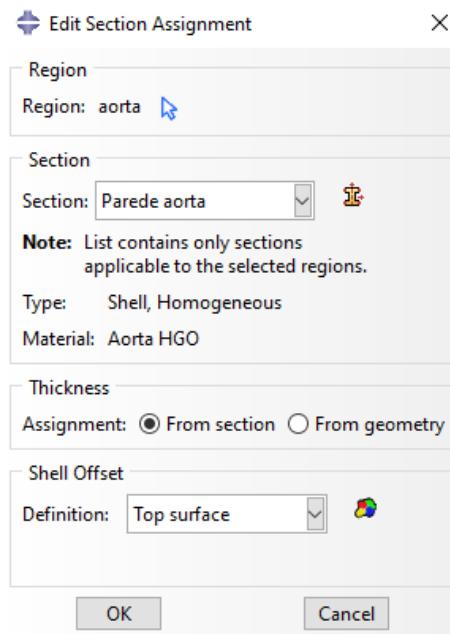


Figura 4.14: Janela de atribuição de secção à geometria

Neste figura seleciona-se a secção pretendida, correspondente à previamente criada, e escolhe-se um “shell offset”, opção esta que determina onde a espessura do elemento é inserida. No caso em questão, sendo que a geometria utilizada corresponde ao perímetro do lúmen, seleciona-se “Top surface” do modo a que a espessura dos elementos esteja definida a partir da superfície na direção exterior.

Após atribuir a secção à geometria é necessário definir a orientação dos elementos. Isto pode ser feito ainda dentro do separador “Part” clicando na opção “orientation” que apresenta as opções mostradas na figura 4.15.

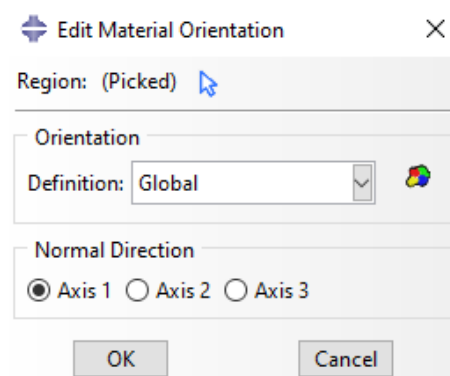


Figura 4.15: Janela de definição da orientação dos elementos

Neste caso as orientações padrão que o Abaqus atribui aos elementos são adequadas, pelo que basta aceitar as predefinições.

Estando isto feito é necessário criar as condições de fronteira e o carregamento do modelo. Para isto é necessária a criação de um novo “Step”. Estes servem para separar

as condições de fronteira e o carregamento em diferentes etapas. Assim, a criação de um “step” baseia-se no uso da janela na figura 4.16

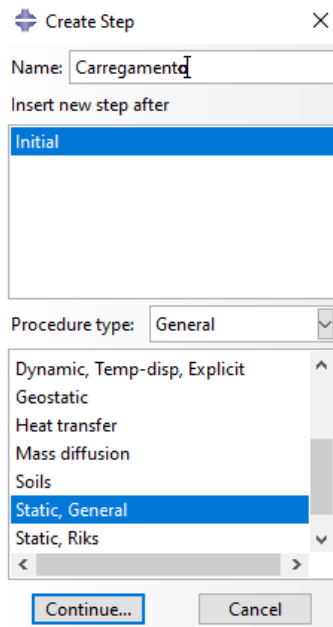


Figura 4.16: Janela de criação de "steps"

Nesta (4.16) define-se o nome do “step” a posição onde vai ser colocado e o tipo de análise que se vai fazer. Neste caso, a análise é uma análise estática geral. Após confirmação destas opções surge uma nova janela de configuração (figura 4.17).

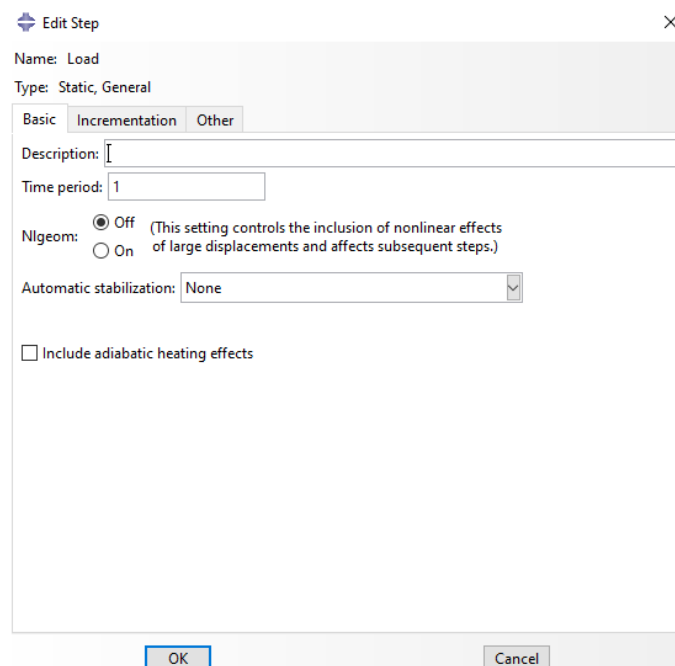


Figura 4.17: Janela de edição de "steps"

Na janela 4.17 são configurados os restantes parâmetros da etapa que vai ser destinada ao carregamento. Aqui é necessário ligar a opção “Nlgeom” que permite que seja considerada a não linearidade geométrica na análise. Sem esta opção não é possível fazer a análise de materiais hiperelásticos. Caso existissem mais etapas após a de carregamento esta opção já não poderia ser desativada durante a análise.

Estando criados os dois “steps”, o inicial e o de carregamento, devem agora ser criadas as condições de fronteira e o carregamento respetivamente. As condições de fronteira criadas no “step” inicial são automaticamente propagadas para o “step” de carregamento. Para criação das condições de fronteira utiliza-se o separador “BCs”. Através deste tem-se acesso à janela correspondente à figura 4.18.

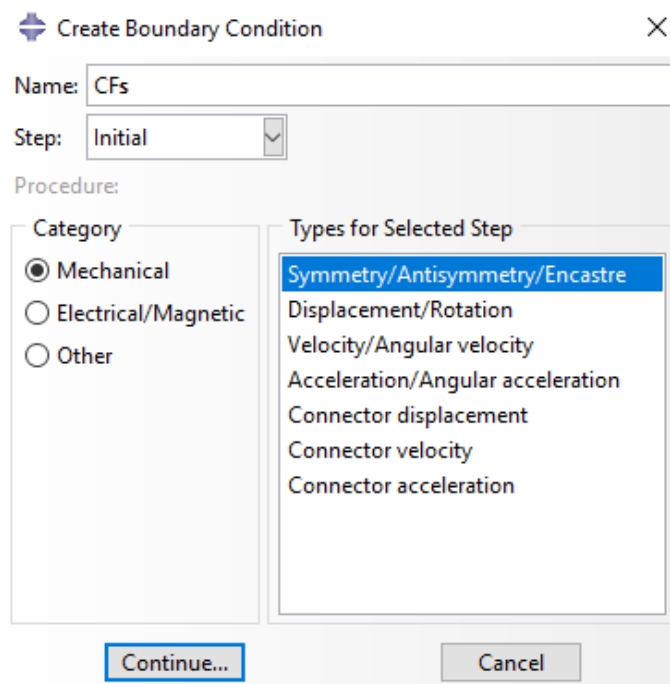


Figura 4.18: Janela de criação das condições de fronteira

Nesta (4.18) é selecionada a categoria de condições de fronteira mecânicas e o tipo de condições de simetria, anti-simetria, ou encastramento. Ao pressionar o botão “Continue” é necessária agora a seleção manual dos nós localizados nas extremidades da malha, correspondentes aos elementos que estariam ligados à continuação da artéria. Após selecionar estes nós em ambas as extremidades prossegue-se para o menu apresentado na figura 4.19.

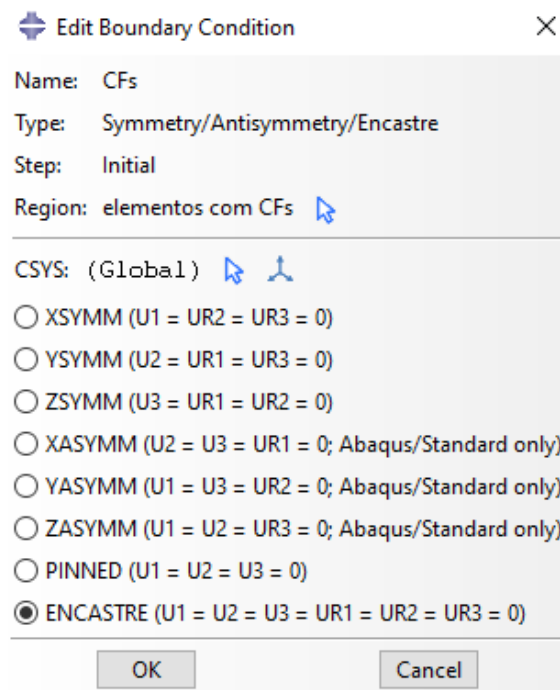


Figura 4.19: Janela de definição do tipo de condições de fronteiras mecânicas

Neste basta selecionar a opção encastramento, correspondente ao tipo de condição de fronteira pretendida nos nós selecionados. Assim ficam completamente definidas as condições de fronteira. A interface gráfica representa as condições de fronteira tal como na figura 4.20.

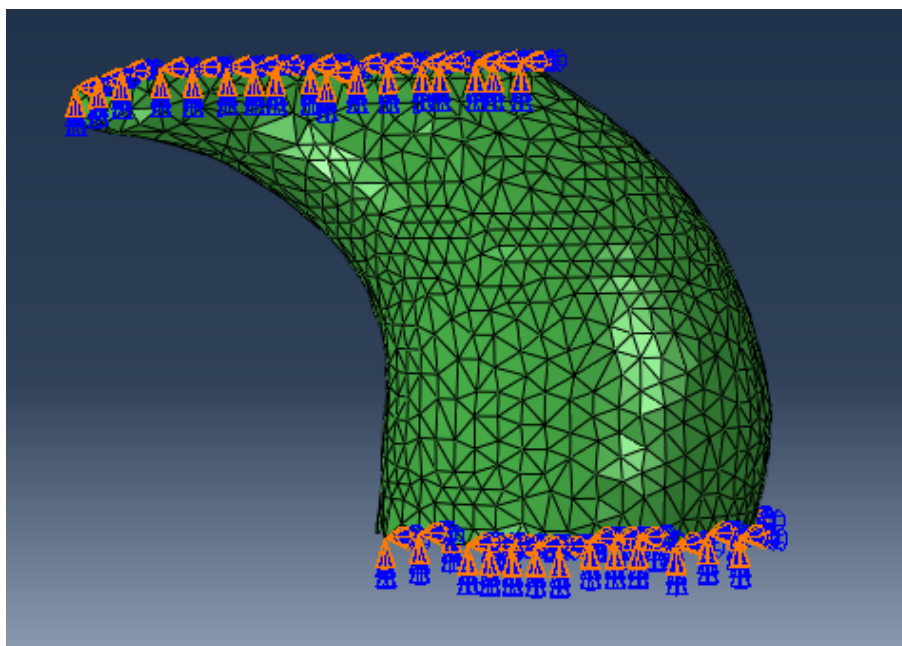


Figura 4.20: Representação na interface gráfica do Abaqus das condições de fronteira

Através da visualização desta figura pode-se verificar que as condições de fronteira estão devidamente criadas. O próximo passo é a criação do carregamento. Para o fazer, usa-se a secção “Loads”, que apresenta a janela de criação do carregamento (figura 4.21).

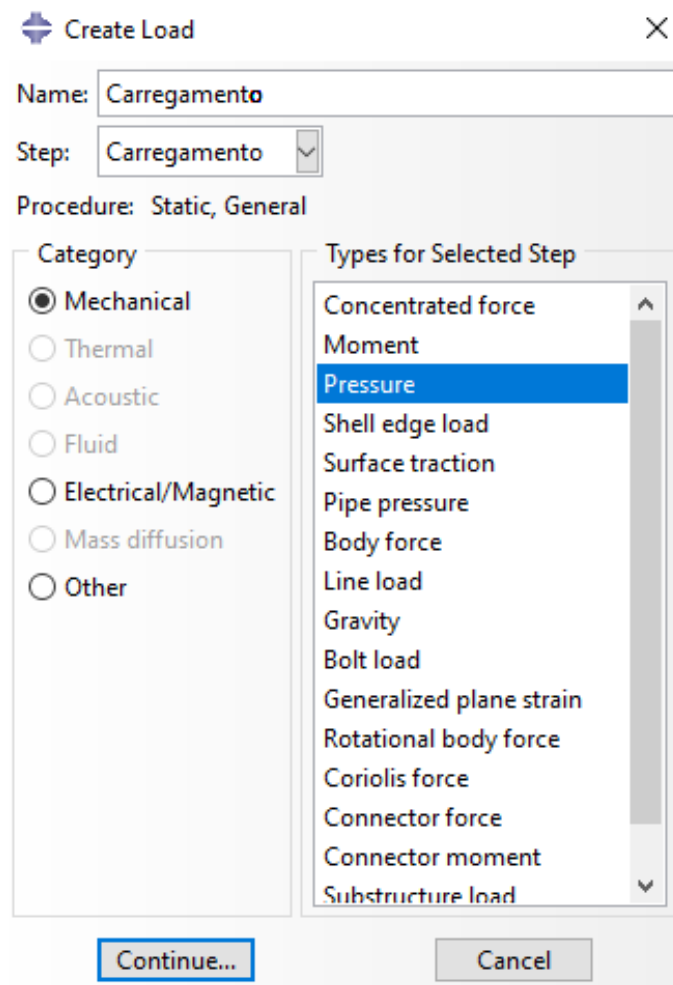


Figura 4.21: Janela de criação de carregamento

Após seleção da categoria e do tipo de carregamento, que neste caso é uma pressão, é necessário selecionar na interface gráfica quais os elementos onde o carregamento será aplicado à semelhança da criação das condições de fronteira. Para aplicação da pressão podem ser selecionados todos os elementos, visto que será aplicada uma pressão uniforme interior em toda a artéria. Após seleção dos elementos o programa pede a indicação de qual das superfícies será submetida ao carregamento. Sendo que a pressão aplicada corresponde a uma pressão interior, a superfície interior é a superfície onde o esforço é aplicado. Através da janela seguinte (figura 4.22) definem-se os parâmetros da pressão aplicada.

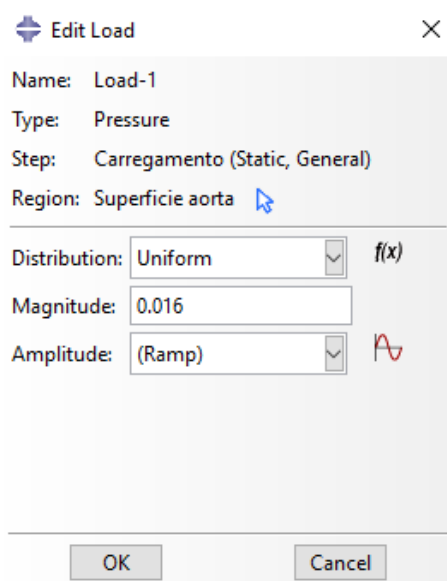


Figura 4.22: Janela de definição dos parâmetros da pressão aplicada

Na janela 4.22 é necessário definir o tipo de distribuição e a sua magnitude. Neste caso a pressão é aplicada como um valor uniforme em toda a superfície com um valor de 16 kPa, introduzidos em MPa por questões de uniformidade dimensional. Deste modo o modelo está definido na sua totalidade, podendo prosseguir posteriormente com a análise. No entanto, a criação do modelo no Abaqus pode ser feita deste modo, através da interface gráfica, ou com recurso à linguagem de programação Python. A interface gráfica do Abaqus possibilita a sua utilização de uma forma intuitiva. Esta interface fornece uma abordagem acessível a novos utilizadores, sendo relativamente parecida à interface de programas de Desenho Assistido por Computador, ou *Computer Aided Design* (CAD), como o Solidworks.

No entanto, para executar várias análises, o que é necessário em muitos estudos, a utilização repetitiva da interface em todas as análises dá origem a um processo repetitivo e moroso. Uma abordagem mais eficiente é recorrer à linguagem de programação Python para utilização do Abaqus. O programa possui a possibilidade de ser utilizado através de código escrito nesta linguagem de programação, o que possibilita a sua utilização por meio da leitura de ficheiros macro escritos em Python. Assim, é possível automatizar facilmente a criação de modelos através da leitura dos ficheiros.

Para além disto, o Abaqus possui uma ferramenta denominada de “Macro Manager” que grava o procedimento à medida que este vai sendo feito na interface, e escreve-o num ficheiro na linguagem de programação. Isto permite que uma primeira utilização mais acessível seja feita através da interface gráfica seja escrita num ficheiro de texto e automaticamente traduzida para Python. Deste modo é possível perceber como o ficheiro de código é escrito em Python. Esta ferramenta pode ser primeiramente utilizada num contexto didático, *i.e.* no âmbito de aprender como programar no Abaqus na linguagem de programação Python, para que o procedimento de análise possa ser otimizado, não

gastando tempo adicional na utilização da interface do Abaqus. Como exemplo de aplicação disto considere-se a criação no plano de uma viga com um perfil retangular simples, representada na figura 4.23.

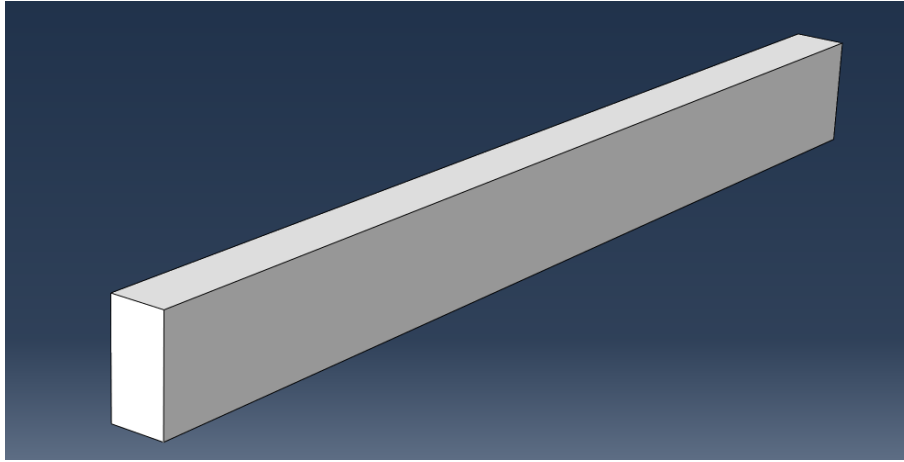


Figura 4.23: Viga de perfil retangular 50x100 com 1000 de comprimento criada através da interface do Abaqus

Para criação do ficheiro de código começa-se por executar a ferramenta de gravação do programa. Após esta estar ativa, utiliza-se a interface para criar a viga. Isto faz-se através da criação em 2D do retângulo representativo do perfil da viga e posterior recurso à função de extrusão do Abaqus com um comprimento correspondente ao comprimento da viga. Para este exemplo o código criado é apresentado na listagem de código 4.1.

Listagem 4.1: Código em Python obtido para criação da geometria de uma viga de perfil retangular 50x100 com 1000 de comprimento

```
1 from abaqus import *
2 from abaqusConstants import *
3 import __main__
4
5 def Viga_100x50x1000():
6     import section
7     import regionToolset
8     import displayGroupMdbToolset as dgm
9     import part
10    import material
11    import assembly
12    import step
13    import interaction
14    import load
15    import mesh
16    import optimization
17    import job
18    import sketch
19    import visualization
```

CAPÍTULO 4. MODELAÇÃO E ANÁLISE DO COMPORTAMENTO DA AORTA ASCENDENTE

```
20     import xyPlot
21     import displayGroupOdbToolset as dgo
22     import connectorBehavior
23     s1 = mdb.models['Model-1'].ConstrainedSketch(name='__profile__',
24           sheetSize=200.0)
25     g, v, d, c = s1.geometry, s1.vertices, s1.dimensions, s1.constraints
26     s1.setPrimaryObject(option=STANDALONE)
27     s1.rectangle(point1=(-15.0, 15.0), point2=(15.0, -15.0))
28     s1.ObliqueDimension(vertex1=v[0], vertex2=v[1], textPoint
29       =(-20.6012420654297,
30         2.23225021362305), value=100.0)
31     s1.ObliqueDimension(vertex1=v[1], vertex2=v[2], textPoint
32       =(3.49673461914063,
33         -18.9951858520508), value=50.0)
34     s1.Spot(point=(0.0, 0.0))
35     p = mdb.models['Model-1'].Part(name='Part-1', dimensionality=THREE_D,
36           type=DEFORMABLE_BODY)
37     p = mdb.models['Model-1'].parts['Part-1']
38     p.BaseSolidExtrude(sketch=s1, depth=1000.0)
39     s1.unsetPrimaryObject()
40     p = mdb.models['Model-1'].parts['Part-1']
41     session.viewports['Viewport: 1'].setValues(displayedObject=p)
42     del mdb.models['Model-1'].sketches['__profile__']
```

Neste exemplo é possível visualizar as linhas de código correspondentes a:

- Criação do retângulo inicial - linha 27;
- Atribuição dos comprimentos dos lados desse retângulo - linhas 28 a 31;
- O comprimento de extrusão, correspondente ao comprimento da viga - linha 36.

No ficheiro estão também registados os comandos usados para criação de um ponto na origem do referencial e o posterior centrar do retângulo nesse ponto de origem.

Após localização das funções no ficheiro de código é possível também localizar os seus parâmetros. Assim, caso sejam pretendidas alterações no modelo estas podem ser feitas diretamente neste ficheiro através da alteração e manipulação dos parâmetros. Após feitas alterações estes ficheiros podem ser lidos pelo programa, executando todo o procedimento neles contido.

Neste exemplo em concreto estão em falta alguns comandos, como por exemplo a alteração da janela de visualização, *i.e.* por exemplo a ampliação do plano na interface gráfica feita para poder desenhar o perfil da viga. As linhas de código respetivas foram eliminadas manualmente antes da apresentação do código. Este tipo de procedimentos também é gravado pelo “Macro Manager”, sendo no entanto completamente desnecessário, devendo por isso ser apagado por questões de eficiência computacional. A gravação de alguns procedimentos deste tipo é uma das desvantagens da ferramenta e pode dar

origem a uma grande quantidade de linhas de código adicionais no ficheiro. No entanto, se este tipo de ficheiro for trabalhado e nele constar apenas o essencial, torna-se clara a localização dos parâmetros. Isto possibilita a alteração dos mesmos de forma rápida e eficiente.

No âmbito da presente dissertação, para além da criação do modelo através da interface, o ficheiro em Python correspondente ao processo de criação foi também criado e otimizado. Este ficheiro é mais extenso que o exemplo dado acima, sendo que descreve todo o processo de criação do modelo à exceção da geometria que, como já referenciado, foi obtida através de um outro programa, o MeshLab. Assim, após importação da geometria, este ficheiro possibilita a criação automática de todo o modelo. O código constituinte do ficheiro em questão está disponibilizado na sua totalidade no apêndice A.

Através de qualquer uma das metodologias de criação ficam definidos todos os parâmetros e completamente criado o modelo no Abaqus podendo executar a análise de FEM. Assim procede-se à criação de um trabalho no Abaqus que tem como função correr esta análise e obter resultados. Para este efeito é necessário indicar ao programa quais os resultados pretendidos para que este os registre e apresente na etapa de pós processamento através da secção de “Field Output Requests” (figura 4.24).

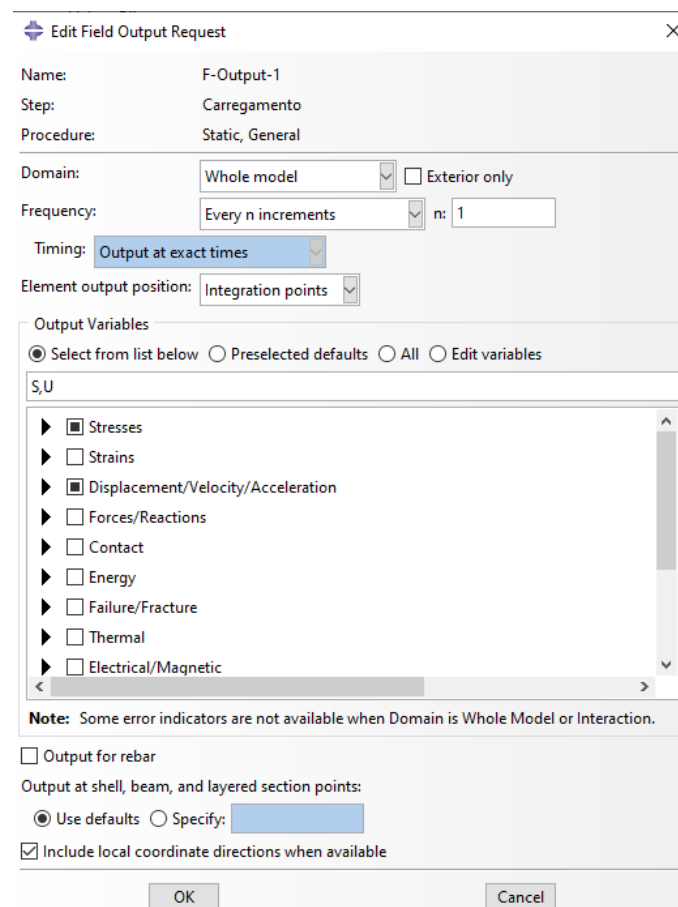


Figura 4.24: Janela correspondente ao menu de “Output Requests” na interface gráfica do Abaqus

Este separador permite definir no Abaqus quais os resultados que este vai registar. Existe uma grande variedade de opções nesta secção. Alguns dos pedidos de registo de resultados podem ser:

- Variáveis ou componentes de interesse de variáveis;
- A região do modelo e pontos de integração de onde os valores são registados no ficheiro de resultados;
- A frequência com que as variáveis ou seus componentes são registados no ficheiro de resultados.

Por predefinição, perante a execução de uma análise estática, como é o presente caso, os resultados padrão registados são:

- Tensões - Componentes de tensão e invariantes;
- Extensões - Componentes de extensão plástica, extensão plástica equivalente e magnitude de extensão plástica;
- Deslocamentos - Translações e rotações;
- Forças e reações - Forças e momentos de reação, forças concentradas e momentos;
- Contactos - Tensões de contacto e deslocações de contacto.

Para a análise na dissertação, os resultados mais importantes de analisar serão definidos nesta etapa.

É ainda de notar que perante esta execução é criado um ficheiro na diretoria de trabalho no formato “.inp” que tipicamente tem o nome do trabalho criado. Este ficheiro é digno de atenção pois nele estão definidos todos os parâmetros da análise. Tal como visto anteriormente, estes parâmetros também estão definidos no ficheiro “.py”, definido em código Python e criado com recurso à ferramenta “Macro Manager”. No entanto existe uma grande diferença entre estes dois ficheiros, de formatos “.inp” e “.py”. O ficheiro “.py” traduz um procedimento de criação do modelo no Abaqus, querendo com isto dizer que ao executar este ficheiro é depois necessário submeter a análise. Por outro lado, o ficheiro “.inp” corresponde ao ficheiro relativo à análise em si. Assim, este ficheiro é um caminho muito mais direto para a análise do modelo, sendo que através deste a análise pode ser imediatamente executada. Pelo contrário, se fosse utilizado o ficheiro “.py”, teria de ser lido o ficheiro, de forma a criar o modelo, e só após esta criação, executar a análise em si.

O ficheiro “.inp” é um ficheiro extenso, sendo que tem nele definida toda a informação necessária para executar a análise. Primeiramente, e numa grande parte da sua extensão, este contém a tabela de coordenadas nodais do modelo e a tabela de conectividades dos elementos. Para modelos com poucos elementos é possível perceber e alterar a malha e

geometria dentro deste ficheiro. Para modelos mais complexos, como é o presente caso, a quantidade de elementos e nós é extensa, pelo que estas alterações no ficheiro seriam altamente ineficientes.

Pelo contrário, muitos dos outros parâmetros, como por exemplo a secção, as propriedades constitutivas e as condições de fronteira e carregamentos são de fácil acesso dentro do ficheiro e podem ser facilmente alteradas. Assim sendo, é de ter em especial atenção a parte final do ficheiro “.inp”, onde estão contidos, de forma intuitiva, parâmetros importantes que podem ser rapidamente consultados e, caso necessário, alterados.

Visualize-se na listagem 4.2, a secção da criação das propriedades materiais do modelo.

Listagem 4.2: Excerto do ficheiro “.inp” correspondente à criação do material

```

1 ** MATERIALS
2 **
3 *Material, name="Aorta HGO"
4 *Anisotropic Hyperelastic, holzapfel, local direction=1
5 0.0764, 1., 0.1768, 3813.8, 0.216
6 **

```

No caso de dúvida e através da consulta do manual do Abaqus [94], fazendo uma busca por “*Anisotropic Hyperelastic*”, é possível saber quais os parâmetros a que os números dizem respeito. Neste caso, para este tipo de material os números definem, por ordem, os parâmetros C_{10} , D , k_1 , k_2 , κ .

Como visto anteriormente, a criação das condições de fronteira e carregamento é feita em diferentes “steps”, estes que têm de ser também criados. A sua criação corresponde ao código da listagem 4.3.

Listagem 4.3: Excerto do ficheiro “.inp” correspondente ao “step” onde é aplicado o carregamento

```

1 ** STEP: Carregamento
2 **
3 *Step, name=Carregamento, nlgeom=YES, inc=10000
4 Etapa de carregamento
5 *Static
6 1., 1., 1e-12, 1.
7 **

```

Neste pequeno excerto do código é possível ver todos os parâmetros definidos anteriormente na interface, tal como a utilização da opção de não linearidade geométrica “nlgeom”. Neste, estão também definidos parâmetros de incrementação. Identificado por “inc” está o número máximo de incrementos na análise. Se a análise exceder o número de incrementos estabelecido esta é parada e o diagnóstico é escrito e mostrado ao utilizador na interface ou no ficheiro de output. Na última linha estão, respetivamente, o número

de identificação do “step”, o valor de incremento inicial, o valor de incremento mínimo e o valor de incremento máximo. Na análise o Abaqus termina a análise se o incremento necessário para atingir convergência for menor que o valor definido como mínimo. O valor de incremento máximo define um limite que o programa não pode ultrapassar durante a análise. Na presente análise estes parâmetros não têm a necessidade de ser alterados, sendo que os valores predefinidos são suficientes para a execução correta da análise.

O tipo de incrementação pode ser definido como fixo ou automático (predefinido). A utilização da incrementação automática é recomendada pelo Abaqus. Perante a utilização desta o primeiro incremento corresponderá ao incremento inicial definido. Os subsequentes incrementos são ajustados dentro dos limites definidos com base na velocidade de convergência da solução. Ao usar a incrementação fixa o programa utiliza apenas o valor de incrementação inicial sucessivamente durante a etapa. A utilização desta última vem acompanhada de um aviso que indica que a sua utilização pode impedir a convergência da solução. Assim, foi utilizada a opção de incrementação automática.

A definição das condições de fronteira e carregamentos corresponde ao excerto de código apresentado na listagem 4.4.

Listagem 4.4: Excerto do ficheiro “.inp” correspondente à definição das condições de fronteira e do carregamento

```
1 ** BOUNDARY CONDITIONS
2 **
3 ** Name: CFs Type: Symmetry/Antisymmetry/Encastre
4 *Boundary
5 "elementos com CFs", ENCASTRE
6 **
7 ** LOADS
8 **
9 ** Name: Load-1 Type: Pressure
10 *Dload
11 "Superficie aorta", P, 0.016
12 **
```

Neste caso, está definido um conjunto de nós, com nome “elementos com CFs” que corresponde ao conjunto de nós das extremidades da aorta, onde se impõem condições de fronteira de encastramento através do comando “ENCASTRE”.

Finalmente aplica-se o carregamento em si, que é aplicado na “Superficie aorta” que corresponde a toda a superfície da aorta. Este carregamento é uma pressão (P), com o valor de 16 KPa, introduzidos no programa em MPa por questões de uniformidade de grandezas.

Por último neste ficheiro está ainda presente o excerto de código que diz respeito aos outputs da simulação (listagem 4.5). Como estabelecido anteriormente as predefinições cobrem as variáveis de resultado que serão analisadas.

Listagem 4.5: Excerto do ficheiro “.inp” correspondente à definição das variáveis de resultados da análise

```
1 ** OUTPUT REQUESTS
2 **
3 *Restart, write, frequency=0
4 **
5 ** FIELD OUTPUT: F-Output-1
6 **
7 *Output, field, variable=PRESELECT
8 **
9 ** HISTORY OUTPUT: H-Output-1
10 **
11 *Output, history, variable=PRESELECT
12 *End Step
13 **
```

4.6 Pós-processamento e discussão de resultados da simulação

Após definidos os resultados pretendidos e executada a análise estes podem ser visualizados através da interface gráfica ou através de ficheiros de texto de output. Nos ficheiros consta uma lista do número de elementos e nós, com os respetivos resultados, como esforços, forças e deslocamentos. O ficheiro de texto, apesar de ter estes esforços, associa-os aos números dos elementos, não sendo intuitivo a visualização da estrutura num global. A maior vantagem do ficheiro é a sua portabilidade, visto ser o melhor meio para transferir os dados dos resultados para outro ambiente gráfico ou programa.

Deste modo, para efetuar uma leitura destes resultados e para se conseguir perceber a localização dos esforços destes valores é mais vantajoso utilizar a interface gráfica, visto que esta apresenta uma visualização espacial tridimensional da estrutura.

Como referido anteriormente existe uma grande variedade de resultados que podem ser apresentados no pós-processamento. Através de um levantamento bibliográfico foi possível identificar os resultados mais frequentemente apresentados por artigos. Verificou-se que os resultados apresentados com maior frequência são os respetivos às tensões e extensões da parede arterial [22, 37, 73, 110, 113]. Estes resultados estão geralmente ligados à análise do risco de rotura da artéria. A zona onde existem as tensões máximas verificadas corresponde àquela onde é mais provável que se dê a rotura do aneurisma segundo a simulação.

Uma ferramenta útil e intuitiva para uma primeira análise dos resultados é a representação dos resultados através de um código de cores. Assim, fazendo a leitura por exemplo das tensões, é possível identificar imediatamente a zona mais solicitada. Assim, o resultado desta representação em código de cores das tensões equivalentes de Von-Mises é o apresentado na figura 4.25.

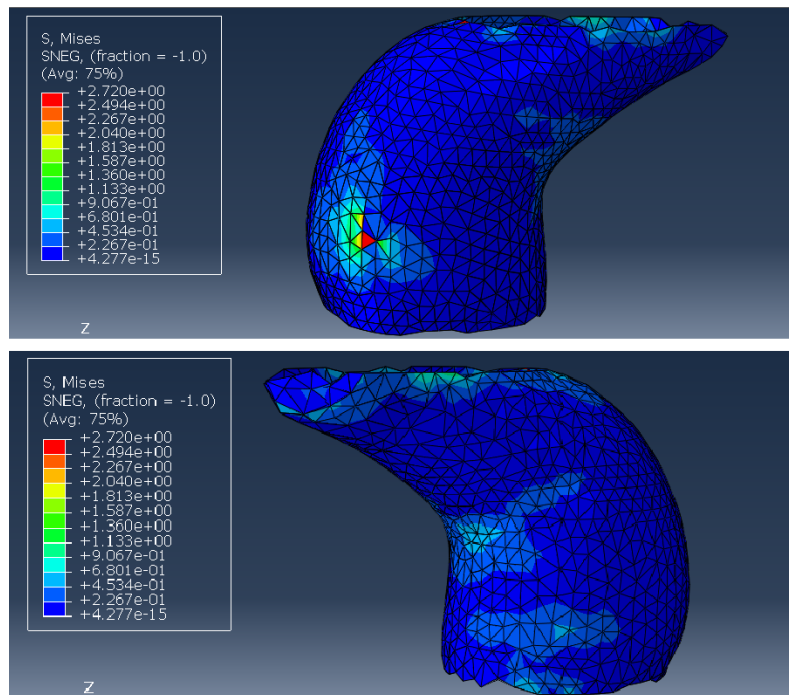


Figura 4.25: Representação com recurso a código de cores das tensões equivalentes de Von-Mises

Nesta é possível verificar que existe uma zona mais solicitada na geometria. No entanto existe uma discrepância das tensões da proximidade do elemento representado a vermelho. Este mau sinal deve-se possivelmente a alguma descontinuidade não detetada na malha de elementos ou a outro erro de simulação. Esta pode servir como indicador do onde é mais provável que se dê uma possível dissecação ou rotura do aneurisma da aorta torácica ascendente.

Do mesmo modo foi feita a representação dos deslocamentos da superfície, sendo apresentados na figura 4.26, onde é possível visualizar e determinar a zona onde os deslocamentos são máximos. Este tipo de resultados permite prever qual a zona de maior propagação do aneurisma, possibilitando prever o seu crescimento.

4.6. PÓS-PROCESSAMENTO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS DA SIMULAÇÃO

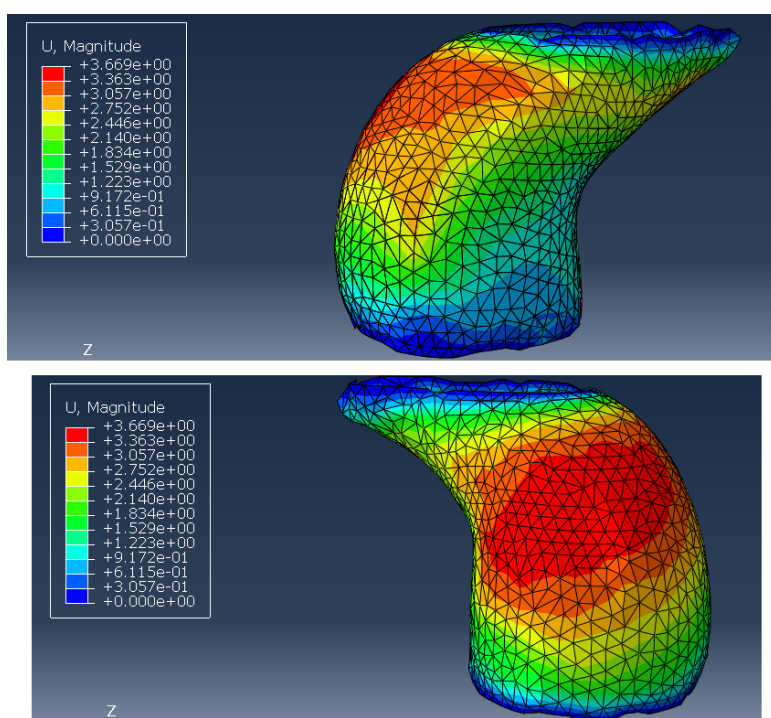


Figura 4.26: Representação com recurso a código de cores dos deslocamentos da superfície do modelo

Relativamente a se os resultados estão ou não corretos, não se pode tirar uma grande conclusão. O método de validação de resultados mais correto seria ensaiar experimentalmente o espécimen aqui estudado. Poder-se-ia comparar estes resultados aos da literatura e avaliar a correlação com os obtidos. No entanto, as modelações são feitas com base na medicina específica do paciente, que tenta incluir a maior quantidade de parâmetros específicos ao paciente possível, sendo que os estudos que se baseiam em aortas reais estão feitos de forma direcionada a essas mesmas aortas que podem variar em quase todos os parâmetros, neste caso por exemplo na geometria, comparativamente à aorta aqui estudada. Deste modo o ensaio experimental de aneurismas e modelação específica dos mesmos seria uma grande mais valia para a continuação deste estudo. Para além disto, há que ter em conta que estes resultados possuem naturalmente um grau de incerteza não compaginável com a prática clínica, visto que foram feitas diversas aproximações e simplificações, tal como:

- Malha de elementos finitos - A malha de elementos finitos finitos carece de um estudo fino de convergência da malha. A malha utilizada é uma malha grosseira, adequada para uma primeira abordagem à simulação de aneurismas na aorta ascendente. No entanto para uso de uma malha adequada é conveniente que seja feito o respetivo estudo de convergência;
- Propriedades constitutivas do tecido aórtico - As propriedades constitutivas serão

sempre uma das maiores fontes de incerteza do modelo, dada a elevada complexidade do tecido da artéria aorta torácica ascendente. Para além disto, existe uma quantidade limitada de propriedades na bibliografia;

- Condições de fronteira e carregamento - As condições de fronteira utilizadas são aproximadas, sendo frequentemente utilizadas para ser possível um foco maior no estudo do comportamento mecânico da parede arterial [119]. Relativamente ao carregamento, a pressão a que a camada interna da aorta está sujeita é dependente do escoamento hemodinâmico dentro da artéria. A utilização de uma pressão uniforme é uma aproximação que não considera o escoamento. Assim, a consideração de uma abordagem de interação fluido-estruturas é uma alternativa a considerar em futuros desenvolvimentos;
- Secção da aorta - A utilização de uma espessura constante ao longo de toda a parede arterial é uma aproximação na modelação duma aorta saudável. Na modelação de um aneurisma esta aproximação é ainda maior, pois existe localmente uma diminuição de espessura não uniforme na zona afetada.

Apesar da modelação homogénea do tecido da parede da aorta ser por vezes justificada, a simplificação é frequentemente feita por questões de conveniência.

A melhor maneira de executar a simulação seria com modelos extremamente complexos, como os de GR e através de propriedades constitutivas mais complexas que capturassem de melhor forma a heterogeneidade da artéria. Neste tipo de modelos, a modelação da heterogeneidade das paredes arteriais é fundamental [120].

Relativamente aos carregamentos, um modo de reduzir consideravelmente o seu erro seria a utilização de um método computacional FSI. Assim, seria possível obter as condições de carregamento diretamente da hemodinâmica no lúmen visto que este é o responsável pelos esforços aplicados à camada interior (túnica íntima) da parede arterial.

CONCLUSÃO E PROPOSTA DE TRABALHO FUTURO

Esta dissertação está inserida num projeto multidisciplinar e serve como uma primeira abordagem dum ponto de vista estrutural à modelação de ATAA. Pretendeu-se com a mesma criar uma base sólida ao futuro desenvolvimento deste tema.

Através de imagens de exames reais foi possível obter uma geometria para modelação de ATAAs. Para além disso foi estudada a incerteza do processo, com recurso a uma boa base teórica, o DoE. Foi implementado um método de análise de sensibilidade inovador com recurso à linguagem de programação Python. Este método possibilitou a obtenção das amplitudes do intervalo de variabilidade para comparação de diversas geometrias na forma de nuvens de pontos. Deste modo foi quantificada a variabilidade do processo e determinada a sua viabilidade. Isto garante que a geometria utilizada é uma geometria correta e sólida dum ponto de vista de simulação, o que é muito importante na modelação da aorta [73, 110]. Seria interessante ser estudado melhor o método de automatização da criação de geometrias com recurso ao 3D Slicer, uma vez que isto não foi possível na presente dissertação.

Na etapa de modelação de FEM foi feita uma grande quantidade de pesquisa bibliográfica. A modelação de ATAAs é um grande desafio, sendo que nesta dissertação foi feita uma primeira abordagem à mesma. Assim, a maior densidade de trabalho desta etapa foi a pesquisa e a aprendizagem sobre o tema. Isto permitiu uma maior noção da complexidade do tema, que permite uma clara identificação de oportunidades de continuação desta dissertação e deste tema.

Infelizmente não foi possível cumprir todos os objetivos estabelecidos inicialmente. Nomeadamente, não foi possível quantificar a incerteza da simulação de elementos finitos, dado as limitações de tempo. Este estudo é algo que deveria ser feito para obter uma boa métrica do significado e precisão dos resultados de simulação. No entanto, na presente dissertação a existência a incerteza é tida em conta na sua globalidade.

Esta impossibilidade deveu-se à grande quantidade de dificuldades que surgiram durante esta fase. Apesar do formato “.stl” ser comum entre o ficheiro de *output* do MeshLab e o ficheiro de *input* do Abaqus, alguns dos algoritmos do MeshLab exportavam malhas que o programa de elementos finitos não conseguia interpretar. Isto tornou o processo um pouco limitado e impossibilitou o teste de convergência de malha. Para além disto o programa Meshlab não é próprio para criações de malhas para análises de elementos finitos, sendo que seria mais adequada a criação desta malha dentro do Abaqus. Isto possibilitaria ainda que fosse possível fazer uma convergência de malha. Existiu também um curva de aprendizagem na utilização do Abaqus, que se baseou na familiarização com o funcionamento do programa e na pesquisa extensiva no manual de utilização do Abaqus. Da mesma forma, problemas semelhantes surgiram perante as outras passagens de informação entre programas. Uma hipótese futura de aperfeiçoamento deste processo seria a redução da quantidade de programas utilizada, através por exemplo, da criação ou utilização de bibliotecas em Python que consigam executar partes do processo.

Aneurismas da aorta torácica ascendente são extremamente difíceis de modelar corretamente, sendo que são incrivelmente complexos [10, 64, 97, 121]. Uma das grandes dificuldades deve-se à variação das propriedades constitutivas da aorta. Algumas destas variam de modo imprevisível regionalmente, como por exemplo a anisotropia e as propriedades mecânicas do tecido. A espessura do tecido também varia regionalmente. Para além destas variações numa aorta singular, todas estas características e parâmetros variam de paciente para paciente. Como referido anteriormente existe uma grande quantidade de circunstâncias e fatores desconhecidos que influenciam a formação e desenvolvimento dos aneurismas, que também se reflete na incerteza das suas propriedades, o que resulta em modelações e resultados diferentes consoante o espécimen que se está a estudar. Para além disso, a obtenção destas propriedades não é algo fácil, visto que envolve o estudo das mesmas em situações *in-vivo*.

Apesar da quantidade de dificuldades presentes no desenvolvimento da dissertação, esta deixa um bom contributo para a continuação futura da modelação de ATAAs através da metodologia apresentada. A mais clara e possível continuação deste tema seria o aperfeiçoamento do modelo contínuo, através da eliminação das diversas aproximações usadas no presente documento.

Outra das possíveis melhorias seria a continuação do estudo e aperfeiçoamento das propriedades constitutivas de aneurismas da aorta torácica ascendente. Este é um tópico que tem sido continuamente investigado e está presentemente em evolução. Para além disso, como referido anteriormente, seria interessante recorrer a uma implementação com recurso a métodos de FSI, visto que estes possibilitariam uma redução de incerteza e uma análise mais completa do aneurisma.

Sistematizando, existem diversas propostas de trabalho futuro:

- Automatização do processo de criação de geometrias;
- Quantificação de incerteza do processo de simulação;
- Otimização do fluxo de trabalho;
- Eliminação de incerteza do modelo, por exemplo através da utilização de um método de convergência de malha para a seleção da mesma ou utilização de propriedades constitutivas mais complexas;
- Criação de um modelo de FSI.

BIBLIOGRAFIA

- [1] C. Cavinato, J. Molimard, N. Curt, S. Campisi, L. Orgéas e P. Badel. “Does the knowledge of the local thickness of human ascending thoracic aneurysm walls improve their mechanical analysis?” Em: *Front. Bioeng. Biotechnol.* 7.JUL (2019), pp. 1–12. ISSN: 22964185. DOI: 10.3389/fbioe.2019.00169 (ver pp. 1, 42).
- [2] M. Simao, J. M. Ferreira, A. C. Tomas, J. Fragata e H. M. Ramos. “Aorta ascending aneurysm analysis using CFD models towards possible anomalies”. Em: *Fluids* 2.2 (2017), pp. 1–15. ISSN: 23115521. DOI: 10.3390/fluids2020031 (ver pp. 1, 13, 15).
- [3] A. Boccadifuoco, A. Mariotti, S. Celi, N. Martini e M. V. Salvetti. “Impact of uncertainties in outflow boundary conditions on the predictions of hemodynamic simulations of ascending thoracic aortic aneurysms”. Em: *Comput. Fluids* 165 (mar. de 2018), pp. 96–115. ISSN: 00457930. DOI: 10.1016/j.compfluid.2018.01.012 (ver pp. 1, 2, 16).
- [4] D. S. Molony, A. Callanan, E. G. Kavanagh, M. T. Walsh e T. M. McGloughlin. “Fluid-structure interaction of a patient-specific abdominal aortic aneurysm treated with an endovascular stent-graft.” Em: *Biomed. Eng. Online* 8 (2009), p. 24. ISSN: 1475925X. DOI: 10.1186/1475-925X-8-24 (ver pp. 1, 14).
- [5] R. Jayendiran, B. Nour e A. Ruimi. “Computational analysis of Nitinol stent-graft for endovascular aortic repair (EVAR) of abdominal aortic aneurysm (AAA): Crimping, sealing and fluid-structure interaction (FSI)”. Em: *Int. J. Cardiol.* 304 (abr. de 2020), pp. 164–171. ISSN: 18741754. DOI: 10.1016/j.ijcard.2019.11.091 (ver pp. 1, 15, 50).
- [6] E. Georgakarakos, A. Xenakis e G. S. Georgiadis. “Estimating the hemodynamic influence of variable main body-to-iliac limb length ratios in aortic endografts”. Em: *Int. Angiol.* 37.1 (2018), pp. 41–45. ISSN: 03929590. DOI: 10.23736/S0392-9590.17.03883-4 (ver pp. 1, 13).
- [7] J. Qin, J. Zhang, C. K. Chui, W. M. Huang, T. Yang, W. M. Pang, V. Sudhakar e S. Chang. “A simulation framework for estimating wall stress distribution of abdominal aortic aneurysm”. Em: *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS* (2011), pp. 900–903. ISSN: 1557170X. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090201 (ver pp. 1, 14).

- [8] K. Krishnan, L. Ge, H. Haraldsson, M. D. Hope, D. A. Saloner, J. M. Guccione e E. E. Tseng. “Ascending thoracic aortic aneurysm wall stress analysis using patient-specific finite element modeling of in vivo magnetic resonance imaging”. Em: *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.* 21.4 (2015), pp. 471–480. ISSN: 15699285. DOI: 10.1093/icvts/ivv186 (ver pp. 1, 2, 13, 15, 42).
- [9] G. Koullias, R. Modak, M. Tranquilli, D. P. Korkolis, P. Barash e J. A. Elefteriades. “Mechanical deterioration underlies malignant behavior of aneurysmal human ascending aorta”. Em: *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 130.3 (set. de 2005), 677.e1–677.e9. ISSN: 00225223. DOI: 10.1016/j.jtcvs.2005.02.052 (ver pp. 2, 17, 18, 42, 50).
- [10] D. C. Iliopoulos, R. P. Deveja, E. P. Kritharis, D. Perrea, G. D. Sionis, K. Toutouzas, C. Stefanadis e D. P. Sokolis. “Regional and directional variations in the mechanical properties of ascending thoracic aortic aneurysms”. Em: *Med. Eng. Phys.* 31.1 (2009), pp. 1–9. ISSN: 13504533. DOI: 10.1016/j.medengphy.2008.03.002 (ver pp. 2, 18, 42, 74).
- [11] G. Martufi, A. Forneris, J. J. Appoo e E. S. Di Martino. *Is there a role for biomechanical engineering in helping to elucidate the risk profile of the thoracic aorta?* Jan. de 2016. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2015.07.028 (ver pp. 2, 13).
- [12] L. A. Pape, T. T. Tsai, E. M. Isselbacher, J. K. Oh, P. T. O’Gara, A. Evangelista, R. Fattori, G. Meinhardt, S. Trimarchi, E. Bossone, T. Suzuki, J. V. Cooper, J. B. Froehlich, C. A. Nienaber e K. A. Eagle. “Aortic diameter 5.5 cm is not a good predictor of type A aortic dissection: Observations from the International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD)”. Em: *Circulation* 116.10 (2007), pp. 1120–1127. ISSN: 00097322. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.107.702720 (ver p. 2).
- [13] S. W. Rabkin. “Accentuating and Opposing Factors Leading to Development of Thoracic Aortic Aneurysms Not Due to Genetic or Inherited Conditions”. Em: *Front. Cardiovasc. Med.* 2.May (2015). ISSN: 2297055X. DOI: 10.3389/fcvm.2015.00021 (ver p. 2).
- [14] P. E. Norman e J. T. Powell. “Site specificity of aneurysmal disease”. Em: *Circulation* 121.4 (2010), pp. 560–568. ISSN: 00097322. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.109.880724 (ver p. 2).
- [15] R. A. Gray e P. Pathmanathan. “Patient-specific cardiovascular computational modeling: Diversity of personalization and challenges”. Em: *J. Cardiovasc. Transl. Res.* 11.2 (2018), pp. 80–88. ISSN: 19375395. DOI: 10.1007/s12265-018-9792-2 (ver p. 2).
- [16] K. Miller e J. Lu. “On the prospect of patient-specific biomechanics without patient-specific properties of tissues”. Em: *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 27 (2013), pp. 154–166. ISSN: 17516161. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2013.01.013. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.013> (ver p. 2).

- [17] A. Wittek, H. Mufty, A. Catlin, C. Rogers, B. Saunders, R. Sciarrone, I. Fourneau, B. Meuris, A. Tavner, G. R. Joldes e K. Miller. “Image, geometry and finite element mesh datasets for analysis of relationship between abdominal aortic aneurysm symptoms and stress in walls of abdominal aortic aneurysm”. Em: *Data Br.* 30 (jun. de 2020). ISSN: 23523409. DOI: 10.1016/j.dib.2020.105451 (ver p. 5).
- [18] S. Quicken, W. P. Donders, E. M. Van Disseldorp, K. Gashi, B. M. Mees, F. N. Van De Vosse, R. G. Lopata, T. Delhaas e W. Huberts. “Application of an Adaptive Polynomial Chaos Expansion on Computationally Expensive Three-Dimensional Cardiovascular Models for Uncertainty Quantification and Sensitivity Analysis”. Em: *J. Biomech. Eng.* 138.12 (2016), pp. 1–11. ISSN: 15288951. DOI: 10.1115/1.4034709 (ver pp. 6, 7, 16).
- [19] Z. Yuan, P. Liang, T. Silva, K. Yu e J. E. Mottershead. “Parameter selection for model updating with global sensitivity analysis”. Em: *Mech. Syst. Signal Process.* 115 (2019), pp. 483–496. ISSN: 10961216. DOI: 10.1016/j.ymsp.2018.05.048 (ver p. 6).
- [20] G. J. Tortora. *Principles of human anatomy*. Ed. por Harper & Row. Harper, 1983, p. 724 (ver p. 8).
- [21] H. Gray, S. Standring e B. Neil R. *Gray’s anatomy: the anatomical basis of clinical practice*. 40^a. 2008, p. 1627 (ver pp. 8, 9).
- [22] U. Huh, C. W. Lee, J. H. You, C. H. Song, C. S. Lee e D. M. Ryu. “Determination of the material parameters in the Holzapfel-Gasser-Ogden constitutive model for simulation of age-dependent material nonlinear behavior for aortic wall tissue under uniaxial tension”. Em: *Appl. Sci.* 9.14 (2019). ISSN: 20763417. DOI: 10.3390/app9142851 (ver pp. 9, 17, 47, 50, 69).
- [23] B. staff. “Medical gallery of Blausen Medical 2014”. Em: *WikiJournal Med.* 1.2 (2014). DOI: 10.15347/wjm/2014.010 (ver p. 9).
- [24] A. Tsamis, J. T. Krawiec e D. A. Vorp. “Elastin and collagen fibre microstructure of the human aorta in ageing and disease: A review”. Em: *J. R. Soc. Interface* 10.83 (2013). ISSN: 17425662. DOI: 10.1098/rsif.2012.1004 (ver pp. 10, 42).
- [25] B. V. Shekhonin, S. P. Domogatsky, V. R. Muzykantov, G. L. Idelson e V. S. Rukosuev. “Distribution of Type I, III, IV and V Collagen in Normal and Atherosclerotic Human Arterial Wall: Immunomorphological Characteristics”. Em: *Top. Catal.* 5.4 (1985), pp. 355–368. ISSN: 0174173X. DOI: 10.1016/S0174-173X(85)80024-8. URL: [http://dx.doi.org/10.1016/S0174-173X\(85\)80024-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0174-173X(85)80024-8) (ver p. 10).
- [26] J. A. G. Rhodin. “Architecture of the Vessel Wall”. Em: *Compr. Physiol.* (1980), pp. 1–31. DOI: 10.1002/cphy.cp020201 (ver p. 10).

- [27] S. Polzer e T. C. Gasser. “Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms based on a novel probabilistic rupture risk index”. Em: *J. R. Soc. Interface* 12.113 (dez. de 2015). ISSN: 17425662. DOI: 10.1098/rsif.2015.0852 (ver p. 13).
- [28] Y. A. Algabri, S. Rookkapan e S. Chatpun. “Three-dimensional finite volume modelling of blood flow in simulated angular neck abdominal aortic aneurysm”. Em: *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.* Vol. 243. 1. Institute of Physics Publishing, set. de 2017. DOI: 10.1088/1757-899X/243/1/012003 (ver p. 13).
- [29] Y. A. Algabri, O. Altwijri e S. Chatpun. “Visualization of Blood Flow in AAA Patient-Specific Geometry: 3-D Reconstruction and Simulation Procedures”. Em: *Bionanoscience* 9.4 (2019), pp. 966–976. ISSN: 21911649. DOI: 10.1007/s12668-019-00662-8 (ver p. 13).
- [30] Z. Cheng, F. P. Tan, C. V. Riga, C. D. Bicknell, M. S. Hamady, R. G. Gibbs, N. B. Wood e X. Y. Xu. “Analysis of flow patterns in a patient-specific aortic dissection model”. Em: *J. Biomech. Eng.* 132.5 (2010), pp. 1–9. ISSN: 01480731. DOI: 10.1115/1.4000964 (ver p. 13).
- [31] S. R. Ghodsi, V. Esfahanian, R. Shamsodini, S. M. Ghodsi e G. Ahmadi. “Blood flow vectoring control in aortic arch using full and partial clamps”. Em: *Comput. Biol. Med.* 43.9 (set. de 2013), pp. 1134–1141. ISSN: 00104825. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2013.05.016 (ver p. 13).
- [32] S. Numata, K. Itatani, K. Kanda, K. Doi, S. Yamazaki, K. Morimoto, K. Manabe, K. Ikemoto e H. Yaku. “Blood flow analysis of the aortic arch using computational fluid dynamics”. Em: *Eur. J. Cardio-thoracic Surg.* 49.6 (2016), pp. 1578–1585. ISSN: 1873734X. DOI: 10.1093/ejcts/ezv459 (ver p. 13).
- [33] M. Varshney, M. Haani Farooqi e A. Y. Usmani. “Quantifying hemodynamics within an aneurysm exposed to prolonged exercise levels”. Em: *Comput. Methods Programs Biomed.* 184 (fev. de 2020). ISSN: 18727565. DOI: 10.1016/j.cmpb.2019.105124 (ver p. 13).
- [34] *Endovascular Treatment of a Descending Thoracic Aortic Aneurysm | CTSNet*. URL: <https://www.ctsnet.org/article/endovascular-treatment-descending-thoracic-aortic-aneurysm> (acedido em 21/07/2021) (ver p. 14).
- [35] W. Ma, Y. Liang e C. Wang. “Assessment of wall stress distribution in thoracic ascending aortic aneurysm: Simulation, prediction, and prevention”. Em: *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 160.3 (2020), e101. ISSN: 1097685X. DOI: 10.1016/j.jtcvs.2020.04.178. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2020.04.178> (ver p. 13).

- [36] R. Campobasso, F. Condemi, M. Viallon, P. Croisille, S. Campisi e S. Avril. “Evaluation of Peak Wall Stress in an Ascending Thoracic Aortic Aneurysm Using FSI Simulations: Effects of Aortic Stiffness and Peripheral Resistance”. Em: *Cardiovasc. Eng. Technol.* 9.4 (2018), pp. 707–722. ISSN: 18694098. DOI: 10.1007/s13239-018-00385-z (ver p. 14).
- [37] H. H. Yeh, S. W. Rabkin e D. Grecov. “Hemodynamic assessments of the ascending thoracic aortic aneurysm using fluid-structure interaction approach”. Em: *Med. Biol. Eng. Comput.* 56.3 (2018), pp. 435–451. ISSN: 17410444. DOI: 10.1007/s11517-017-1693-z (ver pp. 14, 18, 42, 50, 51, 69).
- [38] H. E. Salman e H. C. Yalcin. “Computational Investigation of the Effect of Wall Thickness on Rupture Risk in Abdominal Aortic Aneurysms”. Em: *J. Appl. Fluid Mech.* 14.2 (2020), pp. 499–513. ISSN: 17353645. DOI: 10.47176/jafm.14.02.31727 (ver pp. 14, 42).
- [39] L. Lingli, Z. Fuxing, W. Rui e R. Shandas. “Real-time multi-component hemodynamic measurement in vascular aneurysms using Echo particle image velocimetry: Comparison of in vitro and computational results”. Em: *Proc. - IEEE Ultrason. Symp.* (2007), pp. 1097–1100. ISSN: 10510117. DOI: 10.1109/ULTSYM.2007.277 (ver p. 14).
- [40] S. S. Dhara, M. Hermsen, K. Khabaz, E. Abbott, T. A. Babrowski, R. Milner, C. J. Lee e L. Pocivavsek. “Gaussian Surface Curvature Mapping Indicating High Risk Type B Thoracic Aortic Dissections”. Em: *Ann. Vasc. Surg.* 70 (jan. de 2021), pp. 171–180. ISSN: 16155947. DOI: 10.1016/j.avsg.2020.08.096 (ver p. 14).
- [41] W. Y. Fu, X. L. Meng, Z. Y. Gu e A. K. Qiao. “Construction and analysis of human thoracic aorta based on CT images”. Em: *Beijing Gongye Daxue Xuebao/Journal Beijing Univ. Technol.* 37.5 (2011), pp. 788–793. ISSN: 02540037 (ver p. 15).
- [42] S. J. Mousavi, S. Farzaneh e S. Avril. “Computational predictions of damage propagation preceding dissection of ascending thoracic aortic aneurysms”. Em: July 2017 (2018), pp. 1–17. DOI: 10.1002/cnm.2944 (ver p. 15).
- [43] F. Mohand-Kaci, A. E. Ouni, J. Dai, E. Allaire e M. Zidi. “Stochastic modelling of wall stresses in abdominal aortic aneurysms treated by a gene therapy”. Em: *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 15.4 (2012), pp. 435–443. ISSN: 10255842. DOI: 10.1080/10255842.2010.540759 (ver p. 15).
- [44] S. J. Mousavi, S. Farzaneh e S. Avril. “Patient-specific predictions of aneurysm growth and remodeling in the ascending thoracic aorta using the homogenized constrained mixture model”. Em: *Biomech. Model. Mechanobiol.* 18.6 (dez. de 2019), pp. 1895–1913. ISSN: 16177940. DOI: 10.1007/s10237-019-01184-8. arXiv: 1912.07884 (ver p. 16).

- [45] A. Ghavamian, S. J. Mousavi e S. Avril. “Computational Study of Growth and Remodeling in Ascending Thoracic Aortic Aneurysms Considering Variations of Smooth Muscle Cell Basal Tone”. Em: *Front. Bioeng. Biotechnol.* 8 (nov. de 2020). ISSN: 22964185. DOI: 10.3389/fbioe.2020.587376 (ver pp. 16, 51).
- [46] G. Blatman e B. Sudret. “An adaptive algorithm to build up sparse polynomial chaos expansions for stochastic finite element analysis”. Em: *Probabilistic Eng. Mech.* 25.2 (abr. de 2010), pp. 183–197. ISSN: 02668920. DOI: 10.1016/j.probengmech.2009.10.003 (ver p. 16).
- [47] A. Boccadifuoco, A. Mariotti, S. Celi, N. Martini e M. V. Salvetti. “Uncertainty quantification in numerical simulations of the flow in thoracic aortic aneurysms”. Em: *ECCOMAS Congr. 2016 - Proc. 7th Eur. Congr. Comput. Methods Appl. Sci. Eng.* 3.June (2016), pp. 6226–6249. DOI: 10.7712/100016.2254.10164 (ver p. 16).
- [48] D. A. Vorp, B. J. Schiro, M. P. Ehrlich, T. S. Juvonen, M. A. Ergin e B. P. Griffith. “Effect of aneurysm on the tensile strength and biomechanical behavior of the ascending thoracic aorta”. Em: *Ann. Thorac. Surg.* 75.4 (abr. de 2003), pp. 1210–1214. ISSN: 00034975. DOI: 10.1016/S0003-4975(02)04711-2 (ver pp. 17, 50).
- [49] A. Wittek, K. Karatolios, P. Bihari, T. Schmitz-Rixen, R. Moosdorf, S. Vogt e C. Blase. “In vivo determination of elastic properties of the human aorta based on 4D ultrasound data”. Em: *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 27 (2013), pp. 167–183. ISSN: 17516161. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2013.03.014. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.03.014> (ver pp. 17, 50).
- [50] M. I. Friswell e J. E. Mottershead. *Finite Element Model Updating in Structural Dynamics*. Vol. 38. Solid Mechanics and its Applications. Dordrecht: Springer Netherlands, 1995. ISBN: 978-90-481-4535-5. DOI: 10.1007/978-94-015-8508-8. URL: <http://link.springer.com/10.1007/978-94-015-8508-8> (ver p. 17).
- [51] T. Yang, C. K. Chui, R. Q. Yu, J. Qin e S. K. Chang. “Quasi-linear viscoelastic modeling of arterial wall for surgical simulation”. Em: *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.* 6.6 (2011), pp. 829–838. ISSN: 18616429. DOI: 10.1007/s11548-011-0560-x (ver p. 17).
- [52] L. Horny, T. Adamek, E. Gultova, R. Zitny, J. Vesely, H. Chlup e S. Konvickova. “Correlations between age, prestrain, diameter and atherosclerosis in the male abdominal aorta”. Em: *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 4.8 (2011), pp. 2128–2132. ISSN: 17516161. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.07.011. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.07.011> (ver p. 17).
- [53] O. H. Ninomiya, J. A. Tavares Monteiro, M. D. L. Higuchi, P. Puech-Leão, N. De Luccia, M. L. Raghavan e E. S. Da Silva. “Biomechanical properties and microstructural analysis of the human nonaneurysmal aorta as a function of age, gender and location: An autopsy study”. Em: *J. Vasc. Res.* 52.4 (2016), pp. 257–264. ISSN: 14230135. DOI: 10.1159/000442979 (ver pp. 17, 50).

- [54] E. J. Courtial, L. Fanton, M. Orkisz, P. C. Douek, L. Huet e R. Fulchiron. “Hyper-Viscoelastic Behavior of Healthy Abdominal Aorta”. Em: *Irbm* 37.3 (2016), pp. 158–164. ISSN: 18760988. DOI: 10.1016/j.irbm.2016.03.007. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.irbm.2016.03.007> (ver pp. 17, 50).
- [55] K. Laksari, D. Shahmirzadi, C. J. Acosta e E. Konofagou. “Energy-based constitutive modelling of local material properties of canine aortas”. Em: *R. Soc. Open Sci.* 3.9 (2016), pp. 1–10. ISSN: 20545703. DOI: 10.1098/rsos.160365 (ver p. 17).
- [56] M. A. Zulliger e N. Stergiopoulos. “Structural strain energy function applied to the ageing of the human aorta”. Em: *J. Biomech.* 40.14 (2007), pp. 3061–3069. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.011 (ver p. 17).
- [57] B. Spronck, M. H. Heusinkveld, W. P. Donders, A. G. De Lepper, J. O. Roodt, A. A. Kroon, T. Delhaas e K. D. Reesink. “A constitutive modeling interpretation of the relationship among carotid artery stiffness, blood pressure, and age in hypertensive subjects”. Em: *Am. J. Physiol. - Hear. Circ. Physiol.* 308.6 (2015), H568–H582. ISSN: 15221539. DOI: 10.1152/ajpheart.00290.2014 (ver pp. 17, 42).
- [58] S. Pasta, J. A. Phillippi, A. Tsamis, A. D’Amore, G. M. Raffa, M. Pilato, C. Scardulla, S. C. Watkins, W. R. Wagner, T. G. Gleason e D. A. Vorp. *Constitutive modeling of ascending thoracic aortic aneurysms using microstructural parameters*. 2016. DOI: 10.1016/j.medengphy.2015.11.001 (ver p. 17).
- [59] A. N. Azadani, S. Chitsaz, A. Mannion, A. Mookhoek, A. Wisneski, J. M. Guccione, M. D. Hope, L. Ge e E. E. Tseng. “Biomechanical properties of human ascending thoracic aortic aneurysms”. Em: *Ann. Thorac. Surg.* 96.1 (2013), pp. 50–58. ISSN: 00034975. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2013.03.094. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.athoracsur.2013.03.094> (ver pp. 17, 50).
- [60] A. Font, N. K. Jha, H. Dehghani, J. Reinoso e J. Merodio. “Modelling of residually stressed, extended and inflated cylinders with application to aneurysms”. Em: *Mech. Res. Commun.* 111 (jan. de 2021). ISSN: 00936413. DOI: 10.1016/j.mechrescom.2020.103643 (ver p. 18).
- [61] M. Alreshidan, N. Shahmansouri, J. Chung, V. Lash, A. Emmott, R. L. Leask e K. Lachapelle. “Obtaining the biomechanical behavior of ascending aortic aneurysm via the use of novel speckle tracking echocardiography”. Em: *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* Vol. 153. 4. Mosby Inc., abr. de 2017, pp. 781–788. DOI: 10.1016/j.jtcvs.2016.11.056 (ver pp. 18, 50).
- [62] J. Biehler, S. Kehl, M. W. Gee, F. Schmies, J. Pelisek, A. Maier, C. Reeps, H. H. Eckstein e W. A. Wall. “Probabilistic noninvasive prediction of wall properties of abdominal aortic aneurysms using Bayesian regression”. Em: *Biomech. Model. Mechanobiol.* 16.1 (2017), pp. 45–61. ISSN: 16177940. DOI: 10.1007/s10237-016-0801-6 (ver p. 18).

- [63] G. R. Joldes, K. Miller, A. Wittek e B. Doyle. “A simple, effective and clinically applicable method to compute abdominal aortic aneurysm wall stress”. Em: *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 58 (mai. de 2016), pp. 139–148. ISSN: 18780180. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.07.029 (ver pp. 18, 50).
- [64] J. M. Ruddy, J. A. Jones, F. G. Spinale e J. S. Ikonomidis. “Regional heterogeneity within the aorta: Relevance to aneurysm disease”. Em: *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 136.5 (nov. de 2008), pp. 1123–1130. ISSN: 00225223. DOI: 10.1016/j.jtcvs.2008.06.027 (ver pp. 18, 74).
- [65] Z. Wang, N. Flores, M. Lum, A. D. Wisneski, Y. Xuan, J. Inman, M. D. Hope, D. A. Saloner, J. M. Guccione, L. Ge e E. E. Tseng. “Wall stress analyses in patients with 5 cm versus <5 cm ascending thoracic aortic aneurysm”. Em: *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* (2020). ISSN: 1097685X. DOI: 10.1016/j.jtcvs.2020.02.046. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2020.02.046> (ver p. 18).
- [66] J. D. Humphrey. *Mechanics of the arterial wall: Review and directions.* 1995. DOI: 10.1615/critrevbiomedeng.v23.i1-2.10 (ver pp. 18, 43).
- [67] Y. C. Fung, K. Fronek e P. Patitucci. “Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression”. Em: *Am. J. Physiol. - Hear. Circ. Physiol.* 6.5 (1979). ISSN: 03636135. DOI: 10.1152/ajpheart.1979.237.5.h620 (ver pp. 18, 43, 49).
- [68] G. A. Holzapfel e R. W. Ogden. “Constitutive modelling of arteries”. Em: *Proc. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.* 466.2118 (2010), pp. 1551–1597. ISSN: 14712946. DOI: 10.1098/rspa.2010.0058 (ver pp. 18, 43, 48, 49).
- [69] T. C. Gasser, R. W. Ogden e G. A. Holzapfel. “Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations”. Em: *J. R. Soc. Interface* 3.6 (2006), pp. 15–35. ISSN: 17425662. DOI: 10.1098/rsif.2005.0073 (ver pp. 18, 42, 43, 47–49).
- [70] G. A. Holzapfel, T. C. Gasser e R. W. Ogden. “A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models”. Em: *J. Elast.* 61.1-3 (2000), pp. 1–48. ISSN: 03743535. DOI: 10.1023/A:1010835316564 (ver pp. 18, 43, 47–49).
- [71] S. de Gelidi e A. Bucchi. “Comparative finite element modelling of aneurysm formation and physiologic inflation in the descending aorta”. Em: *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 22.15 (2019), pp. 1197–1208. ISSN: 14768259. DOI: 10.1080/10255842.2019.1650036. URL: <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1650036> (ver pp. 18, 50).
- [72] Y. Wang e G. J. Gerling. “Automatic finite element implementation of hyperelastic material with a double numerical differentiation algorithm”. Em: (2016), pp. 1–19. arXiv: 1606.04987. URL: <http://arxiv.org/abs/1606.04987> (ver pp. 18, 50, 51).

- [73] J. H. Kim, S. Avril, A. Duprey e J. P. Favre. “Experimental characterization of rupture in human aortic aneurysms using a full-field measurement technique”. Em: *Biomech. Model. Mechanobiol.* 11.6 (2012), pp. 841–853. ISSN: 16177959. DOI: 10.1007/s10237-011-0356-5 (ver pp. 18, 50, 51, 69, 73).
- [74] B. Pierre, A. Stéphane, L. Susan, S. Michael, H. Engineering, M. D. Saint, F. Saint, E. France, S. Carolina, D. Zhu e F. Barthelat. “Mechanical identification of hyperelastic anisotropic properties of mouse carotid arteries”. Em: *Exp. Mech.* 2.c (2011), pp. 11–18. ISSN: 21915644. DOI: 10.1007/978-1-4614-0219-0. URL: [http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-1-4614-0219-0](http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-1-4614-0219-0%7B%5C%7D5Cnhttp://link.springer.com/10.1007/978-1-4614-0219-0) (ver pp. 18, 50, 51).
- [75] J. F. Rodríguez, C. Ruiz, M. Doblaré e G. A. Holzapfel. “Mechanical stresses in abdominal aortic aneurysms: Influence of diameter, asymmetry, and material anisotropy”. Em: *J. Biomech. Eng.* 130.2 (2008), pp. 1–10. ISSN: 01480731. DOI: 10.1115/1.2898830 (ver pp. 18, 50).
- [76] J. Rodríguez e J. Merodio. “A new derivation of the bifurcation conditions of inflated cylindrical membranes of elastic material under axial loading. Application to aneurysm formation”. Em: *Mech. Res. Commun.* 38.3 (2011), pp. 203–210. ISSN: 00936413. DOI: 10.1016/j.mechrescom.2011.02.004 (ver pp. 18, 50).
- [77] W. Sun e M. S. Sacks. “Finite element implementation of a generalized Fung-elastic constitutive model for planar soft tissues”. Em: *Biomech. Model. Mechanobiol.* 4.2-3 (2005), pp. 190–199. ISSN: 16177959. DOI: 10.1007/s10237-005-0075-x (ver pp. 18, 50).
- [78] B. Ma, J. Lu, R. E. Harbaugh e M. L. Raghavan. “Nonlinear anisotropic stress analysis of anatomically realistic cerebral aneurysms”. Em: *J. Biomech. Eng.* 129.1 (2007), pp. 88–96. ISSN: 01480731. DOI: 10.1115/1.2401187 (ver pp. 18, 42, 50).
- [79] S. Avril, P. Badel e A. Duprey. “Anisotropic and hyperelastic identification of in vitro human arteries from full-field optical measurements”. Em: *J. Biomech.* 43.15 (2010), pp. 2978–2985. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.07.004 (ver pp. 18, 50, 51).
- [80] A. Y. Lee, A. Sanyal, Y. Xiao, R. Shadfan e H. C. Han. “Mechanical instability of normal and aneurysmal arteries”. Em: *J. Biomech.* 47.16 (2014), pp. 3868–3875. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.010. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.010> (ver pp. 18, 50).
- [81] *3D Slicer - Segment Editor Documentation*. URL: https://slicer.readthedocs.io/en/latest/developer%7B%5C_%7Dguide/modules/segmenteditor.html (ver p. 24).
- [82] D. Montgomery. *Design and Analysis of Experiments*. 6th Editio. John Wiley & Sons, 2005 (ver p. 25).

- [83] Q.-Y. Zhou, J. Park e V. Koltun. “Open3D: A Modern Library for 3D Data Processing”. Em: *arXiv:1801.09847* (2018) (ver p. 27).
- [84] C. C. Spyrakos. *Finite element modeling in engineering practice: includes examples with Algor*. 1995. DOI: 10.5860/choice.32-5683 (ver p. 34).
- [85] H. H. Michael Kazhdan, Matthew Bolitho. “Poisson Surface Reconstruction”. Em: *Eurographics Symp. Geom. Process.* (2006) (ver pp. 35, 38, 39).
- [86] H. R. Fausto Bernardini, Joshua Mittleman e C. Silva. “The Ball-Pivoting Algorithm for Surface Reconstruction”. Em: *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.* 31.6 (2004), pp. 572–577. ISSN: 03794172 (ver pp. 36, 38).
- [87] M. Kazhdan e H. Hoppe. “Screened poisson surface reconstruction”. Em: *ACM Trans. Graph.* 32.3 (2013), pp. 1–13. ISSN: 07300301. DOI: 10.1145/2487228.2487237 (ver p. 39).
- [88] P. Alliez, D. Cohen-Steiner, Y. Tong e M. Desbrun. “Voronoi-based Variational Reconstruction of Unoriented Point Sets”. Em: *Symp. Geom. Process.* 67.5 (2007), pp. 39–48. ISSN: 15240703. DOI: 10.2312/SGP/SGP07/039-048 (ver p. 39).
- [89] F. Calakli e G. Taubin. “SSD: Smooth signed distance surface reconstruction”. Em: *Comput. Graph. Forum* 30.7 (2011), pp. 1993–2002. ISSN: 14678659. DOI: 10.1111/j.1467-8659.2011.02058.x (ver p. 39).
- [90] M. Berger, J. Levine, L. G. Nonato, G. Taubin e C. Silva. “An End-to-End Framework for Evaluating Surface Reconstruction”. Em: (2011), pp. 1–18 (ver p. 39).
- [91] J. Manson, G. Petrova e S. Schaefer. “Streaming surface reconstruction using wavelets”. Em: *Eurographics Symp. Geom. Process.* 27.5 (2008), pp. 1411–1420. ISSN: 17278384 (ver p. 39).
- [92] J. Digne, J. M. Morel, C. M. Souza e C. Lartigue. “Scale space meshing of raw data point sets”. Em: *Eurographics Symp. Geom. Process.* 30.6 (2011), pp. 1630–1642. ISSN: 17278384. DOI: 10.1111/j.1467-8659.2011.01848.x (ver p. 39).
- [93] B. Curless e M. Levoy. “A voCurless, B., & Levoy, M. (1996). A volumetric method for building complex models from range images. Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques - SIGGRAPH '96, 303–312. doi:10.1145/237170.237269lometric me”. Em: *Proc. 23rd Annu. Conf. Comput. Graph. Interact. Tech. - SIGGRAPH '96* (1996), pp. 303–312. URL: <http://www-graphics.stanford.edu> (ver p. 39).
- [94] I. Abaqus. “ABAQUS standard user assistance”. Em: *Dassault Systèmes* (2021). URL: <http://help.3ds.com> (ver pp. 42, 49, 51, 67).

- [95] O. Trabelsi, F. M. Davis, J. F. Rodriguez-Matas, A. Duprey e S. Avril. "Patient specific stress and rupture analysis of ascending thoracic aneurysms". Em: *J. Biomech.* 48.10 (2015), pp. 1836–1843. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.04.035. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.035> (ver pp. 42, 51).
- [96] F. Riveros, S. Chandra, E. A. Finol, T. C. Gasser e J. F. Rodriguez. "A pull-back algorithm to determine the unloaded vascular geometry in anisotropic hyperelastic AAA passive mechanics". Em: *Ann. Biomed. Eng.* 41.4 (2013), pp. 694–708. ISSN: 00906964. DOI: 10.1007/s10439-012-0712-3 (ver p. 42).
- [97] S. Roccabianca, C. A. Figueroa, G. Tellides e J. D. Humphrey. "Quantification of regional differences in aortic stiffness in the aging human". Em: *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 29 (2014), pp. 618–634. ISSN: 17516161. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2013.01.026. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.026> (ver pp. 42, 74).
- [98] A. Grytsan, P. N. Watton e G. A. Holzapfel. "A Thick-Walled Fluid-Solid-Growth Model of Abdominal Aortic Aneurysm Evolution: Application to a Patient-Specific Geometry". Em: *J. Biomech. Eng.* 137.3 (2015). ISSN: 15288951. DOI: 10.1115/1.4029279 (ver p. 42).
- [99] Y. Chen, G. Canton, W. S. Kerwin e B. Chiu. "Modeling hemodynamic forces in carotid artery based on local geometric features". Em: *Med. Biol. Eng. Comput.* 54.9 (2016), pp. 1437–1452. ISSN: 17410444. DOI: 10.1007/s11517-015-1417-1 (ver p. 42).
- [100] C. M. García-Herrera, D. J. Celentano e M. A. Cruchaga. "Bending and pressurisation test of the human aortic arch: Experiments, modelling and simulation of a patient-specific case". Em: *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 16.8 (2013), pp. 830–839. ISSN: 10255842. DOI: 10.1080/10255842.2011.641123 (ver pp. 42, 51).
- [101] C. M. García-Herrera, D. J. Celentano e E. A. Herrera. "Modelling and numerical simulation of the in vivo mechanical response of the ascending aortic aneurysm in Marfan syndrome". Em: *Med. Biol. Eng. Comput.* 55.3 (2017), pp. 419–428. ISSN: 17410444. DOI: 10.1007/s11517-016-1524-7 (ver p. 42).
- [102] D. P. Sokolis, E. P. Kritharis e D. C. Iliopoulos. "Effect of layer heterogeneity on the biomechanical properties of ascending thoracic aortic aneurysms". Em: *Med. Biol. Eng. Comput.* 50.12 (2012), pp. 1227–1237. ISSN: 01400118. DOI: 10.1007/s11517-012-0949-x (ver pp. 42, 50).
- [103] J. D. Humphrey. "An evaluation of pseudoelastic descriptors used in arterial mechanics". Em: *J. Biomech. Eng.* 121.2 (1999), pp. 259–262. ISSN: 15288951. DOI: 10.1115/1.2835113 (ver p. 43).

- [104] G. A. Holzapfel e R. W. Ogden. *Biomechanical Modelling at the Molecular, Cellular and Tissue Levels*. 1. 2014, pp. 1–5. ISBN: 9780874216561. arXiv: arXiv:1011.1669v3 (ver p. 43).
- [105] A. J. Spencer. “Constitutive Theory for Strongly Anisotropic Solids.” Em: *Courses Lect. - Int. Cent. Mech. Sci.* 282 (1984), pp. 1–32. ISSN: 02541971. DOI: 10.1007/978-3-7091-4336-0_1 (ver pp. 43, 45).
- [106] M. Latorre e F. J. Montáns. “On the tension-compression switch of the Gasser-Ogden-Holzapfel model: Analysis and a new pre-integrated proposal”. Em: *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 57 (2016), pp. 175–189. ISSN: 18780180. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.018. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.11.018> (ver pp. 47, 50).
- [107] T. Shearer. “A new strain energy function for the hyperelastic modelling of ligaments and tendons based on fascicle microstructure”. Em: *J. Biomech.* 48.2 (2015), pp. 290–297. ISSN: 18732380. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.11.031. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.031> (ver pp. 47, 50).
- [108] A. Schiavone e L. G. Zhao. “A study of balloon type, system constraint and artery constitutive model used in finite element simulation of stent deployment”. Em: *Mech. Adv. Mater. Mod. Process.* 1.1 (2015). ISSN: 2198-7874. DOI: 10.1186/s40759-014-0002-x (ver pp. 47, 50).
- [109] D. Li e A. M. Robertson. “A structural multi-mechanism constitutive equation for cerebral arterial tissue”. Em: *Int. J. Solids Struct.* 46.14-15 (2009), pp. 2920–2928. ISSN: 00207683. DOI: 10.1016/j.ijsolstr.2009.03.017. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2009.03.017> (ver p. 48).
- [110] F. M. Davis, Y. Luo, S. Avril, A. Duprey e J. Lu. “Local mechanical properties of human ascending thoracic aneurysms”. Em: *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 61 (2016), pp. 235–249. ISSN: 18780180. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.03.025. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.03.025> (ver pp. 50, 69, 73).
- [111] J. Stålhand. “Determination of human arterial wall parameters from clinical data”. Em: *Biomech. Model. Mechanobiol.* 8.2 (2009), pp. 141–148. ISSN: 16177959. DOI: 10.1007/s10237-008-0124-3 (ver p. 50).
- [112] J. H. Kim, P. Badel, A. Duprey, J. P. Favre e S. Avril. “Characterisation of failure in human aortic tissue using digital image correlation”. Em: *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 14.SUPPL.1 (2011), pp. 73–74. ISSN: 10255842. DOI: 10.1080/10255842.2011.592368 (ver p. 50).
- [113] S. J. Mousavi e S. Avril. “Patient-specific stress analyses in the ascending thoracic aorta using a finite-element implementation of the constrained mixture theory”. Em: *Biomech. Model. Mechanobiol.* 16.5 (2017), pp. 1765–1777. ISSN: 16177940. DOI: 10.1007/s10237-017-0918-2 (ver pp. 50, 69).

- [114] R. J. Okamoto, J. E. Wagenseil, W. R. Delong, S. J. Peterson, N. T. Kouchoukos e T. M. Sundt Iii. “Mechanical Properties of Dilated Human Ascending Aorta”. Em: (2002). DOI: 10.1114/1.1484220 (ver p. 50).
- [115] K. Khanafer, A. Duprey, M. Zainal, M. Schlicht, D. Williams e R. Berguer. “Determination of the elastic modulus of ascending thoracic aortic aneurysm at different ranges of pressure using uniaxial tensile testing”. Em: *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 142.3 (2011), pp. 682–686. ISSN: 1097685X. DOI: 10.1016/j.jtcvs.2010.09.068. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jtcvs.2010.09.068> (ver p. 50).
- [116] H. Demiray. “A note on the elasticity of soft biological tissues”. Em: *J. Biomech.* 5.3 (1972), pp. 309–311. ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(72)90047-4 (ver p. 51).
- [117] D. Afkari e F. Gabaldón. “Fluid-solid interaction in arteries incorporating the autoregulation concept in boundary conditions”. Em: *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 19.9 (2015), pp. 985–1001. ISSN: 14768259. DOI: 10.1080/10255842.2015.1085026. URL: <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2015.1085026> (ver p. 51).
- [118] A. A. Alhayani, J. A. Giraldo, J. Rodríguez e J. Merodio. “Computational modelling of bulging of inflated cylindrical shells applicable to aneurysm formation and propagation in arterial wall tissue”. Em: *Finite Elem. Anal. Des.* 73 (2013), pp. 20–29. ISSN: 0168874X. DOI: 10.1016/j.finel.2013.05.001. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.finel.2013.05.001> (ver p. 51).
- [119] T. M. McGloughlin. *Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials.* 2011, pp. 1–24, 41–67. ISBN: 9783642180941 (ver pp. 52, 72).
- [120] F. M. Davis, Y. Luo, S. Avril, A. Duprey e J. Lu. “Pointwise characterization of the elastic properties of planar soft tissues: application to ascending thoracic aneurysms”. Em: *Biomech. Model. Mechanobiol.* 14.5 (2015), pp. 967–978. ISSN: 16177940. DOI: 10.1007/s10237-014-0646-9. URL: <http://dx.doi.org/10.1007/s10237-014-0646-9> (ver p. 72).
- [121] J. Concannon, P. Dockery, A. Black, S. Sultan, N. Hynes, P. E. McHugh, K. M. Moerman e J. P. McGarry. “Quantification of the regional bioarchitecture in the human aorta”. Em: *J. Anat.* 236.1 (2020), pp. 142–155. ISSN: 14697580. DOI: 10.1111/joa.13076 (ver p. 74).



APENDICE 1 - CÓDIGO EM PYTHON DO PROCESSO DE CRIAÇÃO DO MODELO NO ABAQUS

Listagem A.1: Código em python obtido para criação da geometria de uma viga de perfil retangular 50x100 com 1000 de comprimento

```
1 from abaqus import *
2 from abaqusConstants import *
3 import __main__
4
5 def Criacao_Modelo():
6     import section
7     import regionToolset
8     import displayGroupMdbToolset as dgm
9     import part
10    import material
11    import assembly
12    import step
13    import interaction
14    import load
15    import mesh
16    import optimization
17    import job
18    import sketch
19    import visualization
20    import xyPlot
21    import displayGroupOdbToolset as dgo
22    import connectorBehavior
23    session.viewports['Viewport: 1'].partDisplay.setValues(sectionAssignments=
ON,
24        engineeringFeatures=ON)
25    session.viewports['Viewport: 1'].partDisplay.geometryOptions.setValues(
```

APÊNDICE A. APENDICE 1 - CÓDIGO EM PYTHON DO PROCESSO DE CRIAÇÃO DO MODELO NO ABAQUS

```
26     referenceRepresentation=OFF)
27     mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].Material(name='Aorta HGO')
28     mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].materials['Aorta HGO'].Hyperelastic(
29         materialType=ANISOTROPIC, anisotropicType=HOLZAPFEL, localDirections
30         =1,
31         table=((0.0764, 1.0, 0.1768, 3813.8, 0.216), ))
32     mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].HomogeneousShellSection(
33         name='Parede aorta', preIntegrate=OFF, material='Aorta HGO',
34         thicknessType=UNIFORM, thickness=2.0, thicknessField='',
35         nodalThicknessField='', idealization=NO_IDEALIZATION,
36         poissonDefinition=DEFAULT, thicknessModulus=None, temperature=GRADIENT
37         ,
38         useDensity=OFF, integrationRule=SIMPSON, numIntPts=5)
39     p = mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].parts['PART-1']
40     e = p.elements
41     elements = e.getSequenceFromMask(mask=('#1' * e.elements.count()), )
42     region = p.Set(elements=elements, name='aorta')
43     p = mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].parts['PART-1']
44     p.SectionAssignment(region=region, sectionName='Parede aorta', offset=0.0,
45         offsetType=MIDDLE_SURFACE, offsetField='',
46         thicknessAssignment=FROM_SECTION)
47     session.viewports['Viewport: 1'].view.setValues(nearPlane=173.299,
48         farPlane=330.045, width=175.698, height=71.8885, viewOffsetX=0.126248,
49         viewOffsetY=-1.28373)
50     p = mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].parts['PART-1']
51     e = p.elements
52     elements = e.getSequenceFromMask(mask=('#1' * e.elements.count()), )
53     region = regionToolset.Region(elements=elements)
54     orientation=None
55     mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].parts['PART-1'].MaterialOrientation(
56         region=region, orientationType=GLOBAL, axis=AXIS_1,
57         additionalRotationType=ROTATION_NONE, localCsys=None, fieldName='')
58     a = mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].rootAssembly
59     a.regenerate()
60     session.viewports['Viewport: 1'].setValues(displayedObject=a)
61     session.viewports['Viewport: 1'].assemblyDisplay.setValues(
62         optimizationTasks=OFF, geometricRestrictions=OFF, stopConditions=OFF)
63     a = mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].rootAssembly
64     p = mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].parts['PART-1']
65     a.Instance(name='PART-1-2', part=p, dependent=ON)
66     session.viewports['Viewport: 1'].assemblyDisplay.setValues(
67         adaptiveMeshConstraints=ON)
68     mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].StaticStep(name='Carregamento',
69         previous='Initial', description='Etapa de carregamento',
70         maxNumInc=10000, minInc=1e-12, nlgeom=ON)
71     session.viewports['Viewport: 1'].assemblyDisplay.setValues(step='
Carregamento')
72     session.viewports['Viewport: 1'].assemblyDisplay.setValues(step='Initial')
73     session.viewports['Viewport: 1'].assemblyDisplay.setValues(loads=ON, bcs=
ON,
```

```

72     predefinedFields=ON, connectors=ON, adaptiveMeshConstraints=OFF)
73 a = mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].rootAssembly
74 n1 = a.instances['PART-1-1'].nodes
75 nodes1 = n1.getSequenceFromMask(mask=(
76     '[#301800 #e001 #300000 #6000 #0 #30 #c2',
77     ' #0 #3c000 #e000000 #0 #8 #60000 #0',
78     ' #4 #1c00000 #0 #4000 #0 #200 #c000',
79     ' #80 #7f00 #1c0 #e0 #1c00000 #0 #4',
80     ' #b00 #f8000 #180000 #18000 #60000c0 #81801c00 #1c ]', ), )
81 n2 = a.instances['PART-1-2'].nodes
82 nodes2 = n2.getSequenceFromMask(mask=(
83     '[#301840 #e001 #300000 #6000 #40 #30 #c2',
84     ' #400 #3c000 #e000000 #0 #8 #60000 #0',
85     ' #4 #1c00000 #0 #4000 #0 #200 #e000',
86     ' #180 #7f00 #1c0 #1e0 #1c00000 #0 #4',
87     ' #f00 #f8000 #180000 #18000 #60000c0 #81801c00 #1c ]', ), )
88 region = a.Set(nodes=nodes1+nodes2, name='elementos com CFs')
89 mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].EncastreBC(name='CFs',
90     createStepName='Initial', region=region, localCsys=None)
91 session.viewports['Viewport: 1'].view.setValues(nearPlane=355.59,
92     farPlane=614.635, width=146.556, height=59.9648, viewOffsetX=52.0298,
93     viewOffsetY=-23.8985)
94 session.viewports['Viewport: 1'].assemblyDisplay.setValues(step='
Carregamento')
95 a = mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].rootAssembly
96 s1 = a.instances['PART-1-1'].elements
97 side2Elements1 = s1.getSequenceFromMask(mask=('[#ffffffff:65 #1ffffff ]', )
, )
98 s2 = a.instances['PART-1-2'].elements
99 side2Elements2 = s2.getSequenceFromMask(mask=('[#ffffffff:65 #1ffffff ]', )
, )
100 region = a.Surface(side2Elements=side2Elements1+side2Elements2,
101     name='Superficie aorta')
102 mdb.models['Aorta_simp_1300_05-10'].Pressure(name='Load-1',
103     createStepName='Carregamento', region=region, distributionType=UNIFORM
,
104     field='', magnitude=0.016, amplitude=UNSET)
105 session.viewports['Viewport: 1'].assemblyDisplay.setValues(loads=OFF, bcs=
OFF,
106     predefinedFields=OFF, connectors=OFF, adaptiveMeshConstraints=ON)
107 session.viewports['Viewport: 1'].assemblyDisplay.setValues(
108     adaptiveMeshConstraints=OFF)
109 mdb.Job(name='Job-1', model='Aorta_simp_1300_05-10', description='',
110     type=ANALYSIS, atTime=None, waitMinutes=0, waitHours=0, queue=None,
111     memory=90, memoryUnits=PERCENTAGE, getMemoryFromAnalysis=True,
112     explicitPrecision=SINGLE, nodalOutputPrecision=SINGLE, echoPrint=OFF,
113     modelPrint=OFF, contactPrint=OFF, historyPrint=OFF, userSubroutine='',
114     scratch='', resultsFormat=ODB, multiprocessingMode=DEFAULT, numCpus=1,
115     numGPUs=0)

```

ANEXO 1 - FORMATOS DE FICHEIROS DOS SOFTWARES

Neste anexo estão as listas completas de todos os formatos possíveis de utilização nos programas presentes no capítulo 1.2.

I.1 3D Slicer

O slicer consegue ler e exportar:

- Imagens em formato:
 - DICOM (.dcm, ou qualquer outro);
 - NRRD (.nrrd, .nhdr, .seq.nrrd);
 - MetalImage (.mha, .mhd);
 - VTK (.vtk);
 - Analyze (.hdr, .img, .img.gz);
 - Nifti (.nii, .nii.gz);
 - Tagged Image file format (.tif, .tiff);
 - PNG (.png);
 - JPEG (.jpg, .jpeg);
 - Windows bitmap (.bmp);
 - BioRad (.pic);
 - Brains2 (.mask);
 - GIPL (.gipl, .gipl.gz);

- LSM (.lsm);
 - Stimulate (.spr);
 - MGH-NMR (.mgz);
 - MRC Electron Density (.mrc);
 - Vista cone beam optical scanner volume (.vff);
 - DOSXYZnrc 3D dose (.3ddose);
 - GE Kretz 3D ultrasound (.vol, .v01);
 - RAW volume (.raw);
 - Samsung 3D ultrasound (.mvl);
 - Compressed video (.mkv, .webm);
 - IGSI sequence metafile (.igs.mha, .igs.mhd, .igs.nrrd, .seq.mha, .seq.mhd, .mha, .mhd, .mkv, .webm);
 - PLUS toolkit configuration file (.plus.xml);
- Modelos em formato:
 - VTK Polygonal Data (.vtk, .vtp);
 - VTK Unstructured Grid Data (.vtk, .vtu);
 - STereoLithography (.stl);
 - Wavefront OBJ (.obj);
 - Stanford Triangle Format (.ply);
 - BYU (.byu, .g; só de leitura);
 - UCD (.ucd; só de leitura);
 - ITK meta (.meta; só de leitura);
 - Freesurfer surfaces (.orig, .inflated, .sphere, .white, .smoothwm, .pial; só de leitura);
- Segmentações em formato:
 - Segmentation labelmap representation (.seg.nrrd, .nrrd, .seg.nhdr, .nhdr, .nii, .nii.gz, .hdr);
 - Segmentation closed surface representation (.vtm);
 - Labelmap volume (.nrrd, .nhdr, .nii, .nii.gz, .hdr);
 - Closed surface (.stl, .obj);
 - GL Transmission Format (.glTF);
- *Transforms* e formato:

- ITK HDF transform (.h5);
- ITK TXT transform (.tfm, .txt);
- Matlab MAT file (.mat);
- Displacement field (.nrrd, .nhdr, .mha, .mhd, .nii, .nii.gz);
- Pinnacle DVF (.dvh);
- *Markups* em formato:
 - Markups JSON (.mkp.json);
 - Markups CSV (.fcsv);
 - Annotation CSV (.acsv);
- *Scenes* em formato:
 - MRML (Medical Reality Markup Language File) (.mrml);
 - MRB (Medical Reality Bundle) (.mrb, .zip);
 - Data collections in XNAT Catalog format (.xcat; só de leitura);
 - Data collections in XNAT Archive format (.xar; só de leitura);
- Outros formatos:
 - texto (txt., .xml., .json);
 - tabelas (.csv, .tsv);
 - propriedades de *rendering* (.vp, .sp);
 - terminologias (.term.json, .json);
 - sequências de nós (.seq.mrb);

I.2 Blender

O Blender suporta: Como input:

- Collada (Default) (.dae);
- Alembic (.abc);
- Motion Capture (.bvh);
- Scalable Vector Graphics (.svg);
- Stanford (.ply);
- Stl (.stl);

- FBK (.fbx);
- glTF 2.0 (.glb/.gltf);
- Wavefront (.obj);
- X3D Extensible 3D (.x3d/.wrl);

Como output:

- Collada (Default) (.dae);
- Alembic (.abc);
- Universal Scene Description (.usd, .usdc, .usda);
- Motion Capture (.bvh);
- Stanford (.ply);
- Stl (.stl);
- FBK (.fbx);
- glTF 2.0 (.glb/.gltf);
- Wavefront (.obj);
- X3D Extensible 3D (.x3d/.wrl);

I.3 Python - pacote open3d

Input e Output:

- xyz (.xyz, .xyzn, .xyzrgb);
- Points (.pts);
- Polygon File Format (.ply);
- Point Cloud Data (.pcd)

I.4 MeshLab

O MeshLab processa vários tipos de ficheiros: Input:

- Eisen Script File (.es);
- 3D-Studia File Formar (.3ds);

- Stanford Polygon File Format (.ply);
- STL File Format (.stl);
- Alias Wavefron Object (.obj);
- Quad Object (.qobj);
- Object File Format (.off);
- PTX File Format (.ptx);
- VCG Dump File Format (.vmi);
- FBX Autodesk Interchange Format (.fbx);
- Breuckmann File FOrmat (.bre);
- Collada File Format (.dae);
- OpenCTM compressed format (.ctm);
- Expe's point set (binary) (.pts);
- Expe's point set (ascii) (.apts);
- XYZ Point Cloud (with or without normal) (.xyz);
- Protein Data Bank (.pdb);
- TRI (photogrammetric reconstructions) (.tri);
- ASC (ascii triplets of point) (.asc);
- TXT (Generic ASCII point list) (.txt);
- X3D File Format - XML encoding (.x3d);
- X3D File Format - VRML encoding (.x3dv);
- VRML 2.0 File Format (.wrl).

Output:

- Stanford Polygon File Format (.ply);
- STL File Format (.stl);
- Alias Wavefron Object (.obj);
- Object File Format (.off);
- VRML File Format (.wrl);

- DXF File Format (.dxf);
- Collada File Format (.dae);
- OpenCTM compressed format (.ctm);
- XYZ Point Cloud (with or without normal) (.xyz);
- JavaScript JSON (.json);
- U3D File Format (.u3d);
- IDTF File Format (.idtf);
- X3D File Format (.x3d).

I.5 SolidWorks

O SolidWorks processa os seguintes tipos de ficheiros:

Input:

- SOLIDWORKS Files (.sldprt, .sldasm, .slddrw);
- SOLIDWORKS Analysis Library (.sldalprt, .sldalasm);
- SOLIDWORKS Assembly (.asm, .sldasm);
- SOLIDWORKS Drawing (.drw, .slddrw);
- SOLIDWORKS Part (.prt, .sldprt);
- SOLIDWORKS SLDXML (.sldxml);
- 3D Manufacturing Format (.3mf);
- ACIS (.sat);
- Adobe Illustrator Files (.ai);
- Adobe Photoshop Files (.psd);
- Autodesk AutoCAD Files (.dwg, .dxf);
- Autodesk Inventor Files (.ipt, .iam);
- CADKEY (.prt, .ckd);
- CATIA Graphics (.cgr);
- CATIA V5 (.catpart, .catproduct);

- IDF (.emn, .brd, .bdf, .idb);
- IFC 2x3 (.ifc);
- IGES (.igx; .iges);
- JT (.jt);
- Lib Feat Part (.lfp, .sldlfp);
- Mesh Files (.stl, .obj, .off, .ply, .ply2);
- Parasolid (.x_t, .x_b, .xmt_txt, .xmt_bin);
- PTC Crea Files (.prt, .xpr, .asm, .xas);
- Rhino (.3dm);
- Solid Edge Files (.par, .psm, .asm);
- STEP AP203/214/242 (.step, .stp);
- Template (.prtdot, .asmdot, .drwdot);
- Unigraphics/NX (.prt);
- VDAFS (.vda);
- VRML (.wrl).

Output (part):

- SOLIWORKS Composer (.smg);
- SOLIDWORKS Part (.prt, .sldprt);
- 3D Manufacturing Format (.3mf);
- 3D XML (.3dxml);
- ACIS (.sat);
- Additive Manufacturing File (.amf);
- Adobe Illustrator Files (.ai);
- Adobe Photoshop Files (.psd);
- Adobe Portable Document Format (.pdf);
- CATIA Graphics (.cgr);
- Dwg (.dwg);

- Dxf (.dxf);
- eDrawings (.eprt);
- Form Tool (.sldftp);
- HCG (.hch);
- HOOPS HSF (.hsf);
- IFC 2x3 (.ifc);
- IFC 4 (.ifc);
- IGES (.igs);
- JPEG (.jpg);
- Lib Feat Part (.sldlfp);
- Microsoft XAML (.xaml);
- Parasolid (.x_t, .x_b);
- Part Templates (.prtdot);
- Polygon File Format (.ply);
- Portable Network Graphics (.png);
- ProE/Creo Part (.prt);
- SOLIDWORKS Analysis Library (.sldalprt);
- STEP AP203 (.step, .stp);
- STEP AP214 (.step, .spt);
- STL (.stl);
- Tif (.tif);
- VDAFS(.vda);
- VRML (.wrl).

I.6 Abaqus

O Abaqus lê e escreve ficheiros de geometria guardados em diversos formatos:

- Abaqus output database (output_database_name.odb);
- Abaqus/CAE model database (model_database_name.cae);
- Abaqus/Standard and Abaqus/Explicit input files;
- Abaqus substructure files (substructure_name.sim);
- 3D XML (file_name.3dxml);
- ACIS (file_name.sat);
- ANSYS input files (file_name.cdb);
- Assembly files (file_name.eaf);
- AutoCAD (file_name.dxf);
- CATIA V4 (file_name.model, file_name.catdata, or file_name.exp);
- CATIA V5 Elysium Neutral File (file_name.enf_abq);
- CATIA V5 parts and assemblies (file_name.CATPart or .CATProduct);
- CATIA V6 parts and assemblies (file_name.CATPart or .CATProduct);
- IGES (file_name.igs or .iges);
- Nastran input files (file_name.bdf, file_name.dat, file_name.nas, file_name.nastran, file_name.blk, or file_name.bulk);
- NX Elysium Neutral File (file_name.enf_abq);
- OBJ (file_name.obj);
- Parasolid (file_name.x_t, file_name.x_b, file_name.xmt_txt, or file_name.xmt_bin);
- Pro/ENGINEER Elysium Neutral File (file_name.enf_abq);
- STEP (file_name.stp or .step);
- VDA-FS (file_name.vda);
- VRML (file_name.wrl).

