



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA**  
**INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE LISBOA**  
**ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

*Reconstrução 3D e prototipagem rápida de estruturas anatómicas a partir de imagens de tomografia computadorizada*

Mariana Cortilho Melo

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em  
Engenharia Biomédica

**Orientador:**

Professora Doutora Maria Amélia Loja (ISEL)

**Co-orientadores:**

Professora Doutora Lina Vieira (ESTeSL)  
Professor Doutor José Alberto Rodrigues (ISEL)

**Júri:**

Presidente: Professor Doutor João Costa (ISEL)  
Vogais: Professora Doutora Inês Barbosa (ISEL)  
Professora Doutora Maria Amélia Loja (ISEL)

Dezembro, 2018



## Agradecimentos

Agradeço de forma incondicional aos meus pais o apoio incansável e persistente durante este percurso académico pois, foi esse apoio que me deu esperança e força para alcançar os meus objetivos.

Ao meu namorado, Daniel Ferreira, por ter sido o meu companheiro neste percurso e por acreditar sempre em mim e nas minhas capacidades com paciência, perseverança, e dedicação à minha pessoa.

Aos meus amigos e colegas, em especial à minha amiga Ana Margarida Coutinho, por ter sido a minha companheira de mestrado e amiga, sempre disponível para ajudar nos problemas que foram surgindo sem nunca desistir de acreditar que eu era capaz.

Ao Doutor Pedro Bargão, por ter sido o impulsionador do tema desta tese, demonstrando interesse na criação dos modelos, e por toda a ajuda e apoio ao longo do projeto.

As minhas orientadoras, Amélia Loja e Lina Vieira, pela disponibilidade e apoio em concretizar este projeto.

A aluna do ISEL, Débora Craveiro, pela colaboração no projeto, tendo sido fulcral para a concretização do projeto.

Ao Hospital onde trabalho por ter autorizado a recolha dos dados e dado apoio para a realização da tese.

Aos meus irmãos, Dinis Melo e Daniel Melo, em especial ao Daniel, que já não se encontra entre nós para ver esta etapa, mas que será sempre uma estrela de esperança e apoio para que tudo o que acontece na minha vida.

A todos, o meu agradecimento

*Mariana Cortilho Melo*



## Resumo

A imagem médica apresenta cada vez mais um papel indispensável, quer ao nível do diagnóstico, como ao nível da terapia. Quando conciliada com reconstruções tridimensionais e impressão de modelos 3D abre novas oportunidades no avanço da medicina.

A junção da imagem médica à possibilidade de melhoria nesses processos, pode promover a criação de soluções individualizadas e adaptadas a cada caso.

Este trabalho teve por base a imagem médica com o objetivo de desenvolver dois modelos 3D, a partir de imagens 2D, de estruturas anatómicas com patologias distintas.

Neste estudo foram utilizados exames, de um hospital situado na região de Lisboa, com a finalidade de, após a sua análise, serem escolhidos dois casos correspondentes aos dois modelos de estudo. O primeiro modelo passou pela representação de um órgão, nomeadamente o rim, que apresenta um carcinoma das células renais. O segundo modelo corresponde a um vaso, mais precisamente a artéria aorta abdominal que contém como elementos patológicos um aneurisma.

Foram recolhidos exames de tomografia computadorizada (TC) abdominal e pélvico, para o primeiro caso de estudo e exames de angio TC, para o segundo caso de estudo.

Para produzir os modelos utilizou-se um programa, de software de código aberto, dirigido para imagem médica com processamento de imagem e visualização tridimensional, de nome 3D *Slicer*. Para além deste programa, recorreu-se ao programa Solidwork para efetuar melhorias dos modelos, para que fossem passíveis de impressão 3D.

Concluiu-se com este estudo, focado na região abdominal e pélvica, que é possível criar modelos 3D de estruturas anatómicas complexas, sendo uma técnica cada vez mais a adotar, pois auxilia no diagnóstico médico e na perceção anatómica de patológica.

Verificou-se também que existem limitações mediante o tipo de estrutura que se pretende representar, e neste caso constatou-se que o rim, por ter uma estrutura mais complexa, impôs mais obstáculos para a criação do modelo 3D, comparativamente à artéria aorta abdominal.

**Palavras-chave:** Imagem médica, modelos 3D, tomografia computadorizada, impressão 3D, 3D *Slicer*, *Solidwork*.



## Abstract

Medical imaging plays, nowadays, an indispensable role both in diagnosis and in therapy. When coupled with tridimensional reconstructions and 3D model printing, it provides new prospects towards the advances in medicine, since medical imaging can create individualized solutions that are adapted to each medical case.

This work used medical imaging with the aim to develop two 3D models, from 2D images, of anatomical structures with distinct pathologies. To do so, several exams from a hospital in the Lisbon area were employed. After their analysis, two medical cases that corresponded to the two study models were chosen. The first model was a representation of a kidney, that displayed a carcinoma in its cells. The second one to a vase, an abdominal aorta artery, that showed an aneurysm as a pathological element.

Abdominal and pelvic computed tomography (CT) scans were collected for the first case study and CT angiography for the second one.

To produce the models, an open source software, dedicated towards medical imaging with image processing and three-dimensional visualization, named 3D *Slicer* was used. Besides this software, *Solidworks* was used to optimize the models, in order to make them 3D printable.

This work allows to conclude that it is possible to generate 3D models of complex anatomical structures, being this a strategy that should be adopted in the future, since it helps in medical diagnosis and in the anatomical perception of the pathology. However, there are some limitations, namely regarding the anatomical structure to be represented. In this case, the kidney imposed more obstacles for the creation of the 3D model, compared to the abdominal aorta artery, since it has a more complex structure.

**Keywords:** Medical image, 3D models, computer tomography, 3D printing, 3D *Slicer*, *Solidworks*.



# Índice

<b>Agradecimentos</b> .....	<b>iv</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>vi</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>viii</b>
<b>Abreviaturas</b> .....	<b>xvi</b>
<b>1 Introdução</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1 Enquadramento e Motivação</b> .....	<b>1</b>
<b>1.2 Objetivo</b> .....	<b>2</b>
<b>2 Estruturas anatómicas</b> .....	<b>3</b>
<b>2.1 Rim</b> .....	<b>3</b>
2.1.1 Anatomia .....	3
<b>2.2 Artéria Aorta</b> .....	<b>9</b>
2.2.1 Anatomia .....	9
2.2.2 Aneurisma da aorta abdominal.....	10
<b>3 Tomografia Computorizada</b> .....	<b>12</b>
<b>3.1 Reconstrução de Imagem em TC</b> .....	<b>15</b>
<b>3.2 Reconstrução 3D por tomografia computadorizada</b> .....	<b>17</b>
<b>4 Reconstrução 3D</b> .....	<b>19</b>
<b>4.1 Processo de criação de modelos 3D a partir de dados DICOM</b> .....	<b>19</b>
4.1.1 Aquisição de imagens .....	20
4.1.2 Segmentação e Geração da Malha.....	20
4.1.3 Pós-Processamento e impressão 3D .....	20
<b>4.2 Aplicação de programas de reconstrução 3D em medicina</b> .....	<b>21</b>
4.2.1 Aplicação em Portugal.....	22
<b>5 Prototipagem Rápida</b> .....	<b>24</b>
<b>5.1 Aplicações da impressão 3D na medicina</b> .....	<b>27</b>
5.1.1 Aplicação 3D em imagens vasculares.....	27
5.1.2 Aplicação 3D na educação .....	28
<b>6 Materiais e Métodos</b> .....	<b>29</b>
<b>6.1 Materiais</b> .....	<b>29</b>
6.1.1 Programa 3D Slicer 4.7.0 .....	29
6.1.2 Maker Bot .....	30
6.1.3 SolidWork .....	31
6.1.4 Enquadramento dos Casos de estudo .....	31
<b>6.2 Métodos</b> .....	<b>32</b>
6.2.1 Procedimentos técnicos para a realização dos exames .....	32
<b>7 Análise e Discussão dos Resultados</b> .....	<b>36</b>
<b>7.1 Imagens Multiplanares extraídas da TC</b> .....	<b>36</b>
7.1.1 Imagens multiplanares do rim extraídas da TC .....	36
7.1.2 Imagens Multiplanares da aorta extraídas da TC.....	39
7.1.3 Imagens 3D do aneurisma da aorta a partir da TC recorrendo a aplicação Volume Rendering (VR) .....	40
<b>7.2 Criação dos modelos 3D</b> .....	<b>43</b>
7.2.1 Processo de criação dos modelos da aorta e do rim .....	43
7.2.2 Processo de criação do modelo 3D da Aorta no programa 3D Slicer .....	44

7.2.3	Processo de criação do modelo 3D do Rim no programa 3D Slicer .....	48
7.2.4	Melhoramento dos modelos recorrendo ao programa SolidWorks .....	51
<b>7.3</b>	<b>Processos de impressão dos modelos.....</b>	<b>55</b>
<b>7.4</b>	<b>Modelos impressos.....</b>	<b>61</b>
7.4.1	Modelos impressos com suportes .....	61
7.4.2	Processo de remoção dos suportes dos modelos.....	63
7.4.1	Anatomia dos modelos impressos.....	64
<b>8</b>	<b>Conclusão.....</b>	<b>65</b>
<b>9</b>	<b>Limitações e Perspectivas Futuras .....</b>	<b>67</b>
<b>10</b>	<b>Referências Bibliográficas.....</b>	<b>68</b>

## Índice das tabelas

Tabela 1- Parâmetros de aquisição utilizados no 1º caso de estudo.....	33
Tabela 2 - Parâmetros de aquisição utilizados para o segundo caso de estudo. ....	35
Tabela 3- Descriminação do volume para cada malha do processo de tratamento .....	53
Tabela 4- Condições em modo Low para a aorta .....	55
Tabela 5 - Condições em modo standard para a aorta.....	55
Tabela 6 - Condições em modo Low para o rim .....	56
Tabela 7 - Condições em modo standard para o rim .....	56
Tabela 8 - Parâmetros de impressão selecionados para os modelos impressos .....	61

## Índice de Figuras

Figura 1- Principais funções renais (2).....	3
Figura 2-Imagem em três dimensões do sistema urinário, adaptado do equipamento TC Optima* CT520.....	4
Figura 3- Secção longitudinal do rim e ureter, adaptado (2).....	5
Figura 4- Principais sinais e sintomas relativos aos tumores renais (6)(7) .....	6
Figura 5- Estadiamento de tumores renais. (9).....	7
Figura 6- Ramos da artéria aorta. (11).....	9
Figura 7- Anatomia normal (à esquerda) VS anatomia do aneurisma da aorta abdominal (à direita) adaptado de (12). .....	10
Figura 8- Processo de formação da imagem em TC. ....	13
Figura 9 - O valor do pixel na imagem por TC representa o coeficiente de atenuação de um voxel. Adaptado(24) .....	14
Figura 10 - Exemplo do algoritmo de retroprojeção filtrada, num corte axial ao nível do fígado. ....	16
Figura 11- Fluxograma de um algoritmo de reconstrução iterativo genérico. (37).....	16
Figura 12- Esquematização dos processos para a criação de um objecto 3D a partir de imagens DICOM.....	19
Figura 13- Logotipo da empresa PeekMed .....	23
Figura 14- Gráfico percentual das principais aplicações da tecnologia da prototipagem rápida. ....	25
Figura 15- Gráfico percentual da aplicação da prototipagem rápida em Engenharia Biomédica.....	26
Figura 16- Figura representativa da impressora MakerBot Replicator 2.(67) .....	30
Figura 17- Sequencia dos procedimentos realizados antes do exame.....	32
Figura 18- Imagem representativa do Monitor Phase utilizado no exame de angio TC. ....	34
Figura 19- Imagem de corte em plano axial, estando realçado a azul o rim esquerdo, bem como a região correspondente à patologia. ....	36
Figura 20-- Imagem de um corte em plano coronal, contemplando a ampliação do rim esquerdo com as respetivas medidas do tumor.....	37
Figura 21-- Imagem de um corte em plano sagital, contemplando a ampliação do rim esquerdo com as respetivas medidas do tumor.....	37
Figura 22- Representação 3D com aplicação de diferentes filtros para o rim. ....	38
Figura 23- Representação 3D da região renal e vasos.....	38
Figura 24 - Imagem de corte em plano axial angio TC. ....	39
Figura 25- Imagem de corte em plano sagital, evidenciado-se o aneurisma com hiperdensidade.....	39
Figura 26 - Imagem de corte em plano coronal, destacando-se a região hipedensa correspondente à artéria aorta e o seu aneurisma.....	40
Figura 27 – Reconstrução 3D do aneurisma da aorta. ....	40
Figura 28- Imagens de representação 3D da artéria aorta. ....	41
Figura 29- Representação 3D em plano lateral (esquerda) e plano anterior ( direita) evidenciando a artéria aorta e o seu aneurisma , podendo ter a visão da sua localização e interação com estruturas abdominais.....	41
Figura 30 – Ampliação da reconstrução 3D da figura 29 para melhor visualização e percepção do aneurisma .....	42
Figura 31- Importação de imagens em formato DICOM para o programa 3DSlicer. ....	43
Figura 32 - Processo de criação do modelo 3D do aneurisma da aorta abdominal, representando a escolha do filtro indicado para análise das estruturas em estudo.....	45

Figura 33 - processo de criação do modelo 3D do aneurisma da aorta abdominal, representando a selecção do ROI com vista a obter a porção da artéria aorta que contem o aneurisma. ....	46
Figura 34 - representando a o isolamento da área seleccionada e aplicação da segmentação. ....	46
Figura 35 - primeiro modelo 3D após a seguetação. ....	47
Figura 36 - Sexto passo do processo de criação do modelo 3D do aneurisma da aorta abdominal, onde foi isolado o aneurisma. ....	47
Figura 37- Processo de criação do modelo 3D do rim esquerdo patológico, mostrando imagens multiplanade e a aplicação do Volume Rendering , criando uma imagem 3D representadano canto superior direito. ....	48
Figura 38- Processo de criação do modelo 3D do rim esquerdo patológico, mostrado o ROI aplicado ao rim com vista a obter a estrutura isolada. ....	49
Figura 39- Processo de criação do modelo 3D do rim esquerdo patológico, recorrendo a aplicação Crop volume para aplicar o ROI demonstrado na figura 38. ....	49
Figura 40- Último passo do processo de criação do modelo 3D do rim esquerdo patológico, para exportação do modelo em formato STL. ....	50
Figura 41- Modelo Sólido após delimitação dos topos e limpeza de elementos acessórios . ....	51
Figura 42- Segmento do modelo da aorta, representando o tratamento da malha numa região de com diversas depressões. ....	52
Figura 43-- Segmento do modelo da aorta,representando o tratamento da malha numa numa região de alteração da sua lineariedade. ....	52
Figura 44- Segmento do modelo da aorta, representando o tratamento da malha muna região de irregularidade e défice de malha. ....	52
Figura 45- Processo de tratamento da malha do modelo da aorta em diferentes passos. ....	52
Figura 46- Representação do modelo final, malha suavizada manualmente, em diferentes planos. ....	53
Figura 47 – Malha do modelo do rim. ....	54
Figura 48- Representação do modelo do rim , através da correção automática, em diferentesplanos ....	54
Figura 49- Gráfico representativo da variação da quantidade de material usado com o aumento do enchimento, aplicando o modo Low, para a aorta. ....	57
Figura 50- Gráfico representativo da variação da quantidade de material usado com o aumento do enchimento, aplicando o modo Standard, para a aorta. ....	57
Figura 51- Gráfico representatico da variação do tempo de impressão com o aumento do enchimento, em modo Low, para a aorta. ....	58
Figura 52- Gráfico representatico da Variação do tempo de impressão com o aumento do enchimento, em modo Standard, para a aorta. ....	58
Figura 53- Gráfico representativo da variação da quantidade de material usado com o aumento do enchimento, aplicando o modo Low, para o rim. ....	59
Figura 54- Gráfico representativo da variação da quantidade de material usado com o aumento do enchimento, aplicando o modo Standard, para o rim. ....	59
Figura 55- Gráfico representatico da Variação do tempo de impressão com o aumento do enchimento, em modo Low para o rim. ....	60
Figura 56- Gráfico representatico da Variação do tempo de impressão com o aumento do enchimento, em modo Standard, para o rim. ....	60
Figura 57- Imagem representativa da impressão da aorta observando-se os suportes e a geometria interna do modelo. ....	61
Figura 58- Imagem do modelo da aorta com suportes de impressão. ....	62
Figura 59- Imagem representativa da impressão do rim observando-se os suportes e a geometria interna do modelo. ....	62
Figura 60- Imagem do modelo do rim com suportes de impressão. ....	62
Figura 61- Modelo final da aorta, representando o aneurisma. ....	63
Figura 62- Modelo final do rim, representando os elementos do rim e o tumor. ....	63

Figura 63- Modelo da aorta impresso com respectiva legenda da anatomia.....	64
Figura 64 – Modelo do rim impresso com legenda da respectiva anatomia. ....	64

## Abreviaturas

3D - Três dimensões

TC - Tomografia computadorizada

2D - Duas Dimensões

s - Segundos

g – Grama

mm – Milímetros

cm - Centímetros

min – Minutos

RM - Ressonância Magnética

AAA - Aneurisma da Artéria Aorta Abdominal

DPOC – Doença pulmonar obstrutiva crónica

EVAR – Reparação endovascular do aneurisma

TAC – Tomografia axial computadorizada

HU – Unidades de *Housfield*

STL – Esterolitografia (Do acrônimo inglês *Sterolitography standard triangle language*)

DICOM - Comunicação de imagens digitais em medicina (Do acrônimo inglês *Digital imagens communications in medicine*)

SLS – Sintetização seletiva por laser

VR – Renderização de volume (Do acrônimo inglês *Volume Rendering*)

PLA – Poliacido Láctico

ROI – Região de interesse (Do acrônimo inglês *Region of interest*)

FOV – Campo de visão (Do acrônimo inglês *Field of view*)

CAD – Design assistido por computador (Do acrônimo inglês *Computed aided desingn*)

CAE – Engenharia assistida por computador (Do acrônimo inglês *Computer aided engeneering*)

Reconstrução 3D e prototipagem rápida de estruturas anatómicas a partir de imagens de tomografia computadorizada

CAM – Produção assistida por computador (Do acrônimo inglês *Computer aided manufacturing*)

FBP- Retroprojeção filtrada (Do acrônimo inglês *Filtered back projection*)

kV - Quilovolt

mA – Miliampere



# 1 Introdução

## 1.1 Enquadramento e Motivação

A imagem médica apresenta cada vez mais um papel indispensável, quer ao nível do diagnóstico, como no âmbito da terapia. A junção desta à possibilidade de melhoria nesse processo, tem ganho maior relevância nos últimos anos, promovendo a criação de soluções individualizadas e adaptadas a cada caso.

Para este trabalho foi escolhido como método de diagnóstico a Tomografia Computorizada (TC), com a finalidade de desenvolver e implementar um processo de extração de informação, a partir dos exames de TC, obtendo um modelo representativo de uma estrutura anatômica que poderá servir como modelo físico. O objetivo consistiu em criar o modelo 3D sólido após a sua análise e reprodução, o mais próximo do real, por prototipagem rápida.

Neste trabalho pretendeu-se, através da análise da base de dados de exames realizados em contexto hospitalar, escolher duas estruturas anatômicas específicas, onde se visualize patologia, com o intuito de demonstrar as mais valias da reconstrução multiplanar, a criar modelos 3D e prototipagem rápida de modelos sólidos.

As estruturas escolhidas foram o rim e a artéria aorta, por se verificar a necessidade, por parte dos médicos, em ter meios alternativos e inovadores que auxiliem na decisão, tanto a nível de tratamento, como a nível cirúrgico.

Com este estudo, pretendeu-se verificar a importância da aliança entre a tecnologia e a medicina na promoção de soluções médicas avançadas, fazendo cada vez mais realçar a importância da engenharia biomédica.

## 1.2 Objetivo

O presente trabalho foi realizado com o intuito de desenvolver e implementar um processo de extração de informação de exames de Tomografia Computorizada para a criação de modelos geométrico sólidos.

Foram escolhidos um órgão e um vaso, ambos com patologia, uma vez que, permitem representar duas estruturas anatómicas de distinta complexidade nos processos de criação dos modelos 3D.

O órgão escolhido para obter o modelo geométrico foi o rim, por ser o principal órgão excretor do corpo humano, no qual as novas tecnologias podem ajudar na evolução de novas técnicas, para um melhor planeamento cirúrgico e estudo de patologias.

Por sua vez, o vaso escolhido foi a artéria aorta abdominal, contendo um aneurisma, permitindo representar as dimensões reais dessa patologia no modelo geométrico sólido.

Os exames de onde se extraiu a informação, foram exames de TC abdominal e pélvico e angio TC, onde foi feita administração de contraste endovenoso ao paciente.

Depois de extraída a informação, ainda em contexto hospitalar, foram efetuadas reformatações em três dimensões (3D) de ambas as estruturas, facilitando a visualização e transposição para o processamento da imagem e reconstrução digital do órgão.

O objetivo final deste projeto foi, dentro dos exames recolhidos, fazer a prototipagem rápida de um rim e da artéria aorta, ambos patológicos, demonstrando as possibilidades de inovação da tecnologia em criar soluções individualizadas.

A comparação dos diferentes tipos de impressão possíveis foi também fator importante a estudar, para perceber as diferenças mediante os diferentes modelos e características.

A impressão 3D poderá ser utilizada como elemento de teste pré-cirúrgico e, conseqüentemente, impulsionar a inovação de novas técnicas recentes em Portugal.

## 2 Estruturas anatômicas

O corpo humano encontra-se dividido por sistemas, envolvendo cada um deles estruturas anatômicas que atuam no sentido de realizar as funções vitais do organismo. [1] Para este projeto foram escolhidas duas estruturas anatômicas, sendo elas o rim, órgão este que pertence ao sistema urinário e um vaso dos grandes vasos do sistema circulatório, a artéria aorta.

Neste capítulo serão descritas anatomicamente estas estruturas, bem como as principais patologias associadas.

### 2.1 Rim

#### 2.1.1 Anatomia

Os rins são considerados os principais órgãos excretores do organismo. Embora existam outros órgãos que apresentam a mesma função, como a pele, fígado, os pulmões e os intestinos, se os rins deixarem de exercer a sua função, o processo de excreção fica comprometido, uma vez que os outros órgãos não são suficientemente compensadores da atividade excretora que os rins exercem no seu normal funcionamento. [1]

O rim apresenta algumas funções fundamentais estando estas descritas abaixo na figura 1.

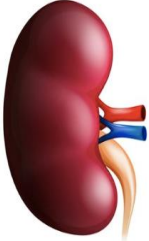
<b>Funções Renais</b>	Filtração do sangue
	Reabsorção de nutrientes vitais, como aminoácidos e glicose
	Regulação da concentração de solutos
	Produção de enzimas e hormonas
	Regulação do volume sanguíneo
	Regulação do ph do líquido extracelular
	Regulação da síntese de glóbulos vermelhos
	Sintetização de vitamina D

Figura 1- Principais funções renais [2].

Os rins apresentam uma forma que se assemelha a um feijão, com o tamanho aproximado de um punho fechado. Localizam-se junto da parede posterior do abdômen, por detrás do peritôneu, de cada lado da coluna vertebral. Os seus limites vão desde a última vértebra dorsal ( $D_{12}$ ), até à terceira vértebra lombar ( $L_3$ ), estando parcialmente protegidos pela caixa torácica.[1]



Figura 2-Imagem em três dimensões do sistema urinário, adaptado do equipamento TC Optima\* CT520

No que diz respeito ao seu tamanho, medem em média cerca de 11 cm de comprimento, 5 cm de largura e 3 cm de espessura, com um peso de cerca de 130 g. Cada rim é revestido por uma camada de tecido conjuntivo fibroso designado de cápsula renal e que, por sua vez, é revestida por uma densa camada de tecido adiposo de nome gordura peri-renal, sendo que a sua função é a proteção de choques mecânicos. Os rins e o tecido adiposo que os revestem estão ancorados à parede abdominal por uma fina bainha de tecido conjuntivo laxo, a fásia renal. A artéria e os nervos renais entram por uma zona denominada de hilo, existente no bordo interno de cada rim, e saem também dessa região, a veia renal e os uréteres (figura 3). O hilo abre-se numa cavidade denominada seio renal, que contém tecido adiposo e tecido conjuntivo.[1]

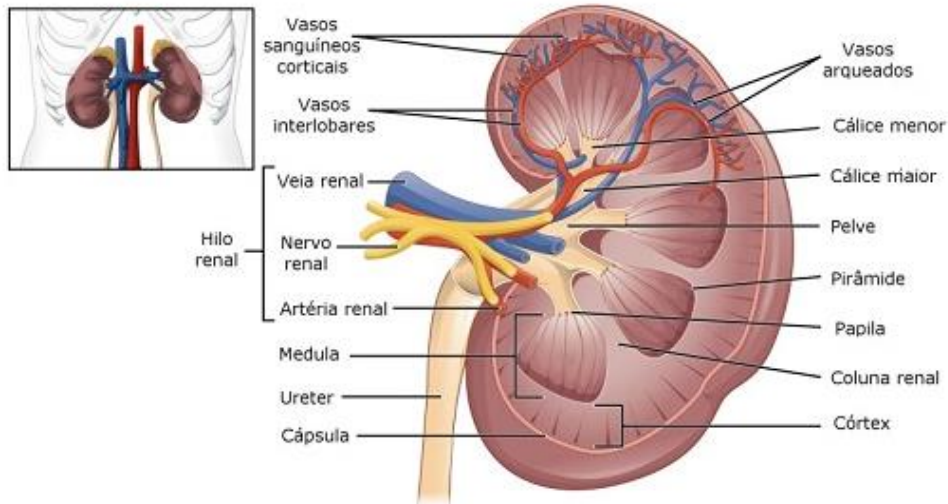


Figura 3- Secção longitudinal do rim e ureter, adaptado [2].

No que diz respeito à anatomia interna e histologia dos rins, esta encontra-se dividida na secção frontal do rim no córtex, e na medula interna que rodeia o seio renal. A região medular é constituída por pirâmides renais, em forma de cone. Os raios medulares (prolongamentos das pirâmides), projetam-se para o córtex, enquanto que os prolongamentos do córtex (colunas renais), se projetam entre as pirâmides. A divisão entre o córtex e a medula é determinada pela base de cada pirâmide, encontrando-se os seus vértices (papilas renais), dirigidos para o seio renal. Relativamente aos pequenos cálices, para dentro dos quais se projetam as papilas renais, são câmaras em forma de funil. Os grandes cálices resultam da junção de vários cálices que dão origem a estruturas idênticas, porém com maiores dimensões. O bacinete, rodeado pelo seio renal, é formado pela convergência dos grandes cálices para formar um canal. Ocorre uma diminuição gradual do tamanho do bacinete, transformando-se num tubo de menor diâmetro, formando o uréter, que sai do rim e assegura a sua ligação à bexiga. Depois da formação da urina nos rins, esta passa das papilas para os pequenos cálices e destes para os grandes cálices, acumulando-se no bacinete, saindo do rim através do ureter. [1]

### 2.1.1.1 Tumores renais

Os tumores do trato urinário apresentam uma maior prevalência a nível renal. Nos adultos, o carcinoma das células renais é o tipo mais comum de cancro renal, constituindo 90% dos tumores cancerígenos. A incidência dos tumores renais parece estar a aumentar, sendo que o avanço dos meios de diagnóstico por imagem, como a TC que, usados com frequência, podem levar à descoberta deste tipo de patologia. [3][4][5]

Em muitos dos casos, os tumores renais são descobertos numa fase inicial de desenvolvimento, apresentando dimensões ainda reduzidas, tornando-se mais fácil a sua intervenção terapêutica. [4]

Os sinais e sintomas desta patologia nem sempre são detetados num estágio inicial. Não existem ainda testes de rotina utilizados para pesquisa de tumores renais na ausência de sintomas. Contudo, em estádios mais avançados podem existir sinais e sintomas relevantes (figura 4).

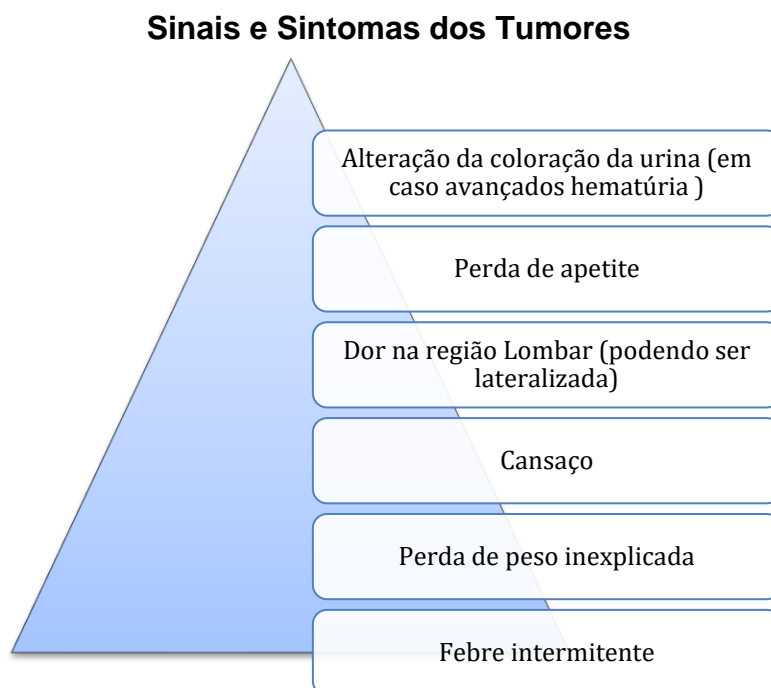


Figura 4- Principais sinais e sintomas relativos aos tumores renais [6][7]

Os tumores renais podem ser classificados em quatro estádios. O primeiro estágio corresponde a um tumor localizado no rim de forma circunscrita, até 7cm, apresentando-se numa fase precoce com 90% de taxa de sobrevivência em cinco anos. No segundo estágio o tumor apresenta mais de 7cm sendo a taxa de sobrevivência em cinco anos de 50%. O terceiro estágio descreve um tumor que pode atingir qualquer tamanho, invadindo os gânglios linfáticos regionais, os grandes vasos do rim ou a gordura que circunda o rim,

expondo uma taxa sobrevivência de 30%. No quarto e último estágio desta classificação, o tumor sofreu uma expansão para a glândula supra renal, órgãos vizinhos ou órgãos à distância, sendo que, a taxa de sobrevivência neste caso é apenas de 5% em cinco anos.[4][8]

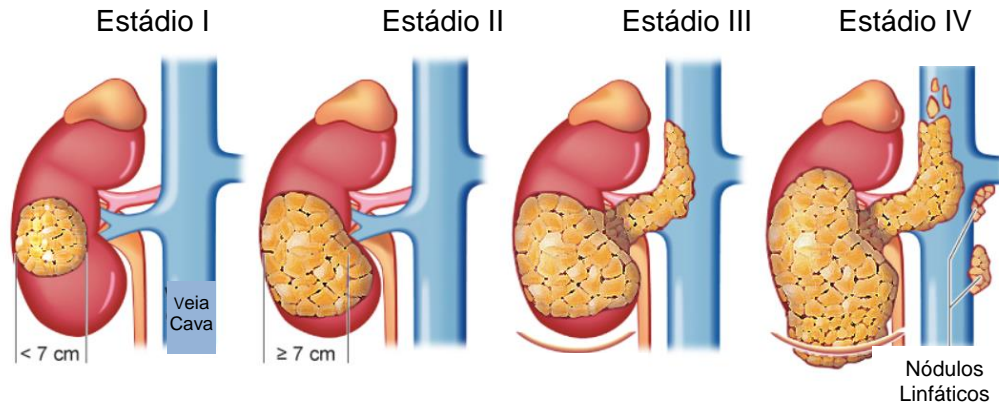


Figura 5- Estadiamento de tumores renais. [9]

#### 2.1.1.2 Métodos de diagnóstico por imagem médica

Recorre-se, frequentemente, a técnicas por imagem que ajudam no diagnóstico, estadiamento e seguimento dos tumores renais, dando maior relevância à TC e à ressonância magnética (RM), sendo que a ultrassonografia também é importante numa fase primordial.

A ecografia, por utilizar ultrassons e ser de baixo custo, é um exame sem riscos e por este motivo, é muitas vezes pedido para avaliação de várias patologias, ocorrendo por vezes achados como massas renais. É possível com esta técnica distinguir, com eficácia, uma massa intra de uma massa extra renal, caracterizando-a segundo natureza sólida, quística ou mista, assim como, a detecção de adenopatias ou lesões metastáticas intra-abdominais. Recorrendo à técnica do Doppler, onde é possível avaliar a vascularização intralesional e a permeabilidade das veias renais e da veia cava inferior, sendo este estudo adicional. [5]

Esta técnica de imagem apresenta limitações, nomeadamente, ao nível da avaliação dimensional das lesões. Porém, a avaliação ecográfica é importante no sentido de orientar o diagnóstico, bem como na conduta imagiológica a adotar, particularmente em lesões com características sólidas, mistas suspeitas, e hipervasculares. [5][10]

A TC é considerada, atualmente, o método de imagem mais consensual, tanto no diagnóstico, como no estadiamento, e no seguimento dos tumores renais. Ao nível do diagnóstico, esta técnica, permite em conjunto com a ecografia e, em certos casos, com a RM, o diagnóstico preciso de patologias renais.

Lesões com características sólidas e com diâmetros superiores a 3 cm, podem ter indicação cirúrgica, tendo sempre indicação para estadiamento. O estadiamento é feito recorrendo ao exame de TC. Quer a nível de diagnóstico como de terapêutica o protocolo de aquisição a adotar é determinante. [10]

A TC permite obter várias fases de realce e excreção de contraste após, a administração de um único *bolus* de meio de contraste iodado intravenoso. É possível visualizar-se quatro fases distintas de realce, dependendo do tempo de aquisição e velocidade de injeção intravenosa. A fase arterial após quinze a vinte e cinco segundos, é a primeira fase onde ocorre a maior captação de contraste pelas artérias renais, esta é uma fase importante no despiste de suspeita de patologia arterial renal. Na fase corticomedular ou arterial tardia, decorrente entre os vinte e cinco aos setenta segundos, é possível obter informações relativamente à vascularização das massas renais sólidas, sendo a melhor fase para a opacificação máxima das veias renais. A terceira fase, fase nefrográfica, dos oitenta aos cento e vinte segundos, é onde o contraste filtrado pelos glomérulos e dutos coletores, fornece um realce homogêneo do parênquima renal normal, sendo esta a melhor fase para a deteção de lesões parenquimatosas. Na fase excretora, fase final, o meio de contraste é excretado opacificando os cálices, pelves renais e ureteres, enquanto ocorre a diminuição progressiva da intensidade nefrográfica, por norma ao fim de cinco minutos é possível garantir a opacificação do ureter, se o rim apresentar uma boa excreção. [4]

## 2.2 Artéria Aorta

### 2.2.1 Anatomia

A artéria aorta divide-se em três grandes porções: a aorta ascendente, a aorta descendente e a aorta torácica. Apresenta um diâmetro de, aproximadamente 2,8 cm, tendo origem no ventrículo esquerdo. Pelo facto de passar acima do coração esta porção tem por nome aorta ascendente. Tem aproximadamente 5 cm de comprimento, dando origem a duas artérias, as artérias coronárias direita e esquerda, que penetram o músculo cardíaco. [1]

Em seguida, a aorta apresenta um arco para trás e para a esquerda, formando a aorta torácica. Nesta porção têm origem três grandes ramos, que transportam o sangue para a cabeça e membros superiores: o tronco arterial braquiocéfálico, a carótida comum ou primitiva esquerda e subclávia esquerda. [1]

A última porção, a aorta descendente, é a mais extensa descendo ao longo do tórax, pelo lado esquerdo do mediastino, prosseguindo pelo abdómen até ao limite superior da bacia. Esta apresenta dois segmentos: a aorta torácica e a aorta abdominal. A aorta torácica localiza-se no tórax, possuindo vários ramos que irrigam diversas estruturas localizadas entre a aorta torácica e o diafragma. A aorta abdominal localiza-se entre o diafragma e o ponto em que termina, dividindo-se nas duas artérias ilíacas comuns ou primitivas. Apresenta vários ramos que irrigam os órgãos desde a parede abdominal, sendo que os seus ramos terminais, as artérias ilíacas comuns, irrigam o sangue à bacia e aos membros inferiores. [1]

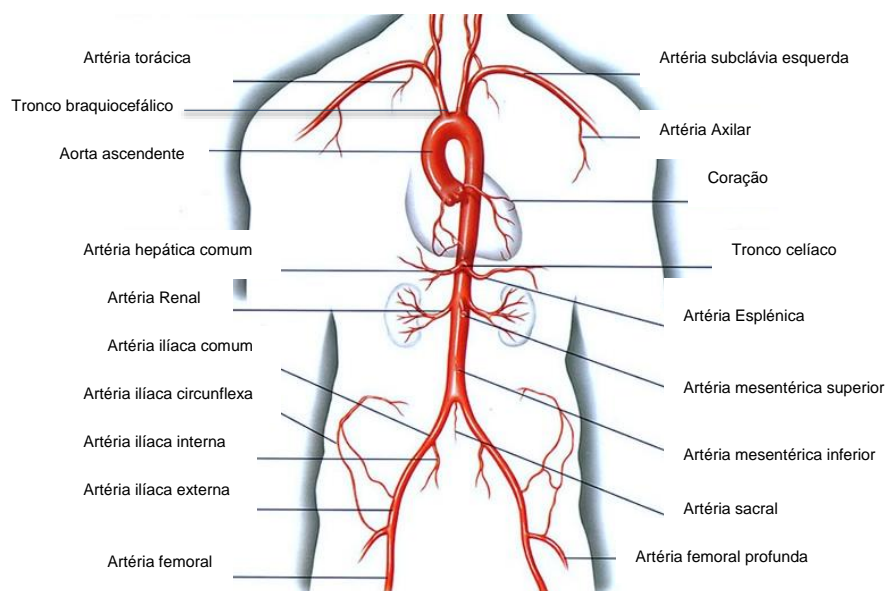


Figura 6- Ramos da artéria aorta. [11]

### 2.2.2 Aneurisma da aorta abdominal

A aorta abdominal localiza-se no espaço retroperitoneal anteriormente e à esquerda da coluna lombar, iniciando-se ao nível da 12<sup>o</sup> vértebra torácica. Ao nível da projeção do umbigo e da quarta vértebra lombar, a aorta bifurca-se nas artérias ilíacas comum direita e esquerda. [12]

Os Aneurismas da Aorta Abdominal (AAA) correspondem a uma dilatação da aorta com diâmetro maior ou igual a 3 cm, correspondendo a mais de dois desvios padrão acima do diâmetro médio da aorta no homem e na mulher.[13] Existem outros investigadores que consideram que ocorre aneurisma sempre que o diâmetro aórtico máximo seja 1,5 vezes maior que o valor do diâmetro máximo, no sector de aorta normal e imediatamente proximal à dilatação, podendo assim existir variações individuais.[12][14][15]

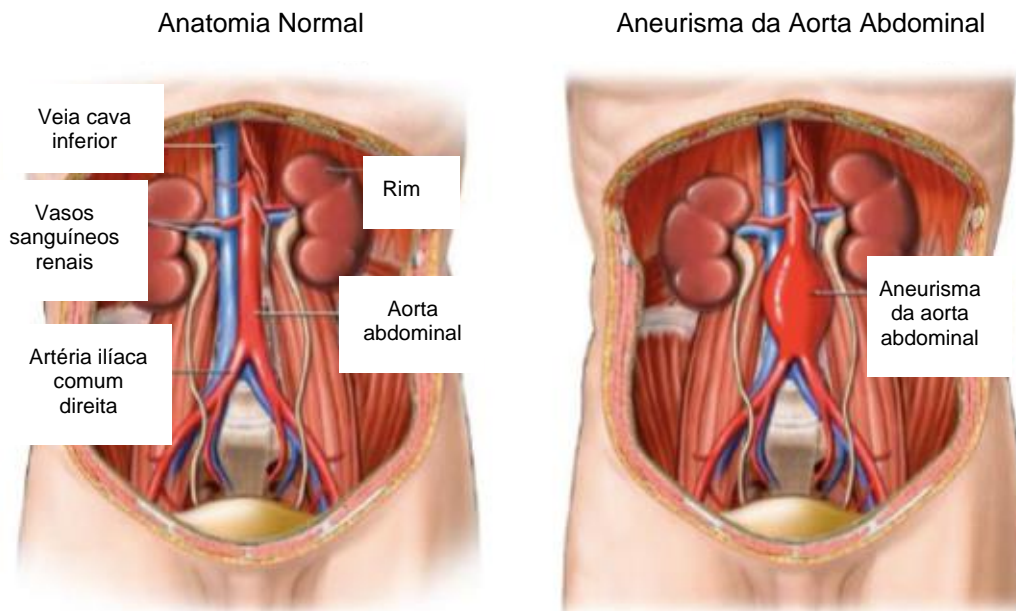


Figura 7- Anatomia normal (à esquerda) VS anatomia do aneurisma da aorta abdominal (à direita) adaptado de [12].

A grande maioria dos AAA (~80%) ocorrem entre as artérias renais e a bifurcação da artéria aorta. [16]

A incidência e a detecção dos AAA aumentaram nas últimas duas décadas, principalmente, devido à triagem e ferramentas de diagnóstico que foram melhoradas. A prevalência estimada de AAA em homens e mulheres depende da idade, variando entre 1,3% e 8,9% nos homens e 1,0% e 2,2% em mulheres. [17]

Os fatores de risco associados ao desenvolvimento, expansão e ruptura de AAA incluem idade avançada, tabagismo, hipertensão, doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), hiperlipemia (concentração anormal elevada de lípidos e/ou lipoproteínas no sangue), historial familiar positivo de patologias e diabetes. Contudo, o tabagismo é considerado o fator de risco mais significativo [18][17][19]. A prevalência de AAA em fumadores é quatro vezes superior do que em não fumadores ao longo da sua vida. A produção de óxido nítrico pelo endotélio, que intervém na vasodilatação em resposta à hemodinâmica alterada, é reduzida em fumadores ativos e passivos. Assim, a disfunção endotelial, causada pelo tabagismo pode diminuir a capacidade de dilatação das artérias, o que leva a uma parede mais rígida. [20][21]

Em geral, o risco de ruptura aumenta à medida que o diâmetro do aneurisma aumenta. Em alguns casos, um AAA pode manifestar-se sob a forma de dor na região lombar, dor abdominal crónica, massa palpável na região do abdómen ou através de complicações trombo-embólicas. A maioria dos AAA mantêm-se assintomático, sendo que os sintomáticos têm maior risco de rotura. A ruptura pode representar uma grande hemorragia abdominal e, eventualmente, a morte num curto período de tempo.[20] [15]

Quando ocorre rotura aneurismática, em cerca de 80% dos casos esta ocorre para o espaço retroperitoneal, manifestando-se frequentemente com ou sem dor abdominal, hipotensão e massa abdominal pulsátil. Em 20% dos casos, a rotura ocorre para a cavidade peritoneal, com dor abdominal ou lombar de início súbito e choque, associada a elevada mortalidade. A formação de fistula aorto-cava (3-4%) ou fístula aorto-entérica (<1%) e a rotura crónica contida, são acontecimentos menos comuns na rotura aneurismática. Os doentes que apresentem AAA podem ainda apresentar insuficiência cardíaca de alto débito.[15]

A estratégia de tratamento para esta patologia passa, hoje em dia, pelo EVAR (do acrónimo inglês endovascular aneurysm repair). O objetivo da tecnologia EVAR é obter a exclusão do contacto do saco aneurismático com a corrente sanguínea, mantendo a integridade da circulação da aorta-iliaca, e assim, promover a estabilidade ou, preferencialmente a redução das dimensões do aneurisma. [22][23]

### 3 Tomografia Computorizada

Desde a descoberta dos raios X, em 1895, por Roentgen, a maior contribuição para o diagnóstico por imagem médica foi a Tomografia Axial Computorizada, cujo desenho e a primeira realização prática se deve ao Engenheiro Inglês Hounsfield, nos anos 70. [24][25]

A palavra Tomografia deriva da palavra grega tomos, que significa corte, caracterizando o processo pelo qual se obtém a imagem 2D de um corte (secção) de um volume 3D. Existe a possibilidade de analisar todo o volume do objeto através de vários cortes obtidos, uma vez que, num exame tomográfico são obtidas imagens de vários cortes 2D de um mesmo objeto.

A Tomografia Computorizada foi o primeiro meio complementar de diagnóstico, considerado não invasivo, a obter imagens do interior do corpo humano sem sobreposição de estruturas anatômicas. [26]

Esta técnica baseia-se na reconstrução através de processos de computação dos dados obtidos mediante varrimentos sucessivos de uma mesma região por um feixe de radiação X, com alteração sucessiva das posições relativas feixe-objeto. Obtém-se um corte localizado, representando a imagem adquirida, ou mais propriamente uma fatia que detém uma espessura, que varia entre 1 e 10mm, é suficientemente pequena para, na maior parte dos casos, não provocar artefactos significativos.[24]

A aquisição de uma imagem tomográfica tem por base dois princípios fundamentais:

- O exame envolve uma ampola de radiação X, que emite radiação à medida que executa rotações de forma axial em torno do doente existindo, do lado oposto, um conjunto de detetores que identificam a radiação X transmitida pelo corpo do doente.
- Existem algoritmos computadorizados, que recorrem aos dados digitais obtidos dos detetores, para criarem imagens tomográficas axiais do corpo em estudo.

Na TC, a radiação X, atravessa o paciente sendo absorvida de diferentes formas pelos tecidos que constituem o corpo humano. Os detetores registam as diferenças de atenuação, obtendo imagens digitais. A formação da imagem em TC é contemplada num processo que se divide em três etapas: aquisição, reconstrução e apresentação da

imagem.[24][27]

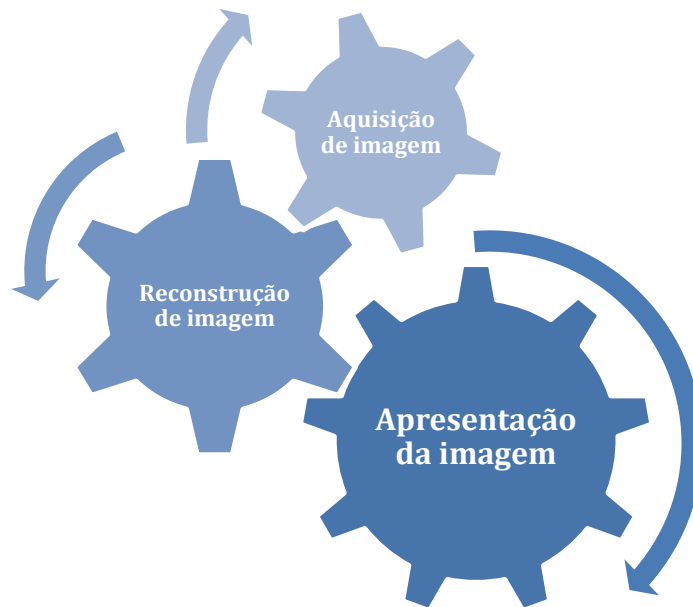


Figura 8- Processo de formação da imagem em TC.

Na fase de aquisição da imagem, o paciente é posicionado corretamente, de modo a ficar no interior do equipamento (*gantry*), sobre a zona a analisar atravessam os fótons que iram atingir um conjunto de detetores, localizados diametralmente no sentido oposto ao tubo de raios X.[24][25]

O sinal do detetor é proporcional à intensidade do raio, ou seja, o sinal gerado no detetor é uma medida de atenuação do feixe, ao longo do caminho percorrido por este. À medida que atravessa o corpo humano o raio é atenuado exponencialmente. A base para reconstruir cada corte do exame é a determinação da atenuação, ao longo do percurso percorrido pelo raio em diferentes ângulos.

Posteriormente à reconstrução, uma imagem de TC é constituída por vários elementos característicos de um volume, os voxels, sendo que cada voxel pode ser representado numa matriz bidimensional pelo menor elemento da imagem, o pixel. A espessura de corte corresponde a altura do voxel. [24][27]

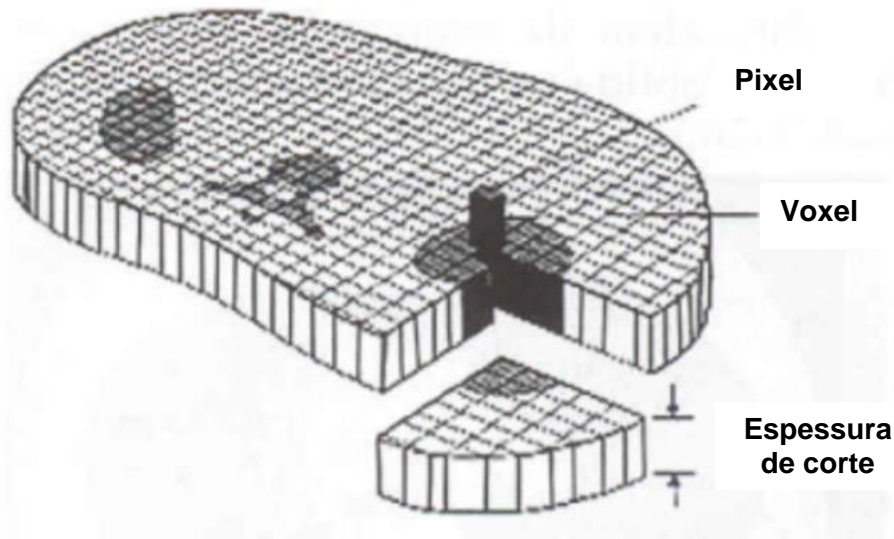


Figura 9 - O valor do pixel na imagem por TC representa o coeficiente de atenuação de um voxel. Adaptado[24]

Através do produto do tamanho do pixel pelo tamanho da matriz de reconstrução, é possível determinar o campo de visão, designado como FOV (Field of View). Deste modo, o tamanho do pixel é dado pela razão entre o FOV e a matriz de reconstrução.[24]

Os conceitos de níveis de janela e largura de janela surgem devido ao facto de numa imagem, a gama de tons de cinzento que podem existir ser muito superiores à capacidade de discriminação do olho humano. Posto isto, na apresentação da imagem o nível da janela é o centro da escala de cinzentos, que permite determinar quais as estruturas anatómicas que queremos ver representadas nos tons médios de cinzentos da imagem, ao passo que, a largura da janela é a variedade de tons da escalada de cinzentos que se encontram no intervalo em estudo. [24][25]

Existem atualmente sete gerações de equipamentos de tomografia, porém foi a quinta geração que veio revolucionar o modo como esta era classificada. Da antiga designação de Tomografia Axial Computorizada (TAC) passou a designar-se apenas Tomografia Computorizada (TC), pois a aquisição helicoidal permite a obtenção não só de uma fatia, mas sim de um volume. Assim, a TC conseguiu ultrapassar a desvantagem que tinha em relação à ressonância magnética, a aquisição volumétrica. [28]

### 3.1 Reconstrução de Imagem em TC

Em 1917 Johann Radon, um matemático austríaco, apresentou o princípio da reconstrução tomográfica, demonstrando que um objeto 3D poderia ser reconstruído a partir de múltiplas projeções 2D obtidas segundo ângulos diferentes. [29]

Esta descoberta só pôde, todavia, ser implementada no final da década de 60, com a melhoria das capacidades de cálculos computacionais da época. A aplicação à imagiologia só ocorreu na década de 70, quando Godfrey Hounsfield e Allan Cormack apresentaram o primeiro equipamento de TC. Radon demonstrou que se as projeções de todos os ângulos de uma imagem bidimensional tiverem intensidade conhecida, a imagem pode ser reconstruída a partir dessas projeções. [29]

A reconstrução de imagens médicas é considerado um processo matemático que permite minimizar o efeito de sobreposição em cada projeção individual, criando uma imagem não sobreposta da imagem original. Os processos matemáticos têm por base algoritmos específicos para obter informação de um objeto, a partir de um conjunto de projeções, possibilitando a representação dessas variáveis através de cortes e/ou 3D.[28]

Para a reconstrução da imagem, através das projeções obtidas no exame, é necessário recorrer a algoritmos de reconstrução. Existem duas grandes classes de algoritmos de reconstrução: analíticos e os iterativos.

Os algoritmos analíticos, de um modo geral, pecam pelo facto de ser bastante difícil incorporar modelações dos processos físicos de aquisição de imagem, sem comprometer a vantagem da rapidez e simplicidade e por admitirem que os dados adquiridos são totalmente consistentes com os coeficientes de atenuação no objeto, algo que não acontece devido à existência de ruído.[30] Os processos de reconstrução analítica assumem modelos de emissão e detecção bastante simples, sendo que à medida que se tenta torná-los rigoroso, estes tornam-se demasiado complexos para que seja exequível a sua implementação. Assim, é difícil adicionar conhecimento prévio das estruturas em estudo, nomeadamente informação anatômica. [31]

De entre os métodos analíticos, o método de retroprojeção filtrada (do acrônimo inglês *filtered back projection* – FBP) é o mais simples de todas as técnicas de reconstrução tomográfica.[32]

O FBP é o algoritmo mais usado em reconstrução de imagem médica, devido à sua rapidez de execução e facilidade de implementação, porém, as imagens obtidas por este algoritmo apresentam artefactos (riscas), que se tentam ultrapassar recorrendo a filtros que vão efetuar uma valorização relativa das altas frequências, potenciando um aumento do ruído estatístico, que é mais significativo nas frequências mais elevadas. Assim, é

necessário um compromisso entre a maximização da resolução espacial e minimização do ruído na imagem final reconstruída. [33][34]



Figura 10 - Exemplo do algoritmo de retroprojeção filtrada, num corte axial ao nível do fígado.

Os métodos iterativos surgem com o avanço tecnológico, na área computacional, e desenvolvimento de algoritmos, respondendo à necessidade da correção de fatores que degradam a qualidade da imagem. Esta técnica de reconstrução de imagem consiste na utilização de algoritmos iterativos baseados em modelos estatísticos, com o intuito de aumentar a qualidade da imagem obtida em cada ciclo até não existirem alterações relevantes entre sucessivas iterações. Esta técnica permite reconstruir imagens com melhor resolução, menor ruído e menor número de artefactos, apresentando ainda vantagem no que diz respeito à possibilidade de reduzir a dose de radiação utilizada para a amostragem, em determinadas circunstâncias. No que diz respeito a desvantagens, esta técnica requer de um grande poder computacional, o que dificulta a sua aplicação. [35][36]

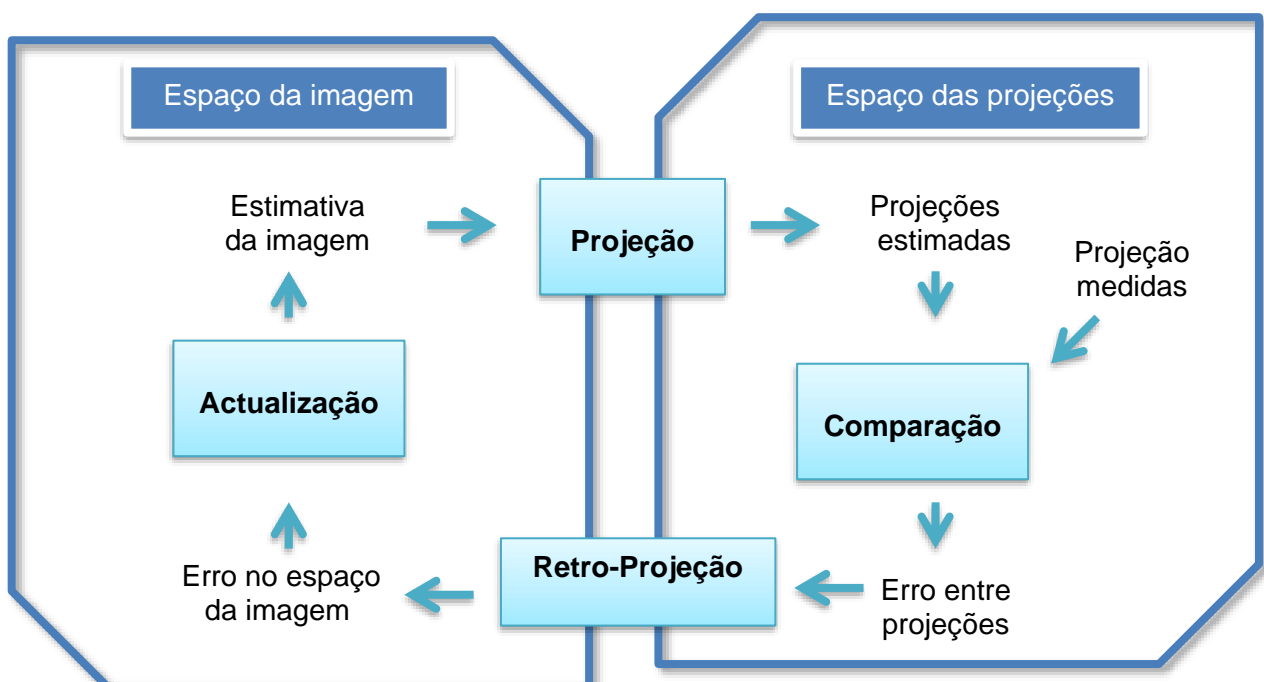


Figura 11- Fluxograma de um algoritmo de reconstrução iterativo genérico. [37]

A figura 11 é representada um fluxograma discriminativo do processo dos métodos iterativos. Neste, são efetuadas uma série de estimativas de imagem sendo, posteriormente, feita a comparação das projeções projetivas dessas imagens, com as projeções obtidas e melhoradas estimativas, até à chegada de um resultado aceitável. Os algoritmos iterativos fundamentam-se em tentativas de maximizar ou minimizar uma função alvo, mediante várias iterações. A grande vantagem deste método reside no facto de poder incorporar os efeitos de fenómenos físicos que ocorrem na aquisição de imagem, sendo a imagem final mais semelhante ao objeto quando comparado com os algoritmos analíticos.[37]

### **3.2 Reconstrução 3D por tomografia computadorizada**

A técnica de tomografia computadorizada apresenta-se na forma bidimensional (2D), através de imagens em cortes, paralelos e uniformemente espaçados, representando secções de uma parte anatómica em estudo. Quando convertidas em modelos 3D, estas imagens, podem tornar-se úteis em aplicações na medicina, nomeadamente, no planeamento cirúrgico, na visualização de pormenores da estrutura anatómica e na fabricação de próteses. [38]

As reconstruções 3D e a possibilidade de navegação no interior do corpo humano foram considerados um dos maiores avanços. Estes avanços, ao nível da transformação das imagens de TC em imagens 3D, revolucionaram e abriram portas a novos tipos de auxiliares no diagnóstico médico. [39]

Os modelos 3D podem ser obtidos através de uma imagem anatómica renderizada num volume 3D, ao nível macroscópico na região da patologia. Esta tecnologia apresenta aplicações que representam um grande impacto, nomeadamente em áreas como a colonoscopia virtual, caracterização de cálculos renais, perfusão cardíaca entre outras aplicações. [39] As técnicas de reconstrução 3D para examinar dados volumétricos é eficaz promovendo uma melhoria na interpretação, reconhecimento e descrições de condições clínicas específicas. Tais técnicas de reconstrução são particularmente importantes para a análise de exames de especialidade. Um dos exemplos é o estudo pré-operatório em paciente de transplante de fígado, neste caso comprovou-se que as técnicas de reconstrução volumétrica são um elemento crucial na tomada de decisões terapêuticas, permitindo a discriminação de potenciais candidatos ao transplante e o cálculo de parâmetros importantes, como o volume de um fígado saudável e hipertensão portal.[40]

A reconstrução de modelos em 3D a partir da TC permite produzir, com precisão geométrica, os dados volumétricos da região à qual é efetuado o exame ao paciente. Os dados volumétricos são compostos por voxels (elementos de volume 3D) individuais. No que diz respeito aos parâmetros da aquisição da imagem, estes são definidos pelos operadores do equipamento de TC. Em TC, os valores dos pixéis, também denominados como unidades de *Hounsfield* (HU), atingem valores de -1000 para o ar, 0 para a água e +1000 para o osso cortical. Porém, está disponível nos equipamentos clínicos uma faixa entre -1024 HU até +3071 HU, que totaliza 4096 tonalidades de cinza, referentes a 12 *Bits* de profundidade. [29]

## 4 Reconstrução 3D

Nos dias que correm, a medicina sente necessidade de usar a reconstrução e impressão 3D. Os avanços no processamento de dados de imagens médicas permitem transformar dados transversais em modelos 3D específicos de cada paciente. Este processo envolve software e equipamentos especializado, que pode promover réplicas anatómicas e patológicas em tamanho real. [41]

### 4.1 Processo de criação de modelos 3D a partir de dados DICOM

O processo de criação de modelos 3D a partir de dados de imagem é composto vulgarmente por cinco etapas:

1. Aquisição de imagens médicas;
2. Segmentação: Isolamento e extração da região de interesse;
3. Transformação dos dados volumétricos numa malha de superfície 3D (Mesh);
4. Conversão do modelo 3D num formato, STL (do acrónimo inglês STereoLithography, Standard Triangle Language, or Standard Tessellation Language) legível pela impressora 3D;
5. Impressão.

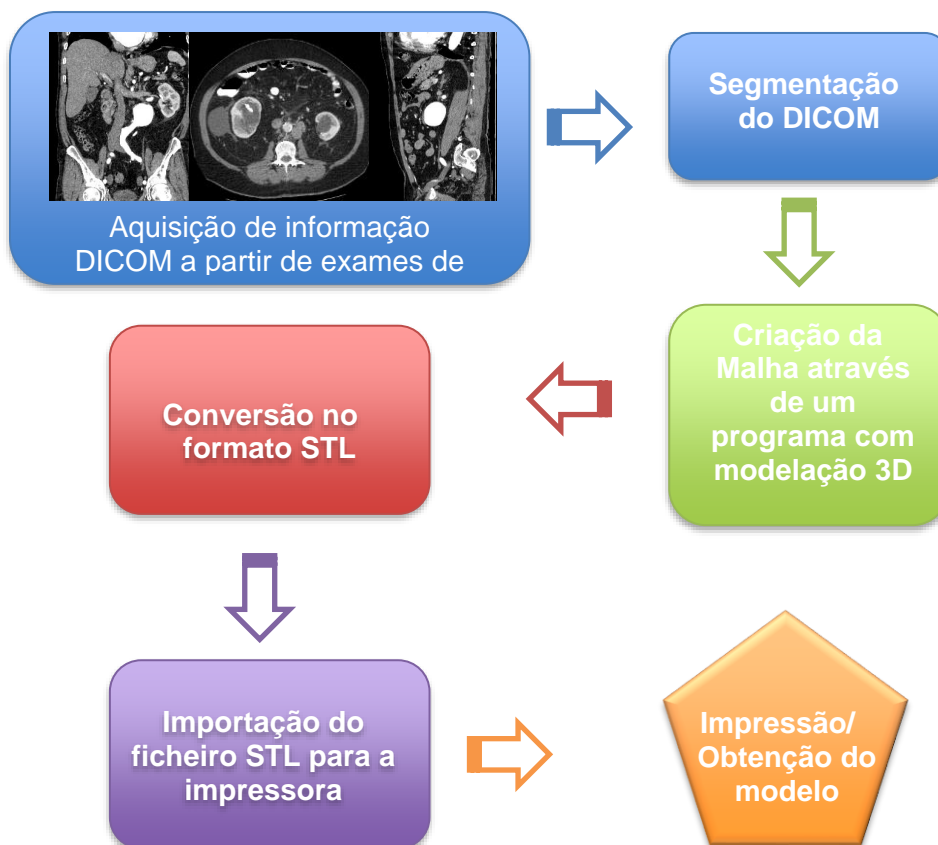


Figura 12- Esquematisação dos processos para a criação de um objecto 3D a partir de imagens DICOM.

#### **4.1.1 Aquisição de imagens**

O primeiro passo na criação de modelos 3D é a extração de dados a partir de imagens médicas. Os dados extraídos são geralmente de exames de TC ou de RM, embora possam ser usados outros métodos de diagnóstico, como a ultrassonografia.[34][35] A escolha do tipo de dados é importante, pois imagens com baixa resolução podem resultar em discrepâncias entre o modelo gerado e a anatomia real. Dependendo da complexidade da anatomia que se pretende representar, a espessura de corte tem uma grande relevância, pois quanto menor a espessura de corte melhor é a definição da imagem. [36]

#### **4.1.2 Segmentação e Geração da Malha**

A segmentação é um passo opcional na criação de modelos 3D impressos, porém, na prática, é quase sempre utilizado quando se trata de aplicações médicas. O objetivo da segmentação é isolar a área de interesse, dentro do conjunto de dados volumétricos que foi recolhido, extraindo uma superfície de dados segmentados, que permite gerar a malha de superfície (Mesh). Existem vários programas de utilização livre e de código aberto, que contêm uma variedade de ferramentas manuais e automáticas, que permitem manipular dados DICOM em arquivos prontos para impressão. A segmentação da imagem envolve a delimitação da imagem numa parte anatômica específica, identificando a anatomia de interesse. [37]

O processo de segmentar e gerar a malha pode resultar em imprecisões significativas entre os dados DICOM originais e o modelo final gerado em 3D. Neste sentido, é importante comparar a região de interesse dos dados processados com os dados DICOM originais, não processados, em cada etapa para garantir que se mantém a verdadeira representação anatômica.

Por fim, os dados são gravados num formato de arquivo reconhecido pelo software da impressora 3D. O formato mais utilizado é o formato de arquivo de linguagem padrão (STL). [38]

#### **4.1.3 Pós-Processamento e impressão 3D**

Os avanços recentes da tecnologia de impressão 3D produziram novos processos, que possibilitam a utilização de uma variedade de materiais, desde o plástico à liga metálica. A escolha da impressora dependerá do tipo de aplicação que se pretende. Existem fatores a

serem considerados ao escolher uma impressora como o custo, a precisão, a velocidade e o material de impressão disponível. [42]

A estereolitografia foi a primeira tecnologia de impressão 3D a ser patenteada. [43] Esta permite criar modelos 3D, imprimindo camadas 2D de material de resina fotorreativa umas em cima das outras, que são tratadas por luz ultravioleta, promovendo a criação de modelos altamente precisos com acabamentos de superfícies lisas.

A sintetização seletiva por laser (SLS) é uma técnica que utiliza um substrato em pó, que é fundido com um laser a alta potência. Camadas muito finas de pó são aplicadas camada a camada, sendo sintetizadas ou derretidas posteriormente, através do laser, na forma de objeto 3D. Esta sintetização pode ser usada para dar origem a objetos metálicos, plásticos e de cerâmica. O acabamento superficial com SLS pode ter um aspeto áspero, exigindo um pós-processamento mais elaborado do que em outros métodos. [44]

Utilizando o SLS é necessário, por vezes, ter uma estrutura de suporte durante a impressão, para evitar o colapso do modelo em pontos fracos. Contudo, essas estruturas podem ser removidas manualmente após o modelo ter sido tratado, exigindo, porém, uma limpeza e suavização do modelo comparativamente a outros métodos. O pós-processamento, para alisar superfícies rugosas e remover o excesso de material, irá depender do tipo de qualidade da impressora 3D e dos materiais utilizados. [45]

Existem métodos em que não é necessárias estruturas de suporte durante a impressão, devido ao facto de os objetos assentarem sobre um leito de pó não fundido. Este método permite criar modelos relativamente rápidos e de baixo custo, todavia, as peças não são tão duráveis quando comparada com as de SLS. [46]

## **4.2 Aplicação de programas de reconstrução 3D em medicina**

A anatomia é um componente essencial da educação médica, sendo fundamental para o diagnóstico preciso nos sistemas humanos e órgãos. A representação mental da forma e organização de diferentes estruturas anatômicas, é um passo crucial no processo de aprendizagem. [41][47]

Em 2004 deu-se uma aliança da computação com a imagem médica com o objetivo de investigar e desenvolver uma infraestrutura de software de código aberto para extração de informação e conhecimento de imagens médicas usando métodos computacionais. Tal aliança, promovida pelos institutos nacionais de saúde dos Estados Unidos da América, levou a que programas como o 3D *Slicer* passassem de uma aplicação de software de

pesquisa académica interna , para uma plataforma de software aberto, robusto, mantendo o profissionalismo.[48]

Foi feito um estudo que pretendeu comprovar a viabilidade e os benefícios do desenvolvimento de módulos inovadores para o ensino da anatomia, para estudantes de medicina, com base em reconstruções tridimensionais a partir de dados reais de pacientes. Foi realizado um estudo piloto com 196 modelos de estruturas anatómicas de uma amostra de 16 exames de TC, anónimos, usando a plataforma de código aberto 3D *Slicer*. Para testar este projeto foram dadas tarefas específicas para os alunos concluírem usando os modelos 3D, bem como questionários on-line para testar e avaliar a sua compreensão nas áreas de interesse. Os resultados demonstraram que a interação com modelos 3D levou a uma melhor compreensão da forma e relações espaciais entre as estruturas, ajudando a identificar e ilustrar variações anatómicas de diferentes corpos. Neste estudo concluiu-se que existe viabilidade numa possível abordagem para a geração de modelos 3D, da anatomia, a partir de dados reais de pacientes. O recurso a plataformas tem um potencial complementar para o ensino de regiões anatómicas e percepção da variação das mesmas entre pacientes.[47]

Um estudo referente ao ano de 2016, teve como pressuposto desenvolver um sistema de broncoscopia virtual simples e de fácil acesso para ser acoplado a um sistema de rastreamento eletromagnético personalizado, para navegação no pulmão com o mínimo de intervenção possível do operador. Este método foi implementado recorrendo ao programa 3D *Slicer*, criando este uma reconstrução virtual de passagens aéreas a partir de imagens digitais para navegação virtual. Assim, foi possível obter um planeamento pré-processual, recorrendo às ferramentas disponíveis, navegação virtual e uma otimização para o uso em combinação com um sensor de rastreamento. O algoritmo criado foi avaliado em testes no laboratório e in vivo e no geral, o sistema provou ser de fácil utilização e preciso ao replicar a informação clínica, mostrando ser uma mais valia na análise de imagem. Dois estudos em animais diferentes confirmaram a viabilidade técnica e a usabilidade do sistema. [49]

#### **4.2.1 Aplicação em Portugal**

Em 2014 foi fundada em Portugal uma *startup* de nome PeekMed, cuja ideia nasceu da dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica, da universidade de Braga, do aluno João Pedro Ribeiro. Esta *startup* desenvolveu um software que permite aos ortopedistas planearem a cirurgia antes da sua realização.

O projeto consistiu num sistema de planeamento pré-cirúrgico ortopédico em 3D. Com este sistema o cirurgião tem a capacidade de executar todo o processo de planeamento

para a cirurgia, utilizando as imagens médicas do paciente, em 3D, analisando exatamente quais os passos necessários para que a cirurgia seja bem-sucedida.

O PeekMed apresenta características que podem ajudar ao nível da osteotomia, redução de fraturas, teste de materiais, planeamento híbrido 2D/3D, armazenamento de casos de estudo e importação de imagens para o servidor PACS.

Com este programa é ainda possível medir, modelar e simular os resultados esperados de diferentes tipos de cirurgia.[50]



Figura 13- Logotipo da empresa PeekMed

## 5 Prototipagem Rápida

Em 1986, Charles Hull foi o pioneiro na implementação das impressoras 3D na indústria automóvel e aeroespacial, com o objetivo de criar protótipos para testes antes de avançar com a produção em massa. [43] Hoje em dia, as impressoras 3D e os seus produtos constituem um mercado, em termos monetários, de biliões. [51]

A prototipagem rápida, ou também conhecida como impressão 3D, é uma tecnologia que está em crescente mudança na indústria de manufatura, sendo que o seu potencial tem vindo a ser alargado à saúde. Esta tecnologia oferece vantagens, comparativamente à fabricação tradicional pois, tem a capacidade de criar objetos com estruturas internas complexas, maior versatilidade e personalização. [52]

Quando conciliados com imagens médicas, a impressão de modelos 3D abre novas oportunidades no avanço da medicina. As aplicações clínicas desta recente tecnologia, estão a ser investigadas ativamente em centros de investigação médica. A capacidade de gerar modelos 3D, a partir de exames de um paciente, permite aos médicos a criação de próteses e implantes, bem como outras estruturas anatômicas personalizadas, permitindo visualizar patologias complexas, projetar instrumentos médicos, sendo ainda uma mais valia para o ensino académico.[42]

Através dos dados tridimensionais convertidos para formatos aceites nas máquinas de prototipagem rápida, é possível produzir modelos biomédicos. O processo de estereolitografia pode reproduzir desde vasos sanguíneos a tecidos moles, tumores e ossos com uma precisão elevada ( $< 0,1mm$ ). Com esta tecnologia, é ainda possível introduzir cores em partes específicas dos modelos, com o intuito de destacar áreas desejadas ou, simplesmente, permitir uma representação mais detalhada do modelo. [53]

As tecnologias de produção e a prototipagem rápida possibilitam aos investigadores gerar peças físicas num curto espaço de tempo, horas ou dias, a partir de projetos criados via programas de projeto assistido por computador (CAD, do acrónimo inglês *computed aided design*), ou engenharia assistida por computador (CAE, do acrónimo *computed aided engineering*) ou produção assistida por computador (CAM, do acrónimo *computed aided manufacturing*).

Estas tecnologias permitem a deteção precoce de erros, ajudando a otimizar, significativamente, o projeto a desenvolver e tornando o fabrico mais rápido. O processo de fabrico automático, aditivo e camada a camada, é geralmente a base destas tecnologias. [54]

As tecnologias de fabrico que tiveram um maior impacto na evolução da prototipagem rápida foram a estereolitografia por laser, a sinterização seletiva a laser, a modelagem por fusão e deposição e a impressão 3D. Estes métodos têm em comum o processo de fabrico,

baseando-se este na deposição e produção camada a camada, o que facilita a criação de geometrias complexas. Estas tecnologias têm uma importância relevante quando aplicadas à engenharia biomédica, devido à sua elevada precisão promovendo a produção de dispositivos implantáveis ou de *scaffolds* utilizados nos processos da engenharia de tecidos.

Ao longo dos anos, tem-se verificado um crescimento elevado na utilização dos processos de prototipagem rápida, sendo isto representado na crescente referência a estas tecnologias em artigos e estudos.[55]

Existem várias áreas onde a prototipagem rápida é utilizada, como se pode ver no estudo estatístico representado na figura 14.

## Áreas de aplicação da prototipagem rápida

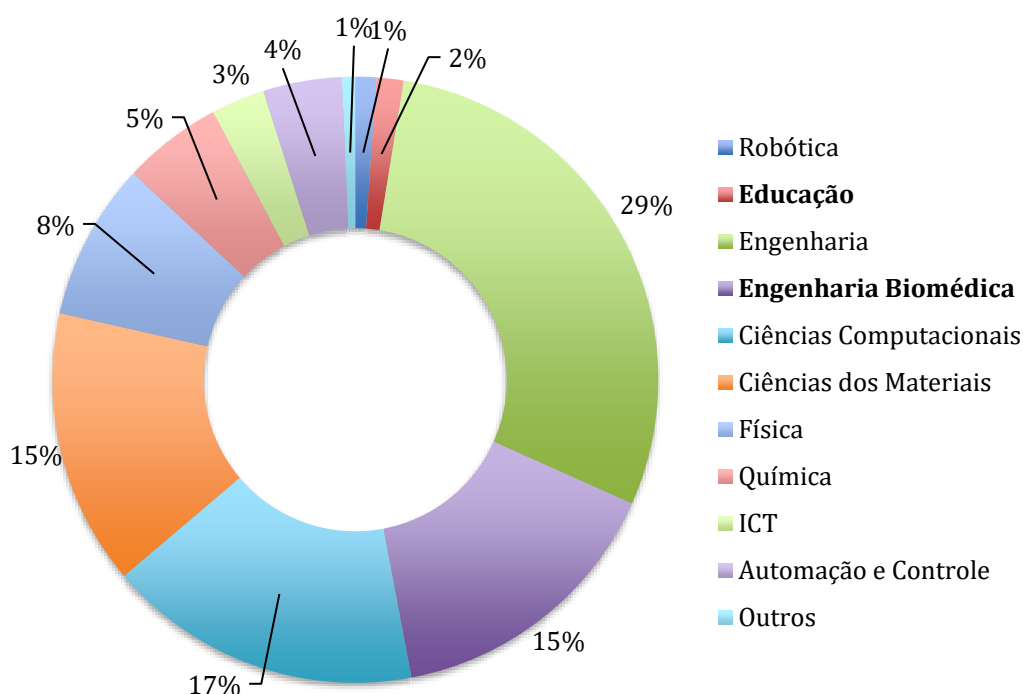


Figura 14- Gráfico percentual das principais aplicações da tecnologia da prototipagem rápida.

Analisando as percentagens apresentadas, o ramo da engenharia biomédica é dos que mais utilizam as tecnologias de prototipagem rápida. A evolução dos modelos biológico e anatômicos, através das técnicas de prototipagem rápida, foi um dos fatores que mais impulsionou o uso destes meios de produção na área da engenharia biomédica. [55]

Nos últimos anos, os estudos pré-operatórios, o planeamento cirúrgico e o desenvolvimento de implantes para reconstrução óssea foram as áreas da engenharia biomédica, que tiveram maior taxa de sucesso com a aplicação das tecnologias da

prototipagem rápida. A diferença de densidade entre osso e tecido mole, faz com que estes dois tipos de estrutura sejam facilmente identificados, na visualização de qualquer tipo de imagem médica. Assim sendo, os programas que têm a capacidade de converter a informação das imagens médicas, em ficheiros CAD, com detalhe na informação ao nível da geometria dos órgãos e tecidos, são particularmente eficazes na replicação da morfologia do osso. [56]

Foram feitos estudos em 2011, numa pesquisa a 1170 artigos, sobre as aplicações da prototipagem rápida em engenharia biomédica e ciências médicas, cujos resultados são representados de uma forma gráfica na figura 15. [56]

### Prototipagem rápida em Engenharia Biomédica

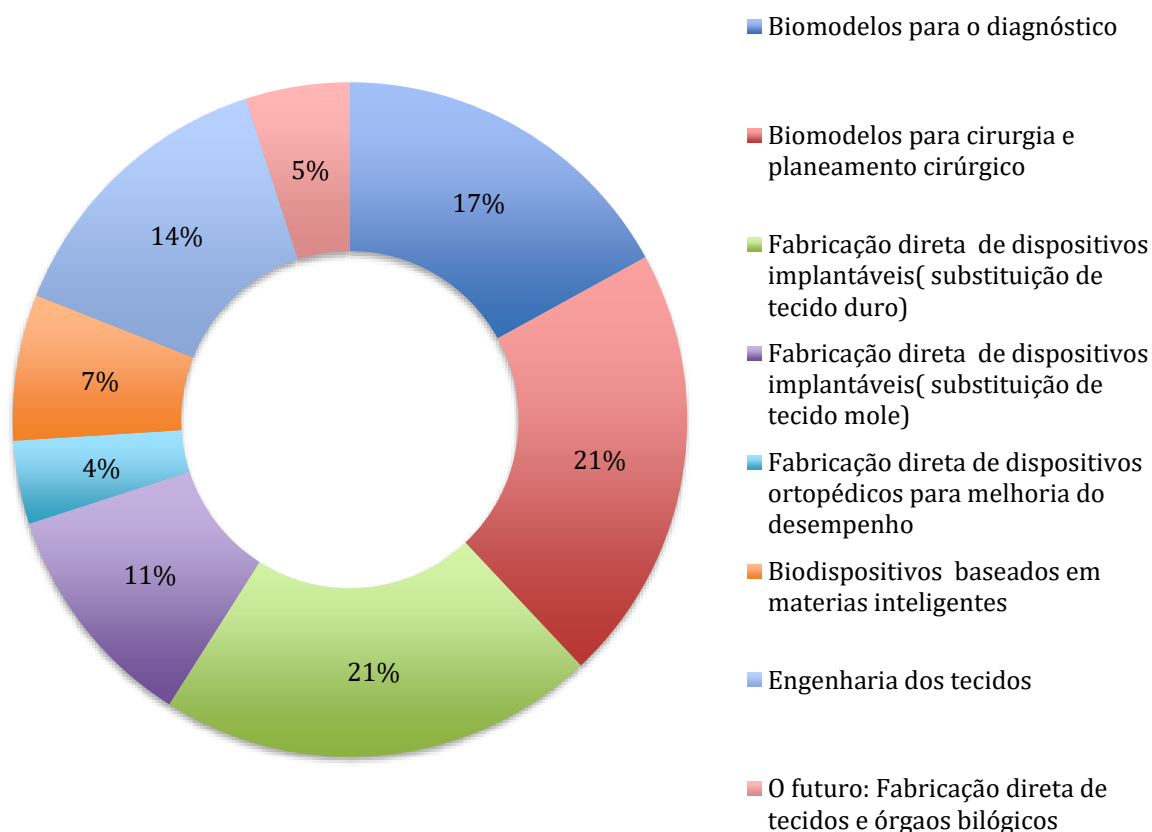


Figura 15- Gráfico percental da aplicação da prototipagem rápida em Engenharia Biomédica.

## **5.1 Aplicações da impressão 3D na medicina**

Nos últimos anos, o número de aplicações da tecnologia de impressão 3D em medicina aumentou exponencialmente. [52] Prevê-se que o uso da impressão 3D em cuidados de saúde cresça nos próximos anos. A nível mundial, algumas instituições hospitalares têm apostado na compra de impressoras 3D para uso interno, tendo em conta estes avanços. [57]

Modelos personalizados, fabricados através de prototipagem rápida, funcionam em alguns casos como um complemento à reconstrução virtual 3D, auxiliando nos testes físicos, não realizáveis em computador. Assim, é possível combinar um processo de treino cirúrgico com os protótipos de reconstrução 3D, ajudando no ensino de futuros cirurgiões.[58]

Inicialmente, esta tecnologia era vista como uma ferramenta para otimizar o planeamento pré-cirúrgico em procedimentos complicados. Hoje em dia, tem vindo a ser reconhecida pelo seu potencial em treino clínico, meio de explicação ao paciente e de criação de próteses personalizadas.[59][60] Pesquisas ao nível da biotecnologia, baseadas na impressão 3D, estão a ser aplicadas ao material biológico com o objetivo de criar tecidos e órgão funcionais. [61]

A existência de modelos físicos impressos, para além de auxiliarem no diagnóstico e simulação cirúrgica, permitem a realização prévia de múltiplas cirurgias de forma a testar qual o melhor método a utilizar na cirurgia, nomeadamente a zona de corte. Estes modelos permitem uma melhor visualização e planeamento cirúrgico de áreas pouco acessíveis, uma vez que, alguns processos de prototipagem rápida, permitem a obtenção de modelos translúcidos com áreas específicas coloridas, de forma a evidenciar as áreas a intervir.[61]

### **5.1.1 Aplicação 3D em imagens vasculares**

Foram criados modelos impressos em 3D de aneurismas da aorta abdominal, a partir de dados de TC, para auxiliar na seleção do dispositivo do EVAR e planeamento pré-cirúrgico. O tratamento do aneurisma endovascular, conhecido por EVAR, é o tratamento conhecido para os aneurismas da aorta abdominal. O EVAR oferece uma opção de tratamento menos invasiva em comparação com a cirurgia aberta. A réplica em 3D do aneurisma e estruturas circundantes, pode ajudar na tomada de decisão, permitindo aos cirurgiões selecionar o dispositivo de tratamento correto com um maior grau de confiança. [62]

### **5.1.2 Aplicação 3D na educação**

A criação de modelos 3D de tumores de alta veracidade permite aos estudantes interagir com a unidade renal e com o tumor de uma forma mais direta e tangível do que ao usar apenas imagens padrão multiplanares. A interação com estes modelos tem se revelado uma ferramenta eficaz na aprendizagem para os estudantes de medicina, observando-se melhorias comparativamente às técnicas até então utilizadas. [63]

Tendo em conta um caso específico, estudos comprovaram que ao usar os modelos 3D, os alunos de medicina conseguem, com maior facilidade, caracterizar a localização física e as dimensões de massas em relação ao parênquima renal e à vasculatura renal em comparação com a utilização de imagens de exames de TC isolados. Assim, e tendo o parecer positivo dos alunos em relação a utilização dos modelos 3D, concluiu-se que são uma ferramenta valiosa para compreender melhor as patologias renais. [63]

Outro dos casos, aplicado à educação, é a utilização de um modelo de um coração impresso em 3D usado durante a aprendizagem em ultrassonografia, na especialidade de cardiologia, para demonstrar o reparo pós-cirúrgico da transposição dos grandes vasos. Os modelos ósseos 3D, também, são uma grande aposta na avaliação pré-cirúrgica e planejamento cirúrgico. O uso de modelos tridimensionais é útil para melhorar a compreensão dos processos de doenças/tratamento, bem como a compreensão do processo por parte do paciente. [64]

## 6 Materiais e Métodos

### 6.1 Materiais

Neste estudo foram analisados vários exames de TC, que constavam na base de dados de um hospital situado na região de Lisboa, sendo escolhidos, no final, para análise, dois casos de estudo. Estes foram escolhidos tendo por base o objetivo final deste projeto, reproduzir patologias através de um modelo 3D, no qual, fosse possível representar à escala toda a estrutura e lesão. Assim sendo, foram escolhidas uma patologia vascular e uma patologia renal, nomeadamente, um aneurisma da aorta abdominal e um tumor renal.

A opção por estas patologias surgiu pela verificação da incidência de vários casos, bem como pela procura médica deste tipo de modelos, não só para testes pré-cirúrgicos, mas também para a aprendizagem de estudantes e futuros cirurgiões.

Relativamente ao equipamento utilizado para a aquisição dos exames, este é da marca da GE *Healthcare* cujo modelo é a Optima\* CT520. Este modelo de tomógrafo é de 16 cortes e permite, executar aquisições rápidas, reconstruções e pós-processamento que vão de encontro às necessidades, promovendo soluções de fácil acesso para os desafios clínicos do trabalho diário. [65]

Após a aquisição dos exames foi necessário a transposição das imagens para um programa de código aberto, que permitiu produzir os modelos 3D. De entre os programas existentes, foi escolhido o programa 3D *Slicer*, por ser um programa intuitivo e com facilidade no manuseamento e por dispor de ferramentas computacionais evoluídas, que permitiram a criação dos modelos.

Criados os modelos, recorreu-se à impressora 3D, MakerBot Replicador 2, disponível no local de ensino para proceder à impressão.

#### 6.1.1 Programa 3D Slicer 4.7.0

O programa 3D *Slicer* é uma plataforma de código aberto dirigido para imagem médica, processamento de imagem e visualização tridimensional. Foi construído ao longo de duas décadas através do apoio dos Institutos Nacionais de Saúde Americanos e uma comunidade internacional de cientistas. Este programa apresenta ferramentas de processamento multiplanar gratuitas, que exibem benefícios para os médicos, investigadores e para o público em geral.

É, frequentemente, requerido para uma variedade de aplicações médicas, incluindo autismo, esclerose múltipla, cancro da próstata, esquizofrenia, biomecânica ortopédica, neurologia, entre outras áreas. Apresenta-se como uma plataforma flexível de modelação, análise e visualização de imagem. Permite o desenvolvimento de ferramentas de

processamento interativo, tendo a capacidade de exibir fatias de imagens arbitrariamente obtidas construir modelos de superfície a partir de conjuntos de imagens.[66]

### 6.1.2 Maker Bot

A impressora onde foram impressos os modelos foi a MakerBot Replicador 2, cujo material utilizado foi filamento de PLA (poliácido láctico) de 1,75 mm. Esta impressora apresenta uma resolução de camada de cem microns, o que significa que é possível produzir camadas muito finas. O PLA é um termoplástico biodegradável, incolor, derivado de fontes renováveis como o amido de milho, que apresenta um aspeto brilhante, sendo bastante rígido e resistente, permitindo a produção de protótipos em diversas cores.

Esta impressora apresenta um volume de construção de 28,5 x 15,3 x 15,5 cm, permitindo criar protótipos de alta qualidade profissional e modelos complexos.

É possível efetuar configurações de impressão, determinando as características do modelo impresso. Essas configurações permitem otimizar a impressão 3D, obtendo melhores resultados, tendo em conta que tais configurações podem afetar o tempo de impressão, resistência, qualidade de impressão e peso do modelo.

Existem três perfis de impressão, *low*, *standart* e *high*, em que a diferença entre eles prende-se com a espessura de cada camada na impressão. Assim, para impressões em *low* a espessura é de 0,3 mm, *standard* 0,2mm e *hight* 0,1mm. Quando menor for a espessura, melhor será a qualidade da superfície da impressão 3D implicando, porém, um maior tempo de impressão.

Outro dos parâmetros também importante é o enchimento que corresponde a estrutura interna da impressão. Por norma, entre 10% a 20% de enchimento é o suficiente para a maioria das impressões.[67]



Figura 16- Figura representativa da impressora MakerBot Replicador 2.[67]

### 6.1.3 SolidWorks

Desenvolvido pela *SolidWorks Corporation*, o *SolidWorks* caracteriza-se por ser um projeto de CAD (*computer aided design*), adquirido em 1997 pela *Dassault Systèmes S.A.*, e que funciona nos sistemas operacionais Windows.

O *SolidWorks* baseia-se em computação paramétrica, criando formas tridimensionais a partir de formas geométricas elementares. Por norma, a criação de um sólido ou superfície começa, tipicamente, com a definição de topologia num esboço 2D ou 3D. A topologia define a conectividade e certos relacionamentos geométricos entre vértices e curvas, no esboço e externos ao esboço. Este é um programa que permite o desenho, modelação e manuseamento de diversos objetos, promovendo elevada precisão visual em relação à realidade do objeto e ao nível das suas dimensões. Possibilita, ainda, ao utilizador realizar variadas simulações ao objeto que se está a desenvolver, como análise de tensões/deformações. Outra das vantagens prende-se com a capacidade de abrir ficheiros numa vasta gama de formatos. [68]

### 6.1.4 Enquadramento dos Casos de estudo

Para o primeiro caso de estudo, foi analisada a base de dados dos exames de TC realizados, em contexto hospitalar, num período de quatro meses, sendo feita uma recolha de exames de TC abdominais e pélvicos.

Na seleção dos exames para escolher o caso de estudo, foram definidos como critérios de inclusão: exames em que o paciente tivesse mais de 50 anos, se identificasse ou não patologia e no qual tivesse sido feita a injeção de contraste endovenoso. Foram excluídos todos os exames realizados sem injeção de contraste endovenoso e que não se apresentassem na faixa etária acima dos 50 anos. Assim, dentro da amostra recolhida foi selecionado apenas um caso, representativo de uma das principais patologias renais, o carcinoma das células renais e por ter historial clínico realizado na mesma instituição de saúde.

O caso segundo caso, relativo ao aneurisma da aorta, surgiu também em contexto laboral, por detetar muitos casos frequentes de aneurisma da aorta abdominal em poucos meses. Segundo a literatura, os aneurismas, também, são estruturas, na qual a reconstrução 3D e representação em modelo sólido têm cada vez mais importância para o diagnóstico e tratamento. Posto isto, procedeu-se à recolha de alguns exames de angio TC da Aorta Abdominal, tendo em conta os mesmos critérios de inclusão e exclusão do primeiro caso.

### 1º Caso de estudo

Paciente com 54 anos, do sexo masculino, que realizou uma TC abdomino-pélvica para estudo do trato urinário.

Após a realização do exame, o relatório médico demonstrou anomalias ao nível do rim esquerdo, nomeadamente uma lesão neoformativa com 4x4 cm, moderadamente vascularizada no 1/3 médio do rim.

Através de estudos histológicos, concluiu-se que o paciente apresentava um tumor, predominantemente intra renal.

Perante o historial clínico do doente, o tratamento adotado foi um nefrectomia radical.

### 2º Caso de estudo

Paciente do sexo masculino de 72 anos de idade, realizou em contexto de exame marcado, uma angio TC. A informação clínica refere ser um ex-fumador e de já ter realizado dois *bypass*.

O exame realizado demonstrou, com ponto de partida abaixo das artérias renais e configuração sacular, um aneurisma da aorta com cerca de 5 cm de diâmetro transversal e 5.1 cm de diâmetro ântero-posterior. Os restantes segmentos da aorta mantêm um calibre normal, identificando-se múltiplas zonas de calcificação na parede.

## 6.2 Métodos

### 6.2.1 Procedimentos técnicos para a realização dos exames

Na figura 17 encontram-se descritos os procedimentos técnicos que se devem realizar antes de se iniciar um exame de tomografia computadorizada.

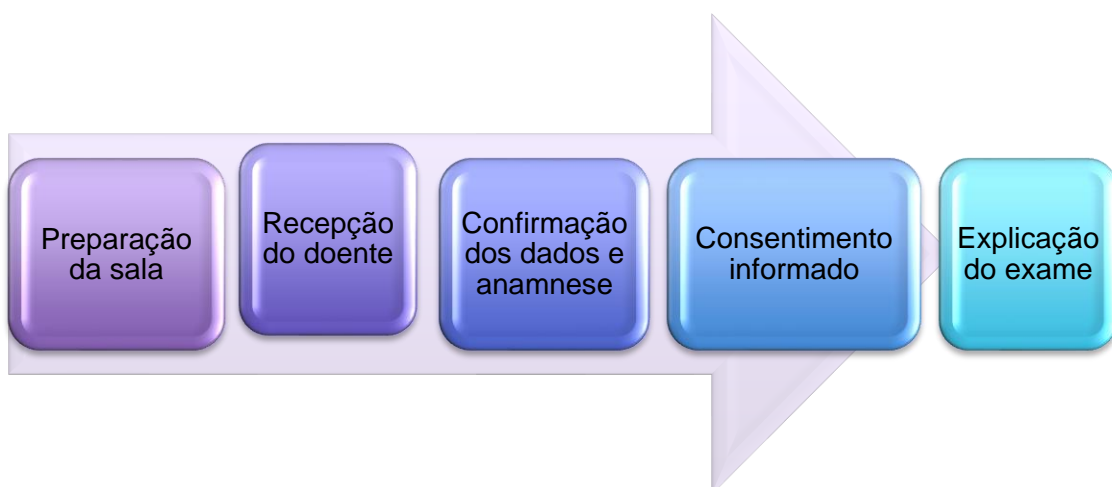


Figura 17- Sequencia dos procedimentos realizados antes do exame.

## 1º caso de estudo

Para a realização do exame standard de TC abdominal e pélvico, o doente é posicionado em decúbito dorsal, com o plano médio-sagital alinhado com o plano médio-sagital da mesa. Os membros superiores em extensão e elevados ao longo da cabeça. Foi colocado um suporte de apoio para os membros inferiores para maior comodidade e estabilidade da coluna vertebral.

No topograma, os limites superior e inferior de referência são as cúpulas diagramáticas e a sínfise púbica, respetivamente, sendo a aquisição realizada com orientação crânio-caudal. São adquiridas duas imagens, no topograma, uma em ântero-posterior e outra em perfil, cujos parâmetros de aquisição são 120 kV e 10 mA.

A aquisição foi volumétrica multicorte, em janela standard com parâmetro de aquisição de 120 kV e 140 mA, espessura de corte de 5.0 mm, incremento de 5,0 mm e *pitch* 1,375, sendo o exame realizado em apneia inspiratória.

Posteriormente, são feitas reconstruções diretas com uma espessura de corte de 1,25 mm. As reconstruções em cortes sagitais e coronais são feitas à posteriori manualmente.

O estudo foi efetuado após a opacificação por via oral do tubo digestivo e injeção de contraste iodado por via endovenosa.

No que diz respeito aos tempos de aquisição de imagem com contraste endovenoso, foram feitas duas aquisições. A primeira aquisição aos 60 s, com vista a obter uma fase portal / nefrográfica, e posteriormente uma fase de eliminação/pielográfica que decorre após 10 min da injeção de contraste.

Tabela 1- Parâmetros de aquisição utilizados no 1º caso de estudo.

<b>Parâmetros de Aquisição</b>	
Posicionamento	Decúbito dorsal, feet firt, membros superiores em extensão e elevados ao longo da cabeça
Topograma	Desde as cúpulas diagramáticas até à sínfise púbica
Espessura de corte	5.0 mm
Incremento	5.0 mm
Pitch	1.375
kV	120 kV
mA	140 mA
Reconstruções Automáticas	1.25 mm em janela standard em plano axial
Meios de Contraste	Contraste oral e endovenoso

## 2º Caso de estudo

Para a realização do exame de angio TC, o posicionado e o topograma processam-se da mesma forma que o exame de TC abdominal e pélvico.

O exame é efetuado com aquisições volumétrica multicorte, em janela standard, com parâmetro de aquisição de 120 kV e 240mA, espessura de corte de 5,0 mm, incremento de 5,0 mm e pitch 1,375, sendo o exame realizado em apneia inspiratória.

A administração do contraste endovenoso é programada recorrendo a uma aplicação de nome *SmartPrep*, que permite a monitorização em tempo real do realce do contraste endovenoso, numa secção anatómica escolhida, visto que este programa permite seleccionar uma região de interesse (ROI). O fluxo de contraste é monitorizado por cortes (imagens) adquiridos em baixa dose, podendo o técnico observar o realce pretendido na ROI marcada e avançar com o exame, garantindo que a aquisição ocorreu no momento indicado. A ROI neste caso representa a região de interesse que queremos que o equipamento detete, para que possa avançar automaticamente com a aquisição do exame, ao identificar contraste nessa região assim, deverá ser relativamente pequeno, com vista, a garantir que apenas a estrutura pretendida esteja incluída, neste caso concreto o ROI foi colocado na artéria aorta abdominal.

Posteriormente, foi escolhido o *Monitor Phase* que permitirá que sejam visualizadas as imagens, após a injeção do contraste, bem como um gráfico onde é possível analisar os níveis de contraste, ao longo dos cortes, na estrutura seleccionada. Quando o contraste atingir a região seleccionada, o equipamento prepara-se automaticamente para a aquisição do exame.

Para este exame é necessário um *bolus* de contraste superior ao utilizado no caso anterior, visto ser necessário garantir uma boa opacificação de todas as porções da artéria aorta.

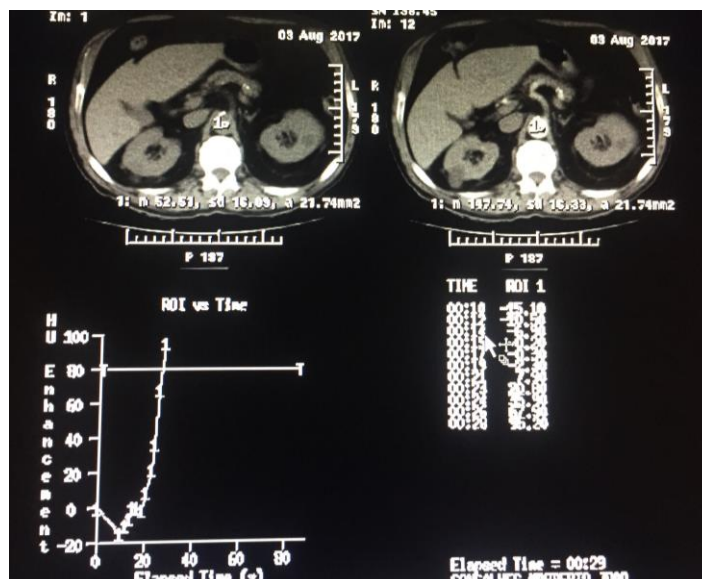


Figura 18- Imagem representativa do Monitor Phase utilizado no exame de angio TC.

Tabela 2 - Parâmetros de aquisição utilizados para o segundo caso de estudo.

**Parâmetros de Aquisição**

Posicionamento	Decúbito dorsal, feet firt, membros superiores em extensão e elevados ao longo da cabeça
Topograma	Desde as cúpulas diagramáticas até à sínfise púbica
Espessura de corte	5.0 mm
Incremento	5.0 mm
Pitch	1.375
kV	120 kV
mA	240 mA
Reconstruções Automáticas	1.25 mm em janela standard e plano axial, coronal e sagital
Meios de Contraste	Contraste endovenoso

O contraste oral administrado tem por nome gastrografina. Este é um medicamento que se apresenta sob a forma de uma solução aquosa para ingestão oral. A gastrografina é um meio de contraste utilizado para os exames feitos com radiação X ao sistema digestivo, incluindo a TC, promovendo a visualização de constrições, fendas, dilatações, corpos estranhos e patologias. Este contraste permite opacificar o intestino, permitindo uma visualização do mesmo. [69]

O contraste endovenoso utilizado é o ultravist<sup>®</sup> 370, onde a quantidade administrada varia consoante o exame a realizar e o peso do paciente. Este é um contraste que se apresenta sob a forma de solução injetável aquosa, contendo iodo. Uma vez que o iodo possui um elevado número atômico, tem a capacidade de atenuar a radiação nas áreas do corpo onde o ultravist<sup>®</sup> 370 se distribui após a injeção, na corrente sanguínea ou nas cavidades corporais, tornando-se essas regiões hiperdensas. Dependendo dos tempos de aquisição dos exames, este contraste permite observar artérias, detetar anomalias no sistema urinário, rins, cérebro, espinal-medula, coração e cavidades corporais. [70]

## 7 Análise e Discussão dos Resultados

### 7.1 Imagens Multiplanares extraídas da TC

#### 7.1.1 Imagens multiplanares do rim extraídas da TC

A figura 19 representa uma imagem em plano axial extraída de um exame abdominal e pélvico referente ao rim a ser estudado. Neste plano, podemos observar o rim em estudo, rim esquerdo, bem como a sua patologia. Esta patologia, com características de lesão neoplásica, é observável na imagem apresentando um aspeto heterogêneo com dimensões de 4cm de diâmetro transversal e ântero-posterior.

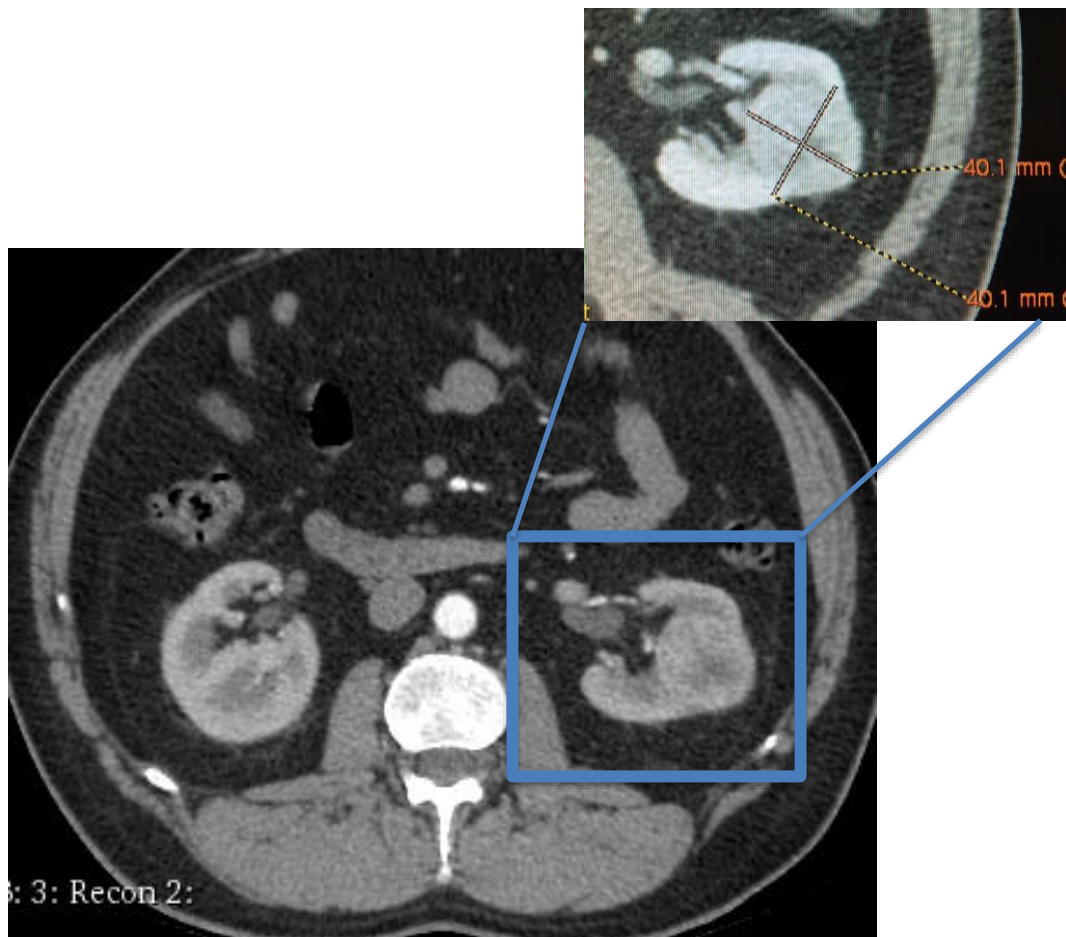


Figura 19- Imagem de corte em plano axial, estando realçado a azul o rim esquerdo, bem como a região correspondente à patologia.

A reconstrução em diferentes planos é importante na medida em que promove melhor percepção da anatomia e, neste caso concreto, da patologia sendo possível avaliar as suas dimensões, localização e interação com as estruturas envolventes.

Analisando os planos coronal e sagital (figuras 20,21) é possível verificar que a patologia vai para além dos limites renais, englobando na sua maioria a parte interna do rim esquerdo.



Figura 20- Imagem de um corte em plano coronal, contemplando a ampliação do rim esquerdo com as respetivas medidas do tumor.

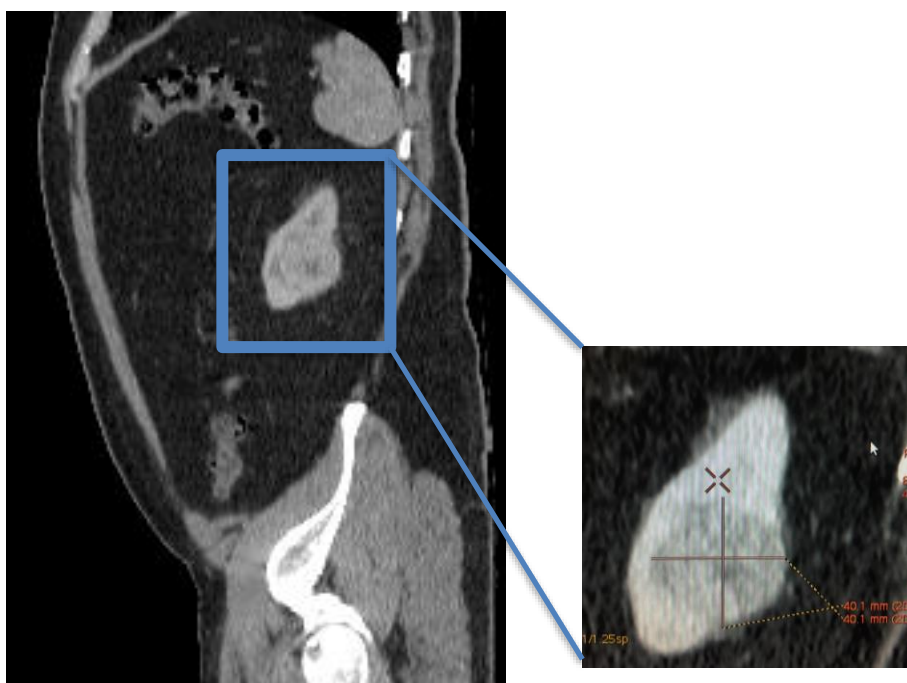


Figura 21-- Imagem de um corte em plano sagital, contemplando a ampliação do rim esquerdo com as respetivas medidas do tumor.

### 7.1.1.1 Imagens 3D do rim a partir da TC recorrendo a aplicação Volume Rendering (VR)

As imagens médicas em formato 3D, a partir de exames de TC, podem ser geradas através de um conjunto alargado de algoritmos. A implementação da renderização mais volumosa do volume 3D, também conhecido como volume *rendering* (VR), permite obter imagens precisas e maior flexibilidade, ajudando os médicos a interpretar com melhor eficiência os grandes volumes de dados gerados pelos equipamentos. [71]

Nas figuras 22 e 23 estão representadas imagens 3D, obtidas através da aplicação do VR, sendo possível ter uma percepção anatômica e realista do elemento rim e da sua patologia, bem como, das suas estruturas envolventes.



Figura 22- Representação 3D com aplicação de diferentes filtros para o rim.



Figura 23- Representação 3D da região renal e vasos.

### 7.1.2 Imagens Multiplanares da aorta extraídas da TC

Na figura 24 observa-se um corte do exame de angio TC em plano axial, observando-se uma região hiperdensa correspondente ao aneurisma da aorta. O aneurisma apresenta dimensões de aproximadamente 5 cm de diâmetro transversal e 5,2 cm de diâmetro antero-posterior.

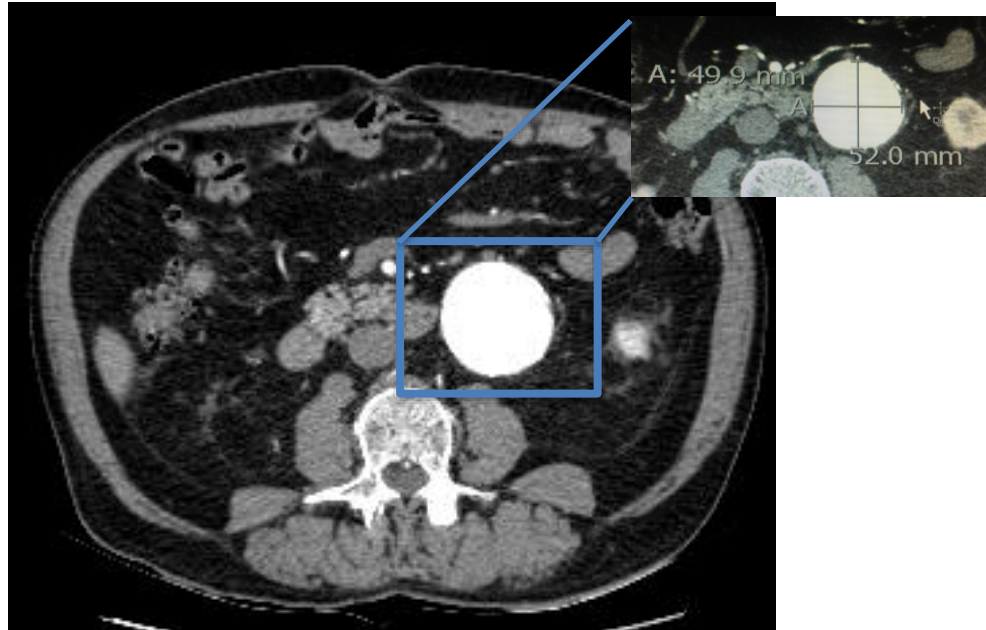


Figura 24 - Imagem de corte em plano axial angio TC.

Em plano sagital (figura 25), correspondente a uma reconstrução a partir da aquisição axial com 5 mm de espessura, é possível ver o aneurisma da aorta pela estrutura com contornos circulares, bem definidas, com hiperdensidade.

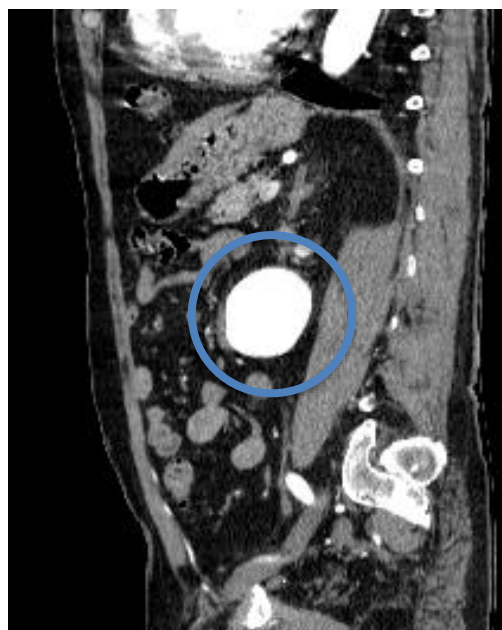


Figura 25- Imagem de corte em plano sagital, evidenciado-se o aneurisma com hiperdensidade.

Nem plano de reconstrução em plano coronal (figura 26) efetuado por reconstrução direta, é possível ver o aneurisma da aorta que se localiza abaixo das artérias renais, apresentando uma configuração sacular com dimensões de 5 cm por 5,6 cm.

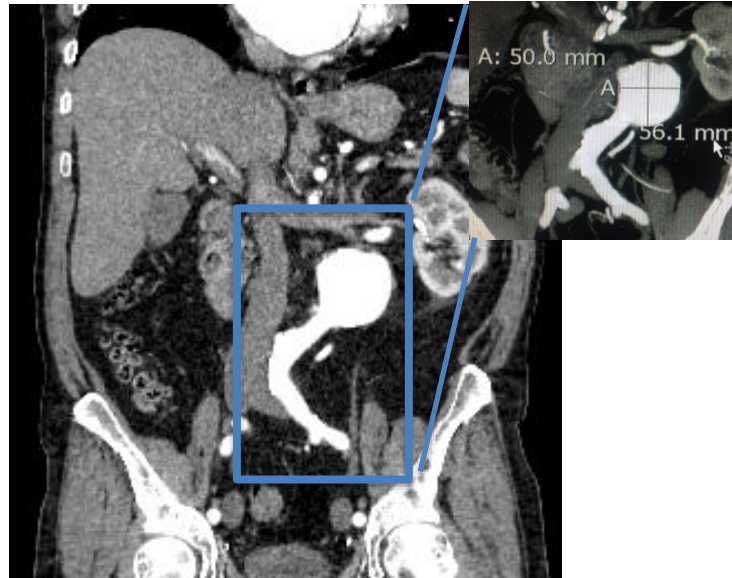


Figura 26 - Imagem de corte em plano coronal, destacando-se a região hipedensa correspondente à artéria aorta e o seu aneurisma.

### 7.1.3 Imagens 3D do aneurisma da aorta a partir da TC recorrendo a aplicação Volume Rendering (VR)

Nas figura 27 observa-se a reconstrução 3D, a partir da aplicação do VR, aplicadas à artéria aorta abdominal. Destaca-se o aneurisma presente, tendo sido aplicado diferentes filtros, o que permitiu visualizar a anatomia e patologia de diferentes perspectivas.

A artéria aorta foi isolada juntamente com os rins. Está representado à esquerda uma vista anterior e a direita uma vista lateral do aneurisma.



Figura 27 – Reconstrução 3D do aneurisma da aorta.

No sentido de localizar a patologia a figura 28,29,30 permitem visualizar a artéria aorta, a patologia e a localização, observando-se a parte óssea abdominal. Na figura 28 observa-se à direita a individualização da aorta sendo visível o aneurisma bem como vários focos brilhantes representando placas de ateroma .

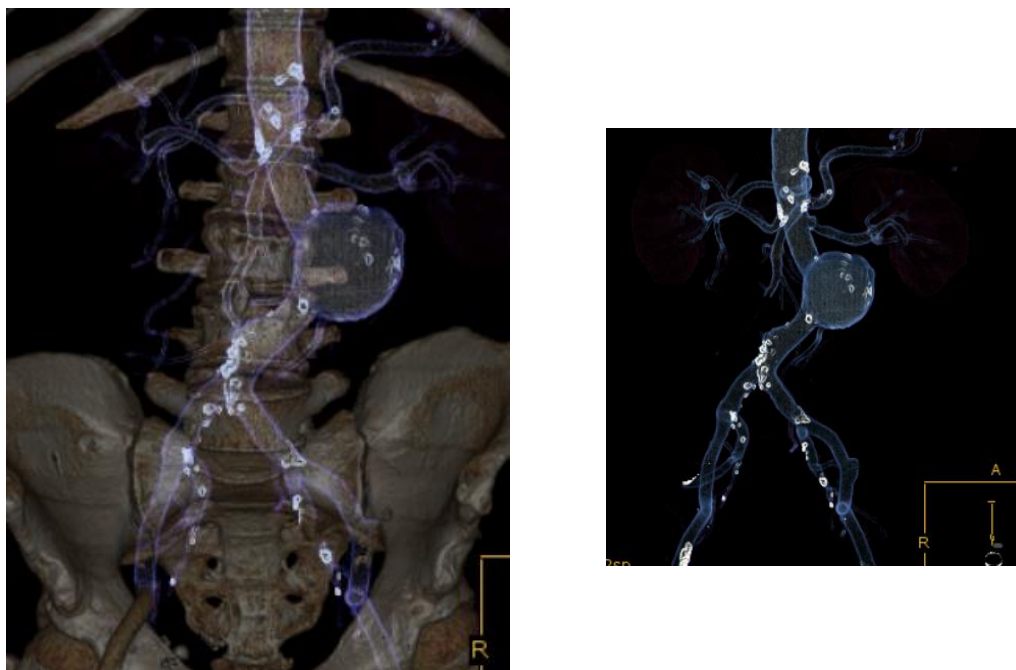


Figura 28 - Imagens de representação 3D da artéria aorta.

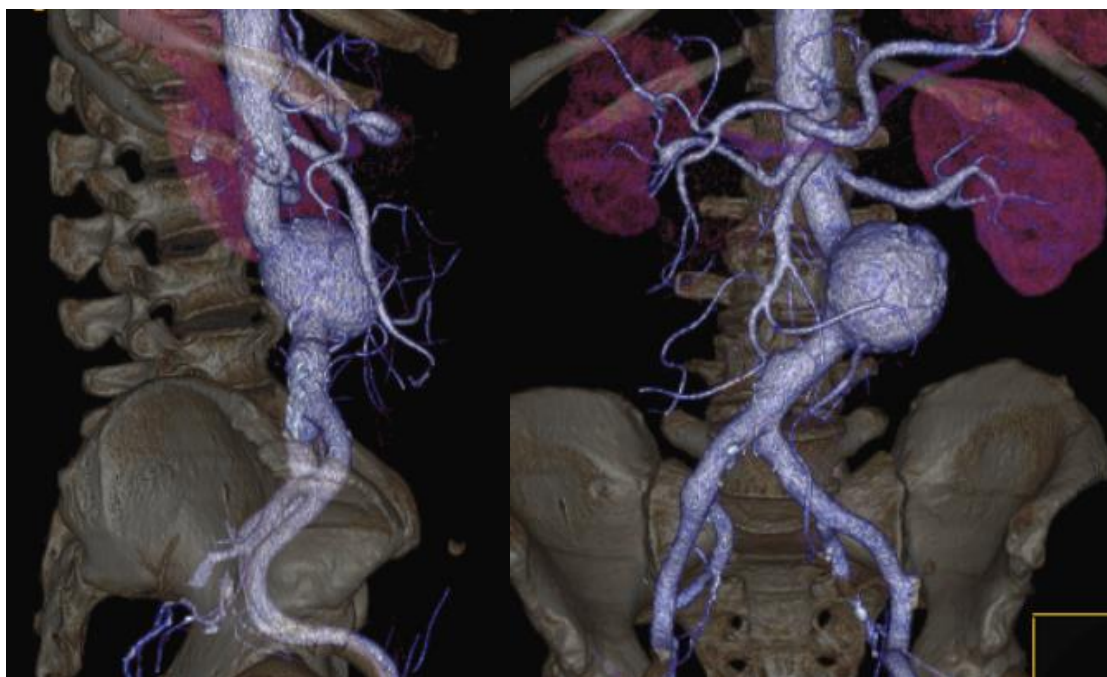


Figura 29 - Representação 3D em plano lateral (esquerda) e plano anterior ( direita) evidenciando a artéria aorta e o seu aneurisma , podendo ter a visão da sua localização e interação com estruturas abdominais.

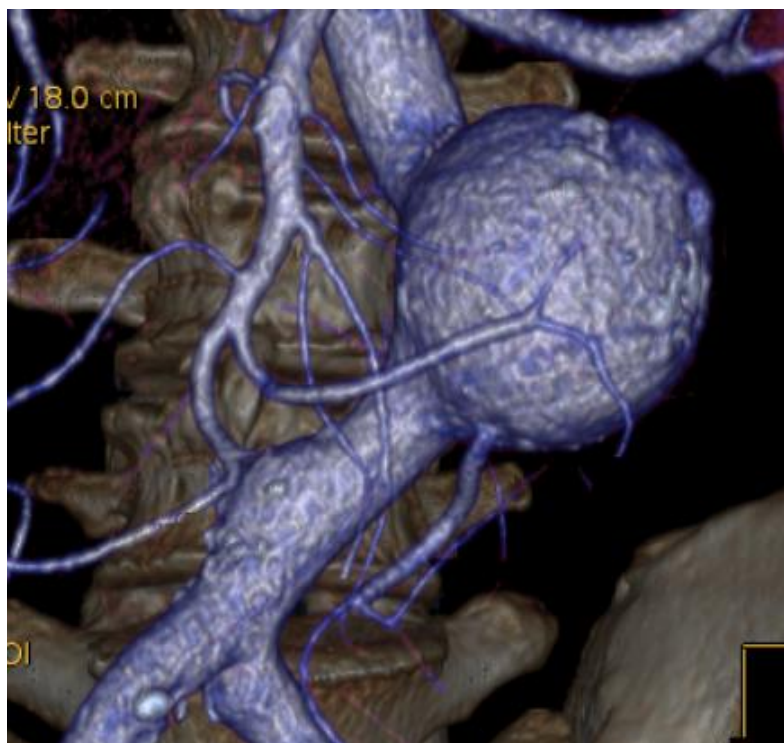


Figura 30 – Ampliação da reconstrução 3D da figura 29 para melhor visualização e percepção do aneurisma .

## 7.2 Criação dos modelos 3D

A criação de modelos 3D ou ficheiros STL de boa qualidade, exigem alguns requisitos. Assim sendo, o tamanho do pixel na TC, tem de ser por norma 0,4 mm com uma espessura entre 1,0 e 2,0 mm. É importante que na obtenção, dos dados isotrópicos, os voxels apresentem todos o mesmo tamanho. No momento da interpolação, é de ter em conta que serão adicionados, de forma involuntária, dados em relação ao volume, que irão aumentar a quantidade de informação oriunda da TC. No seguimento da interpolação a imagem gerada será suavizada, porém, não equivale a melhoramentos ao nível da resolução, ocorre apenas uma melhoria a nível estético, não sendo acrescentada mais informação. O processo seguinte passa pela segmentação da imagem, para remover estruturas ou artefactos indesejados. O programa onde é realizado a criação do ficheiro STL, deve permitir a edição manual da informação volumétrica da TC, tanto na visualização 3D, como em fatia a fatia, com o intuito de se remover estruturas indesejadas ou para reduzir o tamanho de informação volumétrica.[72]

Tendo em conta esta informação, o programa 3D *Slicer* foi o escolhido para a criação dos modelos 3D. Recorreu-se ainda a outro programa para efetuar melhorias dos modelos, de modo a obter um ficheiro STL que a impressora reconhecesse sem problemas.

Seguidamente serão demonstrados os passos de criação tanto para o modelo da aorta como para o rim.

### 7.2.1 Processo de criação dos modelos da aorta e do rim

O primeiro passo (figura 31) é comum no processo de criação dos dois modelos, que serão descritos nesta dissertação. Este, baseia-se na transformação de ficheiros DICOM, provenientes dos exames recolhidos no hospital escolhido, no software 3D *Slicer*.

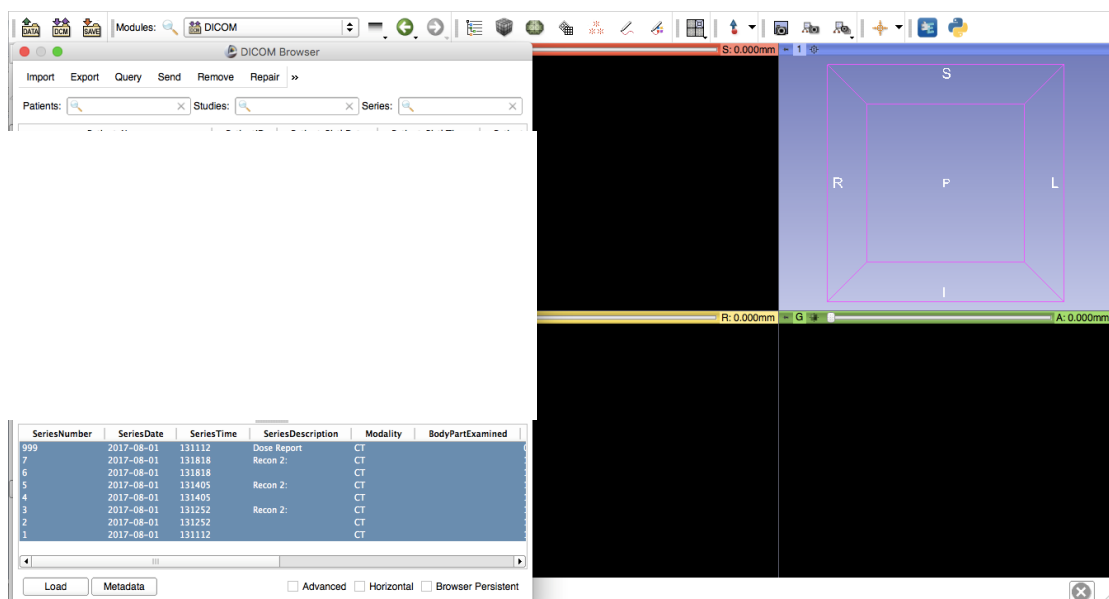


Figura 31- Importação de imagens em formato DICOM para o programa 3DSlicer.

A transformação é realizada recorrendo a um *threshold* que permite seleccionar a estrutura que se pretende segmentar. A segmentação permite delinear estruturas de interesse. Algumas das ferramentas imitam uma interface de pintura, semelhante ao *Photoshop*, porém funcionam em *arrays* 3D de *voxels* e não em *pixels* 2D.

Os modelos que se pretende representar apresentam constituição e estruturas díspares, refletindo-se em dificuldades de criação diferentes. Contudo, existem passos gerais comuns em ambos:

- 1- Importar imagens DICOM para o programa
- 2- Seleccionar o *Volume Rendering* visualizando uma imagem 3D
- 3- Ajustar o volume à região de interesse
- 4- Restringir as imagens 2D ao volume de interesse
- 5- Através das opções de edição criar um *threshold* seleccionado a estrutura anatômica a identificar (segmentação)
- 6- Simular o modelo 3D
- 7- Melhorar o modelo eliminando regiões que não pertencem zona de interesse
- 8- Exportar o modelo final em STL

### **7.2.2 Processo de criação do modelo 3D da Aorta no programa 3D Slicer**

Para o primeiro passo foi escolhida a reconstrução com os cortes mais finos de 1,25mm de espessura, possibilitando um melhor processamento e reconstrução multiplanar automática, processada pelo próprio programa ao carregar as imagens axiais.

Após carregadas as imagens, procedeu-se à criação de um volume com os dados obtidos. Para tal foi seleccionada a opção *Volume Rendering*. Ao seleccionar esta opção, e permitir que seja visível, podendo ver um volume pré-definido.

Aquando a obtenção do volume, é possível seleccionar o filtro que melhor se adequa àquilo que queremos estudar. Neste caso (figura 32), foi escolhido o que promovia uma melhor visualização das estruturas vasculares, mais precisamente a aorta abdominal, permitindo uma boa definição dos contornos da estrutura pretendida.

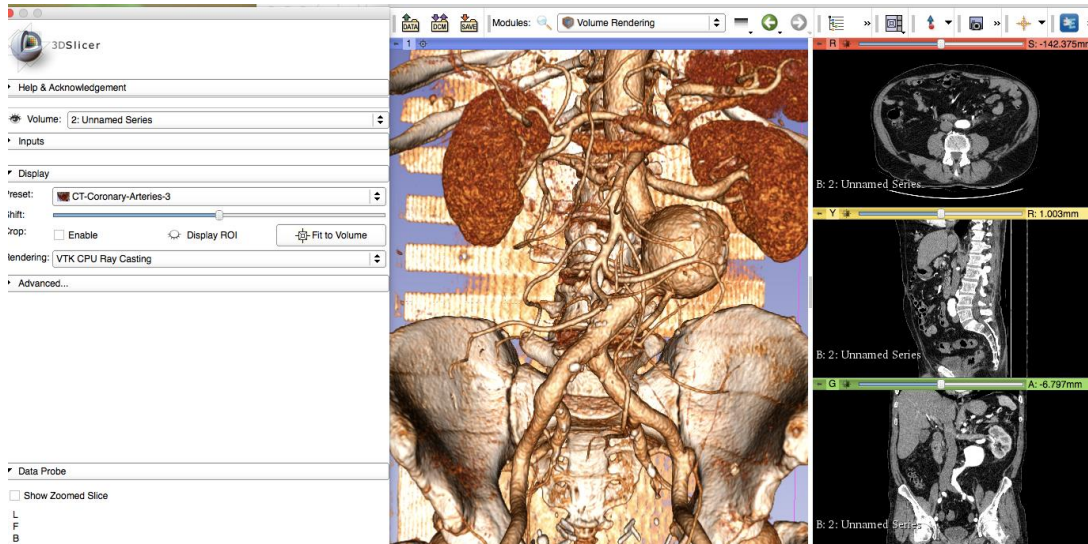


Figura 32 - Processo de criação do modelo 3D do aneurisma da aorta abdominal, representando a escolha do filtro indicado para análise das estruturas em estudo.

O objetivo foi isolar a estrutura a reproduzir em modelo 3D. Para isso, foi necessário limitar a imagem o máximo possível, com vista a excluir estruturas dispensáveis ao estudo (figura 33). Assim, recorrendo aos planos axial, sagital e coronal é possível limitar a artéria aorta abdominal, bem como as suas alterações patológicas, garantindo que o volume que colimado incluía todo o vaso e o aneurisma a reproduzir.

Definido a ROI, onde se irá aplicar a colimação, recorreu-se a aplicação Crop Volume que permite obter apenas o volume selecionado, representado nos três planos, axial, sagital e coronal.

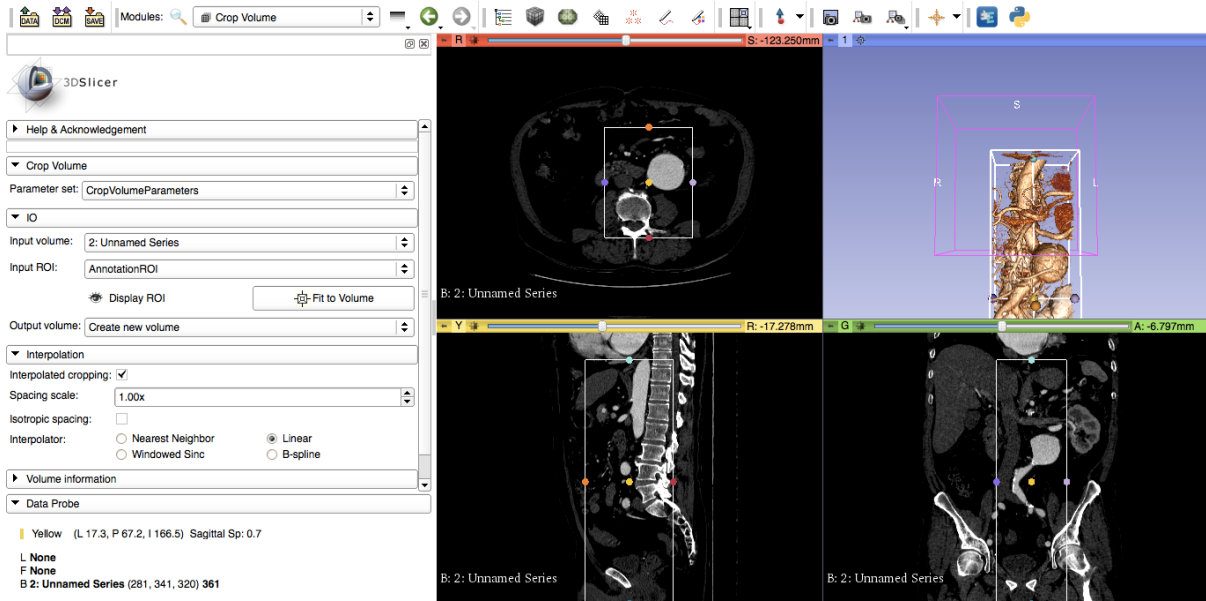


Figura 33 - Processo de criação do modelo 3D do aneurisma da aorta abdominal, representando a selecção do ROI com vista a obter a porção da artéria aorta que contém o aneurisma.

Obtendo a estrutura isolada é possível então proceder à criação do modelo 3D, representada esta fase na figura 34. Foi removido do campo de visualização o volume, outrora criado, para poder dar lugar ao modelo 3D após a execução da segmentação. A segmentação foi feita automaticamente colocando um ROI na estrutura que se pretendia preencher e isolar. Para segmentar os dados, foi seleccionada a aplicação do editor de segmentação, seleccionando a cor, neste caso a que correspondia à artéria aorta que foi o vermelho.

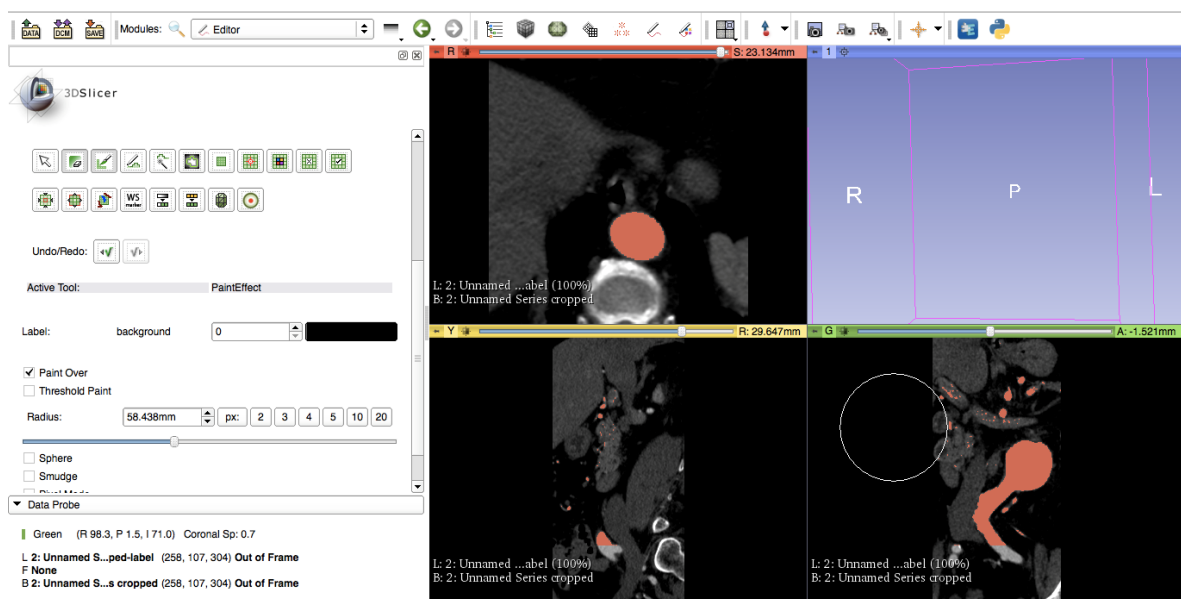


Figura 34 - Representação do isolamento da área seleccionada e aplicação da segmentação.

Obeve-se o modelo 3D, após feita a segmentação automática, (localizado no canto superior direito, figura 35). Contudo, o modelo apresenta também a coluna vertebral, uma vez que apresenta uma intensidade semelhante à do contraste endovenoso que se encontra presente no interior da artéria aorta.

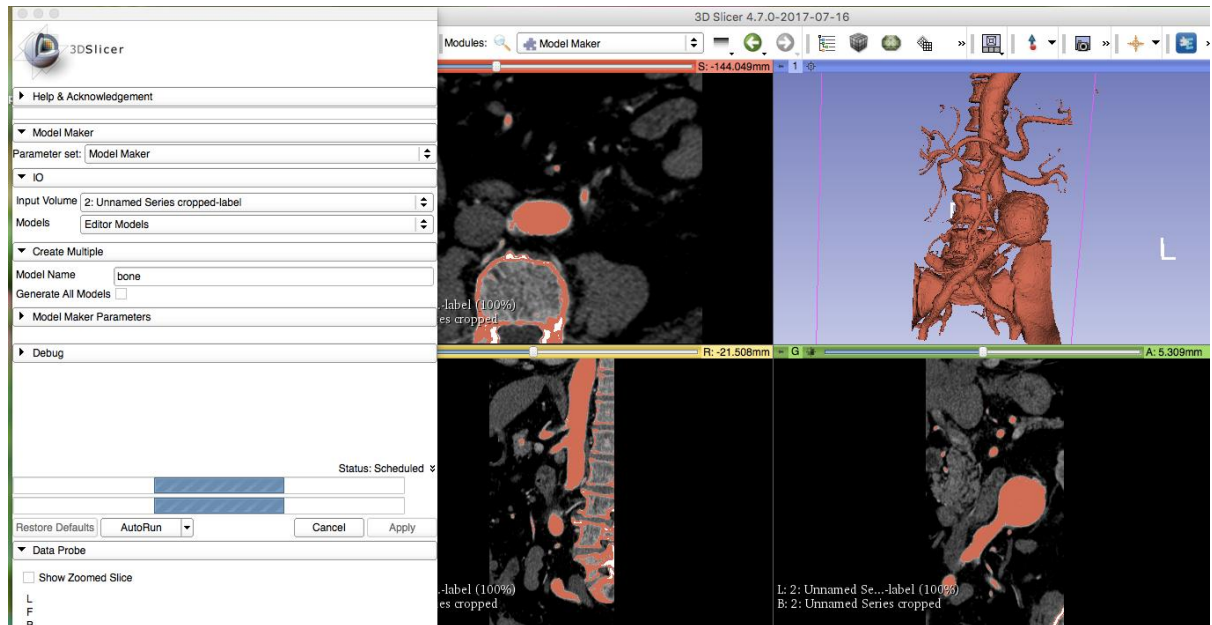


Figura 35 - primeiro modelo 3D após a segmentação.

Com vista a melhorar o modelo procedeu-se a remoção da coluna vertebral, isolando apenas o aneurisma, visualizando-se o modelo 3D no canto superior direito, estando este representado na figura 36.

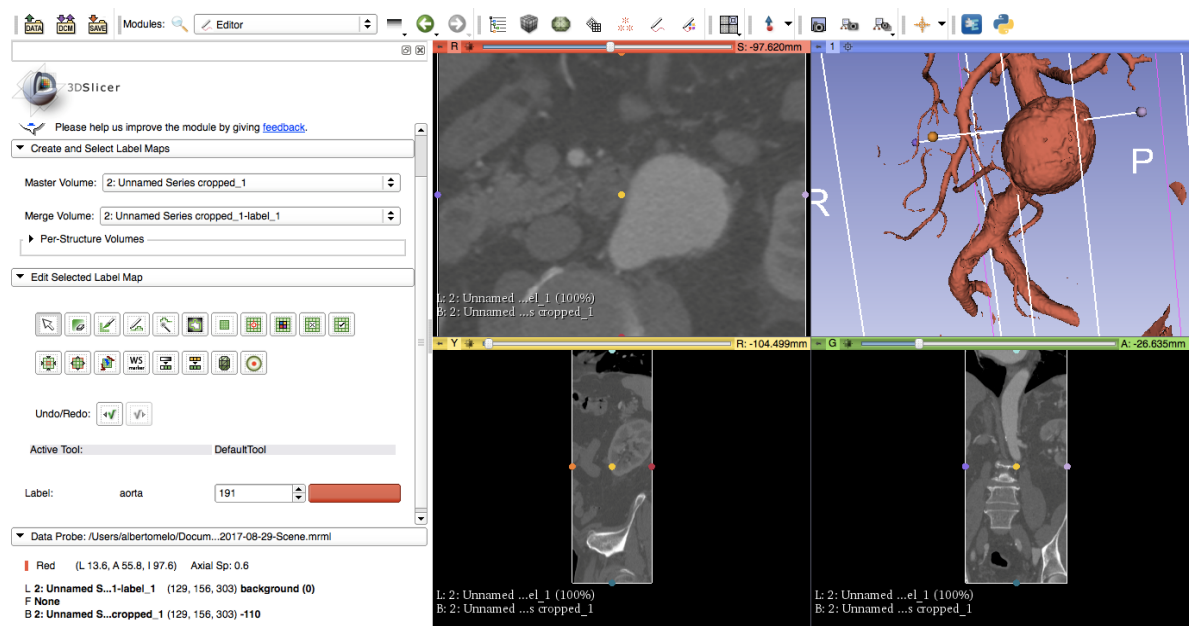


Figura 36 – Último passo neste programa no processo de criação do modelo 3D do aneurisma da aorta abdominal, onde foi isolado o aneurisma.

O último passo deste processo é a exportação do modelo final obtido, em formato STL, permitindo a posterior prototipagem rápida e obtenção de um modelo sólido.

O modelo obtido STL através do programa 3D *Slicer* necessitava de melhoramentos de modo a conseguir um modelo isolado e o mais realista possível. Para efetuar essas melhorias foi necessário recorrer a outro programa, neste caso, o SolidWorks .

### 7.2.3 Processo de criação do modelo 3D do Rim no programa 3D Slicer

O processo de criação do modelo do rim esquerdo foi semelhante ao utilizado para a criação do modelo da aorta. Contudo, foi necessário efetuar uma segmentação manual, uma vez que, estando na presença de um órgão com características heterogêneas, a capacidade de o programa reconhecer e delinear automaticamente, segundo a ROI selecionada, é muito menor.

Em seguida, serão apresentadas as figuras correspondentes aos passos de criação do modelo 3D do rim recorrendo a utilização do programa 3D *Slicer*.

A figura 37 representa o primeiro passo na criação do modelo 3D do rim esquerdo, , mostrando imagens multiplanares e a aplicação do Volume Rendering , criando uma imagem 3D representada canto superior direito.

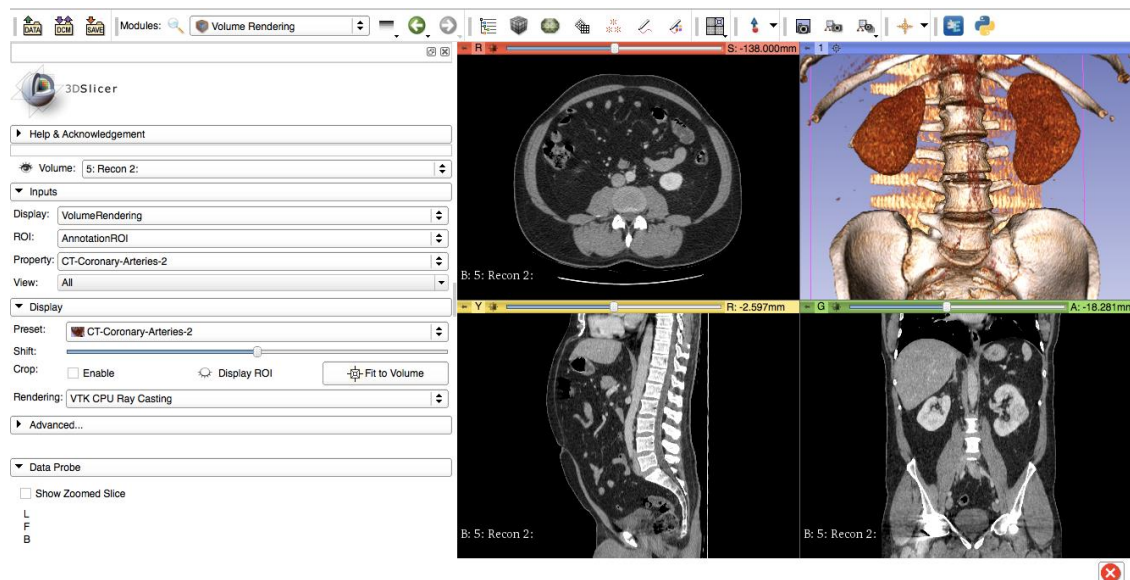


Figura 37- Processo de criação do modelo 3D do rim esquerdo patológico, mostrando imagens multiplanares e a aplicação do Volume Rendering , criando uma imagem 3D representada canto superior direito.

Nas figuras 38 e 39 estão demonstrados dois passos do processo de criação do modelo do rim. A figura 38 representa a seleção do rim e do seu tumor, através da delimitação da estrutura a estudar por um ROI. O *Volume Rendering* tem um papel

importante, nesta fase, pois ajuda em termos visuais a ter uma melhor percepção das estruturas envolventes, permitindo assim, restringir com melhor eficácia a região a reproduzir, o modelo 3D do rim.

Após selecionar a ROI foi aplicado o Crop Volume (figura 39), funcionalidade que permitiu obter nos três planos apenas a região do rim esquerdo, observando-se com melhor definição as estruturas e patologia.

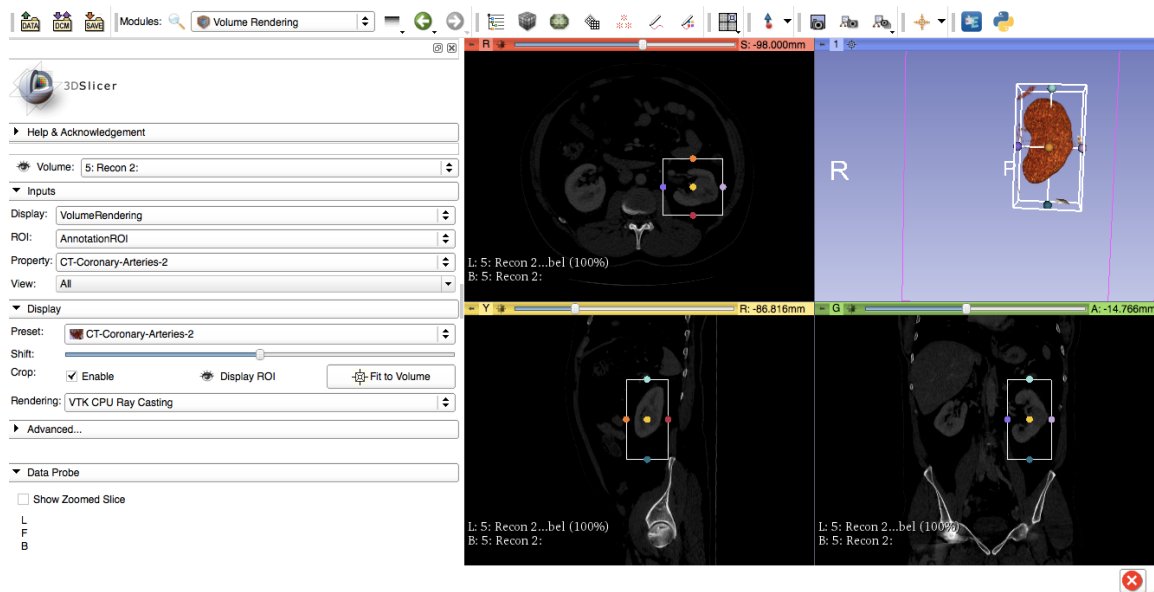


Figura 38- Processo de criação do modelo 3D do rim esquerdo patológico, mostrado o ROI aplicado ao rim com vista a obter a estrutura isolada.

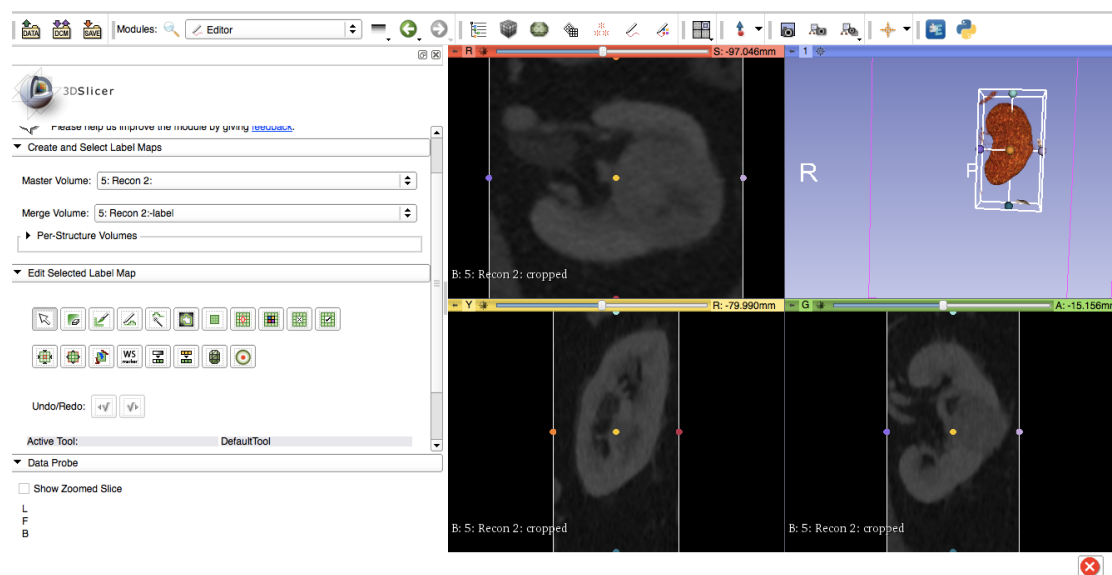


Figura 39- Processo de criação do modelo 3D do rim esquerdo patológico, recorrendo a aplicação Crop volume para aplicar o ROI demonstrado na figura 38.

Alcançada a delimitação da imagem, verificam-se todas as condições para realizar a segmentação. A segmentação (figura 40) é feita pintando uma secção do rim, escolhendo à priori a opção para as características do rim esquerdo, sendo aplicado um *threshold* onde é possível, através das técnicas automáticas de segmentação, uma pré-visualização do preenchimento das estruturas de interesse.

A segmentação do ponto de vista computacional é considerada um processo de atribuição de uma identidade a cada pixel da imagem, de modo a que os pixels com a mesma identidade compartilhem as mesmas características.

No caso do rim, devido à sua heterogeneidade, a segmentação automática não foi tão bem-sucedida como no caso da aorta. Foi assim necessário remover regiões no contorno do rim manualmente, bem como, preencher áreas em falta. No final, conseguimos um modelo que, embora com algumas irregularidades, contempla toda a estrutura do rim, patologia e principais vasos.

Com vista a melhorar o modelo obtido, em formato STL, por este programa, o programa *SolidWorks* foi o escolhido para tratar a malha do rim.

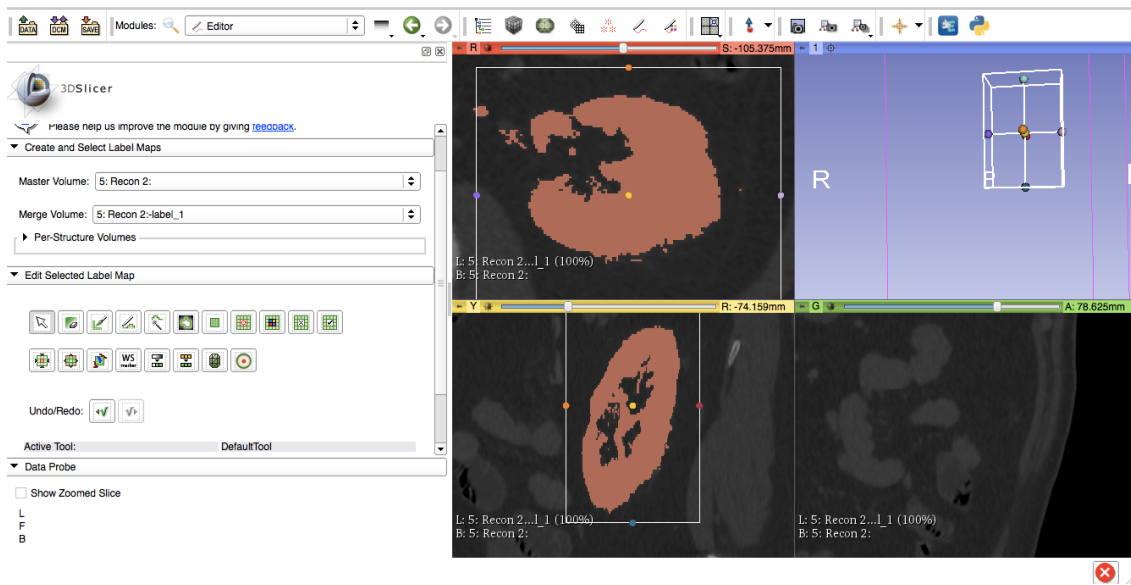


Figura 40- Último passo do processo de criação do modelo 3D do rim esquerdo patológico, para exportação do modelo em formato STL.

## 7.2.4 Melhoramento dos modelos recorrendo ao programa SolidWorks

Tendo em conta algumas limitações de processo encontradas na utilização do programa *3DSlicer*, foi necessário recorrer a um programa mais específico com vista a melhorar os modelos da aorta e do rim. Conseguiu-se assim modelos passíveis de impressão, na impressora disponível, tendo sempre em conta que os modelos terão de ser uma representação o mais próximo do real.

### 7.2.4.1 Aplicação do SolidWorks para o modelo da aorta

Para o modelo da aorta o programa *SolidWorks* foi importante pois, embora se estivesse perante um vaso, preenchido no seu interior por um fármaco contrastado, o modelo obtido no *3DSlicer* tinha algumas falhas. Ao passar o ficheiro STL para o *SolidWorks*, verificou-se que, a malha e as dimensões não permitiam obter um modelo passível de impressão.

Tendo em conta as opções disponíveis no *SolidWorks* optou-se por fazer uma suavização automática, sem ruído exterior, que diagnostica falhas na malha corrigindo-as automaticamente. Porém, existiam lacunas, tais como, relevos, depressões e zonas onde existiam cavidades nas malhas. Posto isto, foi necessário tratar a malha manualmente. O tratamento da malha surgiu segundo uma abordagem poligonal, esta abordagem permite modelar o objeto em estudo representando ou aproximando sua superfície usando polígonos.

A aorta apresentava um tamanho que não é compatível com a capacidade da impressora. Por esse motivo, foi necessário restringir o modelo ao nível da patologia, o aneurisma, tapando o topo superior e inferior e eliminando alguns vasos acessórios como se pode visualizar na imagem 41.

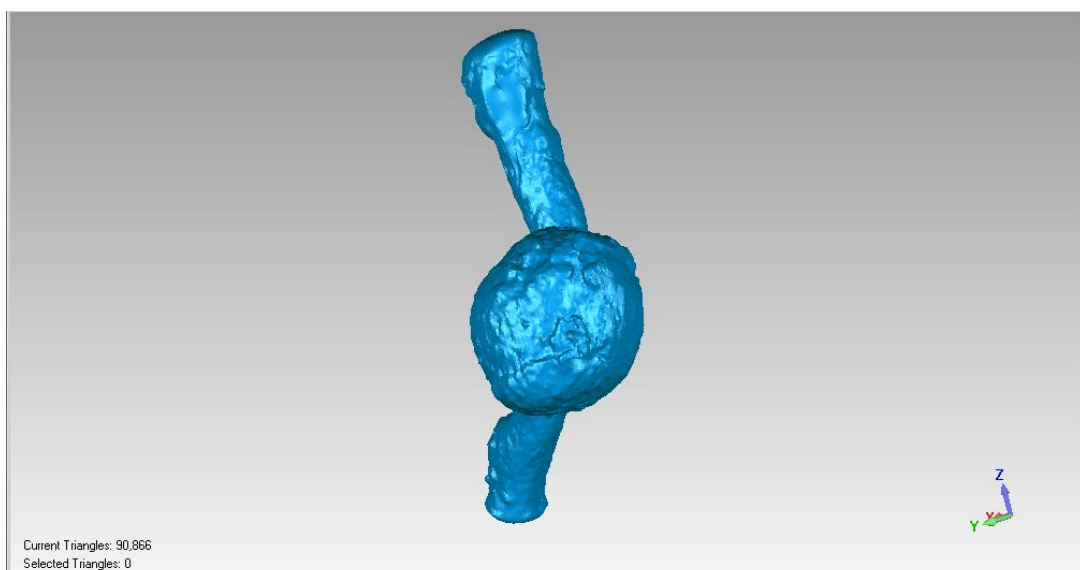


Figura 41- Modelo após delimitação dos topos e limpeza de elementos acessórios .

Posteriormente foi necessário analisar as áreas de relevo bem como regiões que não se encontravam com uma superfície bem preenchida, ou até falhas na malha (figuras 42,43,44). Tais áreas mencionadas foram analisadas reparando os polígonos não definidos, pois caso contrario o modelo não seria aceite pela impressora. As alterações efetuadas não comprometeram a aproximação do modelo ao real.

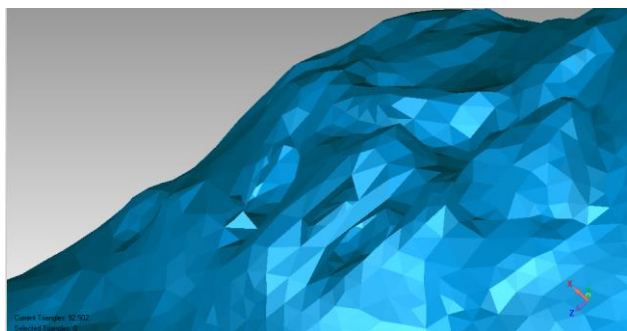


Figura 42- Segmento do modelo da aorta, representando o tratamento da malha numa região de com diversas depressões.

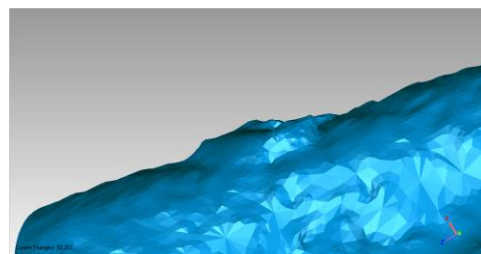


Figura 43- Segmento do modelo da aorta, representando o tratamento da malha numa numa região de alteração da sua linearidade.

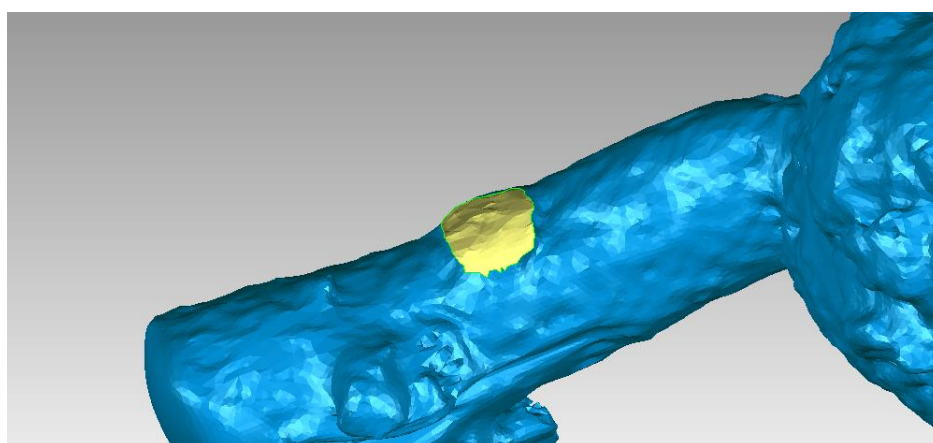


Figura 42- Segmento do modelo da aorta, representando o tratamento da malha muna região de irregularidade e déficit de malha.

No total existiam três modelos da aorta (figura 45), a malha inicial, a malha tratada automaticamente, onde se efetuou a redução do ruído exterior, e a malha suavizada manualmente. Foi feita uma análise ao nível de volume para perceber as alterações que ocorriam mediante os diferentes tipos de malha.

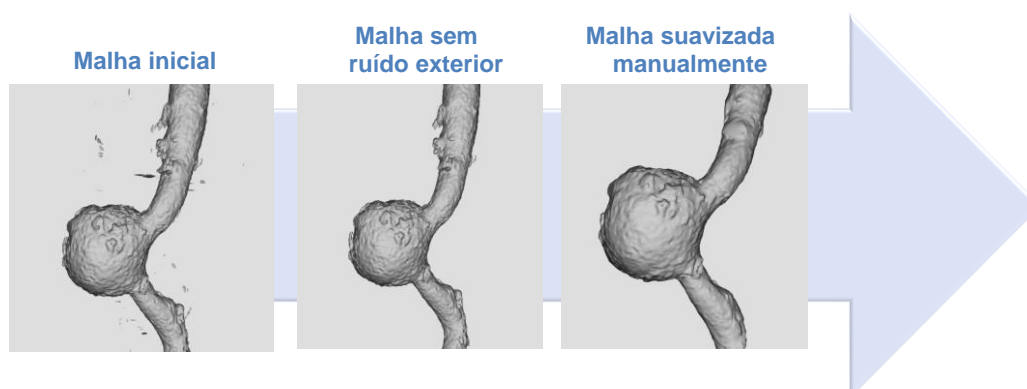


Figura 43- Processo de tratamento da malha do modelo da aorta em diferentes passos.

O volume para cada malha do processo de tratamento é apresentada na tabela 3.

Tabela 3- Descriminação do volume para cada malha do processo de tratamento.

Tipo de malha	Volume
Malha inicial	139328,862746 mm <sup>3</sup>
Malha sem ruído exterior	138576,605632 mm <sup>3</sup>
Malha suavizada manualmente	110985,843983 mm <sup>3</sup>

Analisando a tabela 3, que apresenta o volume correspondente a cada malha, verifica-se uma diminuição do volume isso deve-se ao facto de se ter diminuído o ruído à medida que se aperfeiçoou e melhorou a malha.

A figura 46 mostra o modelo final obtido após as alterações e suavização manual exportado em STL.

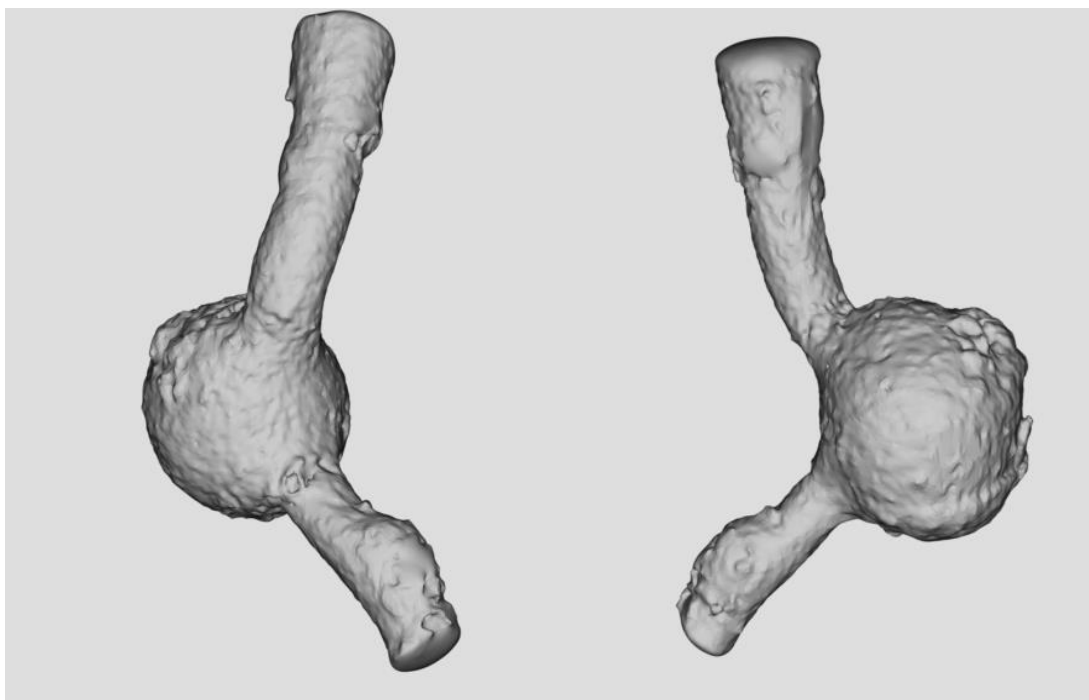


Figura 44- Representação do modelo final, malha suavizada manualmente, em diferentes planos.

#### 7.2.4.2 Aplicação do SolidWorks para o modelo do Rim

No caso do modelo do rim o processo mais complexo de tratamento do modelo ocorreu essencialmente no programa 3DSlicer. O SolidWork devido as suas ferramentas de processamento e modelação avançados, permitiu efetuar uma correção automática do modelo, suavizando a malha e corrigindo automaticamente alguns erros de processo como relevos ou falhas existentes na malha.

A correção automática, por parte do programa, foi suficiente para conseguir um modelo com as características anatómicas semelhantes as visualizadas no exame de TC, bem como, a visualização da patologia.

Como o modelo é um volume em 3D apenas se visualiza uma porção da patologia. Para representar a patologia, visível em 3D, teria de se efetuar uma representação 3D de um corte transversal ou então isolar a apenas a patologia e imprimir o órgão separado da patologia.



Figura 45 – Malha do modelo do rim

Todas estas opções foram tidas em conta, mas pelo facto de o rim ser um órgão com diferentes estruturas, com diferentes intensidades, é muito mais complexo executar a diferenciação e segmentação, sendo o modelo conseguido a representação externa.

Posto isto, o modelo apresentado na figura 48 foi o modelo final para ser posteriormente impresso, apresentando um volume de 209193.17 mm<sup>3</sup>

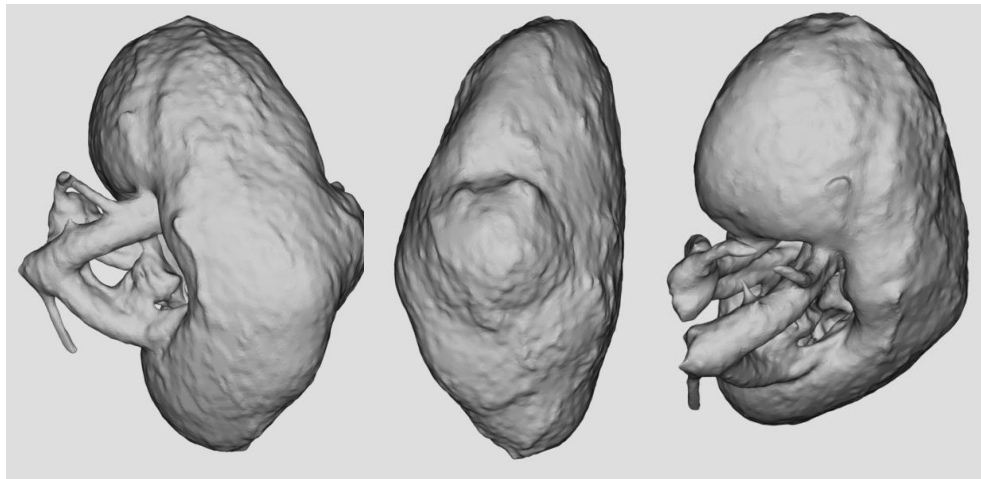


Figura 46- Representação do modelo do rim , através da correção automática, em diferentes planos

### 7.3 Processos de impressão dos modelos

A impressora disponível, MakerBot replicador 2 permite a impressão de modelos em modo *low*, *standard* ou modo *high*. Em cada um destes modos de impressão é possível alterar diversos parâmetros.

Para a impressão dos modelos do rim e da aorta foram comparados os diferentes tipos impressão, em modo *low* e *standard*, optando por uma impressão em modo *low* com um enchimento de 15%, espessura de camada de 0,3mm e temperatura de extrusão a 220° para a aorta, e com uma temperatura de extrusão de 230° para o rim. Estas opções foram escolhidas tendo em conta a necessidade de precisão e qualidade do modelo, mas também o tempo de impressão.

As tabelas seguintes mostram as alterações do tempo e quantidade de material, mediante a alteração do enchimento em cada modo escolhido.

Tabela 4- Condições em modo Low para a aorta

Enchimento	Tempo de impressão	Quantidade de material usado (g)
10%	2 h 7 min	47,30 g
15%	2 h 26 min	57,16 g
20%	2 h 30 min	59,01 g
25%	2 h 36 min	62,01 g
30%	2 h 45 min	66,63 g

Tabela 4 - Condições em modo standard para a aorta

Enchimento	Tempo de impressão	Quantidade de material usado (g)
10%	3 h 14 min	44,46 g
15%	3 h 29 min	49,85 g
20%	3 h 45 min	55,22 g
25%	4 h 1 m	60,31 g
30%	4 h 14 min	65,05 g

Tabela 6 - Condições em modo Low para o rim

Enchimento	Tempo de impressão	Quantidade de material usado (g)
10%	3 h 44 mim	85,53 g
15%	3 h 56 mim	91,61 g
20%	4 h 12 mim	99,92 g
25%	4 h 29 min	108,67 g
30%	4 h 46 min	117,15 g

Tabela 7 - Condições em modo standard para o rim

Enchimento	Tempo de impressão	Quantidade de material usado (g)
10%	5 h 30 min	77.45 g
15%	5 h 57 min	86.37 g
20%	6 h 23 min	95.91 g
25%	6 h 51 min	105.3 g
30%	7 h 18 min	114.23 g

Através das tabelas anteriormente apresentadas, foram feitos vários gráficos fazendo variar as diferentes variáveis, com vista, a perceber quais as variações presentes e implicações para a impressão dos diferentes modelos. Foi assim necessário perceber as variações da quantidade de material usado com o aumento do enchimento para o modo *low* e *standard* para ambos os modelos. Outra variação feita foi o tempo de impressão com o aumento do enchimento para os dois modelos nos dois modos.

De realçar que os modelos foram impressos com base nesta esta análise, tendo em conta a relação custo benefício, tentando obter um modelo representativo do real, com qualidade num período de tempo de impressão baixo e um enchimento suficiente.

Seguidamente serão apresentados os gráficos obtidos bem como a sua análise.

A representação dos dados em modelo gráfico é importante, pois permite aumentar a eficiência do estudo e dos métodos utilizados, controlar o processo, detetar problemas e planear ações de melhoria.

Os gráficos relativos à variação da quantidade de material usado em função do aumento do enchimento (figuras 49, 50) nos dois modos, *low* e *standard*, mostram que existe, tendencialmente uma correlação linear positiva. A dispersão dos pontos apresenta uma concentração em tendência crescente, ou seja, conforme a variável independente aumenta, neste caso o enchimento, a variável dependente, quantidade de material, aumenta.

Em modo *low*, na figura 49 verifica-se que existe uma discrepância maior para os 10% de enchimento, comparativamente aos restantes valores. Os valores de quantidade de material passam de 47,30g, nos 10% de enchimento, para 57,16 g nos 15% de enchimento, tal diferença está relacionada com a quantidade de suportes que o modelo requer, quando mais enchimento, equivalente a um maior peso, serão necessários mais suportes.

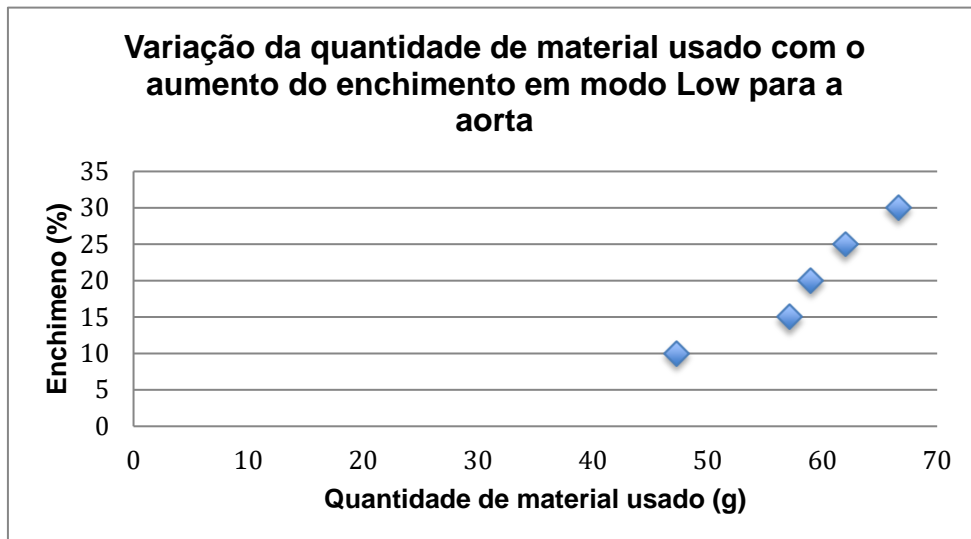


Figura 47- Gráfico representativo da variação da quantidade de material usado com o aumento do enchimento, aplicando o modo Low, para a aorta.

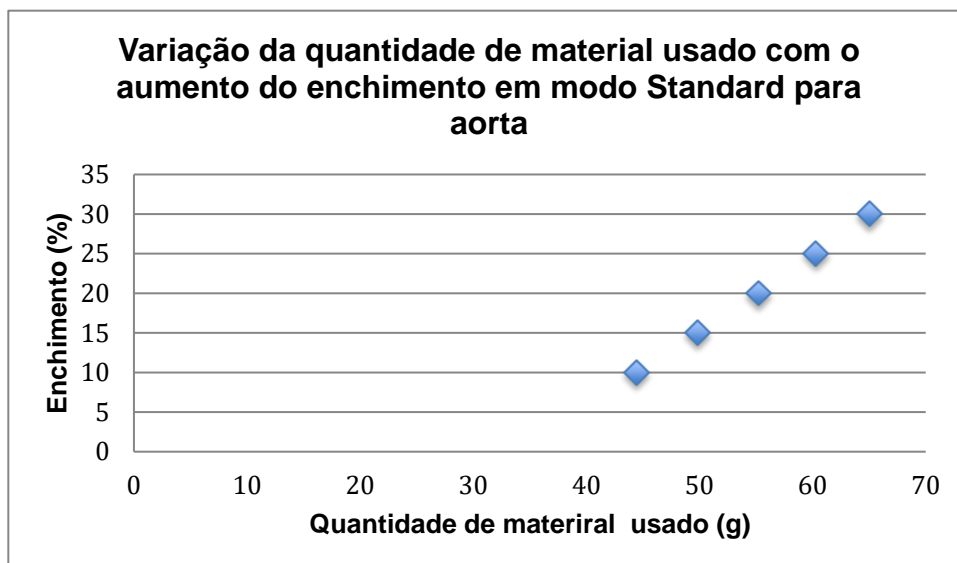


Figura 48- Gráfico representativo da variação da quantidade de material usado com o aumento do enchimento, aplicando o modo Standard, para a aorta.

No que diz respeito ao tempo de impressão (figuras 51, 52), também se verifica uma correlação positiva, aplicando o modo *standard* ou *low*, o tempo de impressão aumenta consoante o aumento do enchimento. Encontra-se diferenças entre os dois modos, sendo que, no modo *low*, figura 51, o tempo nunca passa das duas horas de impressão, ao passo que para o modo *standard*, para além de o tempo ser sempre mais elevado varia entre as três e quatro horas de impressão. Isto ocorre devido ao facto de, no modo *low*, a altura da camada ser de 0.3mm e para o modo *standard* ser de 0,2 mm.

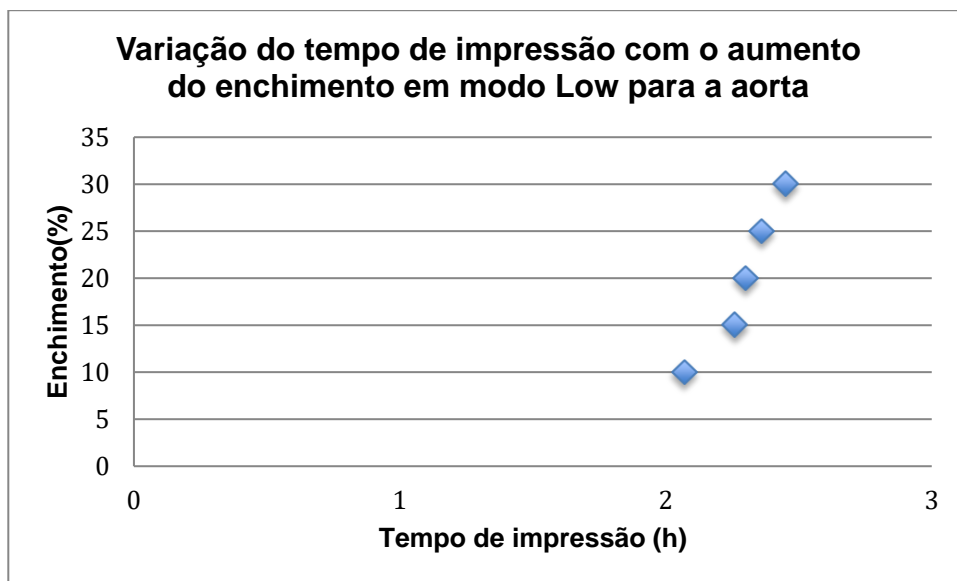


Figura 49- Gráfico representativo da variação do tempo de impressão com o aumento do enchimento, em modo Low, para a aorta.

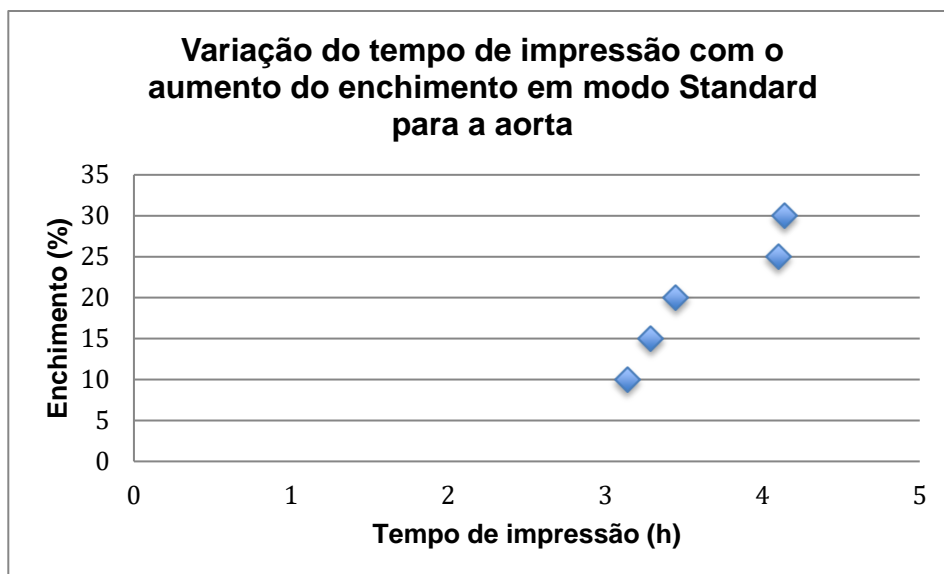


Figura 50- Gráfico representativo da Variação do tempo de impressão com o aumento do enchimento, em modo Standard, para a aorta.

O modelo da aorta foi impresso com um enchimento de 15% em modo low, o que representou um tempo de impressão de duas horas e quarenta e seis minutos e cinquenta e sete e dezasseis gramas de filamento de PLA utilizado.

Analisando os gráficos da variação de quantidade de material (figura 53,54) observam-se dois factos importantes. O modelo do rim apresenta-se como um modelo mais pesado que a aorta, sendo mais complexo. Verifica-se ainda que contrariamente ao modelo da aorta, no modo standard é usado menos material para cada tipo de enchimento comparativamente ao modo low. Tal facto, deve-se à quantidade de suportes necessários para a esta estrutura que por ser mais complexa, aplicando uma espessura de camada maior necessita de uma estrutura de suporte também mais complexa.

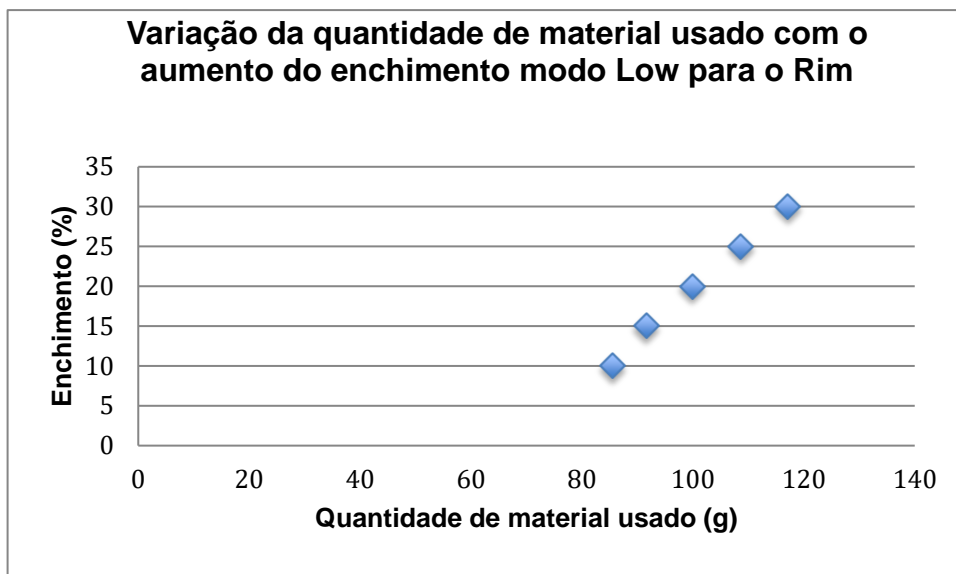


Figura 51- Gráfico representativo da variação da quantidade de material usado com o aumento do enchimento, aplicando o modo Low, para o rim.

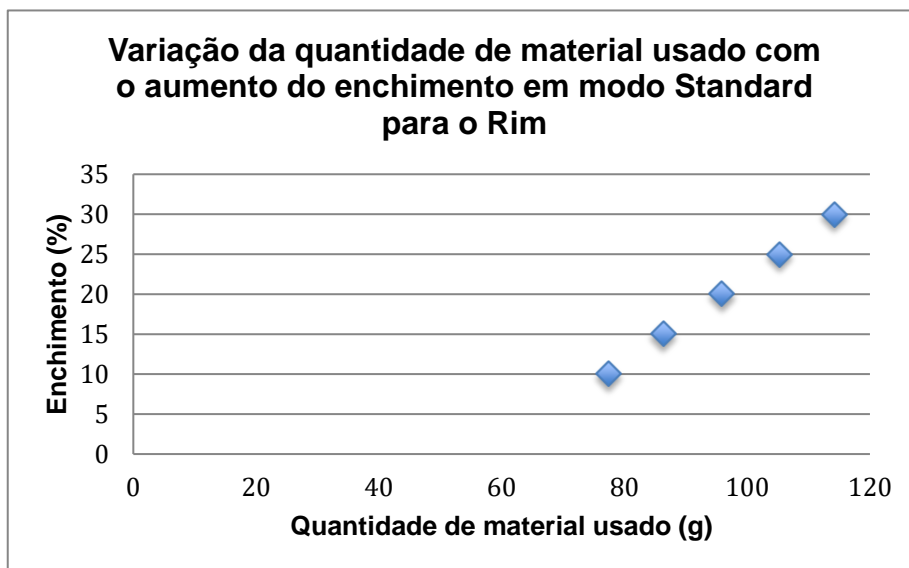


Figura 52- Gráfico representativo da variação da quantidade de material usado com o aumento do enchimento, aplicando o modo Standard, para o rim.

Ao nível do tempo de impressão (figuras 55,56) não se verificam diferenças como ao nível da quantidade de material. No modo *low* o tempo de impressão é mais baixo que no modo *standard*. Isto ocorre pelo facto das diferenças de espessura de camada, já referido anteriormente.

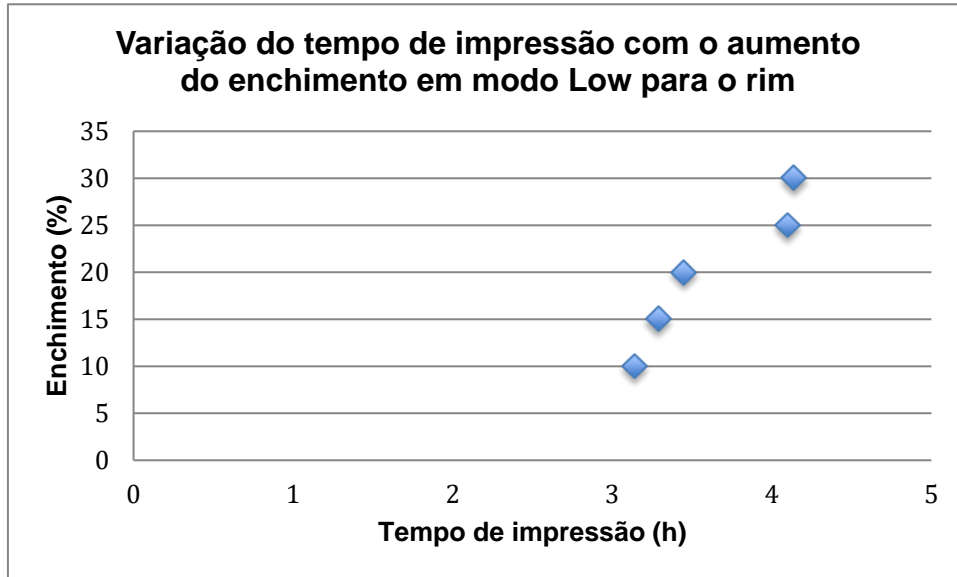


Figura 53- Gráfico representativo da Variação do tempo de impressão com o aumento do enchimento, em modo Low para o rim.

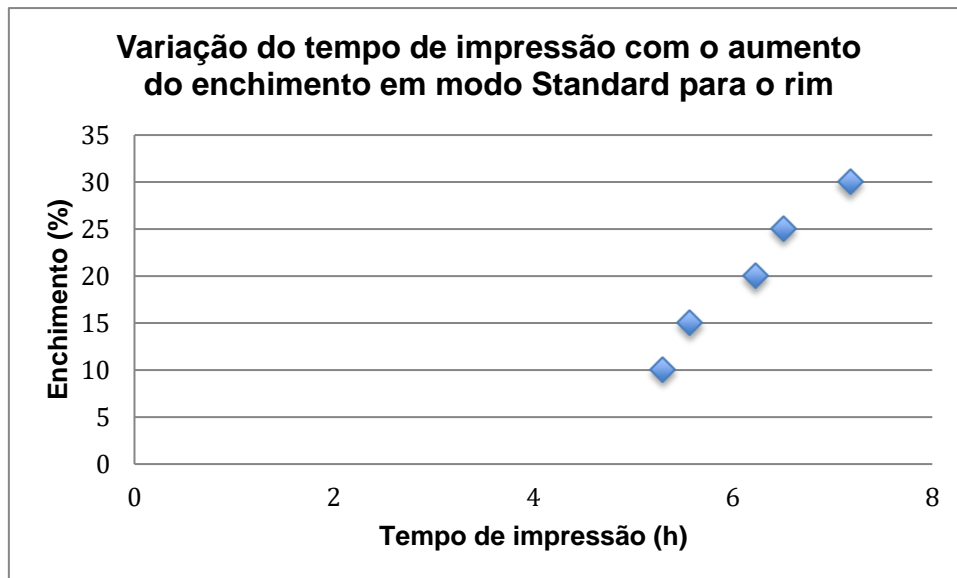


Figura 54- Gráfico representativo da Variação do tempo de impressão com o aumento do enchimento, em modo Standard, para o rim.

## 7.4 Modelos impressos

Neste tópico serão mostrados os modelos finais obtidos, do rim e da aorta, relançando as suas características de impressão, processo de melhoramento dos modelos físicos e descrição dos elementos anatômicos e patológicos, demonstrando a melhor aproximação do real que foi conseguida.

A tabela 8 representa os parâmetros de impressão que foram selecionados na impressão dos modelos do aneurisma da aorta e do tumor do rim.

Tabela 8- Parâmetros de impressão selecionados para os modelos impressos

	Modo	Enchimento	Temperatura	Tempo de impressão	Quantidade de material	Espessura de camada
<b>Aorta</b>	Low	15%	220°	2 h 26 min	57,16 g	0,3 mm
<b>Rim</b>	Low	15%	230°	3 h 56 min	91,61 g	0,3 mm

### 7.4.1 Modelos impressos com suportes

Com o intuito de garantir a integridade dos modelos, estes são impressos com suportes e com uma disposição na impressora estrategicamente avaliada, com o objetivo de obter um compromisso entre o tempo de impressão e a estrutura do modelo.

Os suportes promovem a qualidade da impressão, porém devem ser colocados em locais de fácil remoção, não comprometendo assim a configuração original do modelo que se pretende representar.

A impressão é feita através de PLA fundido que se deposita camada a camada, até formar o modelo na sua integridade. Nas figuras 57e 59 encontra-se representada a impressora utilizada, observando-se o modelo da aorta e rim com os respectivos suportes, visualizando-se a estrutura interna dos mesmos.

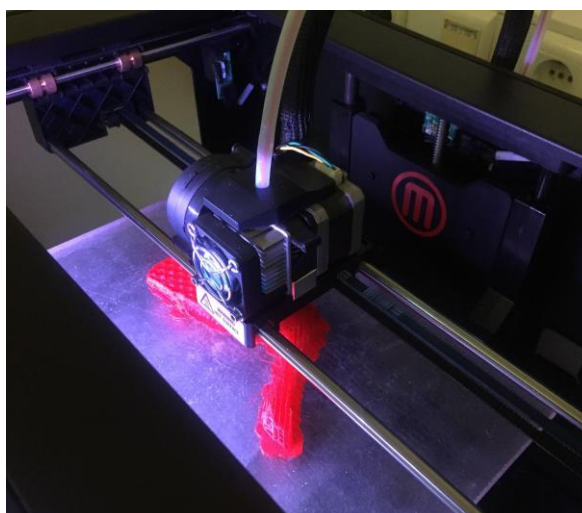


Figura 55- Imagem representativa da impressão da aorta observando-se os suportes e a geometria interna do modelo.

As figuras 58 e 60 apresentam os modelos da aorta e do rim respectivamente, com os seus suportes de impressão.

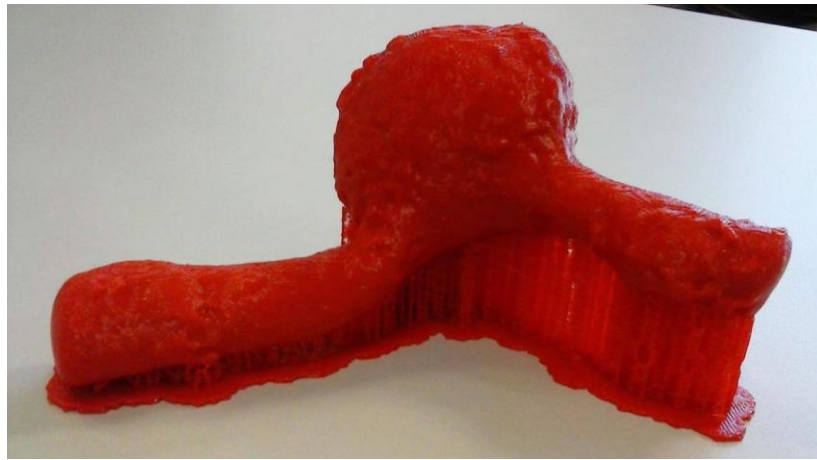


Figura 56- Imagem do modelo da aorta com suportes de impressão.

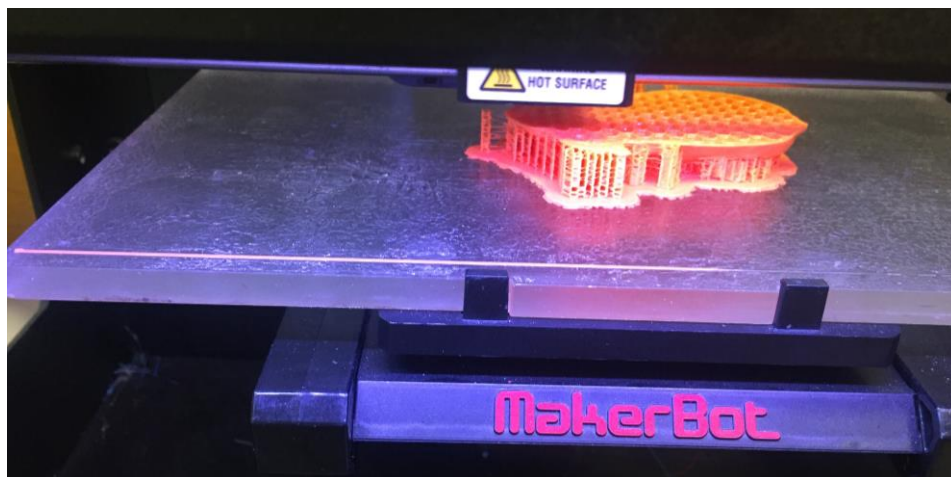


Figura 57- Imagem representativa da impressão do rim observando-se os suportes e a geometria interna do modelo.

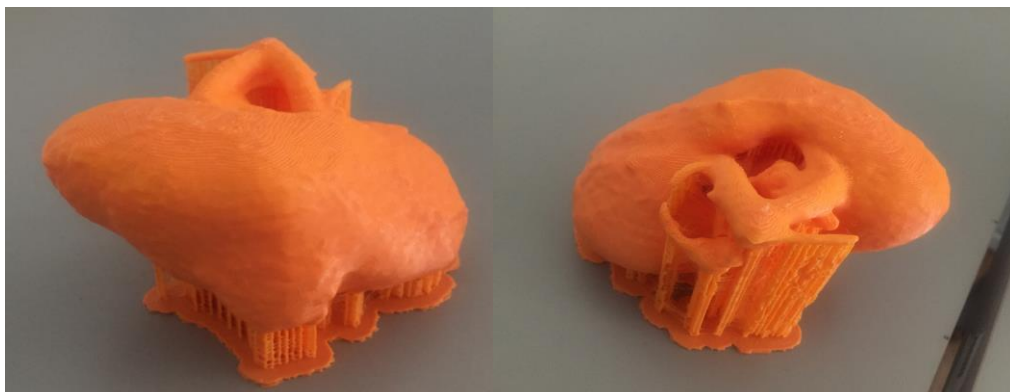


Figura 58- Imagem do modelo do rim com suportes de impressão.

#### 7.4.2 Processo de remoção dos suportes dos modelos

Para obter o modelo final foi necessário retirar os suportes e polir o modelo para que este apresentasse a estrutura mais próxima do modelo que foi criado computacionalmente.

As figuras 61 e 62 representam o modelo final da aorta e do rim, respectivamente, em diferentes planos.

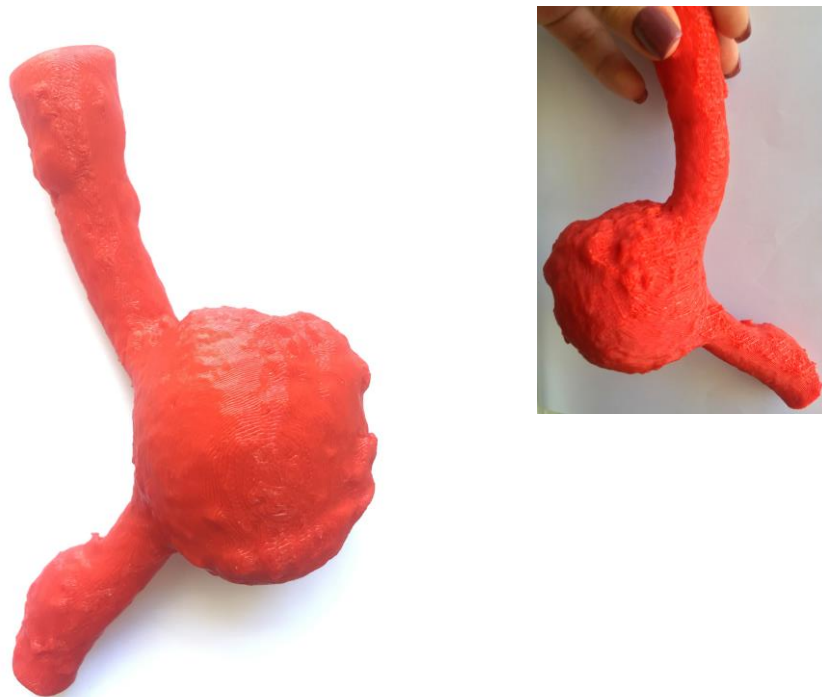


Figura 59- Modelo final da aorta, representando o aneurisma.



Figura 60- Modelo final do rim, representando os elementos do rim e o tumor.

### 7.4.1 Anatomia dos modelos impressos

No sentido de demonstrar a aproximação do real dos modelos impressos, procedeu-se à descrição anatómica dos elementos que constituem o modelo da aorta e do rim.

Assim, na figura 63 encontram-se assinalados os elementos anatómicos sendo estes, a porção ascendente da artéria aorta abdominal, o aneurisma, e a porção descendente da artéria aorta abdominal. Na figura 64 visualiza-se o modelo do rim esquerdo, identificando algumas estruturas, tais como, a parte exterior do tumor e ainda a artéria e veia renal.

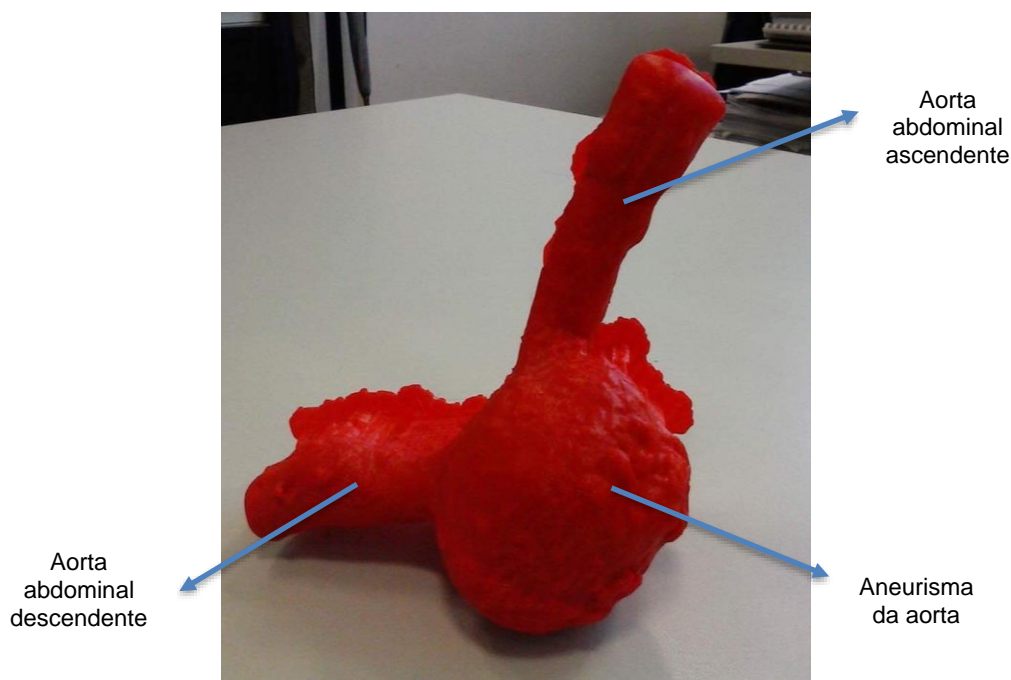


Figura 61- Modelo da aorta impresso com respectiva legenda da anatomia.

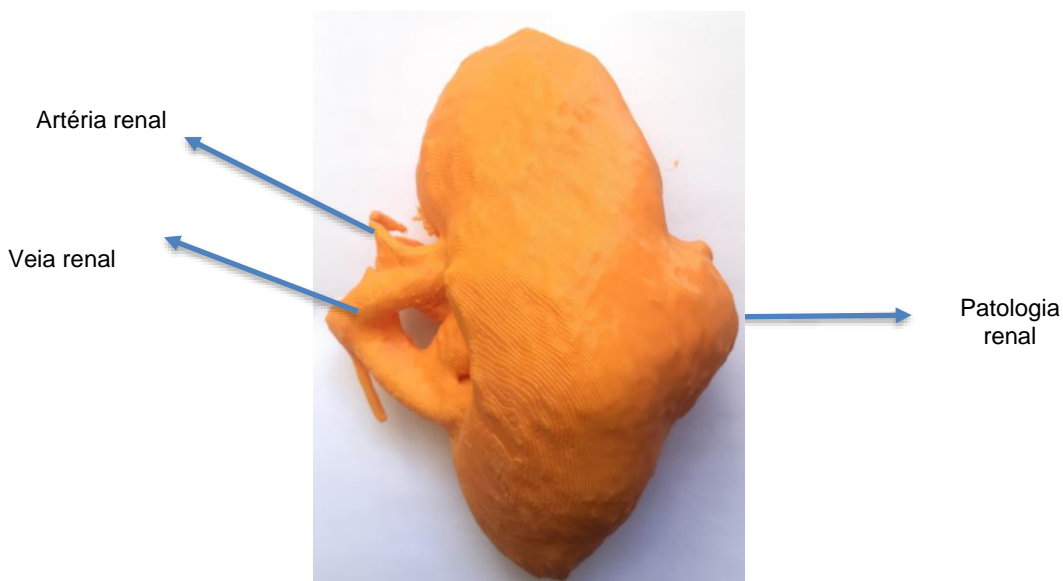


Figura 62 – Modelo do rim impresso com legenda da respectiva anatomia.

## 8 Conclusão

Tendo por base todo o trabalho desenvolvido, conclui-se que é possível criar modelos 3D de estruturas anatómicas a partir de imagens médicas. A criação destes modelos foi feita recorrendo a um método de imagem médica a imagens, tomografia computadorizada, sendo essencial para se desenvolver todo o processo de criação dos modelos, presentes nesta dissertação.

A recolha dos dados foi feita em contexto hospitalar, num hospital da zona de Lisboa, mantendo sempre a privacidade e confidencialidade da identidade dos pacientes.

Foram desenvolvidos dois modelos de estruturas anatómicas e patologias distintas cada vez mais frequentes em Portugal, numa faixa etária acima dos 50 anos.

As estruturas anatómicas escolhidas para representar foi um órgão e um vaso, nomeadamente o rim e a aorta, que apresentavam como patologia um carcinoma das células renais e um aneurisma respetivamente.

Para produzir os modelos foi necessário encontrar um programa de software de código aberto dirigido para imagem médica e com processamento de imagem e visualização tridimensional, foi assim escolhido o programa *3D Slicer*.

Antes de proceder à utilização do programa *3D Slicer*, houve todo um processo de seleção dos exames em questão, onde foram impostos critérios de inclusão e exclusão que facilitaram a redução da amostra, bem como a escolha dos casos de estudo apresentados. Ainda em contexto hospitalar, foram feitas algumas reformatações que ajudaram a interpretar melhor o diagnóstico de cada caso, assim como, a aplicação do volume *rendering* que possibilitou o estudo da anatomia em modelo tridimensional virtual.

Seguidamente, foram transpostos os dados recolhidos para o programa em questão, sendo necessário perceber as etapas necessárias para a criação do modelo 3D. As etapas passaram então pela criação de um volume com a aplicação VR, o isolamento da área de interesse, a colimação dessa área, a segmentação, criação do modelo 3D e por último a exportação desse modelo em formato STL.

Foi necessário aplicar diferentes processos de segmentação para os diferentes modelos, uma vez que, se tratam de estruturas com uma complexidade diferente.

O rim é por si uma estrutura bastante heterogénea, sendo que as suas patologias ainda lhe conferem uma diferenciação de opacidades maior, sendo que a o carcinoma apresenta-se com forma de uma massa. Foi necessária uma segmentação mais complexa para conseguir o modelo.

No que diz respeito a artéria aorta, esta por ser um vaso e, por conseguinte, mais homogenia, foi possível efetuar a segmentação automática definindo uma ROI. Ao definir a

ROI, o programa detetou automaticamente apenas as unidades correspondentes à estrutura, preenchendo com uma cor. Após a segmentação automática houve estruturas com que correspondiam as mesmas unidades que também foram detetadas, provocando assim artefactos. Para colmatar esta situação, procedeu-se à eliminação das mesmas manualmente, restringindo assim apenas o segmento da artéria aorta abdominal que continha o aneurisma.

Com vista a melhorar os modelos, para que estes fossem impressos com o maior rigor possível, optou-se por recorrer ao *SolidWorks* alterado pequenas falhas nas malhas e, no caso da artéria aorta, restringir a estrutura para que esta fosse compatível, com as dimensões máximas da impressora. Posteriormente, os modelos foram exportados em formato STL, podendo ser lidos pela impressora que os reproduziu em modelo sólido.

Ao nível da impressão, foram analisados vários parâmetros à priori com vista a encontrar um compromisso entre o tempo de impressão e a qualidade da estrutura do modelo. Assim, foi efetuado um estudo para compreender as alterações ocorridas, ao nível do tempo de impressão e massa, em modo *low* ou *standard*, variando o enchimento. Conclui-se que o aumento do enchimento promove o aumento do tempo e da quantidade de material usado, sendo que, para os modelos em estudo optou-se, pela prototipagem de ambos em modo *low* com 15% de enchimento, variando apenas a temperatura de um para o outro em dez graus pois o rim, pelas diferenças de estrutura, necessitava de uma temperatura mais elevada.

Assim, este estudo permitiu demonstrar que os modelos 3D de estruturas anatómicas são cada vez mais uma técnica a adotar, pois ajudam no diagnóstico médico e na perceção da anatomia e patologia, sendo isto confirmado através da opinião médica. Este estudo foi focado na região abdominal e pélvica, mas existem outras estruturas fora desta região onde os modelos 3D também podem ajudar e ter uma importância significava tanto no diagnóstico como na terapêutica ou mesmo no planeamento cirúrgico. Foi ainda possível demonstrar, que existem limitações mediante o tipo de estrutura que se pretende representar. Neste caso, constatou-se que o rim, por ter uma estrutura mais complexa e heterogénea, impôs mais obstáculos para a criação do modelo 3D comparativamente ao aneurisma da artéria aorta.

## 9 Limitações e Perspectivas Futuras

Após analisado o trabalho desenvolvido, verificou-se que existem limitações na presença de estruturas mais heterogêneas como foi o caso do rim, o que se pode transpor para outros órgãos. Para colmatar este obstáculo, seria importante ter um programa com um software mais complexo e desenvolvido, com vista, a ter a capacidade de detetar automaticamente diferentes estruturas bem como os seus limites.

A realização de trabalhos sobre modelos 3D e prototipagem rápida dos mesmos, é importante pois o futuro caminha para a união entre a tecnologia e a saúde. São estes modelos a três dimensões de estruturas anatômicas e com impressão fidedigna das mesmas, que podem trazer mais valias para os cirurgiões e estudantes, possibilitando efetuar o treino da aplicação dos mais variados auxiliares cirúrgicos, vendo qual a melhor para a situação em questão.

Este projeto poderia ser melhorado, contactando com empresas dedicadas à impressão 3D que promovessem a impressão dos modelos criados noutro material. O material utilizado é importante pois o PLA por ser um material rígido, limita alguma interação. Para além do material, seria importante existir diferenças de cores pois estas permitiriam distinguir os diferentes componentes anatómicos.

O futuro passa pela evolução destas tecnologias aliando a engenharia à medicina e educação, promovendo soluções representativas e individualizadas de cada caso.

## 10 Referências Bibliográficas

1. Seeley RR, Stephens TD, Tate P. Anatomia e Fisiologia. 8a. Cientificas LET e, editor. 2011.
2. Bennett J. HIV and renal disorders. HIV Nurs [Internet]. 2017;17(3):77–88 [cited 2018 Feb 2 ]. Available from:  
<http://proxy.library.adelaide.edu.au/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=c8h&AN=125553164&site=ehost-live&scope=site>
3. Pfizer. Renal Cell Carcinoma (RCC) Fact Sheet. Pfizer Facts. 2012;(September):16–7.
4. Beart AL, Sartor K. Imaging of kidney cancer. Guermazi A, editor. New York: Springer; 2006.
5. Sheth S, Scatarige JC, Horton KM, Corl FM, Fishman MSEK. Current Concepts in the Diagnosis and Management of Renal Cell Carcinoma: Role of Multidetector CT and objectives. 2001;237–54.
6. Clinic M. Kidney cancer [Internet]. 2018 [cited 2018 Feb 16]. Available from:  
<https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/kidney-cancer/symptoms-causes/syc20352664>
7. Renais AP de insuficientes. Estádios da doença renal [Internet]. 2016 [cited 2018 Feb 16]. Available from: <http://www.apir.org.pt/estadios-da-doenca-renal/>
8. National Kidney Foundation. K/DOQI Clinical Practice Guidelines for Chronic Kidney Disease: Evaluation, Clasification and Stratification [Internet]. Vol. 39, Am J Kidney Dis. 2002. 1-266 p. Available from: [www.kdoqi.org](http://www.kdoqi.org)
9. Ng CS, Wood CG, Silverman PM, Tannir NM, Tamboli P, Sandler CM. Renal cell carcinoma: Diagnosis, staging, and surveillance. Am J Roentgenol. 2008;191(4):1220–32.
10. Krajewski KM, Guo M, Abbeele AD Van Den, Yap J, Ramaiya N, Jagannathan J, Comparison of Four Early Posttherapy Imaging Changes ( EPTIC ; RECIST 1 . 0 , Tumor Shrinkage , Computed Tomography Tumor Density , Choi Criteria ) in

Assessing Outcome to Vascular Endothelial Growth Factor – Targeted Therapy in Patients With Advanced Ren. *Eur Urol.* 2011;59(5):856–62.

11. Ant. Cardiovascular | Dr. George - Cirurgia Cardíaca", *Gscirurgiacardiaca.com.br*, [Internet] 2018. [cited: 10 Jan 2018] Available from: [http://gscirurgiacardiaca.com.br/category/doencascardiovasculares/anatomiacardiavascular/..](http://gscirurgiacardiaca.com.br/category/doencascardiovasculares/anatomiacardiavascular/)
12. Speelman L. Biomechanical Analysis for Abdominal Aortic Aneurysm Risk Stratification. 2009. 1-118 p.
13. Wanhainen A, Themudo R, Ahlström H. Thoracic and abdominal aortic dimension in 70-year-old men and women – A population-based whole-body magnetic resonance imaging ( MRI ) study. 2005;504–12.
14. Kyriakides C, Byrne J, Greent S, Hulton NR. Original article Screening a abdominal aortic aneurysm : pragmatic approach. *Screening.* 2000;59–63.
15. Taborda L, Pereira L, Amona E. ANEURISMA DA AORTA ABDOMINAL Uma Apresentação Pouco Frequente. 2011;857–62.
16. Aggarwal S, Qamar A, Sharma V, Sharma A. Abdominal aortic aneurysm: A comprehensive review. *Exp Clin Cardiol.* 2011;16(1):11–5.
17. Zankl AR, Schumacher H, Krumsdorf U, Katus HA, Jahn L, Tiefenbacher CP. Pathology, natural history and treatment of abdominal aortic aneurysms. *Clin Res Cardiol.* 2007;96(3):140–51.
18. Golledge J, Muller J, Daugherty A, Norman P. Abdominal aortic aneurysm: Pathogenesis and implications for management. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* 2006;26(12):2605–13.
19. Desenvolvimento e Ensaio Biológicos de Bionanossistemas baseados em Pontos Quânticos de CdSe / ZnS. Univ do Minho. 2013;
20. Karwowska, A; Kurianiuk, A; Łapiński, R; Gacko, M; Karczewski J. Epidemiology of abdominal aortic aneurysm. *Prog Heal Sci.* 2015;5(1):240–7.
21. Wilink AB, Quick CR. Epidemiology and potential for prevention of abdominal aortic aneurysm. 1998;85(November 1997):155–62.

22. Greenhalgh RM, Brown LC, Epstein D, Kwong GPS, Powell JT, Sculpher MJ, et al. Endovascular aneurysm repair versus open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1): Randomized controlled trial. *Lancet*. 2005;365(9478):2179–86.
23. U.S. Preventive Services Task Force. Clinical Guidelines Screening for Abdominal Aortic Aneurysm : Recommendation Statement OF THE. 2014;142(3):4–6.
24. Pisco L. Noções Fundamentais de Imagiologia. Lidel, editor. Lisboa; 2000.
25. Lee JKT, Sagel SS, Stanlay RJ, Heiken JP. Computed Body Tomography whith MRI Correlation. Volume 1,. Wilkins LW&, editor. 2006. 1-10 p.
26. Magdy M, Khalil. Basic Sciences of Nuclear Medicine. Springer, editor. Berlin; 2011.
27. Mukherjee D, Rajagopalan S. CT and MR angiography of the peripheral circulation. London: Informa; 2007.
28. Herman G. Fundamentals of computerized tomography. London: Springer-Verlag; 2009.
29. Munro PRT. Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT, by Thorsten M. Buzug. *Contemp Phys* 2010;51(6).
30. Matela N. 2D Interative Image Reconstruction for Dual Planar Detector for Positron Emission Mammography. *Engenharia biomédica e biofísica - Tese de doutoramento*. 2008;
31. Zeng GL. Image reconstruction - A tutorial. *Comput Med Imaging Graph*. 2001;25(2):97–103.
32. Leuven KU. Iterative Reconstruction Methods. *Quant Anal Nucl Med Imaging*. 2006;107–40.
33. Lee NY, Choi Y. A modified OSEM algorithm for PET reconstruction using wavelet processing. *Comput Methods Programs Biomed*. 2005;80(3):236–45.
34. Photon S, Computed E. Métodos de Reconstrução Tomográfica de Imagens de SPECT. 2006;1–14.

35. Tarantola G, Zito F, Gerundini P. PET Instrumentation and Reconstruction Algorithms in Whole-Body Applications. *J Nucl Med*. 2003;44(5):756–69.
36. Loudos GK. An efficient analytical calculation of probability matrix in 2D SPECT. *Comput Med Imaging Graph*. 2008;32(2):83–94.
37. Miles N. Wernick, PhD; John N. Aarsvold P. Emission Tomography- the fundamentals of PET and SPECT. Elsevier. 2004;23(4):390.
38. Sá J, Barreira L, Fonseca E, Teixeira C. Imagens Tomográficas Biomédicas Aplicadas À Prototipagem Rápida E À Criação De Modelos. *Rev da Assoc Port Análise Exp Tensões*. 2008;16(2003):53–60.
39. Yoshizumi T. Dual Energy CT in Clinical Practice. Vol. 261, *Radiology*. 2011. 392-393 p.
40. Perandini S, Faccioli N, Zaccarella A, Re T, Mucelli P. The diagnostic contribution of CT volumetric rendering techniques in routine practice. *Indian J Radiol Imaging*. 2010;20(2):92.
41. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin JC, Pujol S, et al. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*. 2012;30(9):1323–41.
42. Berman B. 3-D printing: The new industrial revolution. *Bus Horiz*;55 (2) 2012:155–62.
43. Hull CW. Apparatus for Production of Threedimensional Objects By Stereolithography. 1986
44. Olszewski R. Three-dimensional rapid prototyping models in cranio-maxillofacial surgery: systematic review and new clinical applications. *Proc Belg R Acad Med*2013:43–77.
45. Levy Ra, Guduri S, Crawford RH. Preliminary experience with selective laser sintering models of the human temporal bone. *Am J Neuroradiol* 1994;15 (3):473–7levy.
46. Boland T, Xu T, Damon B, et al. Application of inkjet printing to tissue engineering. *Biotechnol J* 2006;1(9):910-7

47. Pujol S, Baldwin M, Nassiri J, Kikinis R, Shaffer K. Using 3D Modeling Techniques to Enhance Teaching of Difficult Anatomical Concepts. *Acad Radiol*. 2016;23(4):507–16.
48. Kapur T, Pieper S, Fedorov A, Fillion-Robin JC, Halle M, O'Donnell L, et al. Increasing the impact of medical image computing using community-based open-access hackathons: The NA-MIC and 3D Slicer experience. *Med Image Anal*. 2016;33:176–80.
49. Nardelli P, Jaeger A, O'Shea C, Khan KA, Kennedy MP, Cantillon-Murphy P. Preclinical validation of virtual bronchoscopy using 3D Slicer. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2017;12(1):25–38.
50. J. Ribeiro, "PeekMed", Peekmed.com, [Internet] 2018. [cited: 24 Apr 2018] Available from: [http://peekmed.com/#/..](http://peekmed.com/#/)
51. Alto P. 3D printing market to grow to US\$16.2 billion in 2018. *Met Powder Rep* 2014;69(3):42.
52. Koff W, Gustafson P. 3D Printing and the Future of Manufacturing. CSC Lead Edge Forum 2012;
53. Barrillot C, Haynor DR, Hellier P. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004 . 7th Intern. Springer, editor. Lecture Notes in Computer Science. Saint- Malo,
54. Wohlers T, Gornet T. History of additive manufacturing Introduction of non-SL systems Introduction of low-cost 3D printers. *Wohlers Rep* 2012. 2012;1–23.
55. Lantada AD, Morgado PL. Rapid Prototyping for Biomedical Engineering: Current Capabilities and Challenges. *Annu Rev Biomed Eng*. 2012;14(1):73–96.
56. Díaz Lantada A, Valle-Fernández R Del, Morgado PL, Muñoz-García J, Muñoz Sanz JL, Munoz-Guijosa JM, et al. Development of personalized annuloplasty rings: Combination of CT images and CAD-CAM tools. *Ann Biomed Eng*. 2010;38(2):280–90.
57. Nicklaus Children's Hospital Acquires 3D Printer to Support Pediatric Surgical Planning and Research - Miami Children's Hospital; 2015.

58. Oliveira M, Sooraj Hussain N, Dias AG, Lopes MA, Azevedo L, Zenha H, et al. 3-D biomodelling technology for maxillofacial reconstruction. *Mater Sci Eng C*. 2008;28(8):1347–51.
59. Waran V, Narayanan V, Karuppiyah R, et al. Injecting realism in surgical training - Initial simulation experience with custom 3D models. *J Surg Educ* 2014;71 (2):193–760. radecka.
61. Murphy SV, Atala A. 3D bioprinting of tissues and organs. *Nat Biotechnol* 2014;32(8):773–85
62. Tam MDBS Laycock SD, Brown JRI, Jakeways M. 3D printing of an aortic aneurysm to facilitate decision making and device selection for endovascular aneurysm repair in complex neck anatomy. *J Endovasc Ther* 2013;20:863–7
63. Knoedler M, Feibus AH, Lange A, Maddox MM, Ledet E, Thomas R, et al. Individualized Physical 3-dimensional Kidney Tumor Models Constructed From 3dimensional Printers Result in Improved Trainee Anatomic Understanding. *Urology*. Elsevier Inc.; 2015 ;85(6):1257–62
64. Connell WO, Pietila T. Establishing a Hospital-based 3-D Printing Laboratory: A Guide for Implementation. 2018;89(3).
65. Optima\* CT 520 |Achieve deeper insight|GEHC UK [Internet]. [Www3.gehealthcare.com.sg](http://www3.gehealthcare.com.sg). 2018 [cited 8 March 2018]. Available from: <http://www3.gehealthcare.com.sg/en-66>. Jennings D, Fennessy F, Sonka M, Buatti J. *NIH Public Access*. 2013;30(9):1323–41.
66. 3D Slicer [Internet]. [Slicer.org](https://www.slicer.org/). 2018 [cited 10 February 2018]. Available from: <https://www.slicer.org/>
67. Mini+, R., Z18, R., Labs, M., Print, M., Extruder+, S., Center, I., Program, E., Processing, P., Stories, M., Printers, 3., Accessories, P., Device, R., Us, C. and Us, C. (2018). *MakerBot Launches Replicator 2 For High Quality Prototyping*. [Internet] [MakerBot](https://www.makerbot.com/stories/news/a-whole-new-makerbot-introducing-replicator2-desktop-3d-printer/). [cited 13 Mar. 2018] Available from: <https://www.makerbot.com/stories/news/a-whole-new-makerbot-introducing-replicator2-desktop-3d-printer/>.

68. 3D CAD Design Software [Internet]. Solidworks.com. 2018 [cited 14 May 2018]. Available from: <https://www.solidworks.com/>
69. "App7.infarmed.pt, [Internet] 2018. [cited 05 Jan 2018] Available from: [http://app7.infarmed.pt/infomed/download\\_ficheiro.php?med\\_id=3796&tipo\\_doc=fi..](http://app7.infarmed.pt/infomed/download_ficheiro.php?med_id=3796&tipo_doc=fi..)
70. "Ultravist 370",[Internet] 2018. [cited: 05 Jan 2018]. Available: [https://www.bayer.pt/static/documents/.../Ultravist\\_240\\_300\\_370\\_FI\\_06-2012.pdf](https://www.bayer.pt/static/documents/.../Ultravist_240_300_370_FI_06-2012.pdf).
71. Volume rendering of peripancreatic vasculature using biphasic spiral CT data [Internet]. Vol. 3, Academic Radiology. 1996. p. 1057. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1076633296800584>
72. Bidanda B, Bártolo P. Virtual prototyping & bio manufacturing in medical applications. New York: Springer; 2008.