

Licenciatura em Engenharia Biomédica
Projeto em Engenharia Biomédica



Impressão de instrumentos cirúrgicos em 3D

Catarina Martins da Paz (A46280)

Inês Ferreira Baptista (A46285)

Maria Leonor Trigueiros Calhau (A46263)

Orientador:

Tiago Charters de Azevedo (ISEL)

Julho de 2021

Agradecimentos

Desejamos exprimir o nosso agradecimento a todos aqueles que fizeram parte deste percurso e permitiram que este projeto se concretizasse.

Um especial obrigado ao nosso orientador, Professor Tiago Charters de Azevedo, pelo interesse, disponibilidade, paciência e orientação ao longo deste período.

Agradecemos às nossas famílias pelo apoio incondicional, incentivo e ajuda na superação dos obstáculos que foram surgindo.

A todos muito obrigado!

Resumo

Este projeto teve como finalidade a impressão 3D de um kit de primeiros socorros para ser utilizado em ambientes austeros, tais como catástrofes, guerra e exploração espacial. Este kit foi constituído por uma pinça hemostática, uma pinça cirúrgica e um suporte de bisturi. Para tal, foram ocorrendo obstáculos que tiveram de ser ultrapassados, alguns destes foram os diferentes termoplásticos que tiveram de se utilizar e as diferentes tentativas de modelos tridimensionais que tiveram de ser efetuados até à versão final.

Para a criação dos instrumentos cirúrgicos pretendidos, inicialmente utilizou-se o SolidWorks, *software* de CAD 3D, de forma a criar um modelo tridimensional das mesmas para posterior impressão. De seguida, passou-se à utilização do Slic3r, *software* que gera código G a partir de arquivos CAD 3D, no qual se escolheu o fatiamento adequado para cada um dos instrumentos cirúrgicos. Por fim, foram impressos os instrumentos através de uma impressora RepRap.

Após a impressão dos instrumentos cirúrgicos efetuaram-se ciclos de esterilização doméstica, dos quais se concluiu que o instrumento mais apto para esterilização seria o suporte de bisturi, pelo contrário a pinça hemostática e a pinça apresentaram alguma deformação, sendo então mais adequados para uma utilização apenas.

Pediou-se também a profissionais de saúde que respondessem a um questionário de forma a avaliar a performance dos instrumentos, obtendo-se um resultado maioritariamente positivo, levando a crer que os instrumentos são apropriados para cirurgias.

Efetou-se um estudo do mercado e análise económica, do qual se verificou que inicialmente seria necessário investir numa impressora 3D, mas que após este investimento os custos seriam mais reduzidos, sendo que as estimativas de gastos por peça seriam: para a primeira versão da pinça hemostática seria 0,29-0,40€, para a última versão da pinça hemostática seria 0,31-0,37€, para a pinça cirúrgica seria 0,11-0,13€, e, para o suporte de bisturi seria 0,072-0,082€.

Palavras-chave: Impressão 3D, RepRap, SolidWorks, Slic3r, Instrumentos cirúrgicos

Abstract

The purpose of this project was the 3D printing of a first aid kit to be used in austere environments, such as disasters, war and space exploration. This kit consisted of an hemostat, a surgical forceps and a scalpel holder. To this end, different obstacles occurred that had to be overcome, some of which were the different thermoplastics that had to be used and the different attempts at three-dimensional models that had to be carried out until the final version.

For the creation of the intended surgical instruments, initially it was used SolidWorks, 3D CAD software, to create a three-dimensional model of the instruments for later printing. Then, it was used Slic3r, a software that generates G code from 3D CAD files, in which the appropriate slicing was chosen for each surgical instrument. Finally, the final instruments were printed using a RepRap printer.

After printing the surgical instruments, domestic sterilization cycles were carried out, from which it was concluded that the most suitable instrument for sterilization would be the scalpel holder, on the contrary, the hemostatic forceps and forceps showed some deformation, therefore being more suitable for one use only.

Health professionals were also asked to answer a questionnaire to assess the performance of the instruments, obtaining in majority a positive result, leading to the belief that the instruments are suitable for surgery.

A market study and economic analysis was made, initially it would be necessary to invest in a 3D printer, but after this investment the costs would be lower, and the cost estimates per piece would be: for the first version of the hemostatic forceps it would be 0,29-0,40€, for the latest version of the hemostatic forceps it would be 0,31-0,37€, for the surgical forceps it would be 0,11-0,3€, and for the scalpel holder would be 0,072-0,082€.

Keywords: 3D Printing, RepRap, SolidWorks, Slic3r, Surgical Instruments

Índice

Agradecimentos	i
Resumo.....	ii
Abstract	iii
Índice.....	iv
Índice de Figuras	vii
Índice de Tabelas	ix
Índice de Anexos.....	x
Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos.....	xi
1. Introdução	1
2. Desenvolvimento	4
2.1. Estágios do processo de impressão 3D	4
2.1.1. Modelação 3D	4
2.1.2. Conversão do Ficheiro.....	4
2.1.3. <i>3D Slicer Software</i>	4
2.1.4. Impressão 3D.....	5
2.2. Tipos de tecnologias de impressão 3D.....	5
2.2.1. Estereolitografia (SLA)	5
2.2.2. Processamento de Luz Digital (DLP).....	6
2.2.3. <i>Binder Jetting</i>	6
2.2.4. <i>Polyjet</i>	6
2.2.5. Modelação de Deposição Fundida (FDM)	7
2.2.6. Sinterização Seletiva a Laser (SLS)	7
2.2.7. Derretimento Seletivo a Laser (SLM)	7
2.2.8. Derretimento de Feixe de Eletrões (EBM).....	8
2.2.9. Bioimpressão 3D	8
2.3. RepRap.....	8

2.4. <i>Open-Source</i>	9
2.5. Vantagens das Impressoras 3D	10
2.6. Desvantagens das Impressoras 3D	10
3. Objetivos	12
4. Materiais e Métodos.....	13
4.1. SolidWorks.....	13
4.2. Slic3r	13
4.3. Impressora RepRap	14
4.4. Material de Impressão – PET, PETG, ABS	14
4.4.1. PET e PETG	14
4.4.2 ABS	16
4.4.3. PETG vs. ABS na Impressão 3D.....	17
4.4.3.1. Deformação, Adesão e Rachaduras.....	17
4.4.3.2. Odor e Emissão de Partículas	18
4.4.3.3. Pós-Processamento.....	18
4.4.3.4. Higroscopicidade e Armazenamento.....	18
4.4.3.5. Resistência à Temperatura.....	18
4.4.3.6. Preço.....	18
5. Resultados e Discussão	19
5.1. Instrumentos Cirúrgicos.....	19
5.1.1. Pinça Hemostática	19
5.1.2 Pinça.....	23
5.1.3. Suporte de Bisturi.....	24
5.2. Estudo do Mercado e Análise Económica	25
5.3. Esterilização	27
5.3.1. Pinça Hemostática	27
5.3.2 Pinça.....	29

5.3.3. Suporte de Bisturi.....	30
5.4. Questionários	31
5.4.1. Pinça Hemostática	31
5.4.2 Pinça.....	32
5.4.3. Suporte de Bisturi.....	33
6. Conclusões	34
7. Referências Bibliográficas	35
8. Anexos	39

Índice de Figuras

Figura 1 – Logótipo do SolidWorks	13
Figura 2 – Logótipo do Slic3r	13
Figura 3 – Impressora RepRap utilizada.....	14
Figura 4 – Código triangular de “setas de busca” do PET.....	15
Figura 5 – Código triangular de “setas de busca” do ABS	17
Figura 6 – Primeira versão de pinça hemostática em SolidWorks	19
Figura 7 – Dimensões de encaixe da primeira versão da pinça hemostática	19
Figura 8 – Primeira versão de pinça hemostática em Slic3r	20
Figura 9 – Impressão da primeira versão de pinça hemostática	20
Figura 10 – Segunda versão de pinça hemostática em SolidWorks (metade 1)	20
Figura 11 – Segunda versão de pinça hemostática em SolidWorks (metade 2)	21
Figura 12 – Segunda versão de pinça hemostática em Slic3r	21
Figura 13 – Impressão da segunda versão de pinça hemostática.....	21
Figura 14 – Terceira versão de pinça hemostática em SolidWorks	22
Figura 15 – Terceira versão de pinça hemostática em Slic3r	22
Figura 16 – Impressão da terceira versão de pinça hemostática	22
Figura 17 – Impressão da versão final de pinça hemostática.....	23
Figura 18 – Pinça em SolidWorks	23
Figura 19 – Pinça em Slic3r.....	23
Figura 20 – Impressão da pinça	24
Figura 21 – Suporte de bisturi em SolidWorks.....	24
Figura 22 – Dimensões de encaixe de lâmina do suporte de bisturi	24
Figura 23 – Suporte de bisturi em Slic3r	24
Figura 24 – Impressão de suporte de bisturi	25
Figura 25 – Primeira versão da pinça hemostática após sofrer uma esterilização de 10 minutos.....	27

Figura 26 – Terceira versão da pinça hemostática durante e após a esterilização	27
Figura 27 – Terceira versão da pinça hemostática após a primeira esterilização de 5 minutos.....	28
Figura 28 – Terceira versão da pinça hemostática após a segunda esterilização de 5 minutos.....	28
Figura 29 – Terceira versão da pinça hemostática após a terceira esterilização de 5 minutos.....	28
Figura 30 – Última versão da pinça hemostática após uma esterilização de 10 minutos.	28
Figura 31 – Última versão da pinça hemostática após uma esterilização de 5 minutos.	29
Figura 32 – Pinça cirúrgica após uma esterilização de 10 minutos.	29
Figura 33 – Pinça cirúrgica após uma esterilização de 10 minutos, seguida de uma esterilização de 5 minutos	29
Figura 34 – Bisturi após uma esterilização de 10 minutos e outra de 5 minutos.....	30
Figura 35 – Padrão de enchimento de superfície de topo e de superfície de baixo, na pinça e na pinça hemostática.	31

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Propriedades mecânicas do PET	15
Tabela 2 – Propriedades mecânicas do ABS	16
Tabela 3 – Relação entre a deformação dos diferentes instrumentos cirúrgicos e o tempo de esterilização.....	30
Tabela 4 – Respostas ao questionário sobre a pinça hemostática	31
Tabela 5 – Respostas ao questionário sobre a pinça	32
Tabela 6 – Respostas ao questionário sobre o suporte de bisturi.....	33

Índice de Anexos

Anexo 1 – Norma ISO 7740-1985 (E) nº3.....	39
Anexo 2 – Questionários.....	41

Listas de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

2D – Duas Dimensões

3D – Três Dimensões

3MF – *3D Manufacturing Format* / Formato de Manufatura 3D

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

BJ – *Binder Jetting*

CAD – *Computer-Aided Design* / Desenho Assistido por Computador

DLP – *Digital Light Processing* / Processamento Digital por Luz

EBM – *Electron Beam Melting* / Derretimento de Feixe de Eletrões

FDM – *Fused Deposition Modeling* / Deposição por Material Fundido

OBJ – *Object File* / Arquivo de Objeto

OSS – *Open-Source Software* / Software de Código Aberto

PET – Tereftalato de Polietileno

PETG – Tereftalato de Polietileno Glicol

PLA – Ácido Polilático

PPP – *Polyjet Photopolymerization* / Fotopolimerização *Polyjet*

RepRap – *Replicating Rapid-prototyper* / Replicação de Prototipagem de Rápida

SLA – *Stereolithography* / Estereolitografia

SLM – *Selective laser melting* / Derretimento Seletivo a Laser

SLS – *Selective Laser Sintering* / Sinterização Seletiva a Laser

STL – *Standard Triangle Language* / Linguagem de Padrão do Triângulo

VOC – Composto Orgânico Volátil

1. Introdução

A impressão 3D é um método de fabricação prático que permite transformar objetos em ambiente digital para físico ao utilizar métodos de manufatura em camadas. Os termos de prototipagem rápida e manufatura aditiva também são usados para expressar o processo de manufatura ao utilizar impressoras 3D. Os processos de manufatura aditiva produzem peças adicionando camada a camada (Mohammed, Fitzpatrick, & Gibson, 2017).

Cada uma das camadas tem a mesma espessura, que sucessivamente depositadas, irão dar origem ao modelo, dependendo assim da precisão do método e da impressora selecionada. Além disso, não é obrigatório que as impressoras estejam limitadas a um material, o modelo poderá ser dividido digitalmente e a impressora é programada para estruturar o modelo com materiais diferentes. Algumas impressoras são capazes de misturar diferentes materiais, com a finalidade de obter cores ou propriedades específicas dos materiais. A utilização dos materiais de impressão, requer a sua transformação durante o processo de fabrico, sofrendo os mesmos alterações na sua consistência (Garcia, Yang, Mongrain, Leask, & Lachapelle, 2018).

Na tecnologia de impressão 3D, peças com geometrias complexas podem ser fabricadas usando menos material comparativamente com as técnicas de fabricação convencionais. Não há necessidade de moldagem em impressão 3D e produção de peças com geometrias diferentes podem ser rapidamente adaptadas. Objetos projetados num ambiente digital podem ser direcionados para o processo de produção imediatamente e esta impressão tem sido amplamente utilizada no setor médico, especialmente na produção de dispositivos biomédicos para pacientes específicos (Mohammed, Fitzpatrick, & Gibson, 2017).

A impressão aditiva teve o seu primeiro sucesso em 1976 por parte de Hideo Kodama, que em 1980 tentou patentear a sua invenção, não sendo bem-sucedido devido á falta de fundos para manter a sua pesquisa. Nesse ano, publicou um artigo intitulado de “*Three-Dimensional Data Display by Automatic Preparation of a Three-Dimensional Model*” onde detalhadamente explicou a sua pesquisa, que através do uso de uma lâmpada de mercúrio da Toshiba conseguia fotopolimerizar uma resina chamada Tevistar, e que auxiliado por uma película branca e preta era possível controlar as regiões expostas à luz ultravioleta. Em 1981 publicou outro artigo, “*Automatic Method for Fabricating a Three-Dimensional Plastic Model with Photo Hardening*”, onde descreveu o processo de estereolitografia, que consistia na polimerização de finas camadas de polímeros fotossensíveis. Esta foi possivelmente a primeira evidência registada acerca de técnicas aditivas (Wohlers & Gornet, 2014).

Charles Hull, um engenheiro físico do estado da Califórnia, em 1986, conseguiu patentear o processo de estereolitografia (Wohlers & Gornet, 2014). Mais tarde, Hull fundou a empresa 3D

Systems, desenvolvendo o formato de arquivo STL, que permite às máquinas de impressão 3D realizar arquivos digitais numa incorporação física. S. Scott Crump desenvolveu a modelação de deposição fundida no final dos anos 1980, fundando a empresa Stratasys. Este método cria peças através da deposição de finas camadas de material termoplástico fundido (George et al.2016). Impressoras que utilizam este método são avaliadas para uso devido à sua portabilidade, usabilidade, acessibilidade e disponibilidade comercial apesar de ainda ser limitado à impressão de materiais termoplásticos (Wong, 2016). Também nesta época foi desenvolvida outra variante da impressão 3D por Dr. Carl Deckard e Dr. Joseph Beaman chamada sinterização seletiva a laser. Esta tecnologia fabrica peças por derretimento, ou por sinterização, de plástico em pó em camadas através de um laser (George et al. 2016). Em 1993 surgiu uma nova ideia inspirada na técnica de *inkjet*, através da adição de finas camadas de pó de cerâmica e através do uso de um ligante líquido foram capazes de formar as primeiras “conchas de fundição” (Wohlers & Gornet, 2014).

À medida que os processos tecnológicos evoluíram, surgiram cada vez mais aplicações para a técnica de impressão aditiva, aumentando o número de interessados em adotar esta tecnologia, desde um nível industrial passando por colecionadores e inventores (Whitaker, 2014).

Algumas impressoras 3D com a utilização da técnica de modelação de deposição fundida são capazes de imprimir os seus próprios componentes e, assim, ter a capacidade para reparo automático, se houver mais de uma impressora disponível. A impressão 3D FDM também oferece possíveis recursos de esterilização e reciclagem. Esses recursos podem levar a redução de custos, melhores resultados clínicos e maior autossuficiência de instalações remotas de cuidados médicos (Wong, 2016).

Para fornecer recursos no espaço e noutros ambientes remotos, a impressão 3D parece ser bastante promissora. Foi realizada uma investigação acerca da aplicação da tecnologia 3D no fornecimento de recursos cirúrgicos para missões espaciais, foram simuladas situações reais, tais como, preparação de cirurgias, incisões e suturas, nas quais se concluiu, pelos médicos que manipularam os instrumentos impressos em 3D, que não houve diferenças substanciais dos instrumentos impressos dos convencionais (Wong & Pfahnl, 2014).

A impressora 3D ideal para ambientes austeros seria: acessível, portátil, robusta, de baixa manutenção e fácil de usar para pessoal minimamente treinado. Uma impressora que fosse: capaz de usar materiais reciclados disponíveis localmente, resistente a esterilização de sucessivas impressões, capaz de fabricar peças de reposição para impressoras, alimentada por fontes renováveis, capaz de exibir libertação mínima de gases, usada para aplicações médicas e não médicas (Wong, 2016). Como é mostrado pela Organização não governamental Field Ready, a impressão 3D é uma mais valia para a produção local de diversos elementos (Field Ready, 2021).

O uso de impressão 3D para criar instrumentos cirúrgicos é limitado. Kondor et al. foram os primeiros a aplicar a impressão 3D para desenvolver instrumentos cirúrgicos funcionais (George et al. 2016). Atualmente, implantes ortopédicos, próteses, ortóteses, produtos odontológicos, modelos anatómicos, comprimidos direcionados para medicina personalizada e instrumentos cirúrgicos podem ser produzidos em impressoras 3D (Wong & Pfahnl, 2014). Este tipo de impressão permite flexibilidade significativa para a fabricação de dispositivos biomédicos, pois oferece liberdade geométrica sem limitações experienciadas nos métodos de fabricação tradicionais. Ao se usar o método de impressão 3D, há a capacidade de imprimir peças funcionais de forma complexa com recursos internos detalhados e é possível ajustar a densidade do material para produzir dispositivos biomédicos mais leves com menos peças (Singh, Prakash, & Singh, 2020).

Esta tecnologia não requer estágios de produção adicionais, tendo assim a vantagem de fabricar as peças imediatamente, o que torna este método muito adequado para a produção de dispositivos biomédicos. A impressão tridimensional tem sido uma das abordagens amplamente preferidas no setor biomédico por causa de sua alta precisão geométrica e resolução (Singh, Prakash, & Singh, 2020).

2. Desenvolvimento

2.1. Estágios do processo de impressão 3D

No processo de impressão 3D, o modelo 3D do objeto alvo é dividido em camadas num *software* de fatiamento 3D, considerando a precisão de superfície desejada, produzindo então os códigos G. Os dados obtidos nesta etapa são transmitidos digitalmente à impressora 3D, e a primeira camada do objeto é criada de acordo com esses dados. A próxima camada é construída na camada anterior para que todas as camadas sejam criadas e o objeto seja construído (Singh, Prakash, & Singh, 2020).

Em geral, um processo de impressão 3D consiste em primeiramente, obter o modelo 3D do objeto de destino em ambiente digital, de seguida, converter o arquivo de modelo do objeto desejado num formato de arquivo digital compatível com a impressora 3D, como STL, posteriormente, dá-se o corte do modelo em camadas por meio de um *software* de fatiamento de impressora 3D, produzindo os códigos G, estes são então transmitidos para a impressora 3D, levando por fim à impressão do objeto.

2.1.1. Modelação 3D

Na primeira etapa, o processo de impressão 3D requer que um modelo 3D do objeto seja impresso. O modelo pode ser obtido usando desenho assistido por computador (CAD), bem como um sistema de digitalização 3D (óptico, ressonância magnética, tomografia computadorizada ou baseado em imagens). Os resultados de impressão mais eficientes podem ser alcançados se o design for feito tendo em consideração a tecnologia e a sensibilidade da impressora 3D.

2.1.2. Conversão do Ficheiro

O modelo adquirido deve ser convertido num formato de arquivo adequado para que o *software* de segmentação o reconheça. O formato de arquivo mais comum para impressão 3D é o STL. Outros formatos como OBJ e 3MF também são reconhecidos por muitos *softwares*. A geometria do modelo não pode ser alterada após a conversão do formato do arquivo, mas o tamanho e orientação do modelo podem ser modificados.

2.1.3. 3D Slicer Software

Os modelos salvos num formato apropriado são transferidos para um *software* divisor 3D antes da impressão. O objetivo do uso deste *software* é dividir o modelo em camadas e gerar códigos G necessários para serem alimentados na impressora 3D. A posição do objeto na mesa da impressora 3D, espessura da camada, tipo de material a ser usado, temperatura, a densidade do material e a

velocidade de impressão podem ser ajustadas com o *software*. De acordo com os parâmetros especificados, o modelo é dividido e os códigos G são gerados. Desta maneira, os erros que podem ocorrer durante a impressão 3D podem ser detetados e eliminados de uma forma oportuna. Muitos *softwares* de segmentação 3D de *open-source*, como Ultimaker Cura (Ultimaker B.V., Holanda), CraftWare (Craftuniqu, Hungria), e Z-Suite (Zortrax, Polónia) estão disponíveis ao público. Os códigos G resultantes podem ser transferidos para a impressora por meio de um cartão de memória ou por meio de uma rede com/sem fio.

2.1.4. Impressão 3D

Assim que a transferência do arquivo for concluída, a impressora 3D, que reconhece os códigos G, começa a imprimir após atingir o valor de temperatura necessário. Antes de imprimir, a impressora deve ser colocada numa superfície nivelada, as operações de calibração devem ser realizadas, e o material deve ser preparado adequadamente para impressão. A duração da impressão varia de acordo com a tecnologia da impressora 3D, densidade do material, geometria e tamanho do modelo, quantidade de suporte a ser usado e o nível de resolução desejado.

2.2. Tipos de tecnologias de impressão 3D

2.2.1. Estereolitografia (SLA)

A técnica SLA baseia-se no princípio de tratamento da camada de resina do fotorpolímero, que se encontra no estado líquido à temperatura ambiente, por um feixe de laser ultravioleta de acordo com dados geométricos do objeto alvo. Este tratamento é baseado na abordagem de manufatura aditiva, que forma a base das tecnologias da impressora 3D. Cada camada é obtida por código G gerado anteriormente usando um *software* de segmentação 3D. O feixe de laser varre a camada de resina e executa o processo de tratamento. Após a primeira camada ser solidificada, a plataforma de construção sobe até a altura dessa camada, onde uma nova camada de resina será depositada no topo e o processo de tratamento é repetido. As camadas são adicionadas umas às outras e todo o objeto é produzido. Assim, objetos 3D com geometrias muito detalhadas podem ser obtidos a partir da resina líquida que é preenchida na *pool* e que não possui uma geometria determinada. Esta tecnologia de impressão 3D, com alto grau de precisão e superfícies lisas, é altamente adequada para a produção de objetos com geometrias detalhadas em muitas áreas. A tecnologia de impressão SLA tem se mostrado adequada para a produção de peças cerâmicas 3D com propriedades mecânicas desejáveis, bem como a produção de peças poliméricas 3D no setor de dispositivos biomédicos (Singh, Prakash, & Singh, 2020).

2.2.2. Processamento de Luz Digital (DLP)

As tecnologias DLP e SLA são bastante semelhantes. A principal diferença é a fonte de luz a ser usada. A tecnologia de impressão DLP possui um projetor localizado no fundo da *pool* de resina em vez do laser ultravioleta. No SLA, o feixe de laser varre a camada, enquanto o projetor no DLP atua em toda a superfície da camada de uma vez, resultando em velocidades de impressão mais rápidas. No entanto, o SLA é mais adequado para as partes que requerem alta resolução. Na tecnologia DLP, como as imagens projetadas de cada camada são compostas de pixels, pequenos volumes quadráticos formam-se nas extremidades das camadas. No DLP, a resolução do projetor está diretamente relacionada à qualidade e ao volume de impressão.

2.2.3. *Binder Jetting* (BJ)

Nesta tecnologia, um agente de ligação líquido é usado para unir os materiais. O ligante é adicionado ao material em pó, obtendo-se uma camada sólida. A plataforma da impressora baixa uma camada e o material em pó é colocado na camada formada anteriormente. Este processo é repetido continuamente, e a produção do objeto é concluída. Materiais metálicos, cerâmicos e de areia podem ser usados nesta tecnologia e são adequados para a produção de peças grandes. Como não há operação de aquecimento neste método, distorções dimensionais devido ao efeito térmico não ocorrem. Como na tecnologia SLS, os pós metálicos servem como suporte e, portanto, nenhum suporte de estruturas é necessário. O *Binder Jetting* também permite a produção de peças coloridas e oferece baixo custo. As peças impressas por jato de ligante metálico apresentam alta porosidade, o que afeta adversamente as propriedades mecânicas das peças. Em comparação com outros métodos de impressora 3D, o *Binder Jetting* permite que menos tipos de materiais sejam usados, o que é outra limitação desta tecnologia.

2.2.4. Fotopolimerização *Polyjet* (PPP)

Outro processo de impressão 3D usada na produção de objetos 3D com material de resina de fotopolímero é o *polyjet*. Além de ser utilizado para produzir peças coloridas, é uma técnica de impressão com alta velocidade que pode imprimir mais de um material ao mesmo tempo. Assim, peças com diferentes propriedades mecânicas podem ser fabricadas numa única peça. Essa tecnologia, que é ideal para a produção de peças com superfícies lisas e geometrias detalhadas podem ser consideradas como uma combinação das tecnologias de impressão 2D a jato de tinta e SLA. Graças à tecnologia *polyjet*, que permite a utilização de diferentes materiais ao mesmo tempo, os materiais de suporte podem ser facilmente removíveis, mesmo na forma solúvel em água. Assim, a remoção das estruturas de suporte é fácil, não deixando marcas / resíduos na superfície da peça fabricada no final do processo de remoção.

2.2.5. Modelação de Deposição Fundida (FDM)

FDM é a tecnologia de impressão 3D mais comum para a fabricação de protótipos e de peças funcionais. É conhecida como fabricação de filamento fundido, geralmente usa filamentos feitos de materiais ácido polilático (PLA) e acrilonitrila butadieno estireno (ABS). Neste processo, uma extremidade do filamento é colocada no bocal e é aguardada até que a temperatura de impressão seja atingida. O filamento termoplástico é extrudado e pressionado na mesa de impressão. O bocal move-se e forma o objeto camada por camada de acordo com os códigos G. O processo termina com a remoção das estruturas de suporte como na maioria das tecnologias de impressão 3D. Em algumas peças impressas com este método, traços de camada podem ser vistos na superfície externa do objeto. A rugosidade da superfície pode ser reduzida lixando manualmente na fase de pós-processamento. Peças robustas e funcionais podem ser obtidas por esta tecnologia. O FDM, que tem uma velocidade de impressão menor em comparação ao SLA, tornou-se muito popular graças à sua facilidade de uso, respeito ao meio ambiente, custo relativamente baixo e elevadas propriedades mecânicas, térmicas e químicas.

2.2.6. Sinterização Seletiva a Laser (SLS)

A tecnologia SLS baseia-se no princípio de ligação do material em pó por sinterização com feixe de laser. Os materiais em pó são fundidos sem serem completamente dissolvidos. Os pós não sinterizados servem como estrutura de suporte e são retirados da peça no final do processo. A tecnologia SLS permite o uso de uma ampla variedade de materiais, como metal, náilon, cerâmica e vidro. Contudo, requer uma fonte de laser poderosa, o que a torna cara. Com esta tecnologia, resultados de sucesso podem ser obtidos na fusão dos materiais com dimensões micro e na produção de estruturas finas.

2.2.7. Derretimento Seletivo a Laser (SLM)

A tecnologia SLM é muito semelhante à tecnologia SLS, mas em vez de ser realizado um processo de sinterização, é realizada uma fusão. Esta tecnologia, que é popular nos setores de aviação e médico, não é adequada para uso doméstico devido ao seu alto custo. É utilizado o titânio devido à sua alta biocompatibilidade e resistência à corrosão sendo adequado para muitas aplicações biomédicas. Além do titânio, metais como aço inoxidável e alumínio também podem ser usados em SLM. No entanto, materiais como plástico, vidro e cerâmica usados em SLS não podem ser usados em SLM. O controlo do processo do SLM no qual o laser de alta potência é usado, não é fácil requerendo um bom controlo de temperatura durante o processo.

2.2.8. Derretimento de Feixe de Eletrões (EBM)

A tecnologia EBM é baseada no princípio de fusão de pós ou filamentos de metal sob uma atmosfera de alta pressão por um feixe de eletrões focado fornecendo alta energia e temperatura. Uma camada de energia fundida é obtida de acordo com os dados geométricos e, quando a camada atual for exposta ao laser, a plataforma de construção baixa. A cada etapa, o topo da camada é coberto com pós metálicos, o processo de fusão é repetido e novas camadas são obtidas. Ao combinar todas as camadas, os objetos 3D são obtidos. Neste processo, o ambiente de vácuo evita colisões de eletrões com as moléculas de gás, proporcionando assim um efeito positivo no processo de metais reativos. Ao mesmo tempo, evita-se um consumo significativo de energia. É uma tecnologia altamente preferida na produção de peças de alta resistência.

2.2.9. Bioimpressão 3D

A bioimpressão tridimensional é a adaptação da tecnologia de impressão 3D para imprimir os tecidos de células vivas. Esta está a ser desenvolvida para uso em transplante de tecidos e órgãos em aplicações de medicina regenerativa. As tecnologias comumente usadas para este propósito são jato de tinta térmico, microextrusão e impressão assistida por laser. O tipo de tecnologia a ser selecionado é determinado de acordo com o tipo de material, viabilidade celular e resolução de superfície. Cada tecnologia tem diferentes vantagens e restrições. As impressoras com tecnologia de jato de tinta térmico têm baixo custo, alta resolução e capacidade de impressão rápida. No entanto, os materiais devem estar na forma líquida. Além disso, a baixa densidade de impressão é outra limitação dessa tecnologia. As impressoras que usam a tecnologia de microextrusão têm a capacidade de depositar uma densidade celular muito alta. Além disso, é a tecnologia mais comum usada para bioimpressão de elipsóides de tecido sem estrutura. No entanto, a taxa de viabilidade celular, que é inversamente proporcional à pressão de extrusão aplicada, é inferior à da tecnologia de jato de tinta. É possível imprimir materiais com viscosidades de diferentes gamas pela tecnologia de impressão assistida por laser. Além disso, o problema de entupimento do bico encontrado em outras tecnologias não é visto nesta. Contudo, requer uma cinética de gelificação rápida para a obtenção de alta resolução.

2.3. RepRap

Recentemente, o desenvolvimento de protótipos rápidos de *open-source*, como por exemplo RepRap, tornou a prototipagem rápida e barata, permitindo que esta seja acessível para muitos usuários domésticos (J Pearce et al., 2010).

RepRap, inventada por Adrian Bowyer, é uma impressora 3D de *open-source* que apresenta a capacidade de imprimir objetos de plástico, que tem como objetivo criar máquinas auto-replicas, de forma a permitir torná-las disponíveis para o benefício de todos. Esta ideia apareceu pela primeira

vez online em fevereiro de 2004, e, mais tarde, em março de 2005, o projeto RepRap tornou-se amplamente conhecido, sendo esta impressora uma das primeiras impressoras 3D de baixo custo (RepRap, 2020).

A palavra RepRap é a abreviação de *Replicating Rapid-prototyper*. Desde a sua criação, Adrian Bowyer e a sua equipa projetaram e construíram duas impressoras, a primeira geração Darwin e a segunda geração Mendel. As melhorias de uma geração para a outra centram-se, principalmente, numa área de impressão maior, restrições do eixo z aprimoradas, melhor eficiência do eixo, montagem mais simples, a capacidade de permitir a troca do cabeçote da extrusora e o peso mais leve (RepRap, 2010). A extrusora absorve um filamento de material de trabalho, aquece-o e expulsa-o através de um bico. A impressora usa um sistema de três coordenadas, onde cada eixo envolve um motor de passo que faz com que o eixo se mova e um interruptor de limite, o que impede mais movimento ao longo do eixo (J Pearce et al., 2010).

Sendo o objetivo da RepRap a auto-replicação da máquina, sabe-se que, sem contar porcas e parafusos, a RepRap mais recente tem a capacidade de fazer 70% de suas peças, sendo as restantes projetadas de forma a apresentarem um preço acessível. De forma a aumentar esses 70%, uma tecnologia que já foi testada experimentalmente mostrou que versões futuras da RepRap serão capazes de produzir os seus próprios circuitos elétricos (RepRap, 2020).

2.4. *Open-Source*

O Projeto RepRap iniciou a revolução da impressora 3D de *open-source*, tornando-se a impressora 3D mais utilizada entre os membros globais da comunidade *Maker*. O movimento RepRap baseia-se na ideia de *hardware*, *firmware* e *software open-source*. *Open-source* é um termo que se refere ao *software open-source* (OSS), é um software com “código-fonte” que qualquer pessoa pode inspecionar, modificar e melhorar, este costuma ser mais barato, mais flexível e mais duradouro do que as opções proprietárias, já que é desenvolvido por comunidades, e não por um único autor ou empresa (RedHat, 2021)

Sabe-se que, em 2015, a ideia de *software open-source* era aceite e praticamente bem definida, ao contrário do *hardware open-source*, que permanece um pouco controverso. Entende-se por *hardware open-source* um *hardware* cujo design é disponibilizado publicamente para que qualquer pessoa possa estudar, modificar, distribuir, fazer e vender o design ou *hardware* com base nesse design. Este *hardware* permite dar liberdade às pessoas para controlar a sua tecnologia, compartilhando conhecimento e fazendo troca de diversos projetos (Definition of Free Cultural Works, 2021).

Assim, as impressoras 3D *open-source*, tornaram-se acessíveis à maioria das pessoas, o que o permite, por exemplo, o compartilhamento de desenhos de engenharia para permitir que o design aberto auxilie em grande escala no desenvolvimento sustentável.

2.5. Vantagens das Impressoras 3D

Algumas das vantagens que esta tecnologia pode abranger são: as linhas de montagem e o fabrico de peças individuais pode ser reduzido, a confeção dos produtos pode ser feita de uma só vez, e quem sabe até reduzir o número de peças fabricadas necessárias por produto, a confeção dos produtos em locais mais próximos, não havendo necessidade de juntar peças de outros locais, reduzindo assim a possibilidade de erro na montagem e melhorando a economia de tempo, não sendo necessários períodos de espera e de encomendas, apenas de confeção. Outra vantagem, e diretamente ligada á economia do tempo, é o facto da confeção de produtos através das impressoras 3D não precisar de ser monitorizada, tornando possível o funcionamento das mesmas durante o período noturno e sem a necessidade de mão de obra presente (Berman, 2012).

Outra grande vantagem da introdução das impressoras 3D na sociedade é o facto dos projetos, e não os produtos, poderem circular à volta do mundo como arquivos digitais, tendo a possibilidade de serem impressos em qualquer lugar, desde que esteja na presença de uma impressora que possa atender aos parâmetros de design (Martelli, Serrano, Van den Brink, Pineau, Prognon, Borget, & El Batti., 2016).

No tema da redução da pegada ecológica, pode-se chamar as tecnologias de impressão tridimensional como tecnologias “verdes”, estas utilizam apenas o material necessário para o fabrico do produto desejado, e a grande maioria do material em excesso e que tem de ser removido, pode ser sempre reutilizável ou reciclável. Comparativamente ao método subtrativo, em que existe um grande desperdício de material excedente, esta é uma das grandes vantagens do método aditivo (Campbell, Williams, Ivanova, & Garrett, 2011).

2.6. Desvantagens das Impressoras 3D

Algumas desvantagens do método de impressão 3D são: não é economicamente viável para produção em massa, o tamanho da peça a ser fabricada é limitado às dimensões da impressora 3D, a velocidade de produção é relativamente baixa, a variedade de materiais usados na impressão 3D também é limitada, muitos dos materiais usados para este tipo de impressões são polímeros líquidos, que necessitam de luz para serem polimerizados, e por exemplo, as resinas, podem causar irritações na derme, inflamação por contacto ou inalação. Além disso, o tempo de vida útil das mesmas é limitado e não podem ser esterilizadas através de altas temperaturas, aumentando assim o custo dos

trabalhos realizados com este tipo de materiais. Outra desvantagem deste tipo de impressoras, é a falta de legislação e regulamentos, isto leva a que qualquer produto possa ser fabricado, como por exemplo, armas, peças falsificadas, drogas ou armas químicas. Tendo em conta que qualquer pessoa pode adquirir um destes tipos de equipamentos, e que pode facilmente manusear o fabrico de qualquer um destes exemplos dados anteriormente, esta poderá ser uma das maiores desvantagens apresentadas por esta tecnologia (Pírjan, A., & Petroşanu, D. M., 2013).

Por outro lado, estão a ser desenvolvidas novas estratégias que permitem que diferentes tipos de materiais sejam usados nesta tecnologia. Graças a essas novas tecnologias, muitos tipos de metal, plástico, composto e materiais orgânicos podem ser usados em impressão 3D (Singh, Prakash, & Singh, 2020).

3. Objetivos

Com o presente trabalho, pretende-se investigar a viabilidade, o projeto e o processo de fabricação de instrumentos cirúrgicos impressos em 3D. O *software* utilizado para o desenho dos instrumentos será o SolidWorks, que servirá para projetar um conjunto cirúrgico: uma pinça hemostática, uma pinça cirúrgica e um suporte de bisturi. De seguida, esses designs serão fatiados no *software* Slic3r e por fim, impressos numa impressora RepRap. Posteriormente, pretende-se realizar ciclos de esterilização doméstica de forma a verificar a sua resistência e durabilidade, e pretende-se avaliar a sua performance através da avaliação de enfermeiros do Hospital de Vila Franca de Xira. Por fim, efetuar-se-á um estudo de mercado e análise económica de forma a ter uma estimativa dos custos necessários para a utilização destes instrumentos nos ambientes pretendidos.

4. Materiais e Métodos

4.1. SolidWorks

O SolidWorks é um *software* de CAD 3D (*Computer-Aided Design*) desenvolvido inicialmente pela SolidWorks Corporation que funciona no sistema operativo Windows. A empresa iniciou a sua atividade nos EUA em 1993 e o primeiro produto surgiu em novembro de 1995. Em 1997 foi adquirida pela multinacional francesa Dassault Systèmes S.A. (SolidWorks, 2021).

O SolidWorks baseia-se em computação paramétrica, criando formas tridimensionais a partir de operações geométricas elementares. No ambiente do programa, a criação de um sólido ou superfície, tipicamente começa com a definição de um sketch 2D que depois é transformado através de uma operação num modelo tridimensional. O SolidWorks dispõe de imensas funcionalidades, incluindo funções específicas para chapa metálica, construção soldada e moldes.

Para a criação dos instrumentos cirúrgicos pretendidos, inicialmente utilizou-se o SolidWorks, de forma a criar um modelo tridimensional dos mesmos para posterior impressão, para tal guardou-se os ficheiros em arquivos STL para a compatibilidade com o *software* seguinte.



Figura 1 – Logótipo do SolidWorks (1000LOGOS, 2021).

4.2. Slic3r

O Slic3r é um motor de fatiamento 3D para impressoras 3D. É um *software* que gera código G a partir de arquivos CAD 3D (STL ou OBJ). Depois de concluído, um arquivo de código G apropriado para a produção da peça ou objeto modelado em 3D é enviado para a impressora 3D para a fabricação de um objeto físico (Weinhoffer, 2012).

Após a criação do modelo tridimensional no SolidWorks, passou-se à utilização do Slic3r no qual se escolheu o fatiamento adequado para cada um dos instrumentos cirúrgicos. Por fim, foram impressos os instrumentos finais.



Figura 2 – Logótipo do Slic3r (SeeMeCNC, 2015).

4.3. Impressora RepRap

A impressora utilizada para a impressão das peças foi uma impressora RepRap, a qual já foi referida e descrita anteriormente.

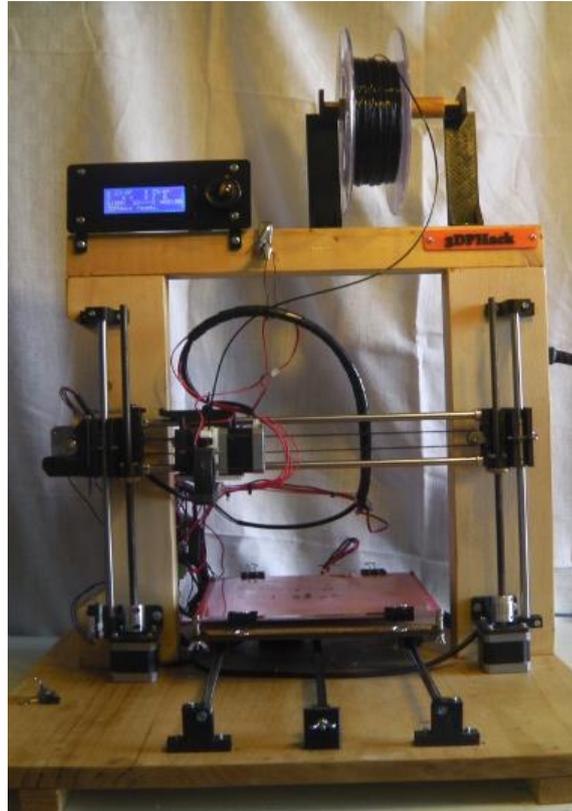


Figura 3 – Impressora RepRap utilizada.

4.4. Material de Impressão – PET, PETG e ABS

4.4.1. PET e PETG

PET, abreviatura de tereftalato de polietileno, é um plástico transparente, forte e leve. Os blocos de construção básicos de PET são constituídos por etilenoglicol e ácido tereftálico, que são combinados para formar uma cadeia polimérica. Os fios de PET resultantes são extrudados, arrefecidos rapidamente e cortados em pequenos grânulos. Os grânulos de resina são então aquecidos tornando-se num líquido fundido que pode ser facilmente moldado em diferentes itens de qualquer formato (PETRA, 2015).

PETG é uma versão modificada do PET, com o "G" significando "Glicol", uma molécula adicionada durante o processo de polimerização para torná-lo menos frágil, mais durável e mais fácil de usar. Esta versão é preferida para filamentos FDM usados na manufatura aditiva e geralmente é translúcida, mas também está disponível em uma variedade de cores. O PETG exhibe excelentes propriedades mecânicas e também possui resistência à humidade, produtos químicos e calor, principalmente quando comparado ao PLA (MakerBot, 2021).

Geralmente, o ponto de fusão do PETG é em torno de 260°C e começa a fazer a transição para um estado mais líquido a cerca dos 230°C. Além disso, para obter os melhores resultados, é recomendável usar uma impressora 3D FDM com uma cama de impressão aquecida ou, melhor ainda, uma câmara de impressão aquecida com uma configuração de temperatura em torno de 60°C - 80°C. Isso permitirá um melhor controlo da temperatura quando o polímero começar a se solidificar e minimizará o risco de empenamento.

Para obter a adesão ideal da peça na impressão 3D PETG, é altamente recomendável usar um adesivo de placa de impressão. Isso ajudará a evitar que a impressão se enrole na base de impressão, o que pode ser uma ocorrência comum na impressão 3D PETG.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas do PET (MakerBot, 2021).

Propriedade	Valor
Módulo de Young (GPa)	2,76-4,14
Resistência à tração (MPa)	50
Módulo de flexão (MPa)	2,05
Resistência à flexão (MPa)	69
Izod entalhado (kJ / m ²)	8,1
Temperatura de deflexão de calor, 1,81 MPa, (C)	70

O PET é totalmente reciclável, sendo o plástico mais reciclado no mundo. Pode ser facilmente identificado pelo nº 1 no código triangular de "setas de busca", que geralmente é encontrado moldado no fundo ou na lateral do recipiente. Nenhum outro plástico carrega o código # 1 (PETRA, 2015).



Figura 4 – Código triangular de "setas de busca" do PET (VGR, 2020).

O tereftalato de polietileno pode ser reciclado comercialmente por lavagem e fusão completas ou por decomposição química para fazer uma nova resina PET. Os produtos normalmente feitos de PET reciclado incluem novas garrafas e potes PET, carpetes, roupas, cintas industriais, cordas, peças automotivas, fibra para casacos de inverno e sacos de dormir, materiais de construção e embalagens de proteção.

O PET é um material com grande eficiência energética. Embora as suas matérias-primas sejam derivadas de petróleo bruto e gás natural, este possui um perfil de sustentabilidade muito favorável em comparação com o vidro, alumínio e outros materiais. A sua sustentabilidade aumenta ainda mais quando a reciclagem é introduzida, uma vez que aproximadamente 40% do uso de energia do PET é

atribuível à sua "energia de recurso" - a energia inerentemente aprisionada nas suas matérias-primas que pode ser recapturada e reutilizada por meio da reciclagem.

A alta resistência deste material em comparação com o seu peso leve é a principal chave para a sua eficiência energética, permitindo que mais produtos sejam entregues em menos embalagens e usando menos combustível para transporte. Os avanços contínuos na tecnologia de peso leve continuam a melhorar sua eficiência energética ainda mais. Os estudos do ciclo de vida do PET têm confirmado de forma consistente os benefícios ambientais do PET como material de embalagem.

4.4.2. ABS

Acrilonitrila butadieno estireno (ABS) é um termoplástico opaco e polímero amorfo. “Termoplástico” (em oposição a “termofixo”) refere-se à forma como o material responde ao calor, estes tipos de plástico tornam-se líquidos a uma certa temperatura (105°C no caso do plástico ABS). Estes podem ser aquecidos até ao seu ponto de fusão, arrefecidos e reaquecidos novamente sem degradação significativa. Em vez de queimar, os termoplásticos como o ABS liquefazem-se, o que permite que sejam facilmente moldados por injeção e posteriormente reciclados. Este plástico também é um material amorfo, o que significa que não exibe as características ordenadas dos sólidos cristalinos (Rogers, 2015).

O ABS é mais comumente polimerizado por meio do processo de emulsão (a mistura de vários produtos que normalmente não se combinam num único produto). Este também é criado, embora menos comumente, por um processo patenteado conhecido como polimerização em massa contínua.

É um material ideal de escolha para diversas aplicações estruturais, graças às suas diversas propriedades físicas, tais como: alta rigidez, boa resistência ao impacto, mesmo em baixas temperaturas, boas propriedades de isolamento, boa soldabilidade, boa resistência à abrasão e deformação, alta estabilidade dimensional (mecanicamente forte e estável ao longo do tempo), alto brilho de superfície e excelente aspeto de superfície (Omnexus, 2021).

Este material apresenta excelentes propriedades mecânicas, ou seja, é duro e resistente por natureza e, portanto, oferece boa resistência ao impacto. O acrilonitrila butadieno estireno oferece um alto grau de qualidade de superfície. Além dessas características, o ABS apresenta boas propriedades de isolamento elétrico.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas do ABS (Wikipedia, 2021).

Propriedade	Valor
Módulo de Young (GPa)	2,28
Resistência à tração (MPa)	43
Módulo de flexão (GPa)	2,48

Resistência à flexão (MPa)	77
Izod entalhado (kJ / m)	0,203
Temperatura de deflexão de calor, 1,81 MPa, (C)	81

O ABS é um dos materiais mais versáteis disponíveis para impressão 3D atualmente. O ABS vem na forma de um longo filamento enrolado numa bobina. O processo de impressão 3D usado com ABS é o processo FDM (modelação de deposição de fusão), onde o material é aquecido e espremido por um bico fino para construir seu design em camadas de 250 microns.

Objetos impressos com ABS apresentam resistência, flexibilidade e durabilidade ligeiramente maiores. É um ótimo material para prototipagem e pode ser facilmente usinado, lixado, colado e pintado. Um dos principais concorrentes do 3D *Printing* ABS é o PLA. Ao contrário do ABS, o PLA é um plástico derivado de forma renovável. Portanto, é biodegradável, enquanto o ABS é apenas biocompatível. No entanto, como muitos materiais plásticos, o ABS é reciclável.

Quando uma unidade de reciclagem de plástico recebe plástico, o primeiro passo é triturar todos os pedaços deste material. Em seguida, todos os outros contaminantes, como metais e plásticos indesejados, são filtrados por um sistema de água que usa diferentes velocidades de cursos de água. Destas peças de plástico, o ABS é retirado e misturado com o ABS virgem para fazer novos produtos (Plasticcollectors, 2020). Este pode ser facilmente identificado pelo nº 7 no código triangular de "setas de busca", quando reciclado, pode dar origem a madeira plástica ou reciclagem energética. Esse processo aproveita o valor calorífico do resíduo plástico para gerar energia (VGR, 2020).



Figura 5 – Código triangular de "setas de busca" do ABS (VGR, 2020).

4.4.3. PETG vs. ABS na Impressão 3D

4.4.3.1. Deformação, Adesão e Rachaduras

Um dos maiores problemas com o ABS é que este não agrega facilmente, tanto em si mesmo quanto como em superfícies de impressão. Câmaras de impressão - funcionando a mais de 100°C - são obrigatórios. O mesmo acontece com as câmaras de construção aquecidas, que podem fazer ou quebrar impressões. Impressões mal aquecidas podem deformar dramaticamente, deformando e descascando da placa de impressão e até rachando entre as camadas (Kondo, 2019).

PETG é muito mais indulgente nesses aspetos. O empenamento é drasticamente reduzido e o filamento requer apenas temperaturas do leito de cerca de 50 a 80°C. Na verdade, a adesão do leito

costuma ser muito boa, às vezes arrancando pedaços da superfície de construção. Isso é facilmente remediado revestindo a placa de impressão com um agente de desmoldagem, como cola ou spray para cabelo, garantindo impressões bem-sucedidas. As peças só racham quando as velocidades do ventilador são muito altas, o que é facilmente compensado. Nenhuma câmara de construção aquecida é necessária.

4.4.3.2. Odor e Emissão de Partículas

O PETG é muito mais agradável do ponto de vista da saúde. Possui odor mínimo durante a impressão, com baixo VOC (composto orgânico volátil) e emissão de partículas. O ABS, no entanto, pode apresentar odores de impressão leves a fortes, com forte emissão de partículas, um sério problema de saúde.

4.4.3.3. Pós-Processamento

O ABS brilha na sua flexibilidade no pós-processamento. Este é facilmente pintado e colado, o que é quase impossível com PETG. Isso é especialmente importante para peças grandes que se pretende retrabalhar esteticamente, pois o PETG se tornará rapidamente um incômodo de trabalhar. Para o pós-processamento, o ABS definitivamente tem a vantagem.

4.4.3.4. Higroscopicidade e Armazenamento

O ABS é muito mais fácil de armazenar. PETG é visivelmente mais higroscópico, absorvendo facilmente a humidade do ar. Essa humidade deteriora o próprio material e pode estragar um carretel de filamento que de outra forma seria fino.

4.4.3.5. Resistência à Temperatura

O ABS obtém uma ligeira vantagem na resistência à temperatura. Enquanto a maioria dos PETGs pode suportar temperaturas de até cerca de 80°C, o ABS pode ir até 100°C. A margem é pequena o suficiente para que o PETG dure na maioria das aplicações eletrónicas, mas apenas o ABS sobreviverá à água fervente. Isso é especialmente útil se for necessário esterilizar a impressão.

4.4.3.6. Preço

O ABS é mais barato quando comprado em grandes quantidades comparativamente ao PETG.

5. Resultados e Discussão

5.1. Instrumentos Cirúrgicos

5.1.1. Pinça Hemostática

Inicialmente, moldou-se tridimensionalmente uma pinça hemostática de peça única em PETG, usando a patente US3636954 como referência (Weston, 1972). Nesta colocou-se um encaixe na zona dos dedos para que em caso de cirurgia pudesse ser deixada a pinça hemostática a agarrar no vaso sanguíneo sem qualquer auxílio de um profissional de saúde. Colocaram-se também dentes na ponta do instrumento para agarrar bem o vaso e ligações finas entre os dois lados, de forma a dar elevada flexibilidade ao instrumento para abrir e fechar corretamente, tal como pode ser visto na figura 6.

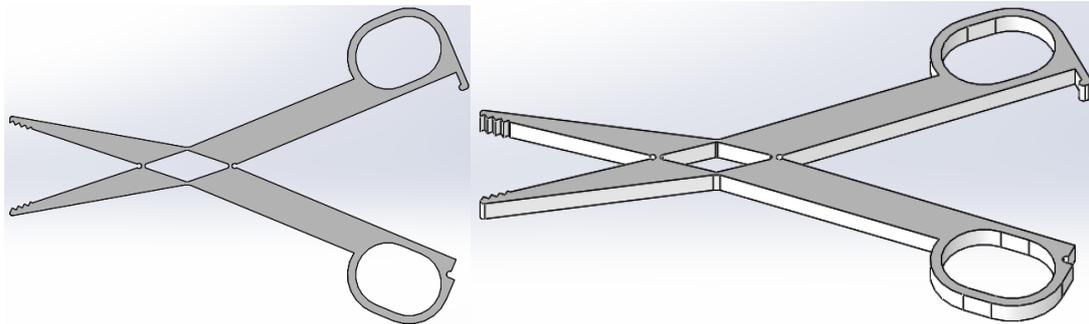


Figura 6 – Primeira versão de pinça hemostática em SolidWorks.

A pinça hemostática ficou com um peso médio de 15,25 gramas, um comprimento de 14,6 cm e uma espessura de 0,5 cm. Quando este instrumento se encontra fechado as ligações das duas metades formam um quadrado com 1,3 cm de comprimento e largura, estas ligações têm 0,08 cm de largura. Os dentes apresentam uma altura de 0,098 cm e cada lado tem 4 dentes. Por fim o encaixe da zona dos dedos ficou com as dimensões em mm da figura 7:

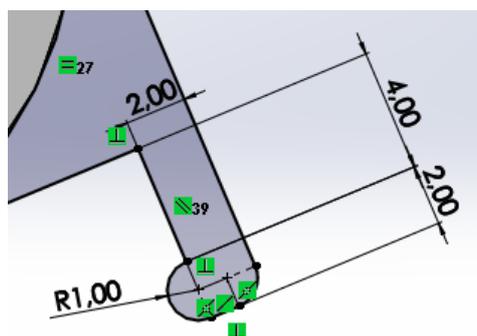


Figura 7 – Dimensões de encaixe da primeira versão da pinça hemostática.

Após a modelação tridimensional, fez-se o fatiamento do instrumento no Slic3r (figura 8), no qual se escolheu o padrão de enchimento retilíneo, com uma densidade de 20%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.

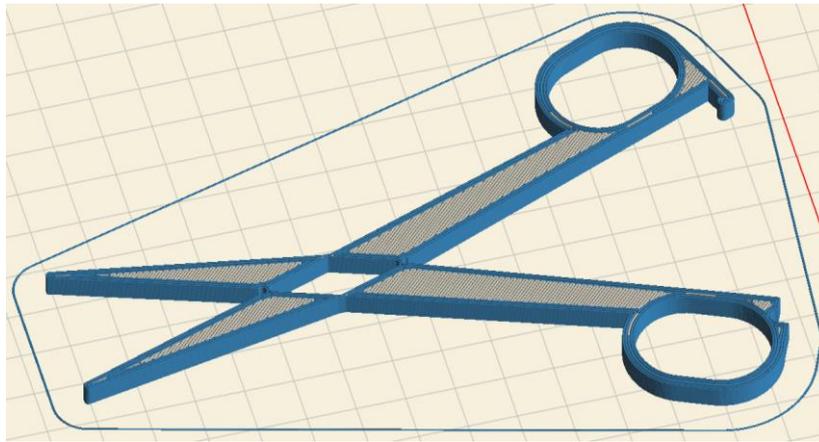


Figura 8 – Primeira versão de pinça hemostática em Slic3r.

Por fim passou-se à impressão da pinça hemostática a 240°C, esta após pouco esforço acabou por partir nas ligações das metades, como pode ser visto na figura 9. A impressão demorou cerca de 2h a ser efetuada.

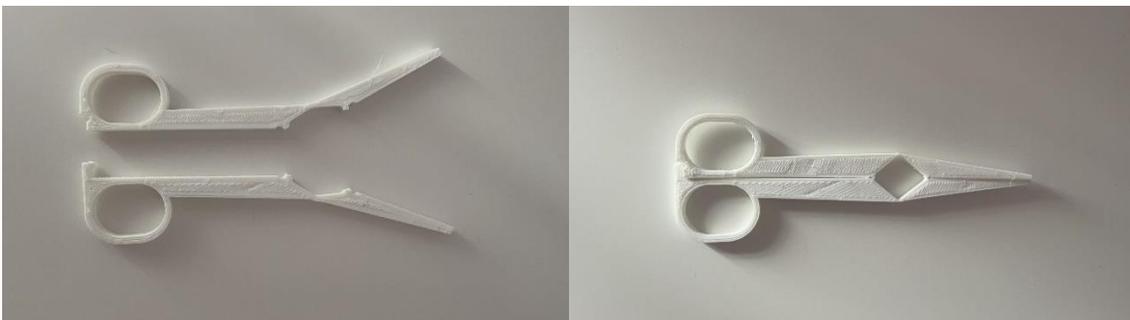


Figura 9 – Impressão da primeira versão de pinça hemostática.

Como solução ao problema, inicialmente alargou-se as ligações de 0,08 cm para 0,1 cm, a qual levou à quebra nas mesmas ligações. De seguida, tomou-se a decisão de se mudar o material dos instrumentos para ABS devido à maior flexibilidade do material, acabando com um peso de 10,95 gramas, no entanto esta mudança também não foi suficiente. Com isto optou-se por se mudar de estratégia e efetuar então uma pinça hemostática de duas metades com encaixe central. Para tal efetuaram-se diferentes encaixes até se achar o ideal.

Nesta primeira versão de pinça hemostática de dupla peça, uma das metades apresentava um encaixe central paralelepípedo com dimensões de 0,5 x 1 cm, com uma espessura de 0,2 cm. Este liga a um cilindro com diâmetro 0,5 cm e espessura de 0,2 cm, o qual liga ao corpo central (figura 10).

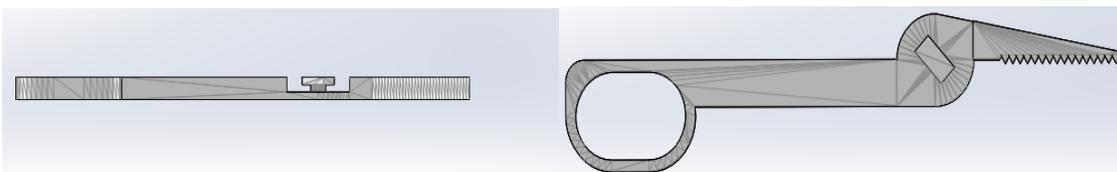


Figura 10 – Segunda versão de pinça hemostática em SolidWorks (metade 1).

Na outra metade, colocou-se uma abertura retangular com as dimensões da outra metade atravessando a peça. No lado que contacta a outra metade fez-se um corte de 0,2 cm de espessura igual ao corte da primeira metade. No lado que não contacta a outra metade efetuou-se um corte circular de espessura de 0,2 cm de forma que o paralelepípedo pudesse rodar ao abrir e fechar a pinça hemostática (figura 11).

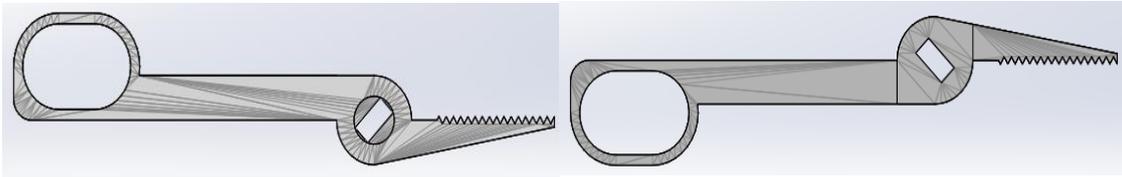


Figura 11 – Segunda versão de pinça hemostática em SolidWorks (metade 2).

A pinça hemostática ficou com um peso médio de 15,09 gramas, um comprimento de 15 cm e uma espessura de 0,6 cm. Os dentes apresentam uma altura de 0,173 cm, uma metade ficou com 16 dentes e a outra ficou com 17.

Após a modelação tridimensional, fez-se o fatiamento do instrumento no Slic3r (figura 12), no qual se escolheu o padrão de enchimento retilíneo, com uma densidade de 20%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.

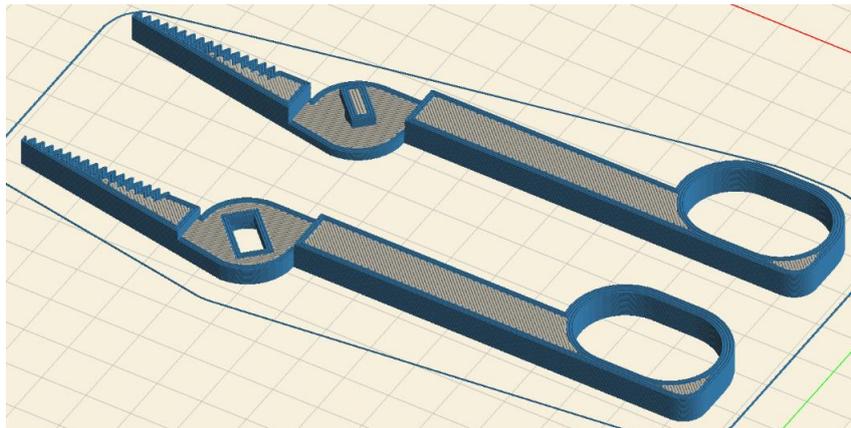


Figura 12 – Segunda versão de pinça hemostática em Slic3r.

Por fim passou-se à impressão da pinça hemostática a 245°C, esta após pouco esforço acabou por partir na zona de encaixe devido às camadas serem muito finas, de apenas 0,2 cm (figura 13). Cada metade do instrumento demorou cerca de 2h a ser impressa.



Figura 13 – Impressão da segunda versão de pinça hemostática.

Após este resultado passou-se a efetuar um novo encaixe central, neste caso as duas peças eram exatamente iguais, apresentavam uma abertura central de 0,5 cm, na zona de encaixe tinham uma espessura de 0,3 cm e tinham uma curva de encaixe com raio 0,085 cm, cada metade apresentava também uma abertura onde essa curva iria encaixar com o mesmo raio (figura 14).

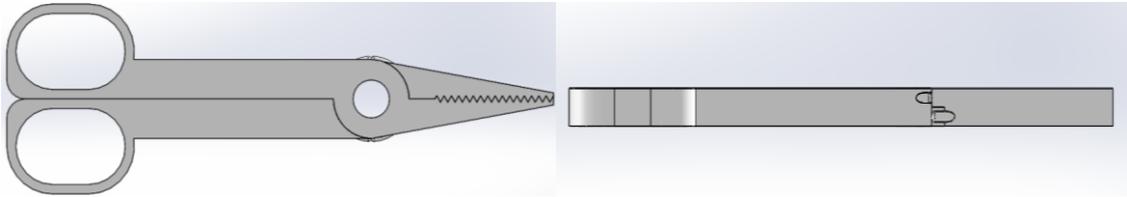


Figura 14 – Terceira versão de pinça hemostática em SolidWorks.

As dimensões da pinça hemostática permaneceram iguais à versão anterior tendo em conta que só se alterou o encaixe. Após a modelação tridimensional, fez-se o fatiamento do instrumento no Slic3r (figura 15), no qual se escolheu o padrão de enchimento retilíneo, com uma densidade de 20%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.

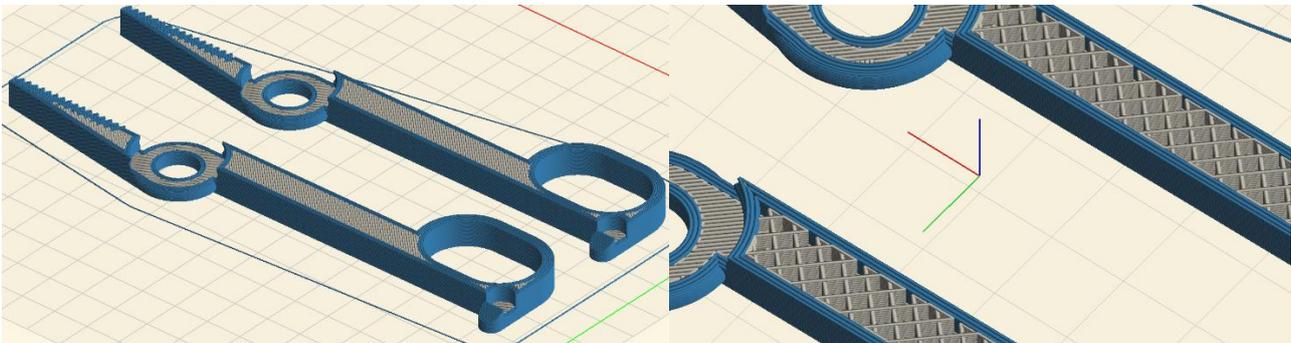


Figura 15 – Terceira versão de pinça hemostática em Slic3r.

Por fim passou-se à impressão da pinça hemostática a 245°C, o resultado desta foi excelente, não quebrou nem deformou (figura 16). Cada metade do instrumento demorou cerca de 2h a ser impressa.

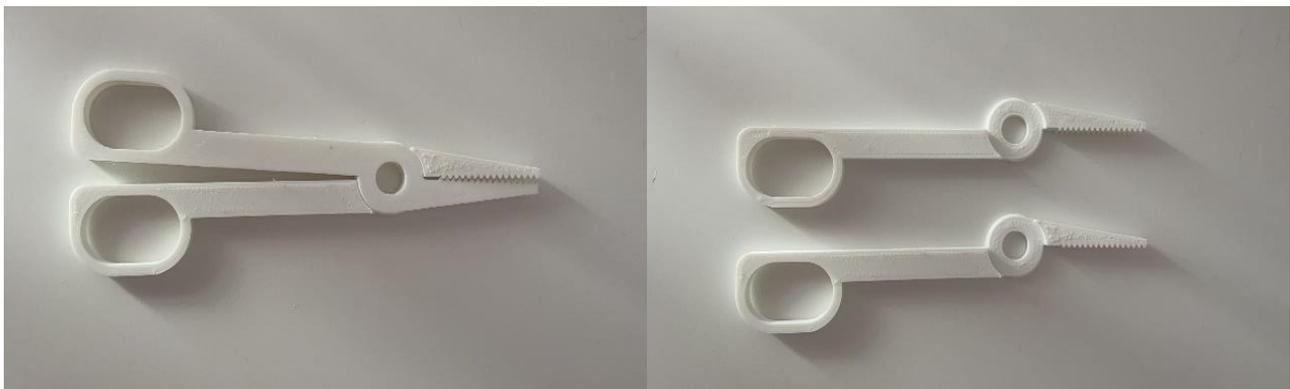


Figura 16 – Impressão da terceira versão de pinça hemostática.

No produto final acrescentou-se apenas um encaixe idêntico ao da primeira tentativa de pinça hemostática, ficando então como na figura 17:

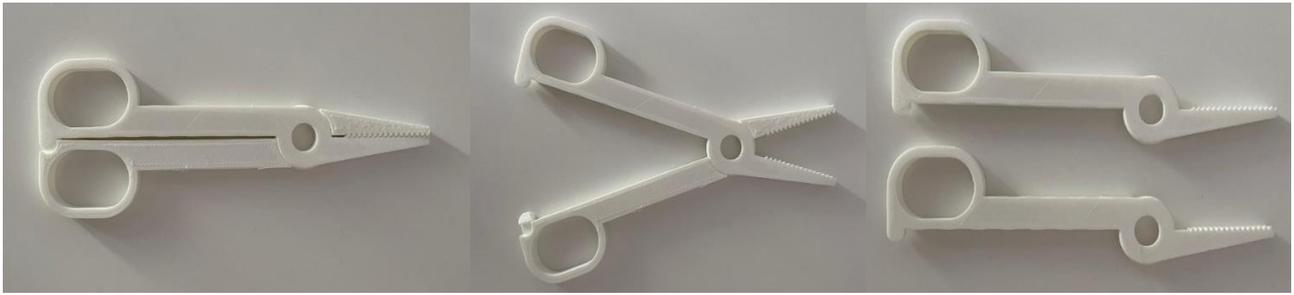


Figura 17 – Impressão da versão final da pinça hemostática.

5.1.2. Pinça

No caso da pinça, moldou-se tridimensionalmente apenas uma versão, nesta colocou-se uma ligação em forma de semicírculo que unisse cada um dos lados da pinça, adicionaram-se dentes na ponta de forma a agarrar bem os tecidos em caso de cirurgia, tal como uma zona de cada lado ondulada para que a pinça não escorregue da mão (figura 18).

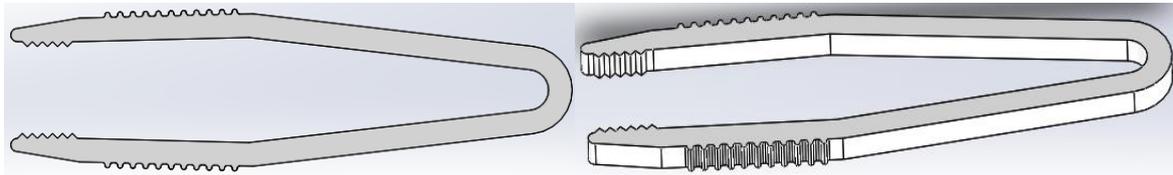


Figura 18 – Pinça em SolidWorks.

A pinça ficou com um peso médio de 5,32 gramas, um comprimento de 11 cm e uma espessura de 0,5 cm. Os dentes apresentam uma altura de 0,098 cm, um lado ficou com 5 dentes e o outro ficou com 6. A pinça teve uma largura média de 1 cm e a sua abertura é máxima nos 2,07 cm.

Após a modelação tridimensional, fez-se o fatiamento do instrumento no Slic3r (figura 19), no qual se escolheu o padrão de enchimento retilíneo, com uma densidade de 20%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.

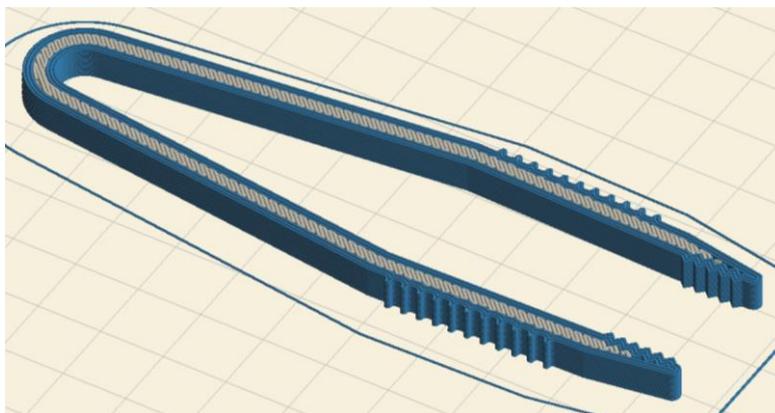


Figura 19 – Pinça em Slic3r.

Por fim passou-se à impressão da pinça a 245°C, o resultado desta foi excelente, não quebrou nem deformou, como pode ser verificado na figura 20. A impressão demorou cerca de 30 min.



Figura 20 – Impressão da pinça.

5.1.3. Suporte de Bisturi

No caso do suporte de bisturi, moldou-se tridimensionalmente apenas uma versão (figura 21), para tal utilizaram-se as dimensões de encaixe de acordo com a norma ISO 7740-1985 (E) nº3 (anexo 1).



Figura 21 – Suporte de bisturi em SolidWorks.

O suporte de bisturi ficou com um peso médio de 3,76 gramas, um comprimento de 12 cm e uma espessura de 0,5 cm. O cabo ficou com uma largura de 0,7 cm. Para o encaixe da lâmina utilizaram-se as medidas (em mm) da figura 22:

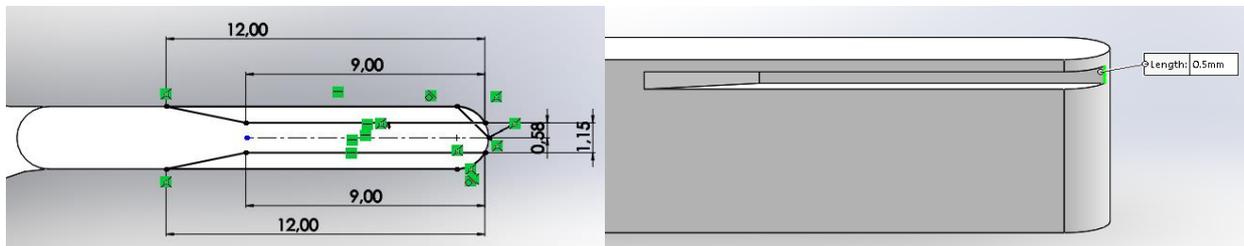


Figura 22 – Dimensões de encaixe de lâmina do suporte de bisturi.

Após a modelação tridimensional, fez-se o fatiamento do instrumento no Slic3r (figura 23), no qual se escolheu o padrão de enchimento retilíneo, com uma densidade de 20%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.

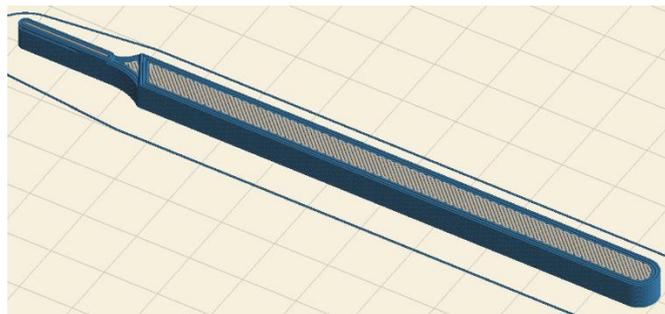


Figura 23 – Suporte de bisturi em Slic3r.

Por fim passou-se à impressão do suporte de bisturi 245°C, o resultado desta foi excelente, não quebrou nem deformou como pode ser visto na figura 24. A impressão demorou cerca de 15 min.



Figura 24 – Impressão do suporte de bisturi.

5.2. Estudo do Mercado e Análise Económica

Com o exemplo de uma impressora 3D com o preço de 307,50€ (Leds & Chips, 2021), e tendo em conta a sua potência de 65 W, calculou-se o custo da eletricidade consumida para a impressão de cada um dos instrumentos, admitindo-se o preço da eletricidade como sendo 0,1389 kW/h (EDP Comercial, 2021).

Assim, para a primeira versão da pinça hemostática o custo da eletricidade é o seguinte, tendo em conta que a sua impressão demorou 2 horas:

$$\text{Custo eletricidade} = \frac{\text{Potência (W)} \times \text{Horas}}{1000} \times 0,1389 \text{ kW/h} = \frac{65 \text{ W} \times 2 \text{ h}}{1000} \times 0,1389 \text{ kW/h} = 0,02 \text{ €}$$

Para a última versão da pinça hemostática, a sua impressão demorou um total 4 horas, tendo então o seguinte custo:

$$\text{Custo eletricidade} = \frac{\text{Potência (W)} \times \text{Horas}}{1000} \times 0,1389 \text{ kW/h} = \frac{65 \text{ W} \times 4 \text{ h}}{1000} \times 0,1389 \text{ kW/h} = 0,04 \text{ €}$$

No caso da pinça cirúrgica, sabe-se que o seu tempo total de impressão foi 30 minutos, obtendo-se um custo de:

$$\text{Custo eletricidade} = \frac{\text{Potência (W)} \times \text{Horas}}{1000} \times 0,1389 \text{ kW/h} = \frac{65 \text{ W} \times 0,5 \text{ h}}{1000} \times 0,1389 \text{ kW/h} = 0,01 \text{ €}$$

Por último, o suporte de bisturi demorou um total de 15 minutos a ser impresso, apresentando o custo de:

$$\text{Custo eletricidade} = \frac{\text{Potência (W)} \times \text{Horas}}{1000} \times 0,1389 \frac{\text{kW}}{\text{h}} = \frac{65 \text{ W} \times 0,25 \text{ h}}{1000} \times 0,1389 \frac{\text{kW}}{\text{h}} = 0,002 \text{ €}$$

Para a primeira versão da pinça hemostática, sabe-se que o peso é de 15,12 g e o seu material é PETG, cujos filamentos apresentam preços maioritariamente entre os 17,99€ e os 25,00€ (Mauser, 2021; Leds & Chips, 2021). Assim, irá ser dada uma estimativa de custo para este instrumento cirúrgico:

$$\text{Custo pinça hemostática mínimo} = \frac{\text{Peso instrumento} \times \text{Preço filamento/kg}}{1 \text{ kg}} = \frac{15,12 \text{ g} \times 17,99 \text{ €}}{1000 \text{ g}} = 0,27 \text{ €}$$

$$\text{Custo pinça hemostática máximo} = \frac{\text{Peso instrumento} \times \text{Preço filamento/kg}}{1 \text{ kg}} = \frac{15,12 \text{ g} \times 25,00 \text{ €}}{1000 \text{ g}} = 0,38 \text{ €}$$

Para a última versão da pinça hemostática, produzida em ABS, sabe-se que o seu peso foi de 15,09 g. Os filamentos de ABS rondam praticamente os mesmos preços do PETG, mas um pouco mais reduzidos, com um intervalo de valores de 17,99€-22,00€ (Mauser, 2021; RepRap 3D Printer Shop, 2021). Logo, a sua estimativa de custo será:

$$\text{Custo pinça hemostática mínimo} = \frac{\text{Peso instrumento} \times \text{Preço filamento/kg}}{1 \text{ kg}} = \frac{15,09 \text{ g} \times 17,99 \text{ €}}{1000 \text{ g}} = 0,27 \text{ €}$$

$$\text{Custo pinça hemostática máximo} = \frac{\text{Peso instrumento} \times \text{Preço filamento/kg}}{1 \text{ kg}} = \frac{15,12 \text{ g} \times 22,00 \text{ €}}{1000 \text{ g}} = 0,33 \text{ €}$$

No caso da pinça cirúrgica, o seu peso é de 5,32 g e o seu material é ABS, de onde se obtém um custo de:

$$\text{Custo pinça cirúrgica mínimo} = \frac{\text{Peso instrumento} \times \text{Preço filamento/kg}}{1 \text{ kg}} = \frac{5,32 \text{ g} \times 17,99 \text{ €}}{1000 \text{ g}} = 0,10 \text{ €}$$

$$\text{Custo pinça cirúrgica máximo} = \frac{\text{Peso instrumento} \times \text{Preço filamento/kg}}{1 \text{ kg}} = \frac{5,32 \text{ g} \times 22,00 \text{ €}}{1000 \text{ g}} = 0,12 \text{ €}$$

Por último, o suporte de bisturi apresenta um peso de 3,76 g e o seu material também é ABS, o que dá um custo de:

$$\text{Custo suporte bisturi mínimo} = \frac{\text{Peso instrumento} \times \text{Preço filamento/kg}}{1 \text{ kg}} = \frac{3,76 \text{ g} \times 17,99 \text{ €}}{1000 \text{ g}} = 0,07 \text{ €}$$

$$\text{Custo suporte bisturi máximo} = \frac{\text{Peso instrumento} \times \text{Preço filamento/kg}}{1 \text{ kg}} = \frac{3,76 \text{ g} \times 22,00 \text{ €}}{1000 \text{ g}} = 0,08 \text{ €}$$

Finalmente, calcularam-se os custos totais de impressão para cada instrumento cirúrgico:

$$\text{Custo mínimo total primeira versão pinça hemostática} = 0,27 + 0,02 = 0,29 \text{ €}$$

$$\text{Custo máximo total primeira versão pinça hemostática} = 0,38 + 0,02 = 0,40 \text{ €}$$

$$\text{Custo mínimo total última versão pinça hemostática} = 0,27 + 0,04 = 0,31 \text{ €}$$

$$\text{Custo máximo total última versão pinça hemostática} = 0,33 + 0,04 = 0,37 \text{ €}$$

$$\text{Custo mínimo total pinça cirúrgica} = 0,10 + 0,01 = 0,11 \text{ €}$$

$$\text{Custo máximo total pinça cirúrgica} = 0,12 + 0,01 = 0,13 \text{ €}$$

$$\text{Custo mínimo total suporte bisturi} = 0,07 + 0,002 = 0,072 \text{ €}$$

$$\text{Custo máximo total suporte bisturi} = 0,08 + 0,002 = 0,082 \text{ €}$$

Assim, as estimativas para a primeira versão da pinça hemostática foram de 0,29-0,40€; para a última versão da pinça hemostática a estimativa de preços variou entre 0,31-0,37€; para a pinça cirúrgica foi de 0,11-0,13€; e, por fim, para o suporte de bisturi foi 0,072-0,082€. Embora inicialmente o custo para a fabricação destes instrumentos fosse superior, visto que é necessário investir na impressora 3D, posteriormente, os únicos gastos seriam os totais de cada peça, apresentados anteriormente. Para estes custos, não se considerou o preço de mão de obra, visto que não existe um preço associado, pois estes instrumentos irão ser produzidos localmente pela própria pessoa que os vai utilizar.

Com o fim de se estudar o mercado económico de instrumentos cirúrgicos impressos em 3D, encontrou-se a empresa 3D4MD, cuja missão consiste na fabricação de soluções de impressão 3D de

alta qualidade. Esta empresa é líder em impressão 3D em locais remotos, sendo certificada pela Health Canada para imprimir dispositivos médicos classe I (baixo risco) em 3D e recebeu uma classificação geral compatível após uma inspeção de rotina pela Health Canada em 2019. A 3D4MD usa impressoras e designs 3D *open-source* para fácil utilização, no entanto, esta empresa ainda não disponibilizou os seus produtos no mercado (3D4MD, 2021).

5.3. Esterilização

5.3.1. Pinça Hemostática

A esterilização é uma técnica que permite eliminar todos os organismos, como vírus, bactérias e fungos, ou seja, permite a eliminação de todos os microrganismos presentes.

Desta forma, foi testada uma esterilização doméstica, numa panela com água a ferver, nos diferentes instrumentos cirúrgicos impressos.

Em relação à primeira versão da pinça hemostática, realizou-se apenas uma esterilização, deixando 10 minutos na água a ferver. No final, verificou-se que a pinça hemostática sofreu muita deformação, acabando mesmo por se partir, como pode ser verificado na figura 25.

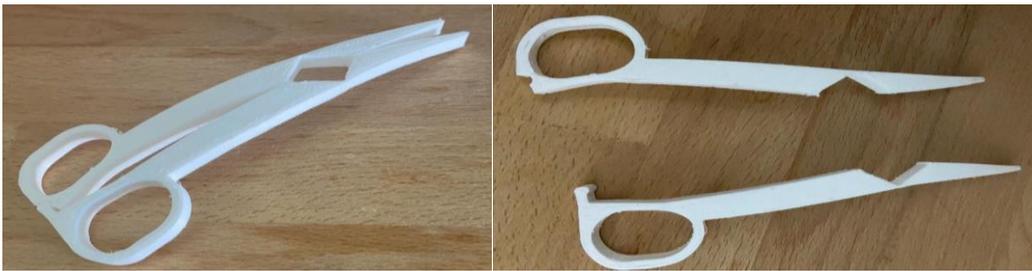


Figura 25 – Primeira versão da pinça hemostática após sofrer uma esterilização de 10 minutos.

De seguida, testou-se a esterilização da terceira versão da pinça hemostática. Inicialmente, realizou-se uma esterilização de 10 minutos, verificando-se que esta começava a deformar mais ou menos aos 7 minutos, sendo que acabou por ficar deformada, principalmente na parte dos dentes, como pode ser visto na figura 26.



Figura 26 – Terceira versão da pinça hemostática durante e após a esterilização.

Visto que sofreu muita deformação estando 10 minutos em água a ferver, decidiu-se fazer uma esterilização de apenas 5 minutos (figura 27), onde se verificou que começou a ocorrer alguma deformação da zona dos dentes mais ou menos aos 3 minutos. Dado que não se verificou muita

deformação, fez-se mais duas esterilizações de 5 minutos, onde ocorreu ainda mais deformação dos dentes (figura 28 e 29).



Figura 27 – Terceira versão da pinça hemostática após a primeira esterilização de 5 minutos.



Figura 28 – Terceira versão da pinça hemostática após a segunda esterilização de 5 minutos.



Figura 29 – Terceira versão da pinça hemostática após a terceira esterilização de 5 minutos.

Passando à última versão da pinça hemostática, testou-se também uma esterilização de 10 minutos, onde se verificou novamente que houve deformação dos dentes, notando-se que já não encaixavam corretamente, como poder ser verificado na figura 30 .



Figura 30 – Última versão da pinça hemostática após uma esterilização de 10 minutos.

De forma a verificar se não ocorria tanta deformação, fez-se uma esterilização do mesmo modo da terceira versão da pinça hemostática, apenas de 5 minutos (figura 31).



Figura 31 – Última versão da pinça hemostática após uma esterilização de 5 minutos.

Tal como era expectável, a zona dos dentes não sofreu muita deformação com esta esterilização, observando-se que estes ainda encaixavam corretamente. Mesmo ocorrendo alguma deformação ao longo de todas as esterilizações, acredita-se que a função deste instrumento iria continuar a ser cumprida, mas não de forma tão eficiente.

5.3.2. Pinça

Passando à pinça cirúrgica, inicialmente testou-se uma esterilização de 10 minutos. Após esta esterilização, observou-se que se deu alguma deformação deste instrumento, algo que pode ser verificado na figura 32.



Figura 32 – Pinça cirúrgica após uma esterilização de 10 minutos.

Verificando-se uma deformação não muito significativa na esterilização acima, decidiu-se colocar a pinça cirúrgica mais 5 minutos em água a ferver, e tal como era de esperar, esta sofreu mais deformação, ficando um pouco curvada (figura 33).



Figura 33 – Pinça cirúrgica após uma esterilização de 10 minutos, seguida de uma esterilização de 5 minutos.

Tal como a pinça hemostática, apesar de pinça cirúrgica ter sofrido alguma deformação, é expectável que cumpra a sua função, mas não de forma tão eficaz.

5.3.3. Suporte de Bisturi

Em relação ao bisturi, realizou-se primeiramente uma esterilização de 10 minutos, e de seguida uma esterilização de 5 minutos. Ao contrário da pinça hemostática e da pinça cirúrgica, o bisturi não sofreu nenhuma deformação, e acredita-se que mesmo sofrendo mais ciclos de esterilização, a deformação não seria muita, como pode ser visto na figura 34.



Figura 34 – Bisturi após uma esterilização de 10 minutos e outra de 5 minutos.

Na tabela podem ser revistos resumidamente os resultados de esterilização previamente descritos:

Tabela 3 – Relação entre a deformação dos diferentes instrumentos cirúrgicos e o tempo de esterilização.

Instrumento Cirúrgico	Tempo de esterilização	Deformação
Primeira versão da pinça hemostática	10 minutos	Sim
Terceira versão da pinça hemostática	10 minutos	Sim, principalmente nos dentes
Terceira versão da pinça hemostática	5 minutos	Sim, mas não muito significativa
Última versão da pinça hemostática	10 min	Sim, principalmente nos dentes
Última versão da pinça hemostática	5 minutos	Sim, mas não muito significativa
Pinça cirúrgica	10 minutos	Sim, mas não muito significativa
Suporte de Bisturi	10 minutos	Não

Tendo em conta que a pinça hemostática e a pinça cirúrgica sofreram deformação principalmente na zona dos dentes e na zona ondulada anti derrapagem, e que o suporte de bisturi não sofreu qualquer deformação, indica que tal situação poder-se-á dever ao padrão de enchimento de superfície de topo e de superfície de baixo destas zonas dos dois instrumentos, como pode ser visto na figura 35:

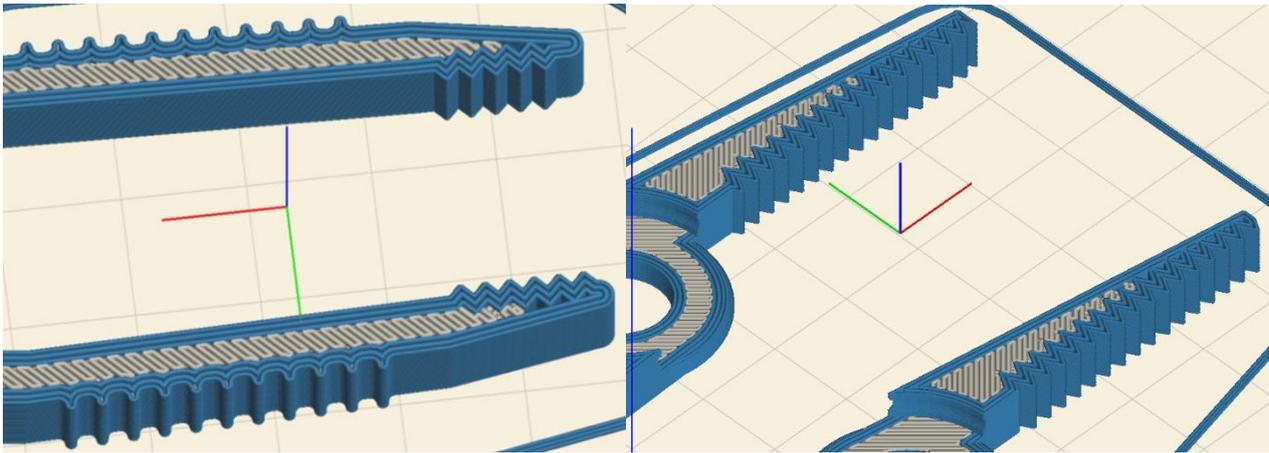


Figura 35 – Padrão de enchimento de superfície de topo e de superfície de baixo, na pinça e na pinça hemostática.

Existem outros tipos de esterilização para além da esterilização doméstica efetuada, como por exemplo a esterilização na autoclave, um aparelho que permite esterilizar vários materiais médicos a partir de calor húmido sob pressão. De início, pensou-se em efetuar esse tipo de esterilização, mas, posteriormente, conclui-se que os materiais PET e ABS não tinham compatibilidade com este aparelho, e, por isso, este processo de esterilização acabou por não ser efetuado. Também é de referir que, visto que estes instrumentos cirúrgicos seriam uma mais valia para uma situação de catástrofe natural, será de esperar que num ambiente destes, não haja muita facilidade em recorrer a uma autoclave, o que torna a esterilização doméstica mais acessível.

5.4. Questionários

De forma a estudar a performance dos instrumentos cirúrgicos impressos, foram fornecidos questionários a seis enfermeiros do Hospital de Vila Franca de Xira (quatro do sexo feminino e dois do sexo masculino), com idades compreendidas entre os 23 e os 34 anos, os quais responderam a um conjunto de perguntas sobre os diversos instrumentos numa escala de Likert de 5 pontos.

Os resultados destes questionários estão apresentados nas tabelas 4, 5 e 6.

5.4.1. Pinça hemostática

Tabela 4 – Respostas ao questionário sobre a pinça hemostática.

Questões	Respostas (N=6)
Tem um peso adequado?	3; “concordo plenamente” 3; “concordo”
Tem um tamanho adequado?	3; “concordo plenamente” 2; “concordo” 1; “não concordo nem discordo”

Tem uma boa manipulação?	2; “concordo” 2; “não concordo nem discordo” 1; “discordo” 1; “discordo plenamente”
O encaixe é adequado? Ou seja, é necessário fazer muita força para o abrir/fechar?	2; “concordo” 2; “discordo” 2; “discordo plenamente”
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?	1; “concordo plenamente” 2; “não concordo nem discordo” 1; “discordo” 2; “discordo plenamente”

Como foi possível concluir através das respostas, verifica-se que os profissionais de saúde, em geral, consideraram o peso e tamanho adequados neste instrumento. No entanto, a opinião não foi a mesma quanto à manipulação, ao encaixe e manuseamento comparativamente a uma pinça hemostática de metal.

5.4.2. Pinça

Tabela 5 – Respostas ao questionário sobre a pinça.

Questões	Respostas (N=6)
Tem um peso adequado?	3; “concordo plenamente” 3; “concordo”
Tem um tamanho adequado?	2; “concordo plenamente” 2; “concordo” 1; “não concordo nem discordo” 1; “discordo”
Tem uma boa manipulação?	1; “concordo plenamente” 3; “concordo” 2; “não concordo nem discordo”
É mais confortável de manusear em relação à de metal?	1; “concordo plenamente” 1; “concordo”

	1; “não concordo nem discordo” 3; “discordo”
--	--

Através da análise das respostas, concluiu-se que a opinião foi positiva em relação ao peso e manipulação, ao contrário do manuseamento em relação ao instrumento de metal. Quanto ao tamanho, houve uma variedade de opinião, sendo, no entanto, maioritariamente positiva.

5.4.3. Suporte de Bisturi

Tabela 6 – Respostas ao questionário sobre o suporte de bisturi.

Questões	Respostas (N=6)
Tem um peso adequado?	3; “concordo plenamente” 3; “concordo”
Tem um tamanho adequado?	3; “concordo plenamente” 2; “concordo” 1; “não concordo nem discordo”
Tem uma boa manipulação?	3; “concordo plenamente” 1; “concordo” 2; “não concordo nem discordo”
O encaixe da lâmina é adequado?	2; “concordo plenamente” 2; “concordo” 2; “não concordo nem discordo”
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?	2; “concordo plenamente” 1; “concordo” 3; “discordo”

Por fim, em geral, a performance do suporte de bisturi obteve respostas positivas, exceto o manuseamento em relação ao de metal que se revelou mais negativo.

6. Conclusões

A técnica de impressão 3D, que permite a produção de objetos com geometrias complexas, promove um desperdício de material muito mais reduzido que as técnicas convencionais, sendo uma abordagem eficaz em diversas aplicações médicas e biomédicas. No setor de impressão 3D, um progresso contínuo tem sido observado, nomeadamente na área de tecnologia de impressão, tipo de material, manutenção, *software* e métodos.

Ao longo deste trabalho, foi possível perceber os benefícios e as possíveis aplicações desta tecnologia para a produção de instrumentos cirúrgicos, mostrando a capacidade de estes serem utilizados em ambientes austeros.

Na produção dos instrumentos cirúrgicos, inicialmente utilizou-se o PETG, mas após a impressão verificou-se a sua baixa flexibilidade, levando à quebra dos instrumentos, tal como a sua baixa resistência à esterilização. Com isto, concluiu-se que a melhor opção seria produzir as diferentes peças em ABS. Em relação à pinça hemostática, surgiram algumas complicações ao longo do seu desenvolvimento, sendo que inicialmente foi feita uma peça única, mas ao longo do tempo verificou-se que este instrumento quebrava muito facilmente, o que levou à produção de uma peça com duas partes e um encaixe central, apresentando maior resistência e flexibilidade.

O custo associado à impressão destes instrumentos é baixo, comprovando mais uma vantagem da tecnologia de impressão 3D.

Quanto à esterilização, observou-se que, em geral, quanto menos tempo o instrumento era colocado em água a ferver, menos deformação se verificava no final. Constatou-se que dos diferentes instrumentos produzidos, apenas o suporte de bisturi não sofreu qualquer deformação quando esterilizado, sendo expectável que este instrumento resista a diversos ciclos de esterilização, ao contrário da pinça hemostática e da pinça cirúrgica, levando a crer que estas sejam mais indicadas para apenas um uso e, posteriormente, serem descartadas.

Através da avaliação dos enfermeiros, verificou-se que o instrumento cirúrgico com menos respostas positivas foi a pinça hemostática, algo que era esperado, tendo em conta que foi o instrumento mais complexo e que se relevou mais difícil de produzir. Pelo contrário, o suporte de bisturi foi o que obteve um resultado mais favorável em relação aos outros. Também foi possível concluir que o manuseamento dos instrumentos de plástico em relação aos de metal foi, geralmente, menos confortável.

Em suma, a técnica da impressão 3D é uma mais valia para diversas áreas, prevendo-se que, num futuro próximo, as impressoras 3D irão permitir a fabricação de peças com maiores dimensões, maior rapidez e mais detalhe, esperando-se que estas estejam presentes em vários mercados devido à sua versatilidade e às diversas vantagens das mesmas.

7. Referências Bibliográficas

1. 1000LOGOS. (2021, Abril 12). SOLIDWORKS LOGO. Disponível em: <https://1000logos.net/solidworks-logo/> (consultado a 10 de julho de 2021)
2. 3D4MD. (2021). Disponível em <https://www.3d4md.com/about> (consultado a 22 de julho de 2021)
3. Berman, B. (2012). 3-D printing: The new industrial revolution. *Business horizons*, 55(2), 155-162.
4. Campbell, T., Williams, C., Ivanova, O., & Garrett, B. (2011). Could 3D printing change the world. *Technologies, Potential, and Implications of Additive Manufacturing*, Atlantic Council, Washington, DC, 3.
5. Definition of Free Cultural Works. (2021, Abril 5). OSHW. Disponível em: <https://freedomdefined.org/OSHW> (consultado a 15 de julho de 2021)
6. EDP Comercial. (2021). Disponível em: <https://www.edp.pt/particulares/> (consultado a 22 de julho de 2021)
7. Field Ready. (2021). Disponível em: <https://www.fieldready.org/> (consultado a 22 de julho de 2021)
8. Garcia, J., Yang, Z., Mongrain, R., Leask, R. L., & Lachapelle, K. (2018). 3D printing materials and their use in medical education: a review of current technology and trends for the future. *BMJ Simulation and Technology Enhanced Learning*, 4(1), 27-40.
9. George, M., Aroom, K. R., Hawes, H. G., Gill, B. S., & Love, J. (2016). 3D Printed Surgical Instruments: The Design and Fabrication Process. *World Journal of Surgery*, 41(1), 314–319. doi:10.1007/s00268-016-3814-5
10. J Pearce, C Blair, K Laciak, R Andrews, A Nosrat, et al. (2010). 3-D Printing of Open Source Appropriate Technologies for Self-Directed Sustainable Development. *European Journal of Sustainable Development*, University of Modena and Reggio Emilia, 3 (4). Disponível em: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02120493> (consultado a 17 de julho de 2021)
11. Kondo, Hironori. (2019, Fevereiro 2). PETG vs ABS: The Differences – Simply Explained. Disponível em: <https://all3dp.com/2/petg-vs-abs-3d-printing-filaments-compared/> (consultado a 12 de julho de 2021)
12. Leds & Chips. (2021). 1.75mm PETG - Solid White - spool of 1Kg. Disponível em: <https://ledsandchips.com/3d-printer/filament-petg/175mm-petg-solid-white-spool-of-1kg> (consultado a 15 de julho de 2021)
13. Leds & Chips. (2021). Creality Ender 3 V2. Disponível em: https://ledsandchips.com/3d-printer/printers/creality_ender_3_v2 (consultado a 22 de julho de 2021)

14. Leds & Chips. (2021). Real PETG 2.85mm Solid White - spool of 1Kg. Disponível em: <https://ledsandchips.com/3d-printer/filament-petg/real-petg-285mm-solid-white-spool-of-1kg> (consultado a 15 de julho de 2021)
15. MakerBot. (2021). EVERYTHING YOU NEED TO KNOW ABOUT PETG 3D PRINTING. Disponível em: <https://www.makerbot.com/stories/engineering/everything-you-need-to-know-about-petg-3d-printing/> (consultado a 15 de julho de 2021)
16. Martelli, N., Serrano, C., van den Brink, H., Pineau, J., Prognon, P., Borget, I., & El Batti, S. (2016). Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: a systematic review. *Surgery*, 159(6), 1485-1500.
17. Mauser. (2021). Rolo de filamento de impressão 3D em ABS de 1.75mm - Branco - 1Kg - Tucab Fil3D. Disponível em: https://mauser.pt/catalog/product_info.php?cPath=2207_2402_2401&products_id=096-7446 (consultado a 15 de julho de 2021)
18. Mauser. (2021). Rolo de filamento de impressão 3D em PETG de 1.75mm - Branco - 1Kg - Tucab Fil3D. Disponível em: https://mauser.pt/catalog/product_info.php?cPath=2207_2402_2697&products_id=096-6902 (consultado a 15 de julho de 2021)
19. Mauser. (2021). Rolo de filamento de impressão 3D em PETG de 2.85mm - Branco - 1Kg - Tucab Fil3D. Disponível em: https://mauser.pt/catalog/product_info.php?cPath=2207_2402_2697&products_id=096-8008 (consultado a 15 de julho de 2021)
20. Mohammed MI, Fitzpatrick AP, Gibson I (2017) Customised design of a patient specific 3D printed whole mandible implant. *KnE Eng* 2(2):104–111
21. Omnexus. (2021). A Detailed Guide on Acrylonitrile Butadiene Styrene. Disponível em: <https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/acrylonitrile-butadiene-styrene-abs-plastic> (consultado a 13 de julho de 2021)
22. PETRA. (2015). An Introduction to PET (polyethylene terephthalate). Disponível em: http://www.petresin.org/news_introtoPET.asp (consultado a 13 de julho de 2021)
23. Pírjan, A., & Petroşanu, D. M. (2013). The impact of 3D printing technology on the society and economy. *Journal of Information Systems & Operations Management*, 7(2), 360-370.
24. Plasticcollectors. (2020, Abril 23). What Is ABS Plastic And Is It Recyclable?. Disponível em: <https://www.plasticcollectors.com/blog/what-is-abs-plastic/> (consultado a 13 de julho de 2021)
25. RedHat. (2021). What is open source?. Disponível em: <https://opensource.com/resources/what-open-source> (consultado a 15 de julho de 2021)

26. RepRap. (2020, Setembro 4). RepRap. Disponível em: <https://reprap.org/wiki/RepRap> (consultado a 15 de julho de 2021)
27. RepRap 3D Printer Shop. (2021). ABS RepRap PT - 1.75mm 1Kg – Branco. Disponível em: <https://reprap.pt/filamentos/abs-todostipos/absgeral/absreprap1-75/abs-reprap-pt-1-75mm-1kg-branco> (consultado a 15 de julho de 2021)
28. RepRap 3D Printer Shop (2021). ABS RepRap PT - 2.85mm 1Kg – Branco. Disponível em: <https://reprap.pt/filamentos/abs-todostipos/absgeral/absreprap3mm/abs-reprap-pt-2-85mm-1kg-branco-2> (consultado a 15 de julho de 2021)
29. Rogers, Tony. (2015, Julho 13). Everything You Need to Know About ABS Plastic. Disponível em: <https://www.creativemechanisms.com/blog/everything-you-need-to-know-about-abs-plastic> (consultado a 16 de julho de 2021)
30. SeeMeCNC. (2015). Setting Up Slic3r. Disponível em: <https://seemecnc.dozuki.com/Guide/Setting+Up+Slic3r/71> (consultado a 13 de julho de 2021)
31. Singh, S. Prakash, C. Singh, R. (2020). *3D Printing in Biomedical Engineering* [PDF]. Disponível em: https://books.google.pt/books?id=PMDxDwAAQBAJ&printsec=frontcover&dq=3d+printing+i+n+biomedical+engineering&hl=pt-PT&sa=X&redir_esc=y#v=onepage&q=3d%20printing%20in%20biomedical%20engineering&f=false (consultado a 16 de julho de 2021)
32. SolidWorks. (2021). 3D CAD Design Software SOLIDWORKS. Disponível em: <https://www.solidworks.com/> (consultado a 13 de julho de 2021)
33. VGR. (2020, Dezembro 7). Símbolos da reciclagem: quais são, significados e qual importância?. Disponível em: <https://www.vgresiduos.com.br/blog/simbolo-da-reciclagem/> (consultado a 13 de julho de 2021)
34. Weinoffer, Eric. (2012, Dezembro 18). Getting Started With Slic3r. Disponível em: <https://makezine.com/projects/getting-started-with-slic3r/> (consultado a 13 de julho de 2021)
35. Weston, D. F. (1972). COMPOUND LEVER MECHANISM (United States Patent. No. 3636954). Imperial Chemical Industries Limited. Disponível em: <https://patents.google.com/patent/US3636954A/en> (consultado a 16 de julho de 2021)
36. Whitaker, M. (2014). The history of 3D printing in healthcare. *The Bulletin of the Royal College of Surgeons of England*, 96(7), 228-229.
37. Wikipedia. (2021, Julho 7). Acrylonitrile butadiene styrene. Disponível em: https://en.wikipedia.org/wiki/Acrylonitrile_butadiene_styrene (consultado a 13 de julho de 2021)

38. Wohlers, T., & Gornet, T. (2014). History of additive manufacturing. *Wohlers report*, 24(2014), 118.
39. Wong, J. Y. (2016). Applications of 3D Printing in Austere Environments. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 87(4), 423-425. doi:10.3357/amhp.4556.2016
40. Wong, J. Y. (2016). 3D Printing Applications for Space Missions. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 87(6), 580–582. doi:10.3357/amhp.4633.2016
41. Wong, J. Y., & Pfahnl, A. C. (2014). 3D Printing of Surgical Instruments for Long-Duration Space Missions. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*. 85(7), 758–763. doi:10.3357/asem.3898.2014

8. Anexos

Anexo 1 - Norma ISO 7740-1985 (E) nº3

Instruments for surgery – Scalpels with detachable blades – Fitting dimensions

0 Introduction

This International Standard has been prepared to meet the need for good fitting and interchangeability of detachable blades for scalpels.

Scalpel blades and handles currently in use are manufactured with fitting dimensions that do not always ensure a satisfactory fit between blades and handles manufactured in different countries or by different manufacturers. A transitional period during which the fitting dimensions specified in this International Standard may be gradually adopted should last for five years and ends therefore on 31 December 1990.

1 Scope and field of application

This International Standard lays down the dimensions of two sizes of fitting features for detachable scalpel blades and the handles with which they are used.

2 Fitting dimensions for blades and handles

2.1 Small fitting feature (No. 3)

The fitting dimensions for blades and handles with a small fitting feature shall be in accordance with table 1 and figures 1 and 2.

Table 1

Dimensions in millimetres

	Fitting dimensions									
	α	c		d		e		f		l
	$\pm 0,5^\circ$	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.
Blade	30°	4,50	4,65	17,83	17,90	2,43	2,48	1,18	1,23	—
Handle	30°	4,40	4,50	17,73	17,81	2,31	2,41	1,12	1,17	9

2.2 Large fitting feature (No. 4)

The fitting dimensions for blades and handles with a large fitting feature shall be in accordance with table 2 and figures 1 and 2.

Table 2

Dimensions in millimetres

	Fitting dimensions									
	α	c		d		e		f		l
	$\pm 0,5^\circ$	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.
Blade	35°	7,50	7,65	24,20	24,27	3,72	3,77	1,95	2,00	—
Handle	35°	7,40	7,50	24,10	24,18	3,60	3,70	1,88	1,93	13

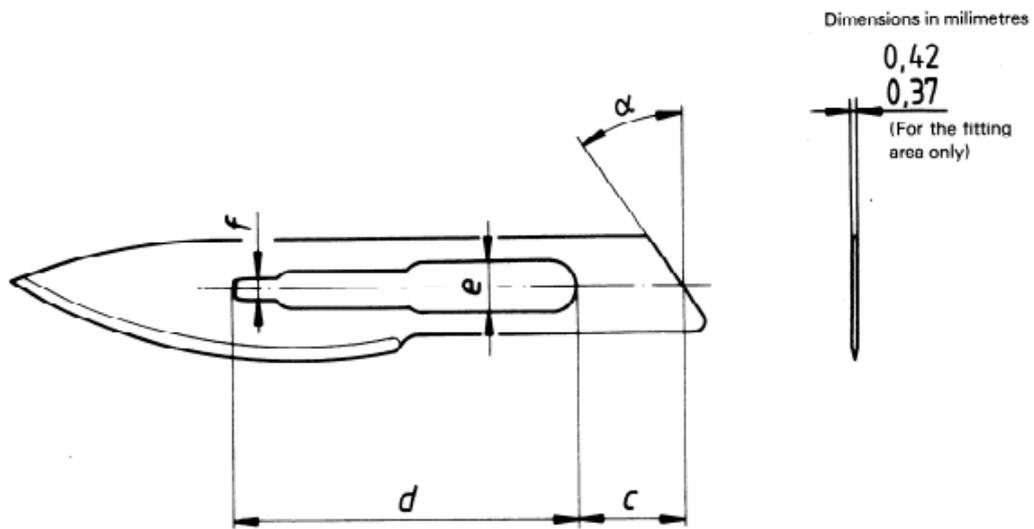


Figure 1 – Detachable blade

NOTE – The design of the blade is intended to be illustrative but does not otherwise form part of the requirements laid down in this International Standard.

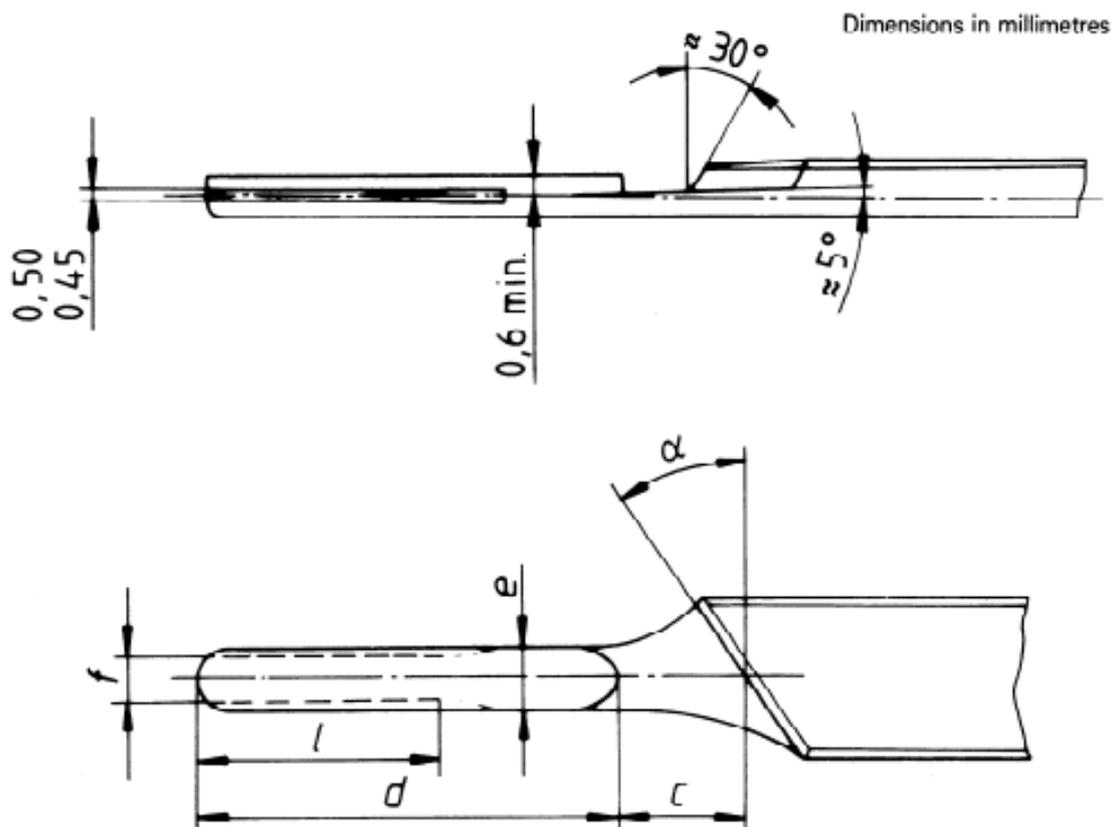


Figure 2 – Scalpel handle

Anexo 2 – Questionários


Somos alunas do 3º ano do curso de Engenharia Biomédica no Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (ISEL). Estamos a realizar o Projeto Final de Licenciatura, que se centra no estudo de instrumentos cirúrgicos impressos em 3D. Para isso, fizemos 3 instrumentos cirúrgicos muito utilizados, a pinça hemostática, a pinça e, por fim, o bisturi.

Desta forma, agradecemos a sua disponibilidade para responder a algumas perguntas sobre as características de cada um dos instrumentos.

- 1- Discordo fortemente; 2- Discordo; 3- Não concordo nem discordo; 4- Concordo; 5- Concordo plenamente

Sexo: Feminino

Masculino

Idade: 24

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?		X			
O encaixe é adequado? Ou seja, é necessário fazer muita força para o abrir/fechar?	X				
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?	X				

Pinça	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?			X		
É mais confortável de manusear em relação à de metal?		X			

Bisturi	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
O encaixe da lâmina é adequado?			X		
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?		X			

Obrigada!

Catarina Paz

Inês Baptista

Maria Leonor Calhau



Somos alunas do 3º ano do curso de Engenharia Biomédica no Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (ISEL). Estamos a realizar o Projeto Final de Licenciatura, que se centra no estudo de instrumentos cirúrgicos impressos em 3D. Para isso, fizemos 3 instrumentos cirúrgicos muito utilizados, a pinça hemostática, a pinça e, por fim, o bisturi.

Desta forma, agradecemos a sua disponibilidade para responder a algumas perguntas sobre as características de cada um dos instrumentos.

- 1- Discordo fortemente; 2- Discordo; 3- Não concordo nem discordo; 4- Concordo; 5- Concordo plenamente

Sexo: Feminino

Masculino

Idade: 32

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?			X		
Tem uma boa manipulação?			X		
O encaixe é adequado? Ou seja, é necessário fazer muita força para o abrir/fechar?		X			
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?		X			

Pinça	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?				X	
É mais confortável de manusear em relação à de metal?				X	

Bisturi	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?				X	
O encaixe da lâmina é adequado?				X	
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?				X	

Obrigada!

Catarina Paz

Inês Baptista

Maria Leonor Calhau



Somos alunas do 3º ano do curso de Engenharia Biomédica no Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (ISEL). Estamos a realizar o Projeto Final de Licenciatura, que se centra no estudo de instrumentos cirúrgicos impressos em 3D. Para isso, fizemos 3 instrumentos cirúrgicos muito utilizados, a pinça hemostática, a pinça e, por fim, o bisturi.

Desta forma, agradecemos a sua disponibilidade para responder a algumas perguntas sobre as características de cada um dos instrumentos.

1- Discordo fortemente; 2- Discordo; 3- Não concordo nem discordo; 4- Concordo; 5- Concordo plenamente

Sexo: Feminino

Masculino

Idade: 23

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?				X	
O encaixe é adequado? Ou seja, é necessário fazer muita força para o abrir/fechar?				X	
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?					X

Pinça	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?		X			
Tem uma boa manipulação?				X	
É mais confortável de manusear em relação à de metal?					X

Bisturi	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?					X
O encaixe da lâmina é adequado?					X
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?					X

Obrigada!

Catarina Paz

Inês Baptista

Maria Leonor Calhau



Somos alunas do 3º ano do curso de Engenharia Biomédica no Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (ISEL). Estamos a realizar o Projeto Final de Licenciatura, que se centra no estudo de instrumentos cirúrgicos impressos em 3D. Para isso, fizemos 3 instrumentos cirúrgicos muito utilizados, a pinça hemostática, a pinça e, por fim, o bisturi.

Desta forma, agradecemos a sua disponibilidade para responder a algumas perguntas sobre as características de cada um dos instrumentos.

1- Discordo fortemente; 2- Discordo; 3- Não concordo nem discordo; 4- Concordo; 5- Concordo plenamente

Sexo: Feminino

Masculino

Idade: 20

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
O encaixe é adequado? Ou seja, é necessário fazer muita força para o abrir/fechar?		X			
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?			X	X	

Pinça	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
É mais confortável de manusear em relação à de metal?		X			

Bisturi	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?			X		
Tem uma boa manipulação?			X		
O encaixe da lâmina é adequado?			X		
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?		X			

Obrigada!

Catarina Paz

Inês Baptista

Maria Leonor Calhau



Somos alunas do 3º ano do curso de Engenharia Biomédica no Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (ISEL). Estamos a realizar o Projeto Final de Licenciatura, que se centra no estudo de instrumentos cirúrgicos impressos em 3D. Para isso, fizemos 3 instrumentos cirúrgicos muito utilizados, a pinça hemostática, a pinça e, por fim, o bisturi.

Desta forma, agradecemos a sua disponibilidade para responder a algumas perguntas sobre as características de cada um dos instrumentos.

1- Discordo fortemente; 2- Discordo; 3- Não concordo nem discordo; 4- Concordo; 5- Concordo plenamente

Sexo: Feminino

Masculino

Idade: 24

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?	X				
O encaixe é adequado? Ou seja, é necessário fazer muita força para o abrir/fechar?	X				
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?	X				

Pinça	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?				X	
É mais confortável de manusear em relação à de metal?		X			

Bisturi	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?					X
O encaixe da lâmina é adequado?				X	
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?		X			

Obrigada!

Catarina Paz

Inês Baptista

Maria Leonor Calhau



Somos alunas do 3º ano do curso de Engenharia Biomédica no Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (ISEL). Estamos a realizar o Projeto Final de Licenciatura, que se centra no estudo de instrumentos cirúrgicos impressos em 3D. Para isso, fizemos 3 instrumentos cirúrgicos muito utilizados, a pinça hemostática, a pinça e, por fim, o bisturi.

Desta forma, agradecemos a sua disponibilidade para responder a algumas perguntas sobre as características de cada um dos instrumentos.

- 1- Discordo fortemente; 2- Discordo; 3- Não concordo nem discordo; 4- Concordo; 5- Concordo plenamente

Sexo: Feminino

Masculino

Idade: 27

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					×
Tem um tamanho adequado?					×
Tem uma boa manipulação?				×	
O encaixe é adequado? Ou seja, é necessário fazer muita força para o abrir/fechar?				×	
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?			×		

Pinça	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					×
Tem um tamanho adequado?			×		
Tem uma boa manipulação?					×
É mais confortável de manusear em relação à de metal?			×		

Bisturi	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					×
Tem um tamanho adequado?					×
Tem uma boa manipulação?					×
O encaixe da lâmina é adequado?					×
É mais confortável de manusear em relação ao de metal?					×

Obrigada!

Catarina Paz

Inês Baptista

Maria Leonor Calhau