

# **Impressão 3D de Máscaras de Imobilização para Terapêutica: Análise Radiológica, Mecânica e Financeira**

Jessica Alexandra Bento Duarte

Dissertação Final de Mestrado para Obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

## Orientadores

Maria Amélia Ramos Loja (ISEL/IPL)

Lina da Conceição Capela de Oliveira Vieira (ESTeSL/IPL)

Ricardo Fontes Portal (ISEL/IPL)

Abril 2019

# **Impressão 3D de Máscaras de Imobilização para Terapêutica: Análise Radiológica, Mecânica e Financeira**

Jessica Alexandra Bento Duarte

Dissertação Final de Mestrado para Obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

## Orientadores

Maria Amélia Ramos Loja (ISEL/IPL)

Lina da Conceição Capela de Oliveira Vieira (ESTeSL/IPL)

Ricardo Fontes Portal (ISEL/IPL)

## Júri

Presidente: Maria Graça Massano Mavigné Andrade (ESTeSL/IPL)

Vogais: Maria Amélia Ramos Loja (ISEL/IPL)

Nuno José Coelho Gomes Teixeira (ESTeSL/IPL)

Abril 2019

A Escola Superior de Tecnologias da Saúde de Lisboa e o Instituto Superior de Engenharia de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou em suporte digital, ou por qualquer outro meio conhecido e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que sejam incluídos neste trabalho.

Aos meus pais Vítor e Anabela, a quem eu  
devo tudo, por serem constantemente o meu pilar.

E ao meu namorado, Pedro, pela paciência,  
apoio e carinho que me permitiram terminar esta dissertação.

## **Agradecimentos**

Ao Centro Oncológico Dr.<sup>a</sup> Natália Chaves (C.O.N.C) pela disponibilização do acelerador linear para o estudo dosimétrico da presente dissertação. Um especial obrigada ao físico Miguel Pontes por toda a disponibilidade e ajuda crucial nesta componente. Às técnicas Áurea Lopes e Telma Rodrigues, pela simpatia e por toda a ajuda disponibilizada.

Ao meu amigo Ricardo Cascalheira, pela ajuda vital nas impressões 3D, pela paciência e pela compreensão. O meu sincero agradecimento.

À minha grande amiga Joana Carvalho, pela ajuda nas aquisições, o meu muito obrigada.

Aos orientadores, Prof.<sup>a</sup> Amélia Loja e Prof.<sup>o</sup> Ricardo Portal do Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, pelo apoio exímio em toda a componente mecânica e prática da dissertação.

À orientadora Prof.<sup>a</sup> Lina Vieira, da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, o meu sincero e eterno agradecimento pelo apoio constante e orientação fundamental ao longo desta jornada.

Aos meus familiares e amigos, por estarem sempre do meu lado nos momentos mais difíceis mas também por partilharem as minhas conquistas.

Já Klaus Schwab, o empreendedor, disse “A mudança pode ser assustadora e a tentação é frequentemente resisti-la. Mas a mudança quase sempre fornece oportunidades - para aprender coisas novas, repensar processos antigos e melhorar a maneira como trabalhamos.”

## Resumo

**Introdução:** O fabrico de máscaras de imobilização termoplásticas é um processo moroso, fortemente dependente do profissional de saúde e potencialmente desconfortável para o doente. O presente estudo teve como objetivo contribuir para um processo alternativo automatizado de fabrico de máscaras de imobilização, da região abdominal de voluntários, com recurso à impressão 3D. E conseqüentemente com a análise do modelo, no que se refere às propriedades dosimétricas mecânicas e financeiras do ácido poliláctico (*PLA*).

**Metodologia:** Adquiriram-se os dados da zona abdominal de um voluntário utilizando um *scanner* ótico 3D. Após isto, imprimiram-se em 3D nove placas de *PLA* com espessuras de 2 mm (designadas por T2I50, T2I80, T2I100, para enchimentos de 50, 80 e 100% respetivamente), de 4 mm (designadas por T4I50, T4I80, T4I100 para os enchimentos referidos anteriormente) e de 6 mm (T6I50, T6I80 e T6I100 para os mesmos enchimentos). Avaliaram-se as propriedades radiológicas e mecânicas do *PLA* submetendo as placas, a uma pressão mecânica (6726 Pa) e radiação com feixe de fótons com 3 energias (6 MV, 10 MV, 15 MV). Posteriormente, imprimiu-se em 3D a máscara abdominal através da aquisição de dados realizada anteriormente. Os custos e os tempos do processo também foram analisados.

**Resultados:** As placas T2I50, T2I80, T2I100 e T4I50 revelaram transmissões de dose equiparadas às da máscara convencional em todas as energias. A deformação mecânica revelou resultados positivos com a deformação máxima de 0,521 mm a pertencer à placa T2I50. Os custos finais do serviço com o processo proposto (custo material + mão-de-obra) diminuem de 13.174-19.574 € para 4.457-6.739 €, ou seja uma redução de 66%. Adicionalmente existe ainda uma redução do tempo que o doente tem de estar deitado para realização da máscara: 10 minutos vs. 5 minutos (redução de 50%).

**Discussão/Conclusão:** Os declives das retas de tendência, tanto na transmissão da radiação como no deslocamento mecânico, são superiores nos resultados das diferentes espessuras vs. os resultados dos enchimentos. Isto pode indicar que o aumento na espessura tem um impacto maior tanto na atenuação da radiação como na resistência mecânica. O *PLA* revelou-se um material excelente para integração numa máscara de imobilização pela minimização da atenuação do feixe de fótons que iguala os sistemas de imobilização actualmente estabelecidos na radioterapia moderna, e pelas propriedades mecânicas favoráveis à sua robustez mecânica. O processo de impressão 3D proposto apresentou resultados promissores ao nível de custos relativamente ao processo convencional dado que, apesar do aumento em custos de mão-de-obra, existe uma redução significativa dos custos materiais. Os resultados de tempo foram inadequados à realidade do serviço maioritariamente pelo longo tempo de impressão, apresentando grandes oportunidades para melhoria e otimização neste aspeto.

**Palavras-chave:** Máscara de Imobilização; Impressão 3D; Análise Dosimétrica; Resistência Mecânica; Scanner 3D.

## Abstract

**Introduction:** The manufacture of thermoplastic immobilization masks is a time-consuming process, strongly dependent on the healthcare professional and potentially uncomfortable for the patient. The present study aimed to contribute to an automated alternative process for the manufacture of immobilization abdominal masks of volunteers using 3D printing. And consequently with the analysis of the model, with regard to the dosimetric, mechanical and financial properties of polylactic acid (PLA).

**Methodology:** Data from the abdominal area of a volunteer was acquired using a 3D optical scanner. Thereafter, nine PLA plates with thicknesses of 2 mm (designated T2I50, T2I80, T2I100, for 50, 80 and 100% infills respectively), 4 mm (designated T4I50, T4I80, T4I100 for the same infills) and 6 mm (T6I50, T6I80 and T6I100 for the same infills) were 3D printed. The radiological and mechanical properties of the PLA were evaluated by subjecting the plates to a mechanical pressure (6726 Pa) and photon beam radiation with 3 energies (6 MV, 10 MV, 15 MV). Subsequently, the abdominal mask was 3D printed by the previous data acquisition. Process costs and times were also analyzed.

**Results:** The T2I50, T2I80, T2I100 and T4I50 plates revealed dose transmissions assimilated to those of the conventional mask at all energies. Mechanical deformation revealed positive outcomes with the maximum deformation of 0.521 mm belonging to the T2I50 plate. The final costs of the service with the proposed process (material cost + labor) decrease from € 13,174-19,574 to € 4,457-6,739, a decrease of 66%. Also, there is a reduction in the time that the patient has to lie down to perform the mask: 10 minutes vs. 5 minutes (50% reduction).

**Discussion / Conclusion:** The slopes of the trend lines, both in radiation transmission and in mechanical displacement, are higher in the results of the different thicknesses vs. the results of the infills. This may indicate that the increase in thickness has a greater impact both on radiation attenuation and on mechanical strength. PLA has proved to be an excellent material for integration into an immobilization mask by minimizing the photon beam attenuation that compares to the immobilization systems currently established in modern radiotherapy and by the mechanical properties favorable to its mechanical robustness. The proposed 3D printing process presented promising results in terms of costs compared to the conventional process given that despite the increase in labor costs, there is a significant reduction in material costs. The time results however were unsuitable to the reality of the department mainly for the long time of printing, presenting great opportunities for improvement and optimization in this aspect.

**Keywords:** Immobilization Mask; 3D Printing; Dosimetric Analysis; Mechanical Endurance; 3D Scanner.

## Índice Geral

1.	Introdução .....	1
1.1	Motivação .....	1
1.2	Objetivos.....	3
1.3	Estrutura da Dissertação .....	4
2.	Fundamentação Teórica .....	5
2.1	Modalidades de Imagem Médica e Radioterapia .....	5
2.2	Sistemas de Imobilização.....	7
2.3	Workflow em Imagem Médica e Radioterapia.....	9
2.4	Problemática associada aos Sistemas de Imobilização.....	11
2.5	Impressão 3D .....	12
2.6	Impressão 3D de modelos médicos .....	13
2.7	Desafios da Impressão 3D .....	21
3.	Metodologia.....	23
3.1	Materiais .....	24
3.2	Aquisição dos Dados.....	27
3.3	Impressão 3D das placas .....	34
3.4	Irradiação e Medição Dosimétrica .....	36
3.5	Simulação Mecânica .....	38
3.6	Processamento dos Dados e Modelação.....	42
3.7	Impressão 3D da máscara de imobilização .....	44
4.	Resultados .....	46
5.	Discussão.....	59
6.	Conclusões.....	64
	Referências Bibliográficas.....	65

## Índice de Figuras

<b>Figura 1</b> – Exemplo de uma curva PDD.....	6
<b>Figura 2</b> - Curvas PDD para fótons de raios-X com energias de 6 MV, 10 MV e 15 MV.....	6
<b>Figura 3</b> - Percurso do doente num serviço de radioterapia.....	9
<b>Figura 4</b> - Métodos de captura de dados da superfície de um objeto. Adaptada de: Kettner (2011)(31).....	14
<b>Figura 5</b> - Esquema representativo da impressão 3D com técnica FDM(35).....	16
<b>Figura 6</b> - Sensor ótico ASUS Xtion Pro Live. Adaptada de: ASUS(41).....	24
<b>Figura 7</b> - Impressora 3D Anet A6(42).....	25
<b>Figura 8</b> - Bobine de PLA utilizada(43).....	25
<b>Figura 9</b> - Acelerador linear Varian® TrueBeam(44).....	26
<b>Figura 10</b> - Câmara de ionização Semiflex Chamber(45).....	26
<b>Figura 11</b> - a) e b) Posicionamento do voluntário para realização da aquisição pelo sensor ótico.....	27
<b>Figura 12</b> - Primeira aquisição com o voluntário deitado.....	28
<b>Figura 13</b> - Segunda aquisição com o voluntário deitado.....	29
<b>Figura 14</b> - Terceira aquisição com o voluntário deitado.....	29
<b>Figura 15</b> - Quarta aquisição com o voluntário deitado.....	30
<b>Figura 16</b> - Quinta aquisição com o voluntário deitado.....	30
<b>Figura 17</b> - Primeira aquisição com o segundo voluntário deitado.....	31
<b>Figura 18</b> - Segunda aquisição com o segundo voluntário deitado.....	32
<b>Figura 19</b> - Terceira aquisição com o segundo voluntário deitado.....	32
<b>Figura 20</b> - Quarta aquisição com o segundo voluntário deitado.....	33
<b>Figura 21</b> - Quinta aquisição com o segundo voluntário deitado.....	33
<b>Figura 22</b> - a) e b) Disposição da câmara de ionização.....	37
<b>Figura 23</b> - Disposição da placa na câmara de ionização.....	37
<b>Figura 24</b> - Posição da máscara convencional na câmara de ionização.....	37
<b>Figura 25</b> - Exemplo da aplicação da pressão na placa T2I100 e respetiva simulação em Solidworks.....	41
<b>Figura 26</b> - Importação da nuvem de pontos para o software.....	42
<b>Figura 27</b> - a) Extração da região de interesse e b) reconstrução da malha correspondente.....	42
<b>Figura 28</b> - a) Sem erros na superfície e b) reconstrução da superfície final.....	43
<b>Figura 29</b> - a), b) e c) Modelo carregado no software de impressão Simplify3D.....	44
<b>Figura 30</b> - Gráficos com a variação da radiação transmitida, em %, para a energia de 6 MV, a) por enchimento e b) por espessura.....	48

<b>Figura 31</b> - Gráficos com a variação da radiação transmitida, em %, para a energia de 10 MV, a) por enchimento e b) por espessura.....	49
<b>Figura 32</b> - Gráficos com a variação da radiação transmitida, em %, para a energia de 15 MV, a) por enchimento e b) por espessura.....	50
<b>Figura 33</b> - Gráficos com a variação do deslocamento das placas, em mm, a) por enchimento e b) por espessura para uma pressão de 6726 Pa.....	53

## Índice de Tabelas

<b>Tabela 1</b> – Exemplos de diversas plataformas online para impressão 3D.....	20
<b>Tabela 2</b> - Resumo do seguimento de passos adotados na presente dissertação.....	23
<b>Tabela 3</b> - Parâmetros definidos para as aquisições com o voluntário deitado.....	28
<b>Tabela 4</b> - Parâmetros utilizados na aquisição da segunda gama de varrimentos com o voluntário sem roupa.....	31
<b>Tabela 5</b> - Parâmetros de impressão das placas.....	34
<b>Tabela 6</b> - Descrição das diferentes placas e respectivos parâmetros.....	35
<b>Tabela 7</b> - Massa, $m_{real}$ , volume, $V_{real}$ , e densidade real, $\rho_{real}$ , das placas de PLA.....	39
<b>Tabela 8</b> - Cálculo do volume da fração de PLA que ocupa cada placa.....	39
<b>Tabela 9</b> - Valores estimados para o módulo de Young real, $E_{real}$ , para cada uma das amostras.....	40
<b>Tabela 10</b> - Valores estimados para o coeficiente real de Poisson, $\nu_{real}$ , para cada uma das amostras.....	40
<b>Tabela 11</b> - Parâmetros de impressão da máscara de imobilização.....	45
<b>Tabela 12</b> - Medição das dose absorvida, em Gy, pela câmara de ionização através das diferentes placas de PLA.....	46
<b>Tabela 13</b> - Radiação transmitida, em %, através das diferentes placas de PLA.....	47
<b>Tabela 14</b> - Deformação máxima, em mm, de cada placa sujeita a uma pressão de 6726 Pa.....	52
<b>Tabela 15</b> – Resultados de tempo, em horas, da impressão 3D da máscara de imobilização proposta, em quatro partes e respetivas massas, em gramas.....	54
<b>Tabela 16</b> - Sumário do processo de produção convencional e o processo de produção proposto com os requisitos de tempo e custo de material e mão-de-obra.....	55
<b>Tabela 17</b> - Análise do custo da impressão 3D de uma máscara impressa com espessura de 2 mm enchimento de 50 % com peso de 139,02 g, durante 47 horas e 32 minutos.....	56
<b>Tabela 18</b> – Comparação dos custos finais (por ano) entre o processo convencional e o processo de impressão 3D proposto.....	58

## Lista de Abreviaturas

<b>3D</b>	A três dimensões
<b>ABS</b>	Acrylonitrile Butadiene Styrene
<b>CAD</b>	Computer-Aided Design
<b>C.O.N.C.</b>	Centro Oncológico Dr. <sup>a</sup> Natália Chaves
<b>DICOM</b>	Digital Imaging and Communication in Medicine
<b>D<sub>Máx</sub></b>	Profundidade de Dose Máxima
<b>FOV</b>	Field-of-View
<b>IV</b>	Infravermelho
<b>FDM</b>	Fused Deposition Modeling
<b>MN</b>	Medicina Nuclear
<b>PDD</b>	Percentual Depth Dose
<b>PET</b>	Positron Emission Tomography
<b>PLA</b>	Polylactic Acid
<b>RGB</b>	Red, Green, Blue
<b>RM</b>	Ressonância Magnética
<b>ROI</b>	Region Of Interest
<b>RT</b>	Radioterapia
<b>SW</b>	Solidworks
<b>TC</b>	Tomografia Computorizada
<b>UH</b>	Unidades de Hounsfield
<b>UV</b>	Ultravioleta

# 1. Introdução

## 1.1 Motivação

Para a obtenção de imagem em medicina nuclear (*MN*) bem como no tratamento de radioterapia (*RT*), é necessário garantir a imobilização dos doentes durante períodos de tempo consideráveis, dado que qualquer movimento pode afetar a qualidade da imagem e/ou a eficácia do tratamento(1). Em *MN* por exemplo, o tempo prolongado ( $\geq 30$  minutos) de aquisição de imagens, dificulta que o doente mantenha a mesma posição, sem oscilações, durante todo o procedimento, o que poderá levar a imagens de menor qualidade (1–3).

Na eventualidade de ocorrer movimento do paciente durante a aquisição, a imagem surge esborratada. Quando isto acontece pode existir uma diminuição da detetabilidade de pequenos pontos o que poderá implicar a repetição do exame.

Já em radioterapia, é essencial a estabilização do posicionamento do doente no decurso de todas as frações do tratamento, que podem ter cerca de 25 minutos de duração. Esta imobilização é crucial, visto que qualquer movimento involuntário pode comprometer a eficácia do tratamento. Isto deve-se ao facto de que qualquer movimento provoca um desvio físico do volume alvo e, quando estes desvios são significativos, existe um défice na dose recebida pelo volume tumoral o que conseqüentemente provoca a irradiação dos tecidos sãos(4–7).

Para minimizar estes movimentos durante aquisição de imagem de *MN* e procedimentos de radioterapia, existem diversos acessórios e dispositivos disponíveis para auxiliar o posicionamento e imobilização do doente(2). Tais acessórios são aplicados consoante a região do corpo que se pretende imobilizar e, exemplo disso são as máscaras termoplásticas actualmente utilizadas em radioterapia(1).

As máscaras termoplásticas são compostas por uma mistura de plásticos termo moduláveis que, devido à sua capacidade de moldagem à complexa anatomia do doente, proporcionam uma imobilização eficaz e personalizada(1). Estes dispositivos são utilizados com maior frequência para imobilizar a região da cabeça e pescoço, embora também possam ser aplicados no abdómen e região pélvica(1,8). Contudo, podem causar claustrofobia, desconforto e atenuar ou dispersar a radiação pelos materiais que as compõem(2,9,10). Para uma moldagem bem-sucedida são necessários pelo menos dois profissionais de saúde, tornando a produção das máscaras totalmente manual e dependente do profissional de saúde. O atual processo de moldagem é também moroso e desconfortável para o doente. Apesar de em *RT* serem utilizados com regularidade estes dispositivos, em exames de *MN* não são utilizados acessórios específicos para este efeito.

Enquanto que diversos processos em radioterapia sofreram fortes alterações em

termos de cálculo e computação automática, a produção de dispositivos de imobilização é ainda um processo manual que requer bastantes recursos humanos, materiais e armazenamento. Deste modo, existe uma forte necessidade de melhorar o processo de produção das máscaras de imobilização de forma a reduzir a carga de trabalho e dependência do técnico e melhorar o conforto para o doente.

Diversos autores têm incidido os seus focos na conceção e automação de dispositivos personalizados com recurso a imagens médicas e técnicas de fabrico automático, como a impressão a 3 dimensões (3D). *Haefner et al*(6) desenvolveu um dispositivo de imobilização personalizado para a cabeça a partir de imagens de ressonância magnética e impressão 3D, estabelecendo um processo de produção inteiramente automático. Concluiu que a precisão do posicionamento foi atingida através da análise do mesmo em voluntários. *Loja et al*(11) propôs a possibilidade de utilizar diferentes métodos de aquisição e reconstrução da superfície 3D de um fantoma para um sistema de imobilização de cabeça alternativo.

## 1.2 Objetivos

O principal objetivo da presente dissertação consiste na concepção de uma máscara de imobilização fabricada com recurso à impressão 3D. Primeiramente, as propriedades dosimétricas foram aferidas recorrendo à irradiação de amostras de ácido poliláctico (*PLA*, *polylactic acid*) de dimensões 10x13 cm, com diferentes espessuras (*'thicknesses'*) e enchimentos (*'infills'*), e posterior medição da dose na face distal dessas mesmas amostras. Sabendo que um sistema de imobilização ótimo não atenua ou dispersa a radiação, a dose que deve chegar ao sensor deve manter-se idêntica à dose de administração. Isto permitiu aferir quais as características ótimas – de espessura e enchimentos - que garantiam um nível mínimo de atenuação da radiação, para integração numa máscara de imobilização. Após a extrapolação das características ótimas de *PLA* para integração dosimétrica, foi efetuada uma simulação mecânica das mesmas amostras para aferir quais as placas mais resistentes ao stress mecânico, e portanto mais eficazes na imobilização. A máscara foi criada a partir da aquisição da geometria do contorno externo abdominal de um voluntário. Para aquisição destes dados recorreu-se a um *scanner* ótico 3D seguido de modelação por computador da malha. A máscara foi impressa em 3D e analisados os custos e tempos associados.

Assim sendo, os objetivos específicos que sustentam a presente dissertação foram:

- Aferir a interação da radiação com o *PLA*, através de amostras impressas em 3D, observando se o mesmo mantém a radiotransparência necessária quando irradiado com fótons de megavoltagem;
- Observar o deslocamento mecânico, em mm, resultante da deformação das diferentes placas quando sujeitas a uma pressão de referência;
- Avaliar se o processo proposto apresenta melhores resultados a nível de tempo e custos que o processo convencional.

Os detalhes das impressões 3D, avaliação dosimétrica, simulação mecânica, aquisições e reconstruções são precisados mais adiante.

### 1.3 Estrutura da Dissertação

A presente dissertação está estruturada, por 8 capítulos, da seguinte forma:

- O primeiro capítulo, a introdução, foi enquadrado o problema, a motivação, os objetivos e a organização da dissertação.

- O segundo capítulo constitui a fundamentação teórica e aqui foi descrita uma base de conceitos relevantes para a dissertação. Isto é, conceitos de imagem médica e radioterapia, descrição dos diferentes tipos de sistemas de imobilização e desafios associados, diferentes técnicas de impressão 3D, *softwares* e materiais e ainda, a problemática inerente à implementação desta tecnologia.

- No terceiro capítulo, a metodologia, foram descritas as etapas experimentais adotadas, os materiais utilizados e condições em cada uma das mesmas. Foi também definido o objeto e o tipo de estudo.

- No quarto capítulo foram expostos todos resultados obtidos com o respectivo tratamento de dados.

- O quinto capítulo constitui uma reflexão e discussão dos resultados obtidos previamente e o balanço do projeto de investigação, nomeadamente os pontos fortes e limitações do estudo. Foram cruzados os dados obtidos com os dos autores mencionados na revisão de literatura efetuada.

- No sexto capítulo, concluiu-se a dissertação e foram incluídos os resultados e as respostas às questões previamente levantadas na introdução, referindo o interesse e novidade dos resultados obtidos, encerrando o assunto com uma opinião pessoal.

- Por fim, nas referências bibliográficas encontram-se enumeradas todas as fontes consultadas para a realização deste dissertação, de acordo com a norma Vancouver(12).

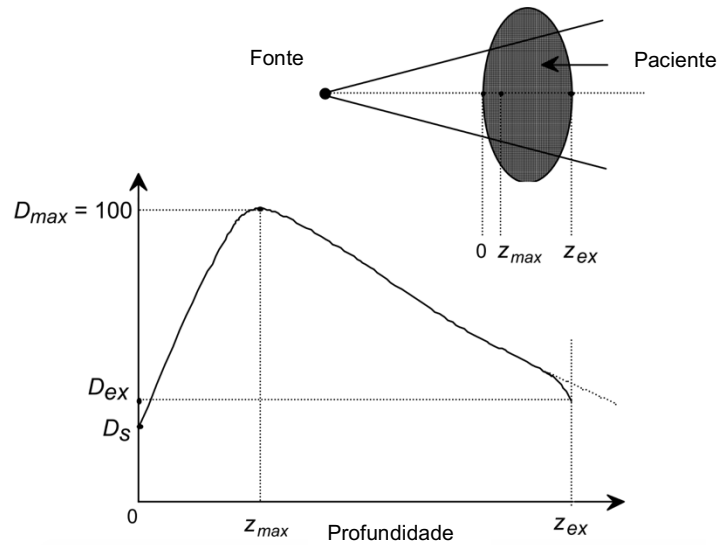
## 2. Fundamentação Teórica

### 2.1 Modalidades de Imagem Médica e Radioterapia

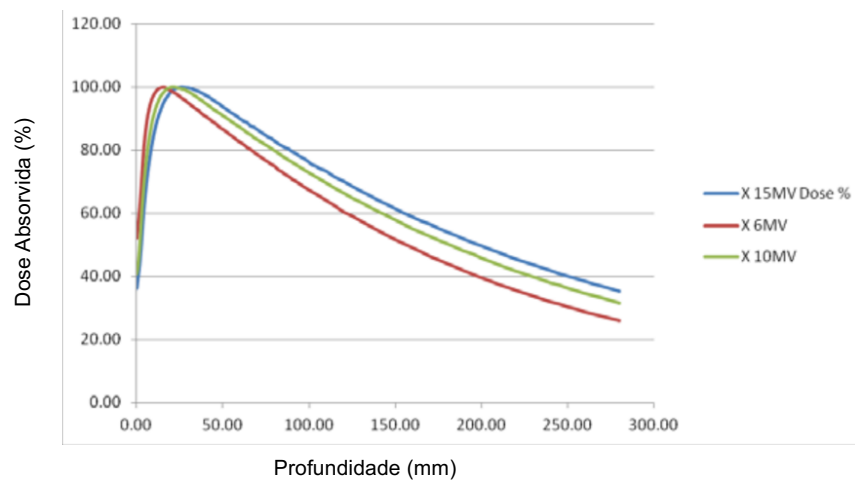
Desde a descoberta dos raios-X por Roentgen em 1895, a imagiologia médica tem contribuído significativamente para o progresso em medicina(13). As diferentes modalidades imagiológicas têm vindo a ser desenvolvidas ao longo dos últimos 50 anos onde estão incluídas a radiografia digital, a ultrassonografia, a ressonância magnética (RM), os exames de medicina nuclear (MN) como é o caso da tomografia por emissão de positrões (*PET* do acrónimo inglês *Positron Emission Tomography*) e a tomografia computadorizada (*TC*), entre outras(13).

A radioterapia (*RT*) consiste numa modalidade de tratamento do cancro que utiliza radiação ionizante para eliminar células tumorais. Esta terapia está fundamentada pela maior radiosensibilidade do *ADN* das células tumorais face às células dos tecidos saudáveis(14). Por este motivo, a principal premissa da radioterapia assenta na maximização da dose de radiação no tumor e minimização dos efeitos tóxicos nos tecidos são circundantes(7,14). O planeamento do tratamento de radioterapia determina o sucesso do mesmo dado que é nesta fase que são definidos os diversos parâmetros que influenciam o tratamento: a administração da dose apropriada; delimitação dos volume de tratamento e órgãos são; aplicação das margens aos volume de tratamento; definição dos campos de irradiação etc.

Quando um feixe de fótons se propaga através do ar ou do vácuo, a lei do inverso do quadrado da distância determina a sua propagação. Contudo quando a propagação é num fantoma ou num doente para além da mesma lei, este está sujeito ainda a fenómenos de atenuação e dispersão do feixe de fótons dentro do objeto ou doente. Estes três efeitos fazem da administração de dose um processo complexo(15). As doses de terapia variam frequentemente entre os 6 MV até 18MV dependendo das energias disponíveis no acelerador linear. A radiação de fótons deposita a sua dose máxima não à superfície mas sim a uma determinada profundidade denominada Profundidade de Dose Máxima -  $Z_{Máx}$ . O valor de  $Z_{Máx}$  depende maioritariamente da energia do feixe(16). Quanto maior a energia, maior o seu  $Z_{Máx}$ . Cada uma das energias revela um perfil de dose característico caracterizado por uma curva denominada de curva de dose percentual em profundidade ou *percentual depth dose (PDD)*(16,17). Na Figura 1 encontra-se um exemplo desta curva e na Figura 2 as curvas PDD de referência, medidas por uma câmara de ionização, para as energias de 6 MV, 10 MV e 15 MV.



**Figura 1** - Exemplo de uma curva PDD.  $D_{max}$  – Dose máxima;  $D_s$  – Dose na superfície de entrada do feixe no doente/fantoma;  $D_{ex}$  – Dose de saída;  $Z_{max}$  – Profundidade a que é depositada a  $D_{Máx}$ ;  $Z_{ex}$  – Profundidade de saída. Adaptada de: Podgorsak EB (2003)(15).



**Figura 2** - Curvas PDD de fótons de raios-X em água com energias de 6 MV, 10 MV e 15 MV. Adaptada de: Feye AT (2018) (16).

## 2.2 Sistemas de Imobilização

Apesar dos avanços de diversos processos em radioterapia e imagiologia médica em termos de cálculo e computação automática, qualquer destas modalidades está sujeita a fatores que podem degradar a imagem ou comprometer a eficácia do tratamento, tais como o movimento involuntário do doente. A duração prolongada dos procedimentos apresenta uma dificuldade ao sucesso destes procedimentos dado que implica que o doente se tenha que manter imóvel durante o mesmo numa posição difícil e desconfortável em ambientes considerados claustrofóbicos(1). Por exemplo, cada fração administrada em radioterapia pode demorar entre 15 a 25 minutos consoante a técnica utilizada. O tempo prolongado adicionado à susceptibilidade do movimento involuntário do doente, podem prejudicar o sucesso destes procedimentos dado que podem provocar um desvio físico do volume alvo e, quando estes desvios são significativos, existe um défice na dose recebida pelo volume tumoral o que consequentemente provoca a irradiação dos tecidos sãos(7,14).

No sentido de colmatar esta necessidade de imobilização é essencial um posicionamento adequado do doente recorrendo a dispositivos de imobilização externos(1,2). O desenho destes dispositivos deve assegurar a imobilização da região anatómica em questão e um nível adequado de conforto para o doente dado que a estabilidade e reprodutibilidade da posição do doente está directamente relacionada com o conforto do mesmo e como tal deve ser atingido um equilíbrio entre estes dois parâmetros para que sejam reduzidos os artefactos na imagem adquirida(1,7).

De forma a atingir estabilidade e reprodutibilidade do posicionamento, existe uma vasta gama de dispositivos de imobilização, específicos para a região anatómica que se pretende tratar ou adquirir imagem(1,2). Na região da cabeça e pescoço, o movimento dos órgãos é praticamente inexistente, portanto a maioria destes doentes são imobilizados recorrendo a um apoio cervical – apoios padronizados ou colchões de vácuo – em conjunto com um molde da região da cabeça/pescoço – geralmente uma máscara termoplástica(1,8). Estes dispositivos vêm originalmente na forma rígida, mas tornam-se flexíveis quando submersos em água quente, permitindo que se moldem ao contorno da região de interesse, com vários pontos de fixação. As máscaras com 5 pontos de fixação devem ser utilizadas em casos em que seja necessário restringir o movimento dos ombros do doente(1). Para imobilização da região torácica e abdominal, são vários os dispositivos e técnicas utilizados, tais como colchões de vácuo e máscaras para haver uma melhor personalização e fixação do corpo do doente. De forma a evitar a interferência dos membros superiores no feixe de radiação, os mesmos devem ser posicionados acima da cabeça. Esta imobilização pode ser efetuada com recurso às barras em 'T' ou 'wing boards'(1). Finalmente, no que toca à região pélvica, métodos simples como a fixação dos joelhos e pés, recorrendo ao apoio poplíteo e/ou

tibiotársico, demonstraram ser eficazes na estabilidade da região pélvica e pode ser exequível na maioria das configurações(1,18). As máscaras abdominais têm vindo a reduzir fortemente a sua empregabilidade na prática clínica diária devido ao desequilíbrio entre a carga de trabalho envolvida no fabrico da mesma, a eficácia e custo deste dispositivo. Em radioterapia, isto deve-se essencialmente à perda de peso por parte doente com o avançar das frações de tratamento, criando assim uma folga de ar entre a pele do doente e a própria máscara, sendo necessária a repetição do fabrico da máscara. Sempre que possível, os dispositivos de imobilização devem ser personalizados para cada doente e devem acompanhar os mesmos aos departamentos de imagiologia e radioterapia(1).

## 2.3 Workflow em Imagem Médica e Radioterapia

Previamente à realização de exames complementares de diagnóstico, deve haver a indicação do médico e justificação clínica para a realização do mesmo, iniciando assim, o percurso do doente para a realização do exame de diagnóstico.

Segue-se a fase de preparação, que consiste muitas vezes na administração de radiofármacos ou contraste e pode ocorrer algumas horas antes do exame em si, ou mesmo no dia anterior ao mesmo. Nesta fase são fabricados todos acessórios de imobilização que serão necessários para a realização do procedimento. Segundo *Coffey et al(1)*, o impacto psicológico para o doente deve ser considerado dado que também influencia o conforto do mesmo e, como tal, o doente deve ser devidamente informado acerca de todo o procedimento em si. Após a correcta preparação do doente segue-se a realização do exame e avaliação da qualidade das imagens obtidas. Ao avaliar a viabilidade das imagens é importante observar a resolução espacial, nitidez, presença de artefactos etc. Se a imagem for viável, o exame termina e as imagens são guardadas em formato *DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine*. O formato *DICOM* é o método *standard* para transmitir, guardar, imprimir, processar e visualizar imagens médicas.

Já no serviço de radioterapia, o percurso do doente é mais complexo e está definido genericamente na Figura 3.

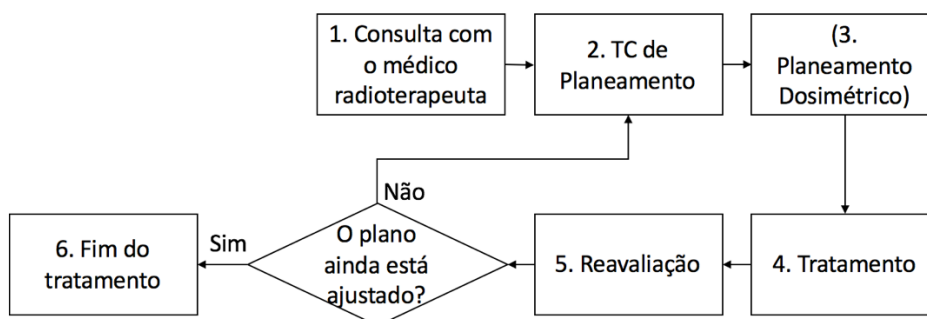


Figura 3 - Percurso do doente num serviço de radioterapia.

Após a decisão multidisciplinar de realizar o tratamento, o percurso do doente inicia na consulta com o médico radioterapeuta. É explicado ao doente como irá decorrer o tratamento, a duração do mesmo, efeitos secundários possíveis e cuidados a ter. A segunda fase do percurso é a aquisição de imagens de *TC* para o planeamento do tratamento. As imagens de *TC* são as preferencialmente usadas, para delimitação anatómica seccional e informação tridimensional do tumor, auxiliando o planeamento e a administração terapêutica(19). É nesta fase em que todos os acessórios são escolhidos ou fabricados com o intuito de garantir a estabilidade da zona a irradiar, permitindo tanto a reprodutibilidade do posicionamento ao

longo de todas as sessões de radioterapia como o conforto do doente(1,4). Daí a importância da escolha/fabrico preciso dos dispositivos de imobilização a adotar. Com o doente corretamente imobilizado na posição de tratamento é feita a aquisição das imagens e avaliada a sua viabilidade – boa visibilidade tumoral e dos órgãos sãos, ausência de artefactos metálicos e de movimento. Segue-se o planeamento dosimétrico que é uma etapa essencial no tratamento de radioterapia dado que é nesta etapa que onde são definidas as doses, campos, parâmetros e condições do tratamento(20). Com a finalização do planeamento dosimétrico o doente regressa ao serviço e inicia o tratamento. A condição do doente é monitorizada periodicamente através de análises sanguíneas, consultas com o médico radioterapeuta e realização de exames como a *TC* de reavaliação(1,21).

## 2.4 Problemática associada aos Sistemas de Imobilização

Como mencionado anteriormente, é responsabilidade do profissional de saúde avaliar diariamente a viabilidade dos dispositivos de imobilização e garantir que, no caso da utilização de máscaras termoplásticas, não existam folgas espaciais entre a pele do doente e a própria máscara. Caso esta condição - ou alguma outra anormalidade nos exames de rotina, quer devido a um efeito secundário direto provocado pelo tratamento de radioterapia ou por uma outra patologia contraída pelo doente - seja verificada, todo o planeamento deverá ser repetido, incluindo o fabrico do dispositivo de imobilização personalizado de modo a garantir que a atualização do dispositivo de imobilização(1,21).

As máscaras termoplásticas podem aumentar a profundidade efetiva da pele do doente e, portanto, aumentar a dose que a pele recebe(22). O material que constitui as máscaras termoplásticas deve ser radiotransparente para conservar a integridade do feixe de radiação mas ao mesmo tempo rígido para garantir a correcta imobilização do doente. O impacto dosimétrico provocado por dispositivos externos ao doente consiste na combinação do aumento de dose à superfície da pele do doente (podendo resultar em dermatites radiológicas), da redução de dose no alvo/tumor e da alteração da distribuição de dose(9). Apesar de serem efetuadas pequenas correções de dose e unidades monitor no planeamento para compensar as heterogeneidades dos tecidos, a perturbação de dose provocada pelos acessórios de imobilização não é, muitas vezes, tida em conta(9). Diversos autores estudaram o impacto dosimétrico que estes dispositivos de imobilização acarretam para o doente. *Haefner et al*(6) reportou um aumento de 18% da dose à superfície da pele para material termoplástico com 3 mm de espessura. *Olch et al*(9), reportou que a dose à superfície da pele é proporcional à espessura da máscara, dado que reduz a densidade por área do material termoplástico. Para fotões de 6 MV, sem esticar a máscara, a dose à superfície foi de 61%, comparativamente a 16% sem a máscara. Contudo, ao expandir a máscara e aumentando a área da mesma, em 125% ou 525%, a dose superficial diminui para 48% ou 29% respetivamente.

Assim sendo, existe uma necessidade de otimizar o processo de produção das máscaras de imobilização de forma a possibilitar que seja dispensada a presença do doente no processo de moldagem. Para tal é imperativo que sejam estudados quais os materiais passíveis de serem impressos em 3D que causem menos atenuação e dispersão da radiação possível mas que, mantenham a rigidez essencial à imobilização do doente.

## 2.5 Impressão 3D

As técnicas de fabrico automático, como a impressão a 3 dimensões (3D), permitem que sejam construídos modelos físicos tridimensionais a partir de dados a duas dimensões e instruções computacionais, tudo numa questão de horas(6,23–27). A impressão 3D é uma tecnologia desenvolvida ao longo de anos 80 e 90 que tem vindo a revolucionar diversas indústrias. No final da década de 90, o setor de saúde demonstrou um interesse crescente pela tecnologia para uso clínico, nomeadamente para planeamento cirúrgico, desenho de implantes ou para fabrico de modelos de treino e investigação (6,23,26,27). Outras das áreas onde esta tecnologia tem sido vastamente explorada é na área da radioterapia(26). No campo da radioterapia, a impressão 3D tem sido maioritariamente introduzida para a criação de dispositivos personalizados para modelação de feixe, dosimetria ou aplicação de braquiterapia(6).

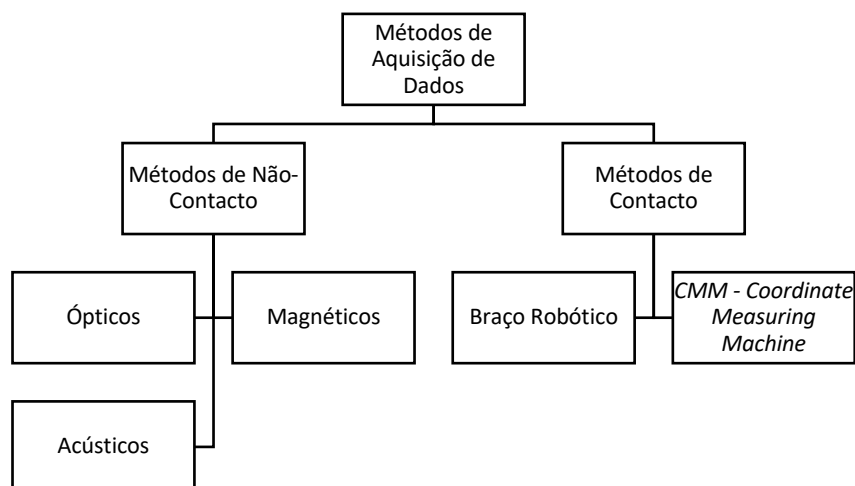
A impressão 3D oferece inúmeras vantagens face ao fabrico tradicional, tais como a possibilidade de criar objetos complexos, aumentar a versatilidade e personalização e reduzir os requisitos de armazenamento(23). Quando combinada com a imagiologia médica, a impressão 3D abre novas oportunidades no avanço da medicina(23). A capacidade de gerar modelos 3D a partir de dados da anatomia do doente permite que sejam criados acessórios personalizados (próteses, implantes, etc.), visualizar melhor patologias complicadas e otimizar o treino de novos médicos(23,26,27). Vários autores têm utilizado a impressão 3D para fabricar várias próteses implantáveis a partir de uma ampla variedade de materiais, como silicone, polimetilmetacrilato (PMMA), poliamida, titânio(27,28) e outros. Alguns investigadores modificaram as impressoras 3D para fabricar instrumentos cirúrgicos(29). O aumento da disponibilidade e a aceitação clínica mais ampla da impressão médica 3D criaram oportunidades para os profissionais se envolverem mais em pesquisas relacionadas à impressão 3D(27). As aplicações da pesquisa da impressão 3D foram amplamente categorizadas da seguinte forma: modelos médicos, dispositivos médicos auxiliares (guias, talas e próteses), implantes inertes, instrumentos e ferramentas e ainda biofabrico(27).

## 2.6 Impressão 3D de modelos médicos

As principais fases da concepção de modelos utilizando a tecnologia de impressão 3D consistem em: (i) Aquisição dos dados; (ii) Processamento dos dados através de *software* dedicado para extracção da região de interesse, criação da malha triangular 3D e reparação da mesma; (iii) *Slicing*; (iv) Impressão 3D do modelo; (v) Pós-processamento (23,27,30).

Tal como mencionado, o primeiro passo na criação de modelos impressos em 3D é a aquisição de dados(23,27). Estes dados podem ser adquiridos com recurso a dados imagiológicos como a *TC* ou *RM*, embora os dados funcionais das imagens de *PET* também possam ser fundidos. Em alternativa às modalidades imagiológicas pode ser capturada digitalmente a geometria de um objeto físico, como a estrutura facial de uma pessoa, utilizando um varrimento por laser ou um *scanner 3D*(23,27). A escolha da modalidade de aquisição de imagem é importante dado que imagens com baixa resolução podem resultar em discrepâncias entre o modelo construído e a atual anatomia(23). No caso da aquisição ser feita recorrendo à imagem médica, os dados volumétricos são processados em formato *DICOM* mas mais tarde serão convertidos num formato que possa ser reconhecido pela impressora(23,27). A aquisição de imagens é mais frequente recorrendo à *TC*, devido à rápida aquisição e relativa facilidade da fase processamento de imagens para impressão 3D. Tipicamente, é recomendada uma espessura de corte de 1 mm ou inferior (preferencialmente 0,625 mm) e vóxeis isotrópicos de 1,25 mm ou menos para fornecer alto contraste, relação sinal/ruído e uma resolução espacial ótima(27). As imagens necessitam de uma selecção cuidada para obtermos um contraste acentuado entre a região de interesse ('region of interest', ROI) e as estruturas vizinhas para uma segmentação robusta(27). A ressonância magnética (*RM*) proporciona o melhor contraste entre tecidos moles e órgãos sólidos. Por norma, a aquisição por *RM* cria cortes mais espessos, que são menos acessíveis a modelos de alta resolução. Para a criação de um modelo 3D muito detalhado, é imperativo ter a espessura de corte o mais reduzida possível para o conjunto de dados. Uma espessura de corte maior, como as da *RM*, cria no modelo 3D um aspeto 'ampliado'(27). Contudo, se forem utilizados vóxeis isotrópicos mais pequenos e for feita uma suavização do modelo com *software* de processamento, pode haver uma correção desse aspeto ampliado mas com perda da precisão anatómica(27).

No caso da aquisição de dados a partir de outros sensores, existem diversos métodos para adquirir os dados referentes à superfície do objeto em questão. Os mesmos foram esquematizados na Figura 4.



**Figura 4** - Métodos de captura de dados da superfície de um objeto. Adaptada de: Kettner (2011)(31).

Essencialmente, cada método utiliza um mecanismo ou fenómeno para interagir com a superfície ou volume do objecto de interesse. Distinguem-se dois grandes grupos: os métodos de contacto e os de não-contacto. Nos métodos de não-contacto, pode ser utilizada luz, som ou campos magnéticos, enquanto que nos outros, podem ser utilizadas sondas mecânicas para contactar directamente com o objecto e captar a sua geometria(31). Os métodos óticos são os mais utilizados devido ao seu largo espectro de aplicação e rápidas aquisições. A estrutura de dados adquiridos pelos sensores, que representa a forma do objeto, pode variar entre nuvens de pontos a modelos completos com representação de fronteiras(31).

Após aquisição dos dados, segue-se o processamento dos dados que inicia com o processo de segmentação. A segmentação é o processo de extrair dados específicos que se denominam de *ROI*. Esta etapa requer um *software* especializado para garantir a integridade do modelo, preferencialmente com programas de *software* dedicados(27). A segmentação é um passo opcional na criação de modelos 3D, mas é frequentemente utilizada em aplicações médicas, dado que permite isolar a área de interesse dentro da série de dados fornecidos(23,32). As técnicas de segmentação tornam possível, por exemplo, seleccionar um intervalo específico de unidades *Hounsfield* (UH) na TC para segmentar uma estrutura de interesse. Também podem ser utilizadas técnicas de contorno manual e métodos de detecção de contornos para melhorar ainda mais a qualidade do processo de segmentação(27). Esta ferramenta é bastante importante para reter ou remover áreas de interesse correspondentes a valores de densidades de tecidos(23,32).

Após a segmentação estar completa, segue-se a extracção de uma superfície a partir dos dados volumétricos convertendo-os numa malha composta por uma série de faces triangulares(23). Os diferentes *softwares* de desenho assistido por computador ou *computer-aided design* (CAD), - disponíveis incluem várias técnicas de processamento que devem ser

usadas para garantir a capacidade de impressão de um modelo 3D(27,33). O ficheiro de volume *DICOM* segmentado contém vóxeis que necessitam de ser convertidos numa série de malhas triangulares, representando uma superfície. A superfície do objeto é representada com triângulos de tamanhos e ângulos variáveis. Quanto menor o tamanho do triângulo e maior o número de triângulos, maior o detalhe das características da superfície do objeto desejado e, portanto, do modelo, permitindo também uma superfície mais suave do modelo(27). Com a reconstrução automática da malha podem advir diversas falhas e erros na mesma. Podem desenvolver-se pequenos orifícios e interseções no decurso da reconstrução e estes necessitam de ser corrigidos. A maioria dos *softwares* possuem processamento automático de malhas triangulares que fornece o preenchimento de falhas, edição de malha, suavização e inspeção de interseções(27). Esta correção, por norma, é efetuada automaticamente recorrendo a comandos dentro dos programas de modelação 3D(23). O processo de segmentação e construção de malha pode resultar em imprecisões significativas entre os dados originais *DICOM* e o modelo final 3D. É importante, ao longo do processamento, comparar a região de interesse obtida com os dados originais da imagem para não resultar em fortes discrepâncias(23).

Os dados *DICOM* não podem ser impressos em 3D e, portanto, os dados são guardados num formato que possa ser reconhecido pelo *software* da impressora 3D. O formato mais comum é o 'standard tessellation language' ou *STL*. Em imagiologia já é possível a conversão de ficheiros *DICOM* em ficheiros *STL* a partir das estações trabalho(23,27). O formato de *STL* não inclui a textura da superfície, cor e propriedades do material adquiridos pelos atuais métodos de criação de imagens. O formato de ficheiro de *AMF – Additive Manufacturing File* -, é a mais recente tecnologia que ultrapassa as limitações do formato *STL*(27). Os formatos *Virtual Reality Model Language* e *ZPR (Zcorp Proprietary)* são menos populares, mas contêm informações sobre cor. Também podem ser utilizados os formatos de ficheiro *3D Manufacturing Format* e *Object*. O tipo de ficheiro escolhido dependerá do tipo de impressora e das propriedades desejadas do modelo, sendo o ficheiro *STL* o mais comum(27).

Após a gravação do ficheiro no formato apropriado, é necessário transferir o mesmo para a impressora 3D. Este passo depende de diversos fatores. Algumas impressoras necessitam da ligação de um computador à impressora, enquanto que outras possibilitam a leitura de ficheiros através de um cartão *SD*, dispositivo *USB* ou até mesmo pela rede *Wi-Fi*(27). Normalmente, a duração da impressão pode variar entre algumas horas até alguns dias, dependendo do tamanho do modelo, bem como do tipo de impressora e dos materiais a serem utilizados. A qualidade da impressão está diretamente relacionada com os dados volumétricos adquiridos, com a extensão do processamento e com a impressora. Impressões de qualidade superior são obtidas com velocidades de impressão mais lentas. As impressões

mais densas requerem mais material e mais tempo de impressão. Embora alguns trabalhos mais pequenos possam ser concluídos em poucos minutos, os tempos de impressão para os modelos mais comuns serão executados entre 1 a 15 horas(27).

A seleção da impressora 3D e dos materiais depende do propósito clínico em questão, além de outros fatores, como o custo, tempo de produção e familiarização com o hardware e o *software* correspondentes da impressora(23,27). Porém a escolha do método de impressão 3D e dos materiais depende do custo e da disponibilidade da impressora e dos materiais, do tempo necessário, dos requisitos de cor e transparência, da resistência à esterilização e temperatura e das propriedades de flexibilidade ou moldagem do material. Os custos das impressoras podem variar desde os 100 € até algumas centenas de milhares de euros, enquanto que os custos dos materiais variam de poucos a vários milhares de euros. Os tempos de impressão podem variar de minutos a dias, dependendo da complexidade do modelo e dos materiais utilizados(27).

Os padrões internacionais da Sociedade Americana de Testes e Materiais (SATM) foram desenvolvidos para classificar as tecnologias de impressão 3D em sete grupos principais para ajudar a padronizar e simplificar a descrição das técnicas de impressão 3D disponíveis: extrusão de material, fusão em pó, fotopolimerização em cuba, jato de materiais, jato de ligamentos, laminação em folhas e deposição de energia dirigida(27).

A extrusão de material, também conhecida por *FDM* (*fused deposition modeling*), é a técnica mais difundida no fabrico de modelos 3D devido à sua relação favorável custo-benefício. Na *FDM* há uma libertação controlada do material da bobine para uma cabeça de extrusão, que aquece o material e deposita o mesmo em camadas sucessivas na plataforma de construção(33,34). O material endurece após o arrefecimento e é criada a camada subsequente – Figura 5.

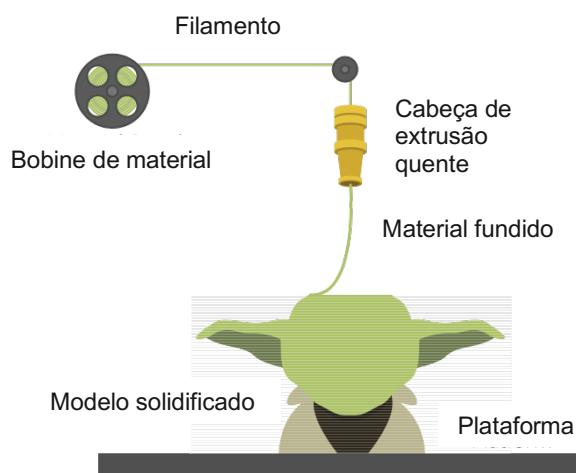


Figura 5 - Esquema representativo da impressão 3D com técnica FDM(35).

As vantagens deste método são a sua relação custo-benefício dado que, os modelos criados são robustos e duráveis, e podem ser utilizadas diferentes cores. As desvantagens são que a resolução de detalhes finos é limitada e o modelo é inicialmente macio até que o material endureça, portanto, as partes de cima necessitam de ser apoiadas até o endurecimento(23,27). Além disso, os tempos de impressão podem variar dependendo do material utilizado e da velocidade de impressão uma vez que cada camada deve arrefecer parcialmente antes que a camada sucessiva seja aplicada. Relativamente às velocidades de impressão, estas dividem-se em cinco tipos diferentes. Os valores que se apresentam de seguida são recomendações do *Cura*: (i) a velocidade da primeira camada não deve ser muito elevada, para proporcionar uma boa adesão do material à cama de impressão, na ordem dos 40 mm/s; (ii) a velocidade de enchimento corresponde à velocidade de impressão das estruturas de enchimento. Esta pode ser um pouco mais elevada (na ordem dos 80 mm/s); (iii) a velocidade das paredes de topo e de fundo podem ser iguais à da primeira camada (40 mm/s); (iv) a velocidade da parede lateral exterior é aquela referente ao perímetro exterior da espessura da parede lateral. Esta não deve ser muito elevada, para se obter uma boa qualidade superficial - 40 mm/s; (v) a velocidade da parede lateral interior é aquela referente aos perímetros interiores que formam o resto da espessura da parede lateral. Esta deve estar compreendida entre a velocidade de enchimento e a velocidade da parede lateral exterior. Na ordem dos 60 mm/s(30). O custo também varia dependendo da impressora utilizada: as impressoras comerciais de grande escala exigem materiais mais caros, mas também produzem modelos com qualidade superior, face a impressoras de *FDM* de *desktop* menores. Podem ser também produzidos alguns vapores tóxicos durante o processo de fabricação; é necessária uma ventilação adequada, o que pode aumentar o custo do processo de impressão(27). Como referido, os materiais são adquiridos em bobines circulares e os mais comuns são o *ABS* (*acrylonitrile butadiene styrene*) e o *PLA* (*polylactic acid*). Contudo podem variar também de ligas metálicas a outros termoplásticos(33,34). O *ABS* é um polímero com uma cadeia de carbono pertencente à família química de polímeros de estireno(33). O *PLA* é o poliéster biodegradável mais amplamente investigado e utilizado. É um polímero com alta capacidade termoplástica e resistência e tem um forte potencial para aplicações industriais ou como um dos principais biomateriais para inúmeras aplicações em medicina(35). Em comparação com outros biopolímeros, a produção de *PLA* tem inúmeras vantagens, que incluem: 1) Ecologia: além de ser derivado de recursos renováveis (por exemplo, milho, trigo ou arroz), o *PLA* é biodegradável e reciclável. A sua produção consome também dióxido de carbono; 2) Biocompatibilidade: é o aspeto mais atrativo do *PLA*, principalmente no sector das aplicações biomédicas. O *PLA* não produz efeitos tóxicos ou carcinogénicos nos tecidos locais nem interfere na cicatrização do tecido. Além disso, os produtos de degradação do *PLA* não são tóxicos (com uma composição mais baixa), tornando-o uma escolha natural para

aplicações biomédicas; 3) Capacidade térmica: O *PLA* apresenta uma melhor resistência térmica em comparação com outros biopolímeros(35).

Outra técnica de impressão 3D é a fusão em pó. A fusão em pó utiliza um laser ou feixe de elétrons para fundir partículas de metal, plástico, cerâmica ou pó de vidro. A fonte de energia é aplicada a um leito fino de pó na plataforma de construção, fazendo com que as partículas derretam e se fundam. A plataforma desce e a camada subsequente é criada. Este método permite a construção de modelos de suporte com arestas salientes, pois o modelo é continuamente suportado pelo pó circundante não sintetizado. O pó utilizado como material de suporte pode então ser reciclado, reduzindo o desperdício total durante a produção. Este método também permite que sejam construídas várias partes em simultâneo dentro do leito de pó. Outras das vantagens consiste na produção de modelos rápidos, precisos e confiáveis com alta resistência à tração. A cola utilizada para ligar a impressão 3D liberta vapores fortes e requer condições especiais de armazenamento. Portanto, este tipo de impressoras exigem uma infraestrutura dedicada com um bom fluxo de ar. No que toca aos materiais estes são caros, e os modelos de metal geralmente requerem pós-processamento adicional para obter uma superfície lisa(23,27).

A fotopolimerização em cuba tem três componentes básicos: uma cuba de resina líquida foto-curável, uma fonte de luz de alta intensidade (geralmente um laser) e um sistema de controlo. São aplicadas, de forma sucessiva, camadas de resina e expostas à fonte de luz, fazendo com que a resina solidifique. A impressão, de seguida, passa por uma cura final numa câmara UV. Estes modelos são frequentemente utilizados para modelos ósseos ou dentários, assim como para guias de implantes dentários e aparelhos auditivos. As vantagens desta técnica são a sua precisão e a capacidade de criação de modelos numa variedade de cores e graus de transparência. As desvantagens são que alguns materiais são caros, os modelos podem ser frágeis e por norma exigem um pós-processamento mais complexo após a impressão. Isto inclui o alisamento das arestas, a remoção de materiais de suporte e a cura num forno para endurecer totalmente a resina. Além disso, apenas pode ser utilizado um tipo de material de cada vez para a impressão. O custo e o tempo total necessário para imprimir utilizando este método é altamente variável, dependendo do tipo de impressora utilizada(23,27).

O jato de material é análogo à impressão a jato de tinta; mas em vez de tinta, é colocado um fotopolímero líquido numa plataforma de construção para criar o modelo. Muitas vezes, são utilizadas duas ou mais cabeças de jato ao mesmo tempo, uma para construir o modelo e outra para o material de suporte circundante que será posteriormente removido. Após o material ser colocado na plataforma de construção, o modelo é curado com luz UV. A plataforma é então rebaixada e a próxima camada é criada de maneira semelhante. Este método requer material de suporte para sustentar quaisquer fronteiras ou faces salientes do

modelo, uma vez que existe a possibilidade de quebra se deixado sem suporte durante o processo de fabrico. Os suportes são, regra geral, feitos de gel ou cera e removidos após a impressão por imersão do modelo em solução de sabão neutro. As vantagens deste método incluem a criação de uma grande variedade de modelos utilizando várias combinações de materiais e cores, fornecendo modelos com resistência à tração e flexibilidade variáveis. Esta é a única tecnologia que permite a impressão de material transparente com outros materiais coloridos embutidos, o que pode ser muito útil na demonstração de detalhes anatómicos. Além disso, esta técnica permite a criação de modelos de alta resolução, com espessuras de camada que podem atingir os 6  $\mu\text{m}$ . As desvantagens incluem o custo, já que os materiais são caros, e o processo pode ser mais trabalhoso dado que o material de suporte deve ser removido após a impressão. Além disso, é por norma necessário polir os modelos após o fabrico(27).

No jato de ligante, é depositado um jato líquido de agente aglutinante sobre um bloco de pó fino fazendo com que as partículas de pó se aglomerem. A cabeça da impressora coloca estrategicamente o agente ligante no pó. A caixa de trabalho desce, espalhando outra camada de pó preparada para entrar em contacto com o agente ligante e assim sucessivamente. Após a impressão, qualquer pó não ligado é removido e reciclado para uso posterior. O modelo é posteriormente infiltrado com cianoacrilato, cera ou resina para aumentar sua resistência. As vantagens são o baixo custo dos materiais e possibilidade de incorporar diversas cores, o que torna útil para a criação de modelos anatómicos codificados por cores. As desvantagens são que os modelos são impressos apenas com um único material, não são translúcidos e são frágeis antes da infiltração, tornando-os propícios a quebrar(27).

A laminação em folha envolve a colagem, camada a camada, de papel, metal ou filme plástico. Esta modalidade não é, habitualmente utilizada em medicina. As vantagens incluem o baixo custo, a não toxicidade dos materiais e a falta de deformação por tensão dos modelos. Contudo, as partes delicadas podem ser facilmente danificadas e as superfícies do modelo são geralmente ásperas. Além disso, o pós-processamento dos modelos requer a remoção do excesso de material manualmente, o que pode ser trabalhoso(27).

A deposição direcionada de energia deposita o material num local onde uma fonte de energia é incidida para unir o material. Este método não é utilizado em medicina(27).

Após a seleção da impressora, vem a etapa de *slicing* através de um *software* de impressão. A seleção de *software* de impressão é o passo mais importante antes da impressão em si. Todas as impressoras exigem uma etapa final para dividir, ou fatiar, o modelo de superfície 3D numa série de camadas 2D empilhadas. Estes *softwares* dedicados, denominados de *slicers*, convertem um arquivo *STL* em código G, uma linguagem de comandos que pode ser processada por uma impressora 3D para imprimir um modelo camada por camada(27,33). O *software* identifica quaisquer erros no modelo e organiza a impressão

no espaço virtual 3D para que tenha a maior probabilidade de impressão sem problemas. Existe também a possibilidade de serem adicionados suportes finos, ou estruturas, para suportar a impressão durante todo o processo. Além disso, podem ser inseridos na plataforma de impressão vários ficheiros *STL* ao mesmo tempo. O *software* da impressora pode também atribuir diferentes cores aos arquivos *STL*, de modo a que possa ser criado um modelo 3D multicolorido quando as diferentes partes constituintes forem montadas. Após a divisão em fatias do modelo e criação do respectivo código G, a impressora está pronta para fabricar um objeto 3D(27). Existe uma grande variedade de opções de *software*. A escolha do programa de *software* apropriado depende muito do uso pretendido do modelo. Embora existam opções de custo mais baixo que possam ser suficientes para iniciantes que estão a aprender o fluxo de trabalho da impressão 3D, para modelos anatómicos e cirúrgicos mais avançados para uso em ambiente hospitalar é exigida a utilização de programas de *software* regulamentados. Para modelos 3D que serão utilizados para planeamento cirúrgico avançado, modelos operativos ou implantes cirúrgicos, é importante utilizar programas de *software* aprovados pelas entidades reguladoras para garantir que os modelos criados sejam seguros e eficazes(27,30). A Tabela 1 expõe resumidamente os pacotes de *software* de modelação 3D actualmente disponíveis.

**Tabela 1** - Exemplos de diversas plataformas de software disponíveis para impressão de modelos 3D. Adaptada de: Hodgdon T (2018) (28).

Software	Grau de Dificuldade	Disponibilidade	Sistema Operativo
<b>CURA</b>	Iniciante	Gratuito	PC, Mac, Linux
<b>CRAFTWARE</b>	Iniciante	Gratuito	PC, Mac
<b>OSIRIX</b>	Intermédio	Gratuito o Osirix 32-bit	Apenas Mac
<b>HOROS</b>	Intermédio	Gratuita a versão 64-bit	Apenas Mac
<b>NETFABB</b>	Intermédio	Gratuita a versão básica	PC, Mac, Linux
<b>REPETIER</b>	Intermédio-Avançado	Gratuito	PC, Mac, Linux
<b>3D TOOL</b>	Intermédio	Gratuito	PC
<b>MESHFIX</b>	Intermédio	Gratuito	PC
<b>SLIC3R</b>	Profissional	Gratuito	PC, Mac, Linux
<b>BLENDER</b>	Profissional	Gratuito	PC, Mac

PC – Personal Computer.

Nos últimos anos, o número de aplicações da tecnologia 3D em medicina cresceu fortemente. Muitas instituições de saúde adquirem impressoras 3D, visto que é expectável que o uso desta tecnologia cresça futuramente. Embora as suas possíveis aplicações na medicina sejam intermináveis, existem algumas barreiras que necessitam de ser acauteladas antes da sua total implementação(23,26).

## 2.7 Desafios da Impressão 3D

Grande parte da popularidade da impressão 3D dentro e fora da medicina deve-se ao facto de que a tecnologia se tornou mais acessível ao público. No entanto, o capital necessário para estabelecer um serviço de impressão 3D pode ser substancial com o decorrer do tempo ou com novos investimentos de *staff* para desenvolver o conhecimento técnico. Os requisitos básicos incluem *software* para modelação e equipamentos para impressão ou contratos de serviços para impressões terceirizadas(26).

O controlo de qualidade e a precisão dos modelos impressos em 3D é outro fator a ser considerado ao iniciar um serviço de impressão médica em 3D. O modelo impresso em 3D necessita de ser inspecionado visualmente para garantir que nenhum erro ocorra durante o processo de impressão(26). *Leng et al*(36) reportou uma abordagem sistemática no controlo de qualidade de modelos anatómicos impressos em 3D. Os autores sugerem a digitalização dos modelos impressos em 3D com a *TC*. A *TC* do modelo impresso em 3D é então comparada com a *TC* de referência. Tal abordagem revelou grande precisão, com o intervalo de erros e desvio padrão de menos de 1 mm. A produção de modelos de alta qualidade beneficia directamente da qualidade das imagens adquiridas. No caso da *TC*, isto significa utilizar espessuras de corte o mais finas possível para reconstruções mais fidedignas(26).

O custo é provavelmente o maior fator determinante para o uso de impressoras 3D na prática clínica(23,26). Apesar da queda do custo das impressoras ao longo dos anos, as máquinas comerciais de alta-resolução são ainda dispendiosas e algumas instituições não produzem o volume de modelos que justifique o custo de uma impressora 3D. Em alternativa, existem empresas terceiras que oferecem estes serviços e são especializadas no fabrico destes modelos. Contudo isto acarreta algumas desvantagens como o aumento do custo do próprio modelo em si após o desconto do custo do *hardware*, questões de privacidade dos pacientes devido à transferência de dados para outros sistemas e aumento do tempo de resposta e custo devido aos envios e logística(23).

Outro fator limitante ao crescimento da impressão 3D é a quantidade de tempo e esforço necessário para isolar as áreas de interesse. O tempo gasto afeta a relação custo-eficácia em utilizar o modelo e reduz a sua utilidade quando se trata de casos urgentes. Muitas empresas estão dedicadas ao desenvolvimento de *softwares* específicos que acelerem estes passos e permitam ao utilizador realizar a segmentação e reconstrução 3D(23).

A impressão 3D de máscaras para aplicação clínica diária proporcionaria vantagens para o doente, para o profissional de saúde e para o hospital, mas apenas será totalmente integrada na rotina diária de um serviço clínico se puder ser facilmente integrada(26). Existem uma variedade de estudos de caso que demonstram que os modelos 3D ajudaram em casos complexos, incluindo aplicações em cirurgia cardiovascular, cirurgia ortopédica, neurocirurgia,

cirurgia dentária e craniofacial, cirurgia abdominal e cirurgia torácica(37–40). No caso da aplicação num serviço de radioterapia, esta técnica poderia ser implementada na rotina do serviço da seguinte forma: a anatomia da superfície externa do doente poderia ser extraída imediatamente após a consulta com o médico radioterapeuta ou se fosse realizado algum exame de diagnóstico pré-tratamento(6). Neste caso poderia ser utilizado o sensor ótico para extracção imediata da nuvem de pontos ou, dependendo do exame, a extracção da pele directamente das imagens gravadas desse mesmo exame. Posteriormente, no intervalo de tempo decorrido entre a aquisição e o regresso do doente ao serviço para a realização da TC de planeamento, seria executado o processamento e impressão 3D da máscara. Assim, a TC de planeamento poderia já ser realizada com a máscara previamente fabricada, não necessitando o doente de ser submetido ao processo rigoroso e desconfortável para a realização da mesma. Em suma, poderia ser reduzida a carga de trabalho para o profissional de saúde, reduzindo conseqüentemente o tempo que o doente necessita de estar deitado, aumentando a disponibilidade do tomógrafo e rentabilidade do mesmo(6).

### 3. Metodologia

Desenvolveu-se um estudo quase-experimental sendo o objeto de estudo um voluntário para extração da anatomia abdominal externa. A presente dissertação seguiu um processo lógico que se baseou nas seguintes fases: (i) Digitalização da superfície do abdominal do voluntário recorrendo a um sensor ótico; (ii) Impressão 3D de amostras retangulares de *PLA*; (iii) Irradiação e Análise Dosimétrica dos resultados; (iv) Simulação do comportamento mecânico das amostras impressas; (v) Processamento dos dados e Modelação; (vi) Impressão 3D da máscara de imobilização; (vii) Análise dos custos e duração do processo proposto. Os passos referidos estão resumidos na Tabela 2.

**Tabela 2** - Resumo do seguimento de passos adotados na presente dissertação.

(i)	<b>Aquisição dos Dados</b>	Aquisição da superfície abdominal de um voluntário em forma de nuvem de pontos (com recurso a um sensor ótico)
(ii)	<b>Impressão 3D de amostras</b>	Impressão de placas 10x13 cm em <i>PLA</i> com a técnica <i>FDM</i>
(iii)	<b>Irradiação e análise dosimétrica</b>	Irradiação com feixe de fótons (MV) e medição da dose de radiação recorrendo a uma câmara de ionização
(iv)	<b>Simulação mecânica das amostras</b>	Aplicada uma pressão numa face das placas e observação da deformação (SW)
(v)	<b>Processamento dos Dados e Modelação</b>	Superfície abdominal do voluntário (Modeladores CAD - SW)
(vi)	<b>Impressão 3D da máscara</b>	Impressão 3D da máscara em <i>PLA</i> com a técnica <i>FDM</i>
(vii)	<b>Análise de custos e duração</b>	Comparação dos custos associados e duração do processo com o processo convencional

*3D* – a três dimensões; *PLA* – *Polylactic acid*; *FDM* – *Fused-deposition modeling*; *MV* – Megavoltagem; *SW* – *Solidworks*; *CAD* – *Computed aided design*.

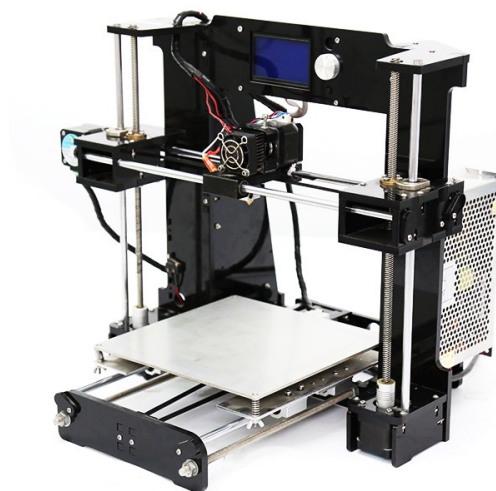
### 3.1 Materiais

Para realização da presente dissertação recorreu-se a diversos equipamentos e materiais. A aquisição dos dados foi executado com recurso ao sensor ótico *ASUS Xtion Pro Live* que utiliza sensores de luz e emissores de infravermelho (IV) proporcionando uma tecnologia com captação adaptativa de profundidade e cor RGB – Figura 6. Com uma resolução de câmara de 640x480, distância de varrimento entre os 0,8 m e 3,5 m, taxa de *frames* de 30 *fps* e um campo de visão – *FOV*, do acrónimo inglês *Field-of-View*, - de 58° horizontais, 45° verticais e 70° diagonais. Este sensor caracteriza-se por ser ideal para detecção de contornos e superfícies humanas. O scanner inclui ainda o *software ReconstructMe v2.5.1034* (Profactor, Steyr, Áustria) que permite configurar o sensor para a aquisição bem como também processa os dados adquiridos, incluindo a formação da nuvem de pontos e diversos formatos de exportação.



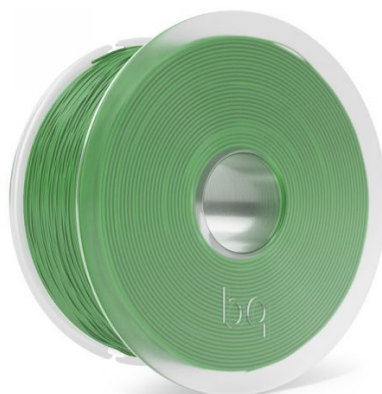
**Figura 6** - Sensor ótico ASUS Xtion Pro Live. Adaptada de: ASUS(41).

A impressora 3D selecionada foi uma Anet A6 (Anet, Shenzhen, China) para a impressão das amostras e da máscara. A impressora recorre à técnica de FDM e a escolha da mesma teve por base diversos fatores como o custo, a precisão, a velocidade e disponibilidade do material de impressão – Figura 7.



**Figura 7** - Impressora 3D Anet A6(42).

O *software* para desenho e impressão das placas foi o *Simplify3D v4.0.0* (Simplify3D Software, Cincinnati, EUA). A precisão do posicionamento com uma máscara de imobilização é maioritariamente determinada pelo seu material e design(6). Segundo Danciewicz et al(25), o *ABS* e o *PLA* revelaram ser os mais radiotransparentes quando comparados com outros materiais de impressão. Posto isto, o material utilizado foi o *PLA (BQ, 1,75 mm)* devido à sua facilidade na impressão, custo, biocompatibilidade, resistência mecânica e térmica – Figura 8.



**Figura 8** - Bobine de PLA utilizada(43).

O *software* para processamento dos dados e simulação mecânica foi o *Solidworks 2017 vSP0.0* (Dassault Systèmes, Massachusetts, EUA). A etapa de irradiação e medição dosimétrica foi realizada no serviço de radioterapia do Centro Oncológico Dr.<sup>a</sup> Natália Chaves (C.O.N.C.). A irradiação das amostras foi executada por um acelerador linear *Varian*<sup>®</sup>

*TrueBeam* v2.7 com 3 energias de fótons (6 MV, 10 MV e 15 MV), e a medição da dose de radiação após as amostras impressas foi feita por uma câmara de ionização *Semiflex Chamber* 0,125 cm<sup>3</sup> tipo 31010 – Figura 9 e 10.



**Figura 9** - Acelerador linear Varian® TrueBeam(44).



**Figura 10** - Câmara de ionização Semiflex Chamber(45).

### 3.2 Aquisição dos Dados

O objetivo desta fase foi obter uma digitalização anatômica fiel da área abdominal através de um scanner ótico. Para a obtenção da superfície externa abdominal utilizando o sensor ótico, foram realizadas 5 aquisições com o voluntário em decúbito dorsal e membros superiores em hiperextensão para garantir uma boa cobertura da zona torácica, abdominal e pélvica – Figura 11 a) e b).



**Figura 11** - a) e b) Posicionamento do voluntário para realização da aquisição pelo sensor ótico.

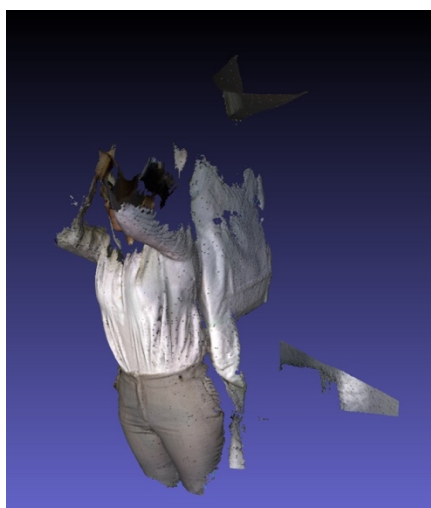
Antes de começar o varrimento foi definido no *software ReconstructMe* que: O FOV não teria dimensões proporcionais (paralelepípedo em vez de cubo) para permitir uma maior conformação aos limites do voluntário; O centro da anatomia do voluntário estaria a uma distância fixa do sensor, distância esta que é denominado de *offset*; Antes de iniciar o varrimento haveria um atraso – *delay* - de 5 segundos, para poder posicionar corretamente o sensor; O resultado seria obtido com cor; A qualidade da reconstrução da nuvem estaria equilibrada com o tempo de reconstrução da mesma.

Para uma obtenção ótima da imagem, existem vários parâmetros que, através do *software* mencionado, foram tidos em conta e otimizados ao longo das aquisições: (1) A dimensão volúmica, em mm, do FOV do sensor ótico garantindo que as faces delimitantes englobem toda a região de interesse e que quanto mais conformado o FOV melhor a resolução da imagem reconstruída; (2) Offset, em mm, do sensor ao centro volume que pode tomar valores entre 1 mm a 3.000 mm; (3) A duração, em segundos, do varrimento, o mais curto possível para estar de acordo com as práticas clínicas. Os parâmetros das 5 aquisições, foram definidos de acordo com a Tabela 3. O resultado obtido do primeiro varrimento está representado na Figura 12.

**Tabela 3** - Parâmetros definidos para as aquisições com o voluntário deitado.

<b>Parâmetro</b> <b>Aquisições</b>	<b>FOV</b>	<b>Offset</b>	<b>Duração</b>
<b>1ª Aquisição</b>	Comprimento: 1663 mm Altura: 615 mm Largura: 1070 mm	436 mm	144 s
<b>2ª Aquisição</b>	Comprimento: 1663 mm Altura: 615 mm Largura: 1070 mm	436 mm	175 s
<b>3ª, 4ª, 5ª Aquisição</b>	Comprimento: 1663 mm Altura: 615 mm Largura: 1070 mm	293 mm	175 s

FOV – Field-of-view.



**Figura 12** - Primeira aquisição com o voluntário deitado.

Na primeira aquisição é possível observar uma falha na obtenção de informação da parte lateral do voluntário e como tal, para a segunda aquisição houve um aumento no parâmetro da ‘Duração’ do varrimento de modo a se tornar possível captar mais informação lateralmente. Posto isto, as condições do *FOV* e *Offset* mantiveram-se a apenas foi aumentada a duração de captação. O resultado obtido deste varrimento está representado na Figura 13.



**Figura 13** - Segunda aquisição com o voluntário deitado.

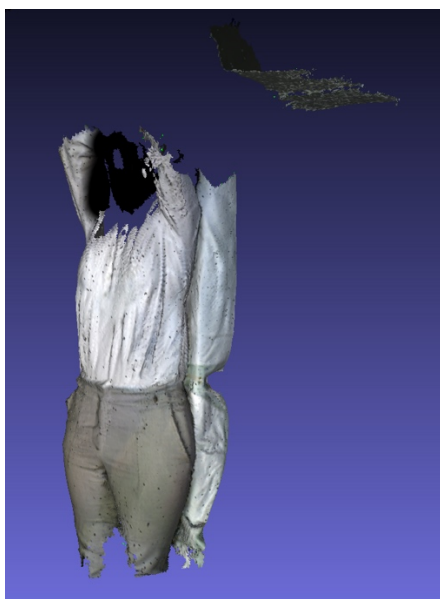
Observou-se que com o aumento da duração de aquisição, foi possível melhorar a captação de pontos laterais. De forma a centralizar melhor o volume de interesse e captar menos pontos não relevantes (fundo, mesa etc), alterou-se o offset e efetuou-se o terceiro varrimento, e subsequentes – Figura 14, 15 e 16.



**Figura 14** - Terceira aquisição com o voluntário deitado.



**Figura 15** - Quarta aquisição com o voluntário deitado.



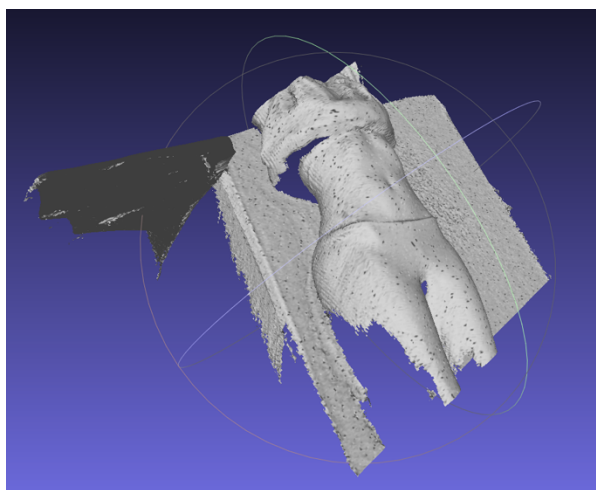
**Figura 16** - Quinta aquisição com o voluntário deitado.

Dado que o volume da superfície adquirida pelo sensor não corresponde totalmente à pele do voluntário - visto que foi realizada com roupa – repetiram-se as aquisições com outro voluntário, posicionado da mesma forma, mas desta vez sem roupa. A parametrização está descrita na Tabela 4. O resultado da primeira aquisição está evidenciado na Figura 17.

**Tabela 4** - Parâmetros utilizados na aquisição da segunda gama de varrimentos com o voluntário sem roupa.

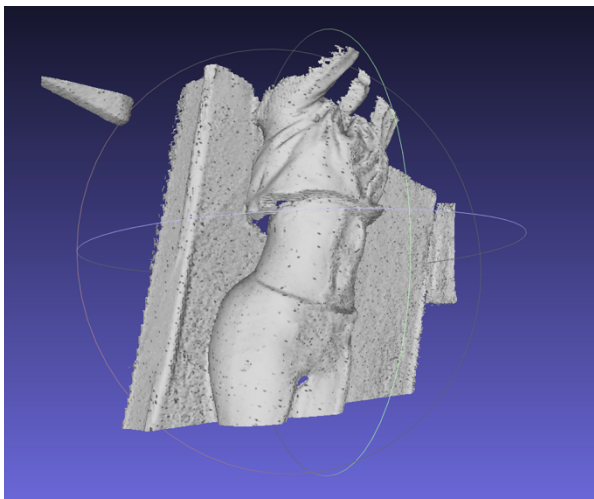
<b>Parâmetro</b> <b>Aquisições</b>	<b>FOV</b>	<b>Offset</b>	<b>Duração</b>
<b>1ª Aquisição</b>	Comprimento: 767 mm Altura: 827 mm Largura: 1299 mm	1 mm	135 s
<b>2ª Aquisição</b>	Comprimento: 767 mm Altura: 827 mm Largura: 1299 mm	3 mm	135 s
<b>3ª, 4ª, 5ª Aquisição</b>	Comprimento: 767 mm Altura: 870 mm Largura: 1299 mm	3 mm	119 s

FOV – Field-of-view.



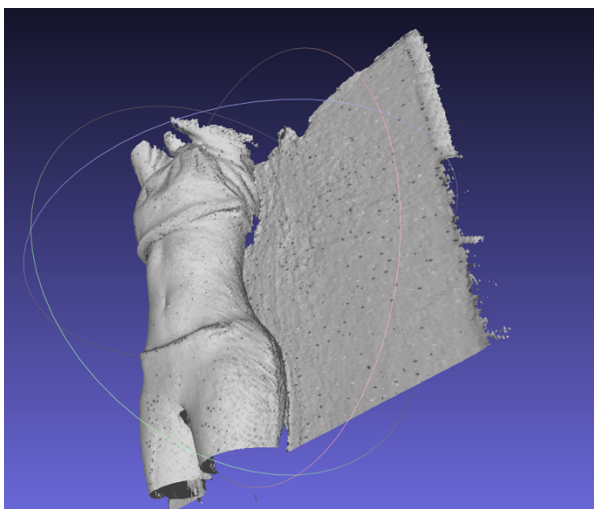
**Figura 17** - Primeira aquisição com o segundo voluntário deitado.

Observou-se uma ligeira falta de informação a nível lateral que poderia comprometer a posterior modelação dos dados. Assim, ajustou-se o offset e repetiu-se a aquisição. O resultado da segunda aquisição está evidenciado na Figura 18.

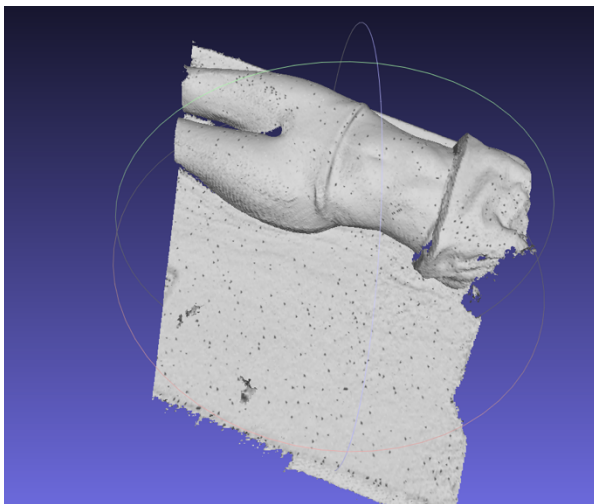


**Figura 18** - Segunda aquisição com o segundo voluntário deitado.

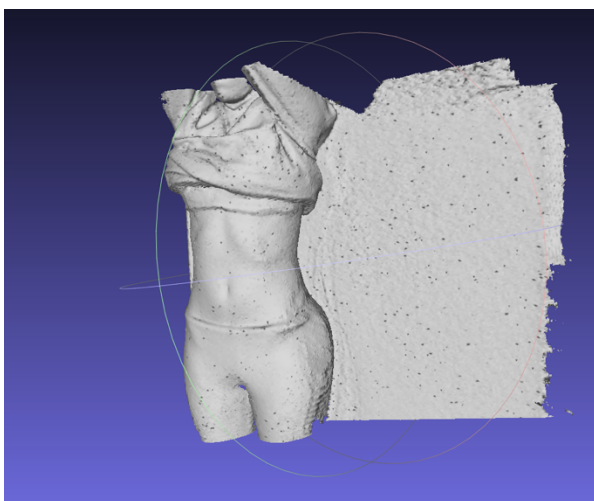
Analisou-se que a segunda aquisição teve alguns problemas ao nível da superfície: o abdómen não apresentava uma superfície regular pelo que poderia prejudicar a reconstrução em *Solidworks*. Procedeu-se ao ajuste da altura do volume de aquisição, para 870 mm, de forma a contemplar com mais margem a altura do abdómen. Reduziu-se ainda o tempo de aquisição para cerca de 119 segundos para melhor adaptabilidade num serviço clínico. Realizaram-se as restantes aquisições com a parametrização referida. A terceira, quarta e quinta aquisições estão evidenciadas na Figura 19, 20 e 21 respetivamente.



**Figura 19** - Terceira aquisição com o segundo voluntário deitado.



**Figura 20** - Quarta aquisição com o segundo voluntário deitado.



**Figura 21** - Quinta aquisição com o segundo voluntário deitado.

### 3.3 Impressão 3D das placas

O processo de impressão 3D envolve o desenho do modelo num programa de modelação 3D, a exportação desse modelo para o formato STL e o *upload* do arquivo STL para um programa de divisão em ‘fatias’, o *Slicer*. O *Slicer* gera o código G que contém as instruções sobre a estratificação do modelo e controla outros parâmetros de impressão, como padrão de preenchimento e densidade. O código G pode então ser transferido para a impressora, geralmente via cartão de memória USB ou cabo USB(25).

Foram impressas, em *PLA*, 9 placas retangulares de dimensões 10 cm por 13 cm com espessuras – ‘*thicknesses*’ - e enchimentos - ‘*infills*’ - diferentes no sentido de medir o comportamento da radiação ao atravessar as diferentes placas. A espessura dos modelos impressos variou entre 2 mm, 4 mm e 6 mm e o enchimento variou entre 50%, 80% e 100%. O padrão de impressão foi o padrão hexagonal dado que simula a perfuração nas máscaras termoplásticas actualmente utilizadas e resulta em impressões mecanicamente estáveis. Mantiveram-se constantes os parâmetros de impressão para todas as placas exceto, como mencionado, o enchimento e espessura. Os parâmetros de impressão estão resumidos na Tabela 5. A descrição e características de cada placa estão descritas na Tabela 6. A nomenclatura atribuída a cada placa advém da junção da espessura, abreviada para ‘T’ (do inglês *Thickness*), e do respectivo enchimento, abreviado para ‘I’ (do inglês *Infill*). Ou seja, a placa T2I50 é a placa com 2 mm de espessura e enchimento de 50%.

**Tabela 5** - Parâmetros de impressão das placas.

Parâmetro	Valor/Nível
Extrusor	A6
Espessura de camada	0,2 mm
Velocidade de enchimento	60 mm/s
Velocidade da parede externa	60 mm/s
Padrão interno	Hexagonal
Padrão externo	Retilíneo
Temperatura do extrusor	210 °C
Temperatura da mesa	45 °C

**Tabela 6** - Descrição das diferentes placas e respectivos parâmetros.

<b>Espessura (T)</b> <b>Enchimento (I)</b>	<b>2 mm</b>	<b>4 mm</b>	<b>6 mm</b>
<b>50 %</b>	<i>T2I50</i>	<i>T4I50</i>	<i>T6I50</i>
<b>80 %</b>	<i>T2I80</i>	<i>T4I80</i>	<i>T6I80</i>
<b>100 %</b>	<i>T2I100</i>	<i>T4I100</i>	<i>T6I100</i>

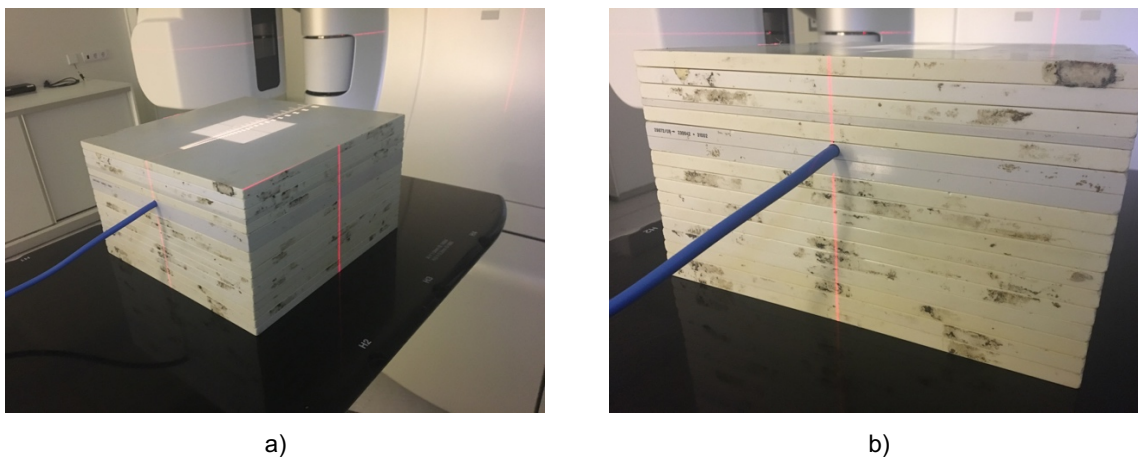
### 3.4 Irradiação e Medição Dosimétrica

A irradiação das amostras foi efetuada no serviço de radioterapia do Centro Oncológico *Dr.<sup>a</sup> Natália Chaves (C.O.N.C.)* com a sua devida autorização e aprovação. A medição da dose de radiação foi efetuada com recurso a uma câmara de ionização inserida num fantoma de placas. Colocaram-se 5 placas, correspondentes a 5 cm de água sólida, sobre a câmara para que fosse medida a região na curva de *PDD* para além da dose máxima, dado que esta constitui a zona mais estável do feixe de radiação. A gantry do acelerador linear foi colocada a 0° e o campo de irradiação foi definido com dimensões de 10x10 cm. A disposição da câmara de ionização é exemplificada na Figura 22 a) e b). As placas foram colocadas sobre a câmara de modo a que todo o campo ficasse coberto pela placa – Figura 23. Cada placa de PLA impressa foi de seguida irradiada com raios-X de energias de 6 MV, 10 MV e 15 MV, com dose de 2 Gy, e medida a dose captada pela câmara de ionização. No sentido de se obter um termo de comparação, procedeu-se à irradiação de uma máscara termoplástica de imobilização convencional (com aproximadamente 2 mm de espessura) para medição da dose de saída com o auxílio da câmara de ionização – Figura 24. Ou seja, cada placa foi irradiada com as 3 energias disponíveis, tal como a máscara convencional e foram efetuadas mais 6 irradiações de controlo (sem nenhuma placa), perfazendo um total de 36 irradiações.

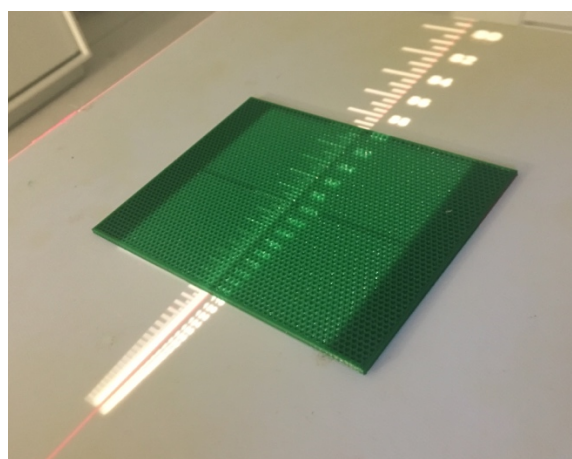
A transmissão da radiação acontece quando a mesma atravessa um determinado meio. Neste caso a radiação transmitida é a quantidade de dose de radiação que atravessou cada placa e foi calculada da seguinte forma:

$$\text{Transmissão (\%)} = \frac{\text{Medições amostras}}{\text{Leituras de controlo}} \times 100 \quad \text{Eq.(1)}$$

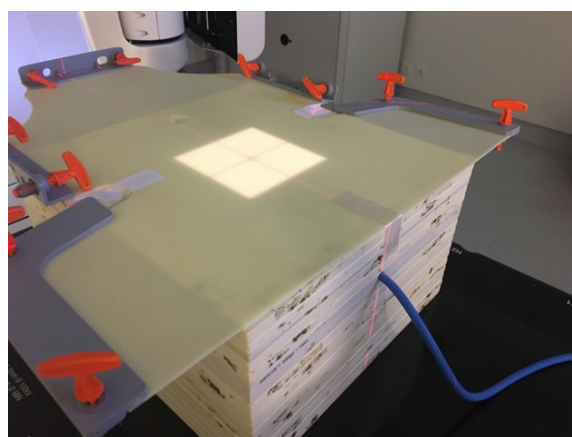
Dado que a transmissão da radiação é calculada pela divisão do valor das medições das placas pelo valor das leituras do controlo, é essencial obtermos os valores de controlo ajustados no tempo de medição tendo em conta as variações de calibração do acelerador linear. Assim, as 6 irradiações de controlo (3 no início e 3 no fim) tiveram como finalidade o cálculo das medições de controlo intermédias para que o valor de transmissão fosse o mais fidedigno possível. Assumindo que a evolução do desvio temporal na calibração do acelerador linear decorre de forma linear – dado que é o que habitualmente ocorre durante processos de medição longos - optou-se por efetuar esta correção para que os valores calculados não fossem afetados por uma eventual variação na calibração do acelerador ao longo do período de medição (espectável <0,5%). Os dados dosimétricos – obtidos em Gy - foram agrupados na Tabela 12 e são demonstrados no capítulo 4.



**Figura 22** - a) e b) Disposição da câmara de ionização.



**Figura 23** - Disposição da placa na câmara de ionização.



**Figura 24** - Posição da máscara convencional na câmara de ionização.

### 3.5 Simulação Mecânica

Para a etapa da simulação mecânica, efetuada no software *Solidworks Simulation 2017*, submetem-se as nove placas a uma pressão ao longo da maior face e foram observados os campos de deformação e tensão de cada placa. Como primeira abordagem para trabalhar as placas com as características de enchimento no *Solidworks*, tentou-se a reversão do *g-code* de cada placa para o formato *.STL* de forma a obter-se os diferentes enchimentos. Contudo, esta tentativa não foi bem sucedida dado que os ficheiros *.STL* não continham informação referente ao enchimento. Para colmatar este contratempo procedeu-se à inspeção visual das placas e replicação manual recorrendo às ferramentas de modelação com cópia de elementos de forma padronizada para inserção dos enchimentos. O *software* requer a definição do material da amostra para simulação do comportamento mecânico das mesmas contudo, o *SW* não continha o plástico *PLA* e portanto, foi necessário inserir as características do *PLA* manualmente(46). Mediu-se a massa de cada placa com recurso a uma balança Kern & Sohn PCB e avaliou-se que existia uma não conformidade entre a massa teórica das placas criadas em *SW* e a massa real das placas. Isto deve-se ao facto de que a massa volúmica inserida previamente não corresponde à densidade de cada placa, daí obtermos uma massa superior no *SW* ao contrário da massa real. Assim sendo, para obtenção de uma visão mais realista das propriedades de cada placa, recorreu-se à regra das misturas de *Voigt* para obtenção dos valores médios previsíveis para o módulo de elasticidade ( $E$ ), para o coeficiente de *Poisson* ( $\nu$ ) e para a densidade ( $\rho$ ). As regra de misturas são muito utilizadas para materiais compósitos quando é necessário estimar propriedades homogeneizadas. Os materiais compósitos resultam da mistura de dois ou mais materiais distintos, em que estes mantendo a sua identidade, permitem a obtenção de propriedades mais vantajosas do que as dos constituintes base. Considerando a estrutura localmente descontínua resultante do processo de deposição do material, considerou-se que as placas obtidas podem ser considerados materiais compósitos constituídos por *PLA* e pelo ar retido na estrutura mesmo numa situação de preenchimento a 100% (47).

Assim, de acordo com os resultados obtidos e considerando a relação entre a densidade a massa e o volume:

$$\rho_{real} = \frac{m_{real}}{V_{real}} \quad \text{Eq. (2)}$$

Sendo  $\rho_{real}$  a densidade real de cada placa,  $m_{real}$  e  $V_{real}$  os valores médios reais da massa e do volume de cada placa, respetivamente. Assim, pela medição dessas massas e cálculo desses volumes obtiveram-se os resultados apresentados na Tabela 7.

**Tabela 7** - Massa,  $m_{real}$ , volume,  $V_{real}$ , e densidade real,  $\rho_{real}$ , das placas de *PLA*.

<b>Parâmetro</b>	<b><math>m_{real}</math> (g)</b>	<b><math>V_{real}</math> (cm<sup>3</sup>)</b>	<b><math>\rho_{real}</math> (g/cm<sup>3</sup>)</b>
<b>Amostra</b>			
<b>T2I50</b>	15,931	26	0,613
<b>T2I80</b>	23,012	26	0,885
<b>T2I100</b>	26,633	26	1,024
<b>T4I50</b>	31,437	52	0,605
<b>T4I80</b>	45,548	52	0,876
<b>T4I100</b>	53,227	52	1,023
<b>T6I50</b>	46,374	78	0,594
<b>T6I80</b>	68,218	78	0,874
<b>T6I100</b>	79,929	78	1,024

Pela obtenção da densidade real de cada placa e pela aplicação da regra das misturas de Voigt tem-se:

$$\rho_{real} = (\rho_{PLA} \cdot V_f) + (1 - V_f) \cdot \rho_{ar} \quad \text{Eq. (3)}$$

Sendo que  $\rho_{PLA}$  é a densidade teórica do *PLA*,  $V_f$  a fração de volume ocupada por material e  $\rho_{ar}$  a densidade do ar. Desprezando a componente ocupada pelo ar tem-se:

$$V_f = \frac{\rho_{real}}{\rho_{PLA}} \quad \text{Eq.(4)}$$

Como a densidade teórica do *PLA* utilizado é de 1,24 g/cm<sup>3</sup>(46) calculou-se a fração de volume ocupada por material,  $V_f$  – Tabela 8.

**Tabela 8** - Cálculo do volume da fração de *PLA* que ocupa cada placa.

<b>Parâmetro</b>	<b><math>\rho_{real}</math> (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b><math>\rho_{PLA}</math> (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b><math>V_f</math> (cm<sup>3</sup>)</b>
<b>Amostra</b>			
<b>T2I50</b>	0,613	1,24	0,494
<b>T2I80</b>	0,885		0,714
<b>T2I100</b>	1,024		0,826
<b>T4I50</b>	0,605		0,488
<b>T4I80</b>	0,876		0,706
<b>T4I100</b>	1,023		0,825
<b>T6I50</b>	0,594		0,479
<b>T6I80</b>	0,874		0,705
<b>T6I100</b>	1,024		0,826

A partir da estimativa obtida para a fracção de volume equação (4), é possível obter uma previsão para os valores médios do módulo de *Young* (*E*) e do coeficiente de *Poisson* ( $\nu$ ):

$$V_f = \frac{E_{real}}{E_{PLA}} \quad \text{Eq. (5)}$$

$$V_f = \frac{\nu_{real}}{\nu_{PLA}} \quad \text{Eq. (6)}$$

Sendo a fracção de volume  $V_f$  dada pelo cálculo anterior e considerando os valores estimados para o  $E_{PLA}$  e para o  $\nu_{PLA}$  respetivamente iguais a 1286 MPa e 0,36 (35), foi considerada uma abordagem análoga para cada uma das placas conforme se apresenta na Tabela 9 e na Tabela 10:

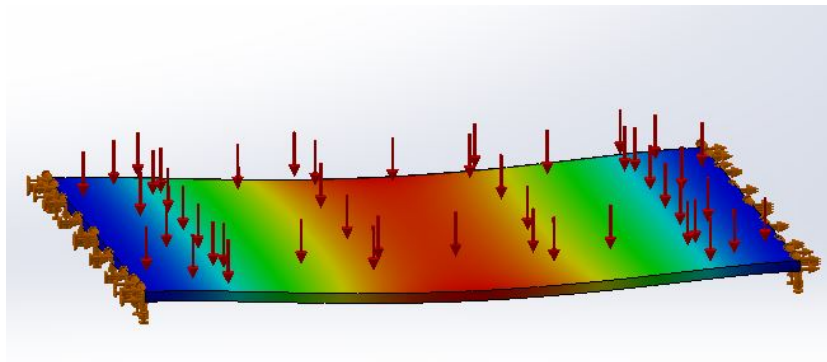
**Tabela 9** - Valores estimados para o módulo de Young real,  $E_{real}$ , para cada uma das amostras.

<b>Parâmetro</b>	<b><math>V_f</math> (cm<sup>3</sup>)</b>	<b><math>E_{PLA}</math> (Pa)</b>	<b><math>E_{real}</math> (Pa)</b>
<b>Amostra</b>			
<b>T2I50</b>	0,494	1286 x 10 <sup>6</sup>	6353 x 10 <sup>5</sup>
<b>T2I80</b>	0,714		9182 x 10 <sup>5</sup>
<b>T2I100</b>	0,826		1062 x 10 <sup>6</sup>
<b>T4I50</b>	0,488		6275 x 10 <sup>5</sup>
<b>T4I80</b>	0,706		9079 x 10 <sup>5</sup>
<b>T4I100</b>	0,825		1061 x 10 <sup>6</sup>
<b>T6I50</b>	0,479		6160 x 10 <sup>5</sup>
<b>T6I80</b>	0,705		9066 x 10 <sup>5</sup>
<b>T6I100</b>	0,826		1062 x 10 <sup>6</sup>

**Tabela 10** - Valores estimados para o coeficiente real de Poisson,  $\nu_{real}$ , para cada uma das amostras.

<b>Parâmetro</b>	<b><math>V_f</math> (cm<sup>3</sup>)</b>	<b><math>\nu_{PLA}</math></b>	<b><math>\nu_{real}</math></b>
<b>Amostra</b>			
<b>T2I50</b>	0,494	0,36	0,178
<b>T2I80</b>	0,714		0,257
<b>T2I100</b>	0,826		0,297
<b>T4I50</b>	0,488		0,176
<b>T4I80</b>	0,706		0,254
<b>T4I100</b>	0,825		0,297
<b>T6I50</b>	0,479		0,172
<b>T6I80</b>	0,705		0,254
<b>T6I100</b>	0,826		0,297

Após a inserção manual no SW das características mecânicas aferidas anteriormente, aplicou-se uma pressão para observar a deformação resultante. Em máscaras de imobilização abdominais em situações clínicas regulares, a maior pressão aplicada sobre a máscara advém do movimento respiratório, nomeadamente da expiração. *Pascotini et al* (48) mediu a pressão máxima de expiração em 46 indivíduos e determinou que a pressão média foi de 6726 Pa. De acordo com estes dados, aplicou-se a pressão referida na face superior da placa e foi repetido este ensaio nove vezes - um para cada placa - e observada a deformação máxima, em mm, das mesmas – Figura 25. Os resultados da simulação estão descritos no capítulo 4 na Tabela 14.



**Figura 25** - Exemplo da aplicação da pressão na placa T2I100 e respetiva simulação em *Solidworks*.

### 3.6 Processamento dos Dados e Modelação

É importante garantir uma modelação e segmentação precisa dado que é uma parte integrante no fluxo de trabalho num ambiente hospitalar(26). Por motivos de obtenção ótima de pontos e reprodutibilidade, foi seleccionada a última aquisição para a modelação. A modelação computacional foi realizada no *software Solidworks 2017* com recurso ao *add-in ScanTo3D*. Seleccionou-se a aquisição que continha mais informação captada – aquisição 5 – e o ficheiro foi carregado em formato de nuvem de pontos (.XYZ) para o *software* – Figura 26.

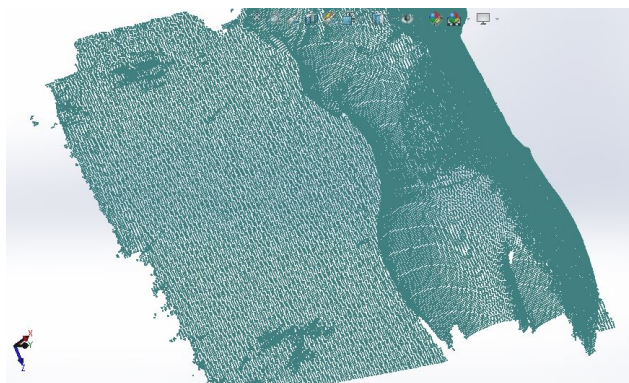
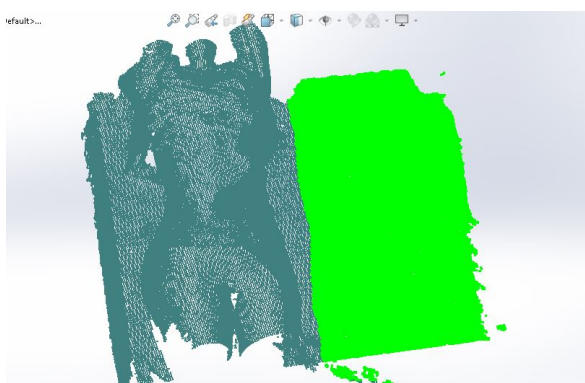
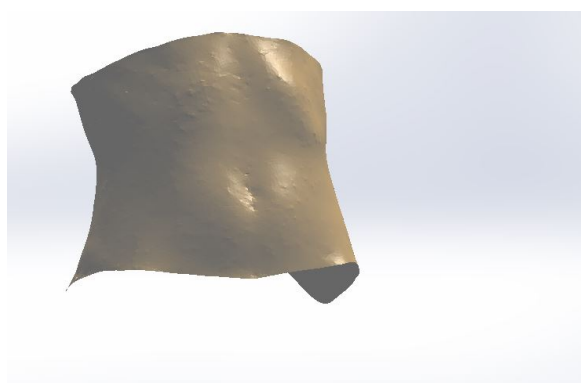


Figura 26 - Importação da nuvem de pontos para o software.

A extracção da região de interesse, teve início com a remoção do excesso de informação na nuvem de pontos, até apenas restar a informação volumétrica referente à região abdominal do voluntário. Para isto recorreu-se ao comando de '*Mesh Prep Wizard*' para obtenção a malha. A malha triangular 3D foi reconstruída automaticamente a partir da nuvem de pontos final obtida – Figura 27 a) e b).



a)

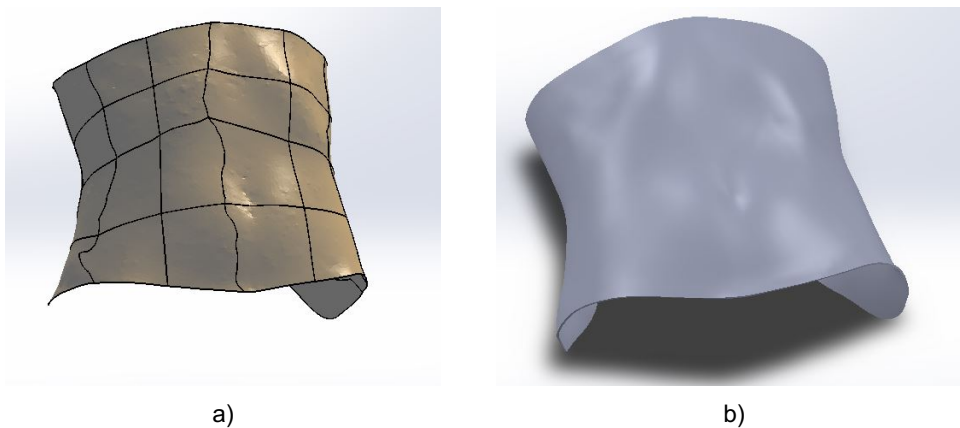


b)

Figura 27 - a) Extracção da região de interesse e b) reconstrução da malha correspondente

Correu-se o comando '*Surface Wizard*' para criação e optimização da superfície da malha e correção de erros na mesma. Não foram detetadas pelo SW, falhas na superfície do

modelo e portanto finalizou-se a criação da superfície adicionando 2 mm de espessura, correspondente à espessura da placa T2I50 dado que foi a placa com melhor comportamento dosimétrico e mecânico (motivo expresso no capítulo 4) – Figura 28 a) e b).



**Figura 28** - a) Sem erros na superfície e b) reconstrução da superfície final.

### 3.7 Impressão 3D da máscara de imobilização

Para conclusão da última fase do processo, converteu-se o modelo 3D criado em SW em .STL e fez-se o *upload* do mesmo para a impressora. O *licer* utilizado foi o *Simplify3D* – Figura 29 a), b) e c) – para criação do *g-code* e foi definido um enchimento de 50%, correspondente ao enchimento da placa T2150 – motivo expresso no capítulo 4. Dadas as limitações geométricas da impressora (220x220x250 mm), o modelo foi impresso em 4 partes que depois foram unidas no pós-processamento. Contudo, e de modo a obter uma visão mais fidedigna sobre o impacto financeiro e de tempo causado pela tecnologia proposta, os resultados medidos foram extrapolados para o caso de uma impressora de grande capacidade para impressão da máscara integralmente. Logo, os tempos de impressão das 4 partes foram somados e contabilizados para a análise financeira efetuada no capítulo 4. A massa, em g, de cada uma das partes também foi medida recorrendo a uma balança Kern & Sohn PCB, de modo a ser possível extrapolar a quantidade de *PLA* utilizado no fabrico da máscara. Os parâmetros de impressão estão definidos na Tabela 11.

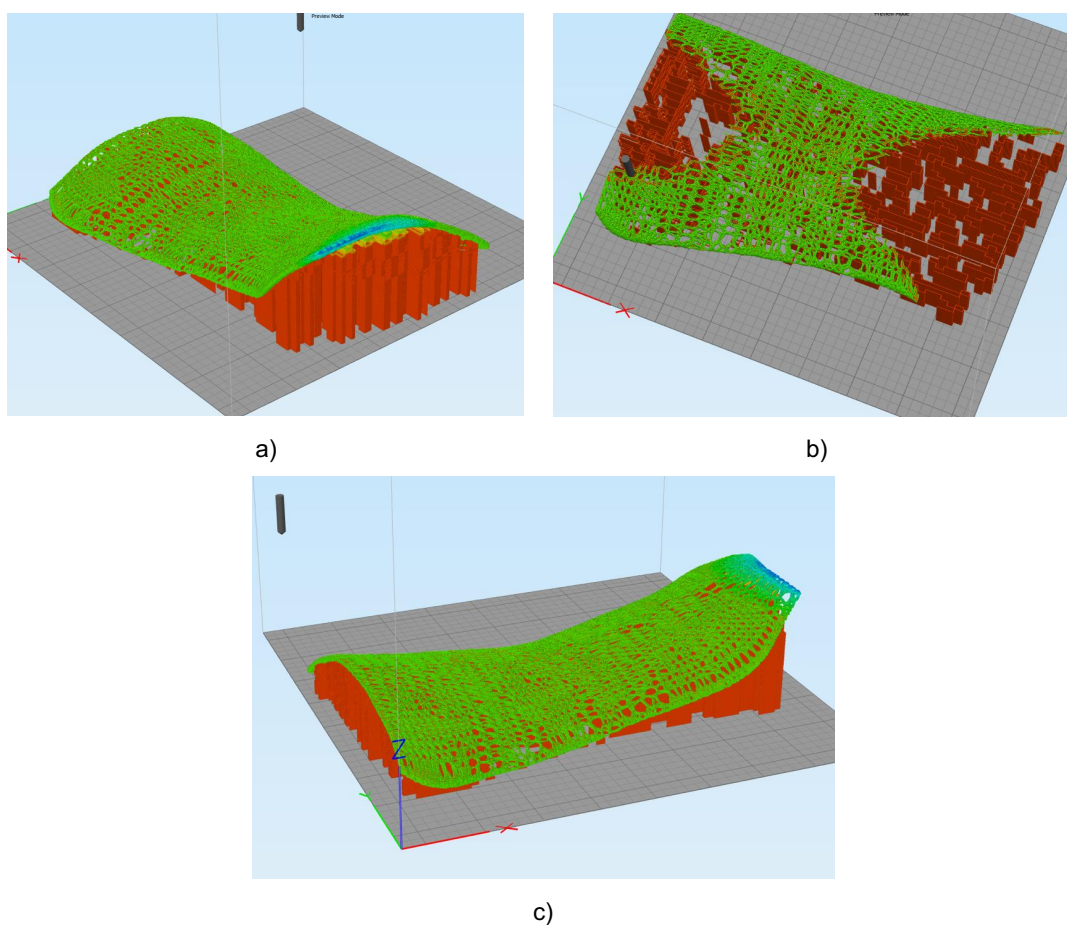


Figura 29 - a), b) e c) Modelo carregado no software de impressão Simplify3D.

**Tabela 11** - Parâmetros de impressão da máscara de imobilização.

<b>Parâmetro</b>	<b>Valor/Nível</b>
Extrusor	A6
Espessura de camada	0,2 mm
Velocidade de enchimento	40 mm/s
Velocidade da parede externa e interna	60 mm/s
Padrão externo	Linear
Padrão interno	Hexagonal
Temperatura do extrusor	210 °C
Temperatura da mesa	45 °C

## 4. Resultados

Os resultados obtidos pela medição das doses de radiação absorvida pela câmara de ionização estão evidenciados na Tabela 12.

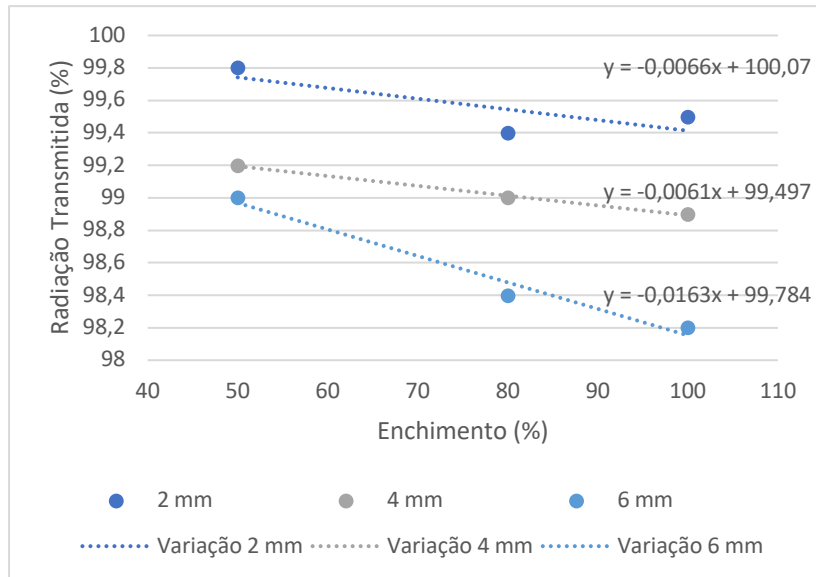
**Tabela 12** - Medição das dose absorvida, em Gy, pela câmara de ionização através das diferentes placas de PLA.

<b>Energias</b>	<b>6 MV</b>	<b>10 MV</b>	<b>15 MV</b>
<b>Aquisições</b>			
<b>1º Controlo</b>	1,712	1,829	1,880
<b>T2I50</b>	1,709	1,824	1,876
<b>T2I80</b>	1,703	1,822	1,875
<b>T2I100</b>	1,704	1,821	1,873
<b>T4I50</b>	1,700	1,819	1,874
<b>T4I80</b>	1,697	1,815	1,863
<b>T4I100</b>	1,696	1,816	1,867
<b>T6I50</b>	1,698	1,816	1,869
<b>T6I80</b>	1,687	1,809	1,862
<b>T6I100</b>	1,685	1,806	1,860
<b>Máscara Convencional</b>	1,705	1,824	1,876
<b>2º Controlo</b>	1,716	1,831	1,881

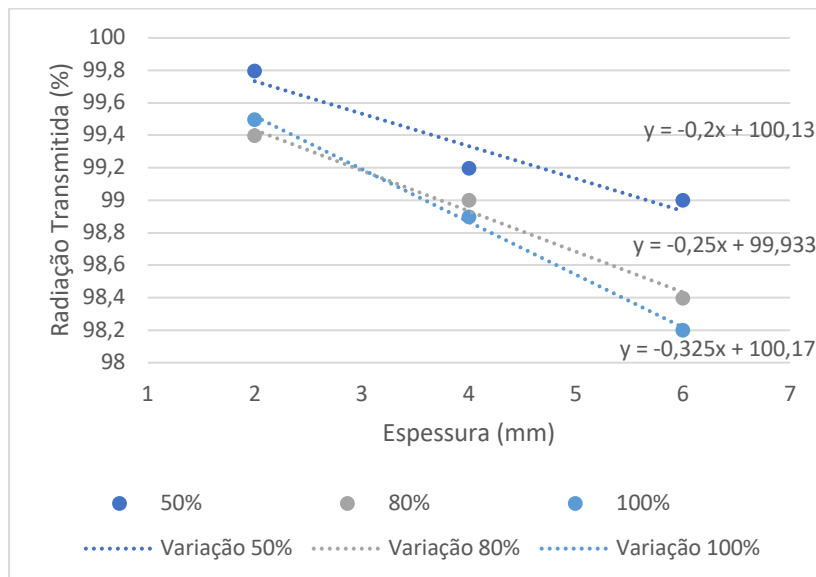
Tal como mencionado anteriormente, as medições descritas na Tabela 12 foram sujeitas a ligeiras correções devido à variação da calibração do acelerador linear. Foram desprezadas as correções de pressão, temperatura e energia dado que o cálculo da transmissão resulta da divisão entre duas leituras (com e sem placa) pelo que esses fatores se anulariam. Assim sendo o resultado da radiação transmitida, em %, é evidenciado na Tabela 13. De forma a observar a tendência por energia, por enchimento e por espessura para cada placa, originaram-se os gráficos nas Figuras 30, 31 e 32 .

**Tabela 13** - Radiação transmitida, em %, através das diferentes placas de *PLA*.

<b>Energias</b> <b>Aquisições</b>	<b>6 MV</b>	<b>10 MV</b>	<b>15 MV</b>
<b>T2I50</b>	99,8 %	99,5 %	99,7 %
<b>T2I80</b>	99,4 %	99,4 %	99,6 %
<b>T2I100</b>	99,4 %	99,4 %	99,5 %
<b>T4I50</b>	99,2 %	99,2 %	99,6 %
<b>T4I80</b>	99,0 %	99,0 %	99,0 %
<b>T4I100</b>	98,9 %	99,1 %	99,2 %
<b>T6I50</b>	99,0 %	99,1 %	99,3 %
<b>T6I80</b>	98,4 %	98,7 %	98,9 %
<b>T6I100</b>	98,2 %	98,6 %	98,8 %
<b>Máscara</b> <b>Convencional</b>	99,4 %	99,5 %	99,7 %

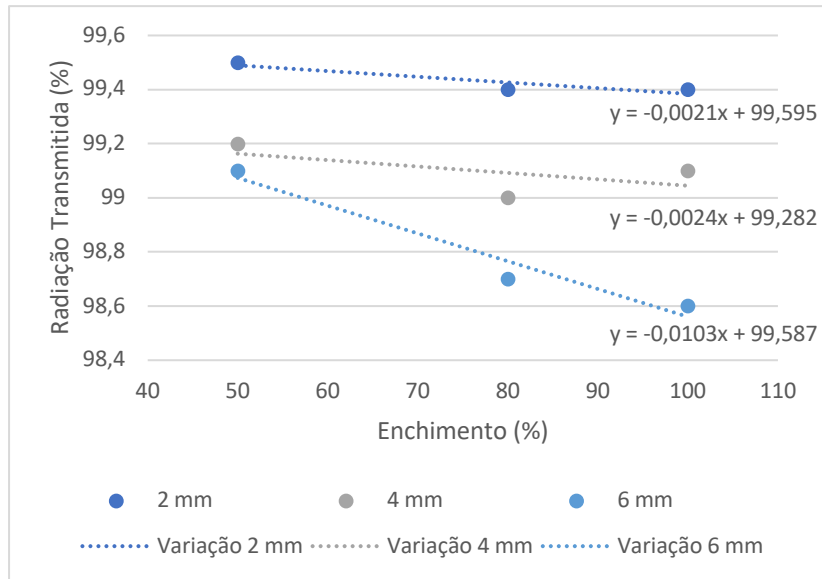


a)

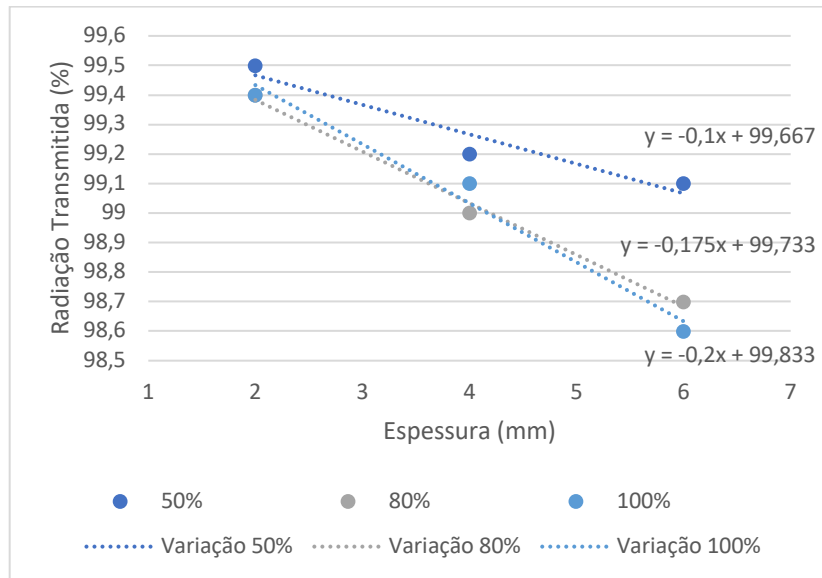


b)

**Figura 30** - Gráficos com a variação da radiação transmitida, em %, para a energia de 6 MV, a) por enchimento e b) por espessura.

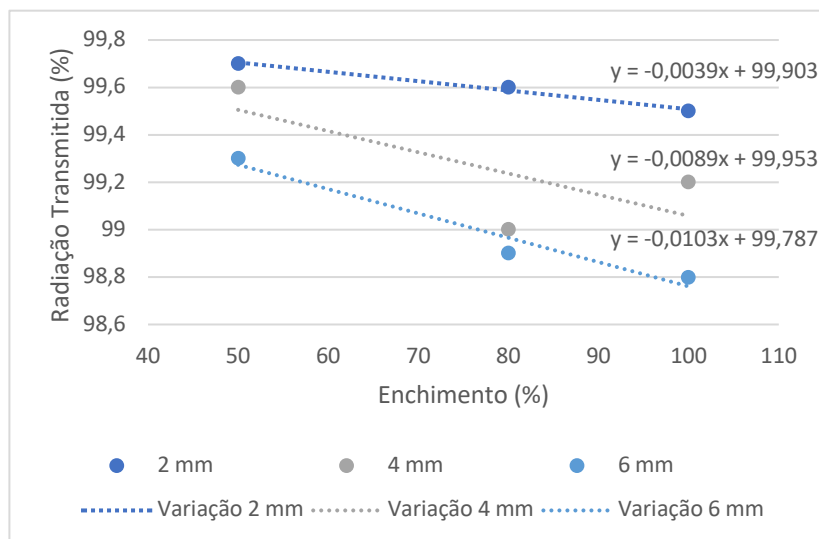


a)

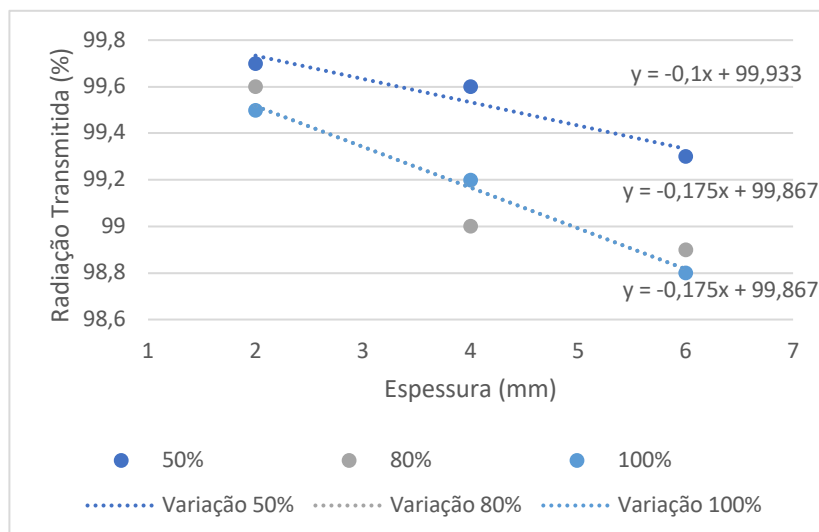


b)

**Figura 31** - Gráficos com a variação da radiação transmitida, em %, para a energia de 10 MV, a) por enchimento e b) por espessura.



a)



b)

**Figura 32** - Gráficos com a variação da radiação transmitida, em %, para a energia de 15 MV, a) por enchimento e b) por espessura.

A irradiação da máscara convencional com as energias de 6 MV, 10 MV e 15 MV, revelou uma atenuação de cerca de 0,6 %, 0,5% e 0,3 % da dose respetivamente. Consideraram-se comportamentos equiparados quando a diferença entre a transmissão obtida nas placas e na máscara convencional for igual ou inferior a 0,3 %. As placas com espessura de 2 mm e a placa T4I50, revelaram transmissões de dose equiparadas às da máscara convencional em todas as energias. A placa T2I50 revelou resultados iguais ou melhores comparativamente às restantes, especialmente para a energia de 6 MV, a qual teve uma atenuação inferior face à máscara convencional, no valor de 0,2 % vs. 0,6 %. Isto significa

que a amostra *T2I50* apresenta características radiológicas similares ao termoplástico que constitui as máscaras convencionais. É possível observar um aumento da transmissão de dose com o aumento da energia dado que uma energia superior possui uma maior capacidade de penetração e deposição de dose no material a uma maior profundidade, exceto para a placa *T2I50* que revelou uma maior transmissão para a energia de 6 MV. Para além disso, observou-se um comportamento atípico para a placa *T4I80*, que revelou uma transmissão de 99% da radiação em todas as energias. Estas exceções podem dever-se essencialmente a alguma flutuação estatística uma vez que as diferenças entre leitura são muito reduzidas, com uma ordem de grandeza próxima da própria precisão do equipamento de medição. Efetivamente para espessuras mais pequenas a transmissão é muito elevada e quase independente da própria energia pelo que a própria incerteza na medição pode gerar estas particularidades na análise dos resultados (sem significado físico real).

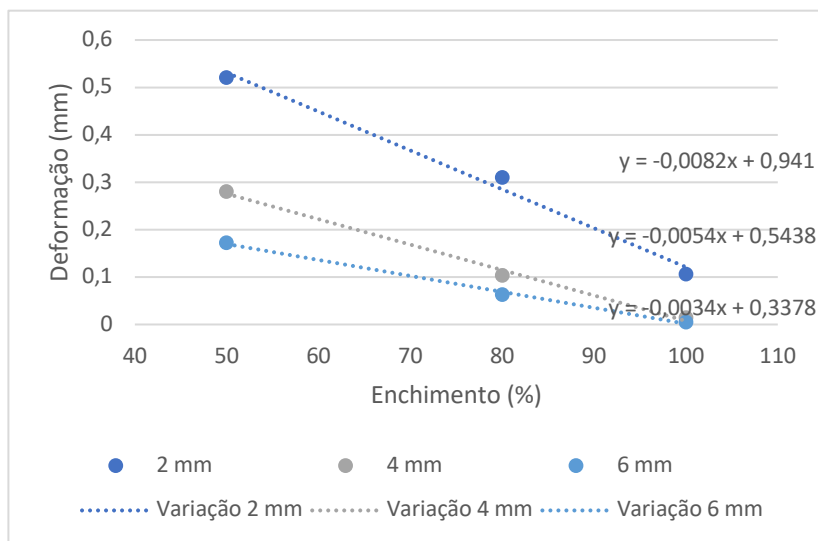
Pela análise dos gráficos da variação da transmissão, é possível observar pela análise do declive da reta de tendência, um decréscimo superior nos gráficos de espessura face aos de enchimento – observando os gráficos de 6MV, tem-se o declive da reta de tendência para a espessura de -0,2, -0,25 e -0,325 vs. -0,0066, -0,0061 e -0,0163 para o enchimento. Este facto pode indicar que o aumento da espessura tem um maior impacto na atenuação da radiação que o aumento do enchimento. Concluindo, apesar das placas com espessura de 2 mm e a placa *T4I50* terem revelado uma radiotransparência dentro do limite aceitável, a placa *T2I50* demonstrou resultados melhores que a máscara convencional. Isto deve-se ao facto de que contém menos material que as outras placas e portanto, menos fatores atenuantes para a radiação.

A precisão do sistema de imobilização com máscara é determinada principalmente pelo seu material e seu design. Para as máscaras termoplásticas mais utilizadas existe uma tolerância no deslocamento que varia entre 2 e 5 mm(6). No que toca à etapa da simulação mecânica esta teve como finalidade a observação do deslocamento da placa, em mm, proveniente da deformação aquando da aplicação de uma pressão de referência. Os resultados da simulação mecânica estão evidenciados na Tabela 14.

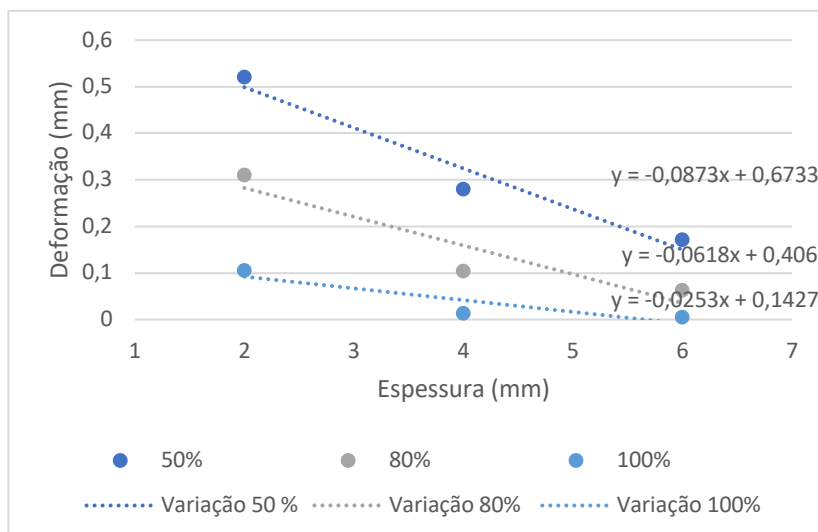
**Tabela 14** - Deformação máxima, em mm, de cada placa sujeita a uma pressão de 6726 Pa.

<b>Amostra</b> \ <b>Parâmetro</b>	<b>Deformação máxima (mm)</b>
<b>T2I50</b>	0,521
<b>T2I80</b>	0,310
<b>T2I100</b>	0,106
<b>T4I50</b>	0,280
<b>T4I80</b>	0,106
<b>T4I100</b>	0,014
<b>T6I50</b>	0,172
<b>T6I80</b>	0,063
<b>T6I100</b>	0,005

Aferiu-se que em todas as amostras o deslocamento, em mm, não ultrapassou os 0,521 mm o que revelou ser um resultado bastante positivo e dentro do intervalo de 2mm a 5 mm acima referido. Para aferir a variação do deslocamento em função da espessura e enchimento, originaram-se os gráficos da Figura 33.



a)



b)

**Figura 33** - Gráficos com a variação do deslocamento das placas, em mm, a) por enchimento e b) por espessura para uma pressão de 6726 Pa.

Pela análise dos gráficos da variação do deslocamento, é possível observar pela análise do declive da reta de tendência, um decréscimo superior nos gráficos de espessura face aos de enchimento à semelhança dos gráficos da transmissão. Pela observação dos gráficos, tem-se o declive da reta de tendência para a espessura de -0,0873, -0,0618 e -0,0253 vs. -0,0082, -0,0054 e -0,0034 para o enchimento. Este facto pode indicar que a espessura é um fator que mais impacta a resistência mecânica que o enchimento.

Para a avaliação da exequibilidade desta tecnologia, imprimiu-se a máscara modulada anteriormente e registaram-se os tempos de impressão bem como o peso da máscara final

para determinação da quantidade de *PLA* utilizado. Notou-se uma irregularidade no enchimento da máscara que se aproximava dos 50% anteriormente definidos, mas não teve uma distribuição hexagonal uniforme. Na Tabela 15 estão evidenciados os resultados do tempo, em horas, da impressão 3D da máscara em 4 partes e das respectivas massas, em gramas.

**Tabela 15** – Resultados de tempo, em horas, da impressão 3D da máscara de imobilização proposta, em quatro partes e respectivas massas, em gramas.

<b>Parte</b>	<b>Tempo de impressão (horas e minutos)</b>	<b>Massa (g)</b>
<b>1/4</b>	12 h 44 min	33,7 g
<b>2/4</b>	8 h 06 min	27,117 g
<b>3/4</b>	15 h 13 min	45,5 g
<b>4/4</b>	11 h 29 min	32,7 g
<b>Total</b>	47 h 32 min	139,02 g

A Tabela 16 revela os custos e as horas gastas na impressão de uma máscara de imobilização vs. a moldagem de uma máscara convencional.

**Tabela 16** - Sumário do processo de produção convencional e o processo de produção proposto com os requisitos de tempo e custo de material e mão-de-obra.

Processo de produção de uma máscara convencional					Processo de produção de uma máscara impressa em 3D				
Fases	Tempo (min)	Tempo/espera (min)	Custo/mão-de-obra (euros)	Custo Material (euros)	Fases	Tempo (min)	Tempo/espera (min)	Custo/mão-de-obra (euros)	Custo Material (euros)
i. Colocação em água quente (D)	1	3	0,12	40-60	i. Scan da superfície do doente (D)	5		0,60	
ii. Colocação no doente (D)	3		0,35		ii. Otimização da malha	40		4,80	
iii. Moldagem da máscara (D)	5	10	0,58		iii. Impressão 3D		2.852		1,39-4,17
iv. Avaliação (D)	1		0,12		iv. Avaliação	1		0,12	
<b>Total</b>	10	13	1,17	40-60	<b>Total</b>	46	2.852	5,52	1,39-4,17

D – Necessidade da presença do doente; 3D – tridimensional.

As durações foram estimadas a partir de tempos médios obtidos em situações clínicas típicas. Os custos de mão-de-obra foram calculados tendo em conta o salário médio em Portugal em 2017, por hora, de um técnico de diagnóstico e terapêutica(49). Assumiu-se a variação típica do custo de uma máscara convencional reportada pelo C.O.N.C entre os 40-60€. A máscara demorou um tempo total de 47 horas e 32 minutos a imprimir (o que equivale a 2.852 minutos). A bobine de PLA (bq, 1,75 mm) utilizada foi de 1 Kg e teve um custo de 20,00 €, contudo as bobines podem variar entre 10-30€. Posto isto, a máscara fabricada tinha um peso de 139,02 g, o que significa que, dependendo do preço da bobine adquirida, podem ser gastos entre 1,39 € e 4,17 € de PLA na impressão da mesma. Habitualmente, o tempo gasto pelo técnico na realização de uma máscara convencional é de cerca de 10 minutos. Em

contraste, o tempo despendido por um profissional de saúde no novo processo revelou ser significativamente superior - de 46 minutos - determinado maioritariamente pelo tempo de processamento e otimização da malha (não considerando o tempo no qual a máscara esteve a ser impressa dado que não requer qualquer intervenção humana). Proporcionalmente, o custo de mão-de-obra no processo convencional é portanto de 1,17 € vs. 5,52 €, para o processo de impressão 3D proposto, ou seja um aumento de cerca de 472 %. Por outro lado, a redução dos recursos materiais oferece uma redução significativa dos custos – entre 93-97% - dado que o preço de custo de uma máscara convencional varia entre 40-60 € (dependendo do fabricante) e a quantidade de *PLA* gasto na produção de uma máscara equivale a uma variação de 1,39-4,17 €. A tecnologia de impressão 3D poderia ainda reduzir o tempo que o tomógrafo se encontra ocupado pelo mesmo doente dado que, apenas é necessário o doente estar deitado na primeira fase do varrimento com o sensor ótico: 5 minutos vs. 10 minutos no processo convencional. Isto cria um forte benefício para o a instituição de saúde e para o doente dado que reduz em cerca de 50% o tempo que necessita de estar deitado numa posição particularmente desconfortável. Assim é possível aumentar também a disponibilidade do tomógrafo para realização de outros procedimentos, otimizando a sua rentabilidade para a instituição de saúde.

A Tabela 17 mostra a análise do custo associado à impressão 3D de uma máscara de imobilização, impressa com enchimento de 50 % e com peso de 139,02 g (o tempo total de impressão foi de 47 horas e 32 minutos).

**Tabela 17** - Análise do custo da impressão 3D de uma máscara impressa com espessura de 2 mm enchimento de 50 % com peso de 139,02 g, durante 47 horas e 32 minutos.

Fases	Custo Unitário	Custo p/ hora (euros)	Custo total (euros)
Impressora 3D (considerando um <i>workflow</i> de 320 doentes/ano)	1000-3000 €	0,07-0,20	3,33-9,50
Bobine de <i>PLA</i>	20 €/kg		2,78
Electricidade (240 <i>Watts</i> )	0,138 €/kWh		1,57
Custo de reparações (cerca de 10% do custo total da impressora)	100-300 €	0,007-0,02	0,33-0,95
<i>Software</i>	0	0	0
Subtotal			8,01-14,80
Máscaras com defeito (considerando 5%)			0,40-0,74
Total			8,41-15,54

*PLA* – Polylactic Acid; *3D* – a três dimensões. A variação dos custos deve-se à variação do custo da impressora.

A referida análise foi executada tendo em conta os parâmetros do serviço de RT do C.O.N.C. Em termos de custos de material, no caso do serviço de radioterapia do C.O.N.C, são tratados em média 800 doentes por ano dos quais são estimados que 40% necessitem de máscaras de imobilização para realização do tratamento. Isto traduz-se em cerca de 320 máscaras por ano. Tendo em conta que o custo de uma máscara pode variar entre 40-60€, são gastos num ano entre 12.800 a 19.200 € pelo serviço só na aquisição destes dispositivos (não incluindo custos de mão-obra nem os gastos com a tina de água quente).

Tal como mencionado anteriormente, os custos medidos foram extrapolados para o caso de a impressão da máscara ser efetuada numa impressora de grande escala e portanto, impressa de uma só vez. O investimento inicial necessário à implementação desta tecnologia é de cerca de 1000 € para o scanner e 1000-3000 € para a impressora. Contudo podem ser utilizados materiais diferentes dos utilizados neste estudo para obtenção do mesmo *workflow*, nomeadamente scanners menos dispendiosos, de 200-1000€. A bobine de *PLA* (bq, 1,75 mm) utilizada foi de 1 Kg e teve um custo de 20,00 €. Posto isto, a máscara fabricada tinha um peso de 139,02 g, o que significa que foram gastos 2,78 € de *PLA* na impressão da mesma. Analogamente, torna-se possível aferir que uma bobine de 1 kg, pode originar essencialmente 7,18 máscaras (variando consoante o volume de cada doente). Os custos de manutenção foram calculados assumindo que o gasto rondaria 10% do custo total da impressora por ano. Relativamente à eletricidade, o consumo em *kWh* e a potência média foram estimados a partir de dados médios obtidos na população nacional em 2018(50). Assim sendo, o custo de impressão de uma máscara de imobilização recorrendo à tecnologia de impressão 3D poderá custar ao serviço entre 8,41-15,54 €. Considerando um *workflow* de 320 doentes que necessitam de máscara por ano, é possível estimar o gasto do serviço em questão de cerca de 2.691-4.973 € por ano face aos 12.800-19.200 € actualmente gastos pelo serviço (desprezando os gastos de mão-de-obra e com a tina de água quente), proporcionando uma poupança de custos em recursos materiais a rondar os 75-80%.

Em suma, os custos finais (custos materiais + custos de mão-de-obra) entre o método convencional e o processo automatizado proposto encontram-se evidenciados na tabela 18.

**Tabela 18** – Comparação dos custos finais (por ano) entre o processo convencional e o processo de impressão 3D proposto.

<b>Processo de produção de uma máscara convencional</b>		<b>Processo de produção de uma máscara impressa em 3D</b>	
<b>Custos materiais</b>	12.800-19.200 €	<b>Custos materiais (Impressão 3D)</b>	2.691-4.973 €
<b>Custos de mão-de-obra</b>	374 €	<b>Custos de mão-de-obra</b>	1.766 €
<b>Total</b>	13.174-19.574 €	<b>Total</b>	4.457-6.739 €

Os custos de mão-de-obra calculados baseiam-se na soma dos custos nas diferentes fases de intervenção do profissional de saúde, evidenciados na Tabela 16, vezes o número de máscaras que teriam de ser executadas por ano – neste caso, 320 máscaras. Observa-se pela análise da tabela, um forte decréscimo dos custos finais que o serviço clínico de radioterapia em questão teria com o novo processo proposto – de 13.174-19.574 € para 4.457-6.739 €, ou seja menos cerca de 66%.

## 5. Discussão

O método de imobilização mais adequado é aquele que assegura um posicionamento confortável do doente ao mesmo tempo que garante uma imobilização eficaz sem afetar as qualidades do feixe de radiação(6). A radioterapia continua a introduzir novas tecnologias no fluxo de trabalho, nomeadamente dispositivos que vêm de outros campos da ciência, como os scanners de superfície e as impressoras 3D(51). Os recentes avanços na área da tecnologia 3D têm vindo a introduzir novos processos que tornam possível a utilização de uma variedade de materiais(23). Esta tendência acentua a necessidade, no entanto, de uma compreensão completa das propriedades mecânicas e físicas associadas a peças produzidas por estes métodos(33).

Com a presente dissertação pretendeu-se dar ênfase à importância da automatização do processo de fabrico de máscaras termoplásticas recorrendo à impressão 3D, proporcionando uma visão global da tecnologia sugerida. Os parâmetros analisados foram a dose absorvida, em Gy, pela câmara de ionização após a radiação atravessar amostras de *PLA* impresso em 3D, o deslocamento em mm das amostras de *PLA* quando sujeitas a uma pressão, e o custo e as horas despendidas para avaliação da exequibilidade desta tecnologia num serviço de radioterapia.

De forma a atingir o primeiro objetivo específico, ou seja, aferir se o *PLA* tem um comportamento dosimétrico equiparado às máscaras de imobilização convencionais comparou-se a dose medida pela câmara de ionização, às doses medidas numa máscara de uso convencional. Os resultados expectáveis para a transmissão da radiação consistiam: no aumento da mesma com o incremento da energia, dado que energias superiores apresentam uma capacidade superior de penetração da radiação; e redução da transmissão com o aumento da espessura e enchimento pelo aumento da dificuldade do feixe de atravessar cada amostra. Dado que a máscara convencional apresentava uma espessura de 2 mm e revelou resultados equiparados às placas T2I50, T2I80, T2I100 aferiu-se que o *PLA* possui um comportamento radiológico semelhante. A placa T4I50 também demonstrou um comportamento semelhante pelo seu enchimento de 50%, permitindo concluir que apesar da duplicação da espessura da placa, a transmissão de dose manteve-se dentro dos parâmetros aceitáveis para as 3 energias. Dancewicz et al(25), determinou que uma amostra de *PLA* com 3 mm espessura e enchimento de 50%, quando irradiado com fótons megavoltagem, revela uma densidade radiológica (determinada pela escala de *Hounsfield*) de – 388 HU. Este resultado permite aferir que o *PLA* com enchimento de 50% apresenta uma densidade radiológica muito baixa – próxima da densidade do pulmão – permitindo aferir acerca da sua alta capacidade de radiotransparência. A influência dos dispositivos de imobilização na dosimetria deve ser tida em consideração. Considerando que a atenuação do feixe é

automaticamente desprezada no planeamento do tratamento baseado na TC, o efeito potencial de bólus do material da máscara aumentando a superfície ou a dose da pele, respetivamente, tem implicações adicionais. Com a utilização de dosímetros de termoluminescência (TLD), Haefner et al.(6) revelou um aumento da dose superficial até 18% para material termoplástico de 3 mm de espessura. Portanto, o sistema de máscara apresentado neste estudo pode limitar a toxicidade da pele devido a uma espessura de apenas 2 mm e o seu potencial para criar cortes adicionais personalizados. Dado que as máscaras convencionais são esticadas em certos pontos, é previsível que pela redução da espessura a transmissão seja ligeiramente superior em algumas regiões da máscaras. Apesar de ser possível imprimir amostras de espessuras mais reduzidas para obter essa comparação, apenas é possível extrair resultados concretos com a irradiação da máscara impressa íntegra vs uma máscara convencional esticada.

Relativamente ao segundo objetivo específico, ou seja a verificação da deformação da placa - em mm - a partir da análise da tabela 12 e dos gráficos da figura 23 é possível aferir que o *PLA* fornece rigidez suficiente para minimizar a deformação do material quando uma pressão de referência atua sobre ele, com um deslocamento máximo de 0,521 mm. É expectável a diminuição da deformação com o aumento da espessura e do enchimento das amostras pelo aumento do material em cada placa. Apesar da placa com maior robustez mecânica ser a placa T6I100 – com um deslocamento máximo de 0,005 mm – consideraram-se anteriormente comportamentos equiparados quando a diferença entre a transmissão da radiação obtida nas placas e na máscara convencional for igual ou inferior a 0,3 %. Esta placa revelou resultados díspares relativamente ao cumprimento do limite de transmissão estipulado de -1,2 %, - 0,9 %, - 0,9 % para as energias de 6, 10 e 15 MV respetivamente.

Em suma, o *PLA* revelou ser um material apropriado para integrar uma máscara de imobilização. Contudo, Fernandes(30) refere que existem vários fatores que podem influenciar a análise das características mecânicas do *PLA* nomeadamente; a densidade do enchimento, a temperatura de extrusão, a orientação do enchimento, a espessura de camada e até mesmo a cor do filamento. Posto isto, a própria máscara impressa deve ser submetida a ensaios mecânicos, para um teste de propriedades mais fidedigno e obtenção do deslocamento real.

Por este facto, escolheram-se as características da placa T2I50 para integrar na máscara, dado que revelou resultados positivos tanto ao nível da transmissão da radiação como se integrou dentro do limite de resistência de uma máscara de imobilização – entre 2 a 5 mm – com um deslocamento de 0,521 mm.

No que toca ao terceiro objetivo específico – a avaliação da exequibilidade financeira e temporal da tecnologia - o tempo total para completar as operações antes da própria impressão foi de cerca de 45 minutos, subdividido da seguinte forma: 5 minutos para a

aquisição da superfície abdominal, e cerca de 40 minutos para modelação, criação e otimização da malha. O tempo total de impressão foi de 47 horas e 32 minutos. Adicionando o tempo de aquisição, modelação e impressão, obteve-se um tempo total equivalente a dois dias completos, ou 6 dias laborais (dominado maioritariamente pelo tempo de impressão). Se o serviço produz cerca de 320 máscaras por ano, isto traduz-se em cerca de 6 máscaras por semana considerando que o ano de 2018 teve 53 semanas. Isto pode ser considerado problemático e incompatível com a prática clínica e necessidades dos doentes.

Contudo, os tempos de impressão podem variar consoante diversos fatores. É possível reduzir fortemente o tempo de impressão da máscara (para 14 horas) ao optar por camadas de impressão maiores, e portanto reduzindo a qualidade e resolução da máscara impressa. É necessário com esta alteração, verificar a robustez da máscara, sobreposição de PLA e aspeto geral da máscara. O volume de cada doente também pode influenciar, dado que doentes mais volumosos resultam em tempos de aquisição e impressão superiores. Outro aspeto é a experiência do staff. É essencial introduzir programas de formação para os profissionais de saúde nas diversas etapas da impressão 3D. Isto criará um grupo maior de envolvidos no processo, melhorará a qualidade dos modelos criados e ajudará na continuidade e sustentabilidade dessa tecnologia nos departamentos clínicos. O software de modelação também desempenha um papel importante na impressão 3D; no entanto, muitas vezes é limitado, dada a tecnologia que os departamentos utilizam atualmente em ambiente clínico. Poderá também existir uma redução do tempo de impressão em impressoras com duplo extrusor.

Os custos também podem variar consoante os diferentes fabricantes de impressoras, bobines de *PLA* e máscaras convencionais. Apesar de haver uma redução efetiva de custos em materiais, alguns parâmetros ficaram por contabilizar nomeadamente, os custos de armazenamento. Contudo considera-se que armazenar uma bobine de *PLA* – de dimensões regulares 20x20x9 cm - que podem originar essencialmente 7,18 máscaras - torna-se mais rentável e prático que armazenar as mesmas 7 máscaras convencionais. Dado que, por norma, as máscaras convencionais são comercializadas em caixas de 10 e cada uma pode ter dimensões de 46x48x0,2 cm cada, uma caixa terá 48x50x2 cm aproximadamente. É também expectável a redução dos custos em centros de dimensão superior visto que podem tratar um número superior de doentes.

A inspeção visual da máscara revelou que, apesar de em algumas zonas da máscara a característica de enchimento se ter aproximado dos 50%, esta não permaneceu uniforme ao longo de toda a máscara. Este facto deve-se à impossibilidade da impressora recriar o enchimento ao longo da curvatura da máscara mas sim em altura.

O modelo de imobilização apresentando possui diversas vantagens. Primeiramente, o alto grau de automatização fornece os alicerces para escalar a tecnologia a um maior número de

doentes e a adaptabilidade do sistema oferece múltiplas opções para personalização incluindo o desenvolvimento de dispositivos de imobilização para outras partes do corpo. Como alternativa às máscaras padronizadas, a máscara produzida pode ser personalizada em alguns pontos para reduzir ansiedade e melhorar o conforto em doentes claustrofóbicos tal como fazer aberturas em locais específicos. Por exemplo, para máscaras de cabeça e pescoço poderia ser utilizado um enchimento inferior – e portanto mais aberta - para minimizar a sensação de claustrofobia para o doente e para máscaras abdominais ou pélvicas o enchimento poderia ser superior dado que pode não ser despoletado este efeito. Segundo, o doente não tem passar pelo processo desconfortável e moroso de moldagem da máscara no corpo dado que o processo proposto é livre de contacto. Terceiro, o *PLA* revelou resultados equiparados às máscaras convencionais em termos de radiotransparência podendo ser utilizado para este fim. A simulação mecânica efetuada também foi favorável demonstrando que este material apresenta rigidez suficiente para resistir a uma pressão equiparada à pressão respiratória do abdómen na máscara. Por fim, tirando o investimento de capital necessário para implementação da tecnologia, a impressão singular da máscara é menos dispendiosa em termos de custo de material do que a aquisição de máscaras convencionais. Assim aumenta-se a razão custo/benefício das máscaras abdominais potenciando a sua utilização na prática clínica diária, dado que caso seja necessário repetir a máscara pelo ganho de folga espacial entre a pele do doente e a máscara, o custo para substituição da mesma será inferior.

A presente tecnologia poderia igualmente ser implementada em serviços de medicina nuclear e imagiologia. Apesar de em radioterapia serem utilizados com regularidade estes dispositivos, em exames de MN não são utilizados acessórios específicos para este efeito. Por exemplo, algumas aquisições de *PET* da cabeça ou abdómen podem demorar 30 minutos(2,3). Segundo *Mantlik et al(2)*, o exame de imagem *PET/RM* requer a utilização de dispositivos para auxiliar a imobilização e posicionamento dos doentes durante a duração do mesmo. No caso da *PET/TC* o posicionamento ao longo da combinação de exames é essencial para assegurar a máxima precisão no alinhamento espacial da informação da *PET* com a *TC*, garantindo um diagnóstico preciso(2). Para aplicação na prática de exames de diagnóstico, propõe-se a extracção do contorno externo do doente imediatamente após a consulta com o médico prescritor, onde é retirada a anatomia do doente através do scanner ótico para que quando o doente regressasse no dia do próprio exame, a máscara estivesse já fabricada e pronta a utilizar. Assim reduz-se igualmente a carga de trabalho para o profissional de saúde, o tempo que o doente necessita de estar deitado, aumentando assim a disponibilidade do tomógrafo/equipamento e portanto, a rentabilidade da instituição de saúde com aquele exame. Aqui excluem-se os casos de situações urgentes dado que o intervalo de tempo entre a prescrição e a realização do exame é demasiado reduzido para

imprimir um modelo 3D.

Existem algumas limitações do presente estudo. Primeiramente, os voluntários não são pacientes e um ambiente de estudo não reflete a prática clínica diária num serviço clínico. De modo que, apenas um uso clínico permitirá extrair conclusões em aspetos práticos como o manuseamento e conforto para o paciente. Segundo, apesar dos scanners de superfície e impressoras 3D não necessitarem de nenhuma certificação específica, o material *PLA* deve ser certificado pelas entidades reguladoras da saúde para o seu uso devido em aplicações médicas. Terceiro, o desconforto causado pela criação de uma máscara de imobilização convencional pode ser subjetivo e ser interpretado de forma diferente, mas considera-se que o processo proposto, que requer apenas o uso de um scanner de superfície sem contacto com o doente, é muito menos invasivo do que o processo convencional. Quarto, a implementação e padronização da técnica de impressão 3D depende do número de doentes que podem beneficiar dela em cada departamento de radioterapia, logo não é possível generalizar os resultados obtidos para todos os serviços clínicos.

## 6. Conclusões

As técnicas de prototipagem rápida, como a impressão 3D, fornecem a possibilidade de criar máscaras que se moldam com precisão à anatomia externa do doente através de um processo de produção quase automático e livre de contacto.

O PLA revelou ser um material de impressão 3D excelente para integração numa máscara de imobilização abdominal pela minimização da atenuação do feixe de fotões que iguala os sistemas de imobilização actualmente estabelecidos na radioterapia moderna, permitindo concluir acerca da radiotransparência proporcionada por este polímero. Este parâmetro é crucial no tratamento de radioterapia dado que, é garantido que toda a dose de radiação planeada que o tumor receba seja efetivamente administrada e não atenuada por dispositivos externos.

Mais ainda, o PLA possui propriedades mecânicas favoráveis à minimização do deslocamento resultante da deformação pela aplicação de uma pressão de referência (referente à expiração). E portanto, é possível extrapolar que o PLA é passível de ser impresso em 3D, e mantém a sua robustez mecânica. Fator este que impacta fortemente o sucesso do tratamento de radioterapia pela necessidade de imobilização do doente garantindo que as localizações dos tumores e órgãos sãos se mantêm idênticas no decorrer de todas as frações.

O processo de impressão 3D proposto apresentou resultados promissores ao nível dos custos relativamente ao processo convencional. Isto porque, apesar do aumento em custos de mão-de-obra, existe uma redução significativa dos custos materiais. Já os resultados a nível de tempo foram inadequados à realidade do serviço maioritariamente pelo longo tempo de impressão, apresentando grandes oportunidades para melhoria e otimização neste aspeto.

Esta automatização do processo poderá trazer vantagens em múltiplos aspetos: ao nível do conforto do doente, poderá ser reduzido o tempo que o doente necessita de estar deitado dado que a máscara será previamente construída com recurso a um método livre de contacto e ainda poderão ser criadas máscaras mais personalizadas e complexas através de uma máquina em vez de manualmente, reduzindo assim a possibilidade de erro humano e aumento da reprodutibilidade do processo.

A impressão 3D na saúde está projetada que cresça exponencialmente nos próximos anos contudo apresenta ainda desafios substanciais. Os esforços futuros devem focar-se na redução e otimização dos tempos de impressão, estudar a resistência da máscara em si através de ensaios mecânicos físicos e comparar com a resistência oferecida pela máscara convencional já modulada. É essencial também o estudo das diferentes modalidades de indexação à mesa bem como otimização e uniformização dos padrões de enchimento.

## Referências Bibliográficas

1. Coffey M, Vaandering A. Patient setup for PET/CT acquisition in radiotherapy planning. *Radiother Oncol*. 2010;96(3):298–301;
2. Mantlik F, Hofmann M, Werner MK, Sauter A, Kupferschläger J, Schölkopf B, et al. The effect of patient positioning aids on PET quantification in PET/MR imaging. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2011;38(5):920–9;
3. Boss A, Bisdas S, Kolb A, Hofmann M, Ernemann U, Claussen CD, et al. Hybrid PET/MRI of Intracranial Masses: Initial Experiences and Comparison to PET/CT. *J Nucl Med*. 2010;51(8):1198–205;
4. Yang R, Xu S, Jiang W, Wang J, Xie C. Dosimetric comparison of postoperative whole pelvic radiotherapy for endometrial cancer using three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy, and helical tomotherapy. *Acta Oncol (Madr)*. 2010;49(2):230–6;
5. Fashandi H, Rezai RF, Pistorius S. Fourier Based Patient Positioning For Radiotherapy Treatment. *CMBES*. 2007;30(1);
6. Haefner MF, Giesel FL, Mattke M, Rath D, Wade M, Kuypers J, et al. 3D-Printed masks as a new approach for immobilization in radiotherapy - a study of positioning accuracy. *Oncotarget*. 2018;9(5):6490–8;
7. Caetano M. Estudo de três sistemas de imobilização utilizados em Radioterapia – perspectiva atual e futura. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa; 2014;
8. Gunilla C, Bentel RN, Lawrence BM, Hendren K, Brizel DM. Comparison of Two Head and Neck Systems. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1997;38(4):867–73;
9. Olch AJ, Gerig L, Li H, Mihaylov I, Morgan A. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: Report of AAPM Task Group 176. *Med Phys*. 2014;41(6);
10. Myint WK, Niedbala M, Wilkins D, Gerig LH. Investigating treatment dose error due to beam attenuation by a carbon fiber tabletop. *J Appl Clin Med Phys*. 2006;7(3):21–7;
11. Loja M, Sousa E, Vieira L, Costa D, Craveiro D, Parafita R, et al. Using 3D Anthropometric Data for the Modelling of Customized Head Immobilization Masks. *Comput Methods Biomech Biomed Eng Imaging Vis*. 2018;1–42;
12. Medline H, Resources P. Citing Medicine. 2014. p. 88;
13. Doi K. Diagnostic imaging over the last 50 years: Research and development in medical imaging science and technology. *Phys Med Biol*. 2006;51(13);
14. Formenti SC, Demaria S. Systemic effects of local radiotherapy. 2009;10(July);
15. Podgorsak EB. External Photon Beams: Physical Aspects. In: *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Montréal; 2003. p. 133–78;
16. Feye AT. Percentage depth dose and beam profile measurements for electron and

- photon beam in reference field size for different energies. *Int J Sci Eng Res.* 2018;9(2):1460–4;
17. Nurdin WB, Purnomo A, Dewang S. Source to Skin Distance (SSD) Characteristics from Varian CX Linear Accelerator. *J Phys Conf Ser.* 2018;979;
  18. Haworth A, Kearvell R, Greer PB, Hooton B, Denham JW, Lamb D, et al. Assuring high quality treatment delivery in clinical trials - Results from the Trans-Tasman Radiation Oncology Group (TROG) study 03.04 “RADAR” set-up accuracy study. *Radiother Oncol.* 2009;90(3):299–306;
  19. Barret A, Dobbs J, Morris S, Roques T. *Practical Radiotherapy Planning.* Hodder Arn. Jamieson G, Senior E, Silman J, editors. Londres; 2009. 468 p;
  20. Beyzadeoglu M, Ozyigit G, Ebruli C. *Basic radiation oncology. Basic Radiation Oncology.* Heidelberg: Springer; 2010. 1-575 p;
  21. Chadwick L, Fallon EF. Human reliability assessment of a critical nursing task in a radiotherapy treatment process. *Appl Ergon.* 2012;43(1):89–97;
  22. Hadley SW, Kelly R, Lam K. Effects of immobilization mask material on surface dose. *J Appl Clin Med Phys.* 2005;6(1):1–7;
  23. Marro A, Bandukwala T, Mak W. Three-Dimensional Printing and Medical Imaging: A Review of the Methods and Applications. *Curr Probl Diagn Radiol.* 2016;45(1):2–9;
  24. Baronio G, Harran S, Signoroni A. A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process. *Appl Bionics Biomech.* 2016;2016:7;
  25. Dancewicz OL, Sylvander SR, Markwell TS, Crowe SB, Trapp J V. Radiological properties of 3D printed materials in kilovoltage and megavoltage photon beams. *Phys Medica.* 2017;38:111–8;
  26. Ballard DH, Trace AP, Ali S, Hodgdon T, Zygmunt ME, DeBenedectis CM, et al. Clinical Applications of 3D Printing: Primer for Radiologists. *Acad Radiol.* 2018;25(1):52–65;
  27. Hodgdon T, Danrad R, Patel MJ, Smith SE, Richardson ML, Ballard DH, et al. Logistics of Three-dimensional Printing: Primer for Radiologists. *Acad Radiol.* 2018;25(1):40–51;
  28. Fan H, Fu J, Li X, Pei Y, Li X, Pei G, et al. Implantation of customized 3-D printed titanium prosthesis in limb salvage surgery: A case series and review of the literature. *World J Surg Oncol.* 2015;13(1):1–10;
  29. Hurwitz B, Armstrong DG. 3D printing surgical instruments: Are we there yet? 2015;189(2):193–7;
  30. Fernandes JFM. *Estudo da Influência de Parâmetros de Impressão 3D nas Propriedades Mecânicas do PLA.* Instituto Superior Técnico; 2016;
  31. Kettner M, Schmidt P, Potente S, Ramsthaler F, Schrodtt M. Reverse engineering-rapid prototyping of the skull in forensic trauma analysis. *J Forensic Sci.* 2011;56(4):1015–7;
  32. Torok L. *Método de Otsu.* 2001;8;

33. Ziemian C, Sharma M, Ziemian S. Anisotropic Mechanical Properties of ABS Parts Fabricated by Fused Deposition Modelling. *Mech Eng.* 2012;2:137–64;
34. Rosenzweig DH, Carelli E, Steffen T, Jarzem P. 3D-Printed ABS and PLA Scaffolds for Cartilage and Nucleus Pulposus Tissue Regeneration. *Int J Mol Sci.* 2015;16(7):15118–35;
35. Farah S, Anderson DG, Langer R. Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review. *Adv Drug Deliv Rev.* 2016;107:367–92;
36. Leng S, McGee K, Morris J, Alexander A, Kuhlmann J, Vrieze T, et al. Anatomic modeling using 3D printing: quality assurance and optimization. *3D Print Med.* 2017;3(1):6;
37. Harrysson OLA, Hosni YA, Nayfeh JF. Custom-designed orthopedic implants evaluated using finite element analysis of patient-specific computed tomography data : femoral-component case study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007;8(91):10;
38. Woodfield TBF, Gugenheim M, Rechenberg J, Riesle J, Blitterswijk CA Van, Wedler V. Rapid prototyping of anatomically shaped , tissue-engineered implants for restoring congruent articulating surfaces in small joints. *Cell Prolif.* 2009;42:485–97;
39. Arora A, Datarkar AN, Borle RM, Rai A, Adwani DG. Custom-Made Implant for Maxillofacial Defects Using Rapid Prototype Models. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(2):104–10;
40. Grant GT, Taft RM, Wheeler ST. Practical application of polyurethane and Velcro in maxillofacial prosthetics. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):281–3;
41. Xtion PRO LIVE | 3D Sensor | ASUS Global [Internet]. [cited 2019 Jun 25]. Available from: [https://www.asus.com/3D-Sensor/Xtion\\_PRO\\_LIVE/](https://www.asus.com/3D-Sensor/Xtion_PRO_LIVE/);
42. 3D printer A6 - 3d printer - Shenzhen Anet Technology Co.,Ltd [Internet]. 2018 [cited 2019 Jun 25]. Available from: [http://www.anet3d.com/prod\\_view.aspx?Typeld=12&Id=179&FId=t3:12:3](http://www.anet3d.com/prod_view.aspx?Typeld=12&Id=179&FId=t3:12:3;);
43. Bobina PLA Premium bq [Internet]. [cited 2019 Jun 25]. Available from: <https://store.bq.com/pt/bobina-pla-easy-go-bq>;
44. TrueBeam® Radiotherapy System | Varian Medical Systems [Internet]. [cited 2019 Jun 25]. Available from: <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>;
45. Semiflex Ionization Chamber 31010 - PTW Freiburg GmbH [Internet]. 2019 [cited 2019 Jun 25]. Available from: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/semiflex-ionization-chamber-31010/>;
46. BQ. PLA Filament 1.75 mm. p. 1;
47. Veiga NA. Comportamento à fratura em modo I de compósitos de matriz polimérica ,

- reforçados com fibras de juta. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2014;
48. Pascotini F dos S, Fedosse E, Ramos MDC, Ribeiro VV, Trevisan ME. Respiratory muscle strength , pulmonary function and thoracoabdominal expansion in older adults and its relation with nutritional status. *Fisioter Pesqui.* 2016;23(4):416–22;
  49. Direcção-Geral da Administração e Emprego Público D. Remuneração Média Mensal. 2017;
  50. PORDATA. Preços de Electricidade para Utilizadores Domésticos e Industriais (Euro/ECU). 2018;
  51. Arenas M, Sabater S, Sintas A, Arguís M, Hernández V, Árquez M, et al. Individualized 3D scanning and printing for non-melanoma skin cancer brachytherapy: A financial study for its integration into clinical workflow. *J Contemp Brachytherapy.* 2017;9(3):270–6;