

**Mestrado em Engenharia Biomédica**

**Trabalho Final de Mestrado**



**Impressão 3D de instrumentos médicos:  
modelação, *design* e viabilidade**

Maria Leonor Trigueiros Calhau

**Orientadores:**

Manuel José de Matos (ISEL)

Mário José Gonçalves Cavaco Mendes (ISEL)

Tiago Gorjão Clara Charters de Azevedo (ISEL)

**Jurí:**

Presidente: João Pedro Barrigana Ramos da Costa

Vogais: João Filipe de Almeida Milho

António José Santos Morais Ricardo

Tiago Gorjão Clara Charters de Azevedo

**Dezembro de 2023**

## Agradecimentos

Gostaria de expressar a minha sincera gratidão a todas as pessoas que contribuíram para a realização desta trabalho final de mestrado. Sem o apoio, orientação e incentivo, este trabalho não teria sido possível.

Primeiramente, quero agradecer aos meus orientadores Professores Tiago Charters de Azevedo, Mário Mendes e Manuel Matos, pela sua orientação excecional, paciência e disponibilidade ao longo deste processo.

À minha família, quero expressar a minha profunda gratidão pelo apoio inabalável e pelo encorajamento constante. Obrigada por sempre acreditarem em mim e por serem a minha fonte de motivação.

Aos meus amigos e colegas, agradeço por todas as discussões enriquecedoras, troca de ideias e experiências que me ajudaram a manter o equilíbrio durante este percurso desafiador.

Gostaria de agradecer também aos profissionais de saúde, cuja colaboração e contribuições foram fundamentais para a validade deste trabalho.

Por fim, agradeço a todos os que de alguma forma me incentivaram ao longo deste percurso académico. Espero que este trabalho possa contribuir de alguma forma para o avanço do conhecimento na área.

## Resumo

As aplicações médicas da impressão 3D têm crescido muito rapidamente sendo esperada uma adoção generalizada em cuidados de saúde dentro de poucos anos. Em ambientes adversos a impressão 3D tem o potencial de providenciar *on-site* e *on-demand* soluções personalizadas a baixo custo. Apesar dos notáveis avanços em impressão 3D na área médica existem ainda muitos desafios tecnológicos e regulatórios para que esta tecnologia fique acessível a todas as populações.

Este Trabalho Final de Mestrado teve como finalidade o estudo da fabricação de um kit de 8 instrumentos cirúrgicos por manufatura aditiva/impressão 3D para ser utilizado em ambientes adversos como catástrofes, guerra e exploração espacial. Para a criação dos instrumentos cirúrgicos pretendidos, inicialmente utilizou-se o SolidWorks, *software* de desenho assistido por computador (*Computer assisted design*, CAD), de forma a criar um modelo tridimensional dos mesmos para posterior impressão. De seguida, utilizou-se o UltiMaker Cura, *software* que gera código G a partir de arquivos CAD 3D, no qual se escolheu a segmentação adequada para cada um dos instrumentos cirúrgicos. Por fim, foram impressos os instrumentos através de uma impressora Anycubic Mega S.

Efetuarão-se, por simulação, estudos sobre os esforços mecânicos a que os instrumentos estarão sujeitos durante uma cirurgia, dos quais se confirmou que os mesmos resistiriam às forças externas máximas. Foram exploradas técnicas de esterilização, como esterilização doméstica e desinfecção com álcool 70%. Através da esterilização doméstica com água a ferver verificou-se que 4 dos 8 instrumentos poderiam ser utilizados novamente e os restantes ficariam com deformação permanentemente impedindo-os de cumprir a sua função. Por outro lado, a desinfecção com álcool a 70% não deformou qualquer instrumento permitindo a reutilização de todos eles. Foi também estudada a usabilidade e maneabilidade dos instrumentos através de questionários aplicados a profissionais de saúde, cujo feedback foi maioritariamente positivo, afirmando que utilizariam este kit em caso de emergência.

**Palavras-chave:** Impressão 3D, Desenho assistido por computador, *Design*, *Open-Source*, Instrumentos Cirúrgicos

## Abstract

The medical applications of 3D printing have been growing rapidly, and a widespread adoption in healthcare is expected in a few years. In challenging environments, 3D printing has the potential to provide on-site, on-demand, and cost-effective personalized solutions. Despite notable advancements in 3D printing in the medical field, there are still many technological and regulatory challenges to make this technology accessible to all populations.

This Thesis aimed to study the manufacturing of an 8-instrument surgical kit using additive manufacturing/3D printing for use in adverse environments such as disasters, war, and space exploration. To create the desired surgical instruments, SolidWorks, a 3D CAD software, was initially used to create a three-dimensional model of the instruments for subsequent printing. Next, UltiMaker Cura, software that generates G-code from 3D CAD files, was used to choose the appropriate slicing for each of the surgical instruments. Finally, the instruments were printed using an Anycubic Mega S printer.

Studies were carried out, through simulation, on the mechanical stresses that the instruments will be subjected to during surgery, which confirmed that they would resist maximum external forces. Sterilization techniques were explored, such as home sterilization and disinfection with 70% alcohol. Through home sterilization with boiling water it was confirmed that 4 of the 8 instruments could be used again and the rest would be too deformed to fulfill their function. On the other hand, disinfection with 70% alcohol did not deform any instrument, allowing all of them to be reused. The usability and manageability of the instruments was also studied through questionnaires applied to healthcare professionals. Their feedback was mostly positive, stating that they would use this kit in case of emergency.

**Keywords:** 3D Printing, Computer assisted design, Design, *Open-Source*, Surgical Instruments

## Índice

Agradecimentos.....	i
Resumo .....	ii
Abstract .....	iii
Índice.....	iv
Índice de Figuras .....	vii
Índice de Tabelas .....	xi
Índice de Anexos .....	xii
Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos.....	xiii
1. Introdução.....	1
1.1. Estado da Arte.....	3
1.2. Objetivos .....	5
1.3. Estrutura do Documento.....	5
2. Enquadramento .....	7
2.1. Instrumentos Cirúrgicos.....	7
2.2. O que é a impressão 3D?.....	10
2.3. Como funciona a impressão 3D?.....	10
2.3.1. Modelação 3D.....	10
2.3.2. Software 3D .....	10
2.3.3. Segmentação.....	11
2.3.4. Impressão 3D.....	11
2.4. Tipos de tecnologias e processo de impressão 3D.....	11
2.4.1. Fotopolimerização Vat .....	12
2.4.1.1. Estereolitografia .....	12
2.4.1.2. Processamento de luz digital .....	13
2.4.1.3. Produção Contínua de Interface Líquida .....	13
2.4.2. Jato de materiais.....	14
2.4.3. Jato de Aglutinante .....	14
2.4.4. Extrusão de materiais .....	15
2.4.4.1. Modelação por Deposição Fundida.....	15
2.4.5. Fusão em leito de pó.....	16
2.4.5.1. Sinterização Seletiva a Laser .....	16
2.4.5.2. Fusão Multijato .....	17
2.4.5.3. Sinterização Direta a Laser de Metal .....	17
2.4.6. Laminação de folha.....	17
2.4.7. Deposição de energia direccionada .....	18

2.5.	Material de Impressão mais utilizado – PET, PETG e ABS .....	19
2.5.1.	PET e PETG .....	19
2.5.2.	ABS.....	20
2.5.3.	PLA.....	22
2.5.4.	PETG vs. ABS vs. PLA na Impressão 3D .....	23
2.5.4.1.	Deformação, Adesão e Rachas .....	23
2.5.4.2.	Odor e Emissão de Partículas.....	24
2.5.4.3.	Pós-Processamento.....	24
2.5.4.4.	Higroscopicidade e Armazenamento.....	24
2.5.4.5.	Resistência à Temperatura .....	24
2.5.4.6.	Preço .....	24
2.6.	Impressora RepRap .....	25
2.7.	Open-Source .....	26
2.8.	Vantagens das impressoras 3D.....	27
2.9.	Desvantagens das impressoras 3D .....	29
3.	Materiais e Métodos.....	30
3.1.	Instrumentos Cirúrgicos a realizar .....	30
3.1.1.	Retrator do Army-Navy.....	30
3.1.2.	Tesoura Metzenbaum .....	30
3.1.3.	Tesoura Mayo .....	31
3.1.4.	Pinça Hemostática .....	32
3.1.5.	Espéculo de Killian.....	32
3.1.6.	Elevador de Cottle-Freer .....	33
3.1.7.	Pinça Cirúrgica.....	34
3.1.8.	Suporte de Bisturi.....	34
3.2.	SolidWorks .....	35
3.3.	UltiMaker Cura .....	35
3.4.	Impressora Anycubic Mega S.....	36
3.5.	Material de Impressão – PLA .....	36
4.	Resultados e Discussão.....	37
4.1.	<i>Design</i> e Impressão.....	37
4.1.1.	Retrator do Army-Navy.....	37
4.1.2.	Tesoura Metzenbaum .....	38
4.1.3.	Tesoura Mayo .....	41
4.1.4.	Pinça Hemostática .....	43
4.1.5.	Espéculo de Killian.....	46
4.1.6.	Elevador de Cottle-Freer .....	49

4.1.7.	Pinça Cirúrgica.....	50
4.1.8.	Suporte de Bisturi.....	51
4.2.	Simulações de Forças .....	53
4.2.1.	Retrator do Army-Navy.....	53
4.2.2.	Tesoura Metzenbaum .....	55
4.2.3.	Tesoura Mayo .....	57
4.2.4.	Pinça Hemostática .....	58
4.2.5.	Espéculo de Killian.....	60
4.2.6.	Elevator de Cottle-Freer .....	62
4.2.7.	Pinça Cirúrgica.....	63
4.2.8.	Suporte de Bisturi.....	65
4.3.	Esterilização Doméstica .....	66
4.3.1.	Retrator do Army-Navy.....	66
4.3.2.	Tesoura Metzenbaum .....	67
4.3.3.	Tesoura Mayo .....	68
4.3.4.	Pinça Hemostática .....	68
4.3.5.	Espéculo de Killian.....	69
4.3.6.	Elevator de Cottle-Freer .....	69
4.3.7.	Pinça Cirúrgica.....	70
4.3.8.	Suporte de Bisturi.....	71
4.4.	Desinfecção com álcool 70% .....	72
4.5.	Questionários .....	73
4.5.1.	Retrator do Army-Navy.....	73
4.5.2.	Tesoura Metzenbaum .....	74
4.5.3.	Tesoura Mayo .....	75
4.5.4.	Pinça Hemostática .....	75
4.5.5.	Espéculo de Killian.....	76
4.5.6.	Elevator de Cottle-Freer .....	77
4.5.7.	Pinça Cirúrgica.....	77
4.5.8.	Suporte de Bisturi.....	78
5.	Conclusões .....	79
6.	Referências Bibliográficas.....	81
7.	Anexos.....	87

## Índice de Figuras

Figura 1 - Conjunto cirúrgico utilizado na correção da hérnia inguinal .....	3
Figura 2 - Conjunto cirúrgico utilizado na septoplastia .....	4
Figura 3 - Exemplo de Bisturi.....	7
Figura 4 - Exemplo de Pinça Cirúrgica.....	7
Figura 5 - Exemplo de Hemostato.....	8
Figura 6 - Exemplo de Agulha Cirúrgica.....	8
Figura 7 - Exemplo de Tubo de Sucção.....	8
Figura 8 - Exemplo de Agrafador Cirúrgico .....	8
Figura 9 - Exemplos de Retratores .....	9
Figura 10 - Exemplos de Tesouras Cirúrgicas .....	9
Figura 11 - Fotopolimerização Vat .....	12
Figura 12 - Jato de materiais .....	14
Figura 13 - Jato de aglutinante .....	15
Figura 14 - Modelação por Deposição Fundida.....	16
Figura 15 - Sinterização Seletiva a Laser.....	17
Figura 16 - Laminação de folha .....	18
Figura 17 - Deposição de energia direcionada .....	18
Figura 18 - Primeira pesquisa sobre a comunidade de impressão 3D .....	26
Figura 19 - Retrator do Army-Navy .....	30
Figura 20 - Tesoura Metzenbaum .....	31
Figura 21 - Tesoura Mayo.....	31
Figura 22 - Pinça Hemostática.....	32
Figura 23 - Espéculo de Killian .....	33
Figura 24 - Elevator Cottle-Freer .....	33
Figura 25 - Pinça Cirúrgica .....	34
Figura 26 - Suporte de Bisturi .....	34
Figura 27 - Impressora Anycubic Mega S utilizada .....	36
Figura 28 - Dimensões 2D do retrator do Army-Navy.....	37
Figura 29 - Retrator em SolidWorks.....	38
Figura 30 - Retrator em UltiMaker Cura .....	38
Figura 31 - Impressão do retrator do Army-Navy .....	38
Figura 32 - Dimensões 2D da primeira peça da tesoura Metzenbaum.....	39
Figura 33 - Primeira peça da tesoura Metzenbaum em SolidWorks.....	39
Figura 34 - Dimensões 2D da segunda peça da tesoura Metzenbaum.....	39
Figura 35 - Segunda peça da tesoura Metzenbaum em SolidWorks.....	40

Figura 36 - Dimensões 2D da terceira peça da tesoura Metzenbaum.....	40
Figura 37 - Terceira peça da tesoura Metzenbaum em SolidWorks.....	40
Figura 38 - Tesoura Metzenbaum em SolidWorks .....	40
Figura 39 - Tesoura Metzenbaum em UltiMaker Cura.....	41
Figura 40 - Impressão da tesoura Metzenbaum.....	41
Figura 41 - Dimensões 2D da primeira peça da tesoura Mayo.....	41
Figura 42 - Primeira parte da tesoura Mayo em SolidWorks .....	42
Figura 43 - Dimensões 2D da segunda parte da tesoura Mayo .....	42
Figura 44 - Segunda parte da tesoura Mayo em SolidWorks .....	42
Figura 45 - Tesoura Mayo em SolidWorks .....	42
Figura 46 - Tesoura Mayo em UltiMaker Cura .....	43
Figura 47 - Impressão da tesoura Mayo .....	43
Figura 48 - Dimensões 2D da primeira peça da pinça hemostática.....	43
Figura 49 - Dimensões do encaixe na zona dos dedos.....	44
Figura 50 - Primeira peça da pinça hemostática em SolidWorks.....	44
Figura 51 - Dimensões 2D da segunda peça da pinça hemostática.....	44
Figura 52 - Segunda peça da pinça hemostática em SolidWorks.....	44
Figura 53 - Pinça hemostática em Solidworks.....	45
Figura 54 - Pinça hemostática em UltiMaker Cura .....	45
Figura 55 - Impressão da pinça hemostática .....	45
Figura 56 - Dimensões 2D da primeira peça do espéculo de Killian.....	46
Figura 57 - Primeira peça do espéculo de Killian em Solidworks .....	46
Figura 58 - Dimensões 2D da segunda peça do espéculo de Killian.....	47
Figura 59 - Segunda peça do espéculo de Killian em SolidWorks.....	47
Figura 60 - Terceira peça do espéculo de Killian .....	48
Figura 61 - Espéculo de Killian em SolidWorks.....	48
Figura 62 - Espéculo de Killian em UltiMaker Cura .....	48
Figura 63 - Impressão do espéculo de Killian .....	49
Figura 64 - Dimensões 2D do elevador de Cottle-Freer .....	49
Figura 65 - Angulação das extremidades do elevador de Cottle-Freer.....	49
Figura 66 - Elevador de Cottle-Freer em SolidWorks .....	49
Figura 67 - Elevador de Cottle-Freer em UltiMaker Cura .....	50
Figura 68 - Impressão do elevador de Cottle-Freer.....	50
Figura 69 - Dimensões 2D da pinça.....	50
Figura 70 - Pinça em SolidWorks.....	51
Figura 71 - Pinça em UltiMaker Cura .....	51
Figura 72 - Impressão da pinça cirúrgica .....	51

Figura 73 - Dimensões 2D do suporte de bisturi. ....	52
Figura 74 - Suporte de bisturi em SolidWorks. ....	52
Figura 75 - Suporte de bisturi em UltiMaker Cura. ....	52
Figura 76 - Impressão do suporte de bisturi. ....	52
Figura 77 - Geometria fixa (verde) para o retrator do Army-Navy. ....	54
Figura 78 - Forças externas (roxo) para o retrator do Army-Navy. ....	54
Figura 79 - Simulação do retrator com força externa de 100 N. ....	54
Figura 80 - Simulação do retrator com força externa de 500 N. ....	55
Figura 81 - Geometria fixa (verde) para a tesoura Metzenbaum. ....	55
Figura 82 - Forças externas (roxo) para a tesoura Metzenbaum. ....	56
Figura 83 - Simulação da tesoura Metzenbaum com força externa de 10 N. ....	56
Figura 84 - Simulação da tesoura Metzenbaum com força externa de 50 N. ....	56
Figura 85 - Geometria fixa (verde) para a tesoura Mayo. ....	57
Figura 86 - Forças externas (roxo) para a tesoura Mayo. ....	57
Figura 87 - Simulação da tesoura Mayo com força externa de 10 N. ....	58
Figura 88 - Simulação da tesoura Mayo com força externa de 50 N. ....	58
Figura 89 - Geometria fixa (verde) para a pinça hemostática. ....	58
Figura 90 - Forças externas (roxo) para a pinça hemostática. ....	59
Figura 91 - Simulação da pinça hemostática com força externa de 10 N. ....	59
Figura 92 - Simulação da pinça hemostática com força externa de 50 N. ....	59
Figura 93 - Geometria fixa (verde) para o espéculo de Killian. ....	60
Figura 94 - Forças externas (roxo) para o espéculo de Killian. ....	60
Figura 95 - Simulação do espéculo de Killian com força externa de 10 N. ....	61
Figura 96 - Simulação do espéculo de Killian com força externa de 30 N. ....	61
Figura 97 - Geometria fixa (verde) para o elevador de Cottle-Freer. ....	62
Figura 98 - Forças externas (roxo) para o elevador de Cottle-Freer. ....	62
Figura 99 - Simulação do elevador de Cottle-Freer com força externa de 5 N. ....	62
Figura 100 - Simulação do elevador de Cottle-Freer com força externa de 50 N. ....	63
Figura 101 - Geometria fixa (verde) para a pinça cirúrgica. ....	63
Figura 102 - Forças externas (roxo) para a pinça cirúrgica. ....	64
Figura 103 - Simulação da pinça cirúrgica com força externa de 5 N. ....	64
Figura 104 - Simulação da pinça cirúrgica com força externa de 10 N. ....	64
Figura 105 - Geometria fixa (verde) para o suporte de bisturi. ....	65
Figura 106 - Forças externas (roxo) para o suporte de bisturi. ....	65
Figura 107 - Simulação do suporte de bisturi com força externa de 10 N. ....	65
Figura 108 - Simulação do suporte de bisturi com força externa de 50 N. ....	66
Figura 109 - Retrator durante a esterilização. ....	67

Figura 110 - Retrator após esterilização de 10 min .....	67
Figura 111 - Tesoura Metzenbaum durante a esterilização .....	67
Figura 112 - Tesoura Metzenbaum após esterilização de 10 min .....	67
Figura 113 - Tesoura Mayo durante a esterilização .....	68
Figura 114 - Tesoura Mayo após esterilização de 10 min .....	68
Figura 115 - Pinça hemostática durante a esterilização.....	68
Figura 116 - Pinça hemostática após esterilização de 10 min.....	69
Figura 117 - Espéculo durante a esterilização .....	69
Figura 118 - Espéculo após esterilização de 10 min .....	69
Figura 119 - Elevator durante a esterilização .....	70
Figura 120 - Elevator após esterilização de 10 min .....	70
Figura 121 - Pinça durante a esterilização .....	70
Figura 122 - Pinça após esterilização de 10 min .....	70
Figura 123 - Bisturi durante a esterilização .....	71
Figura 124 - Bisturi após esterilização de 10 min.....	71
Figura 125 - Instrumentos cirúrgicos durante a desinfeção com álcool 70% .....	72
Figura 126 - Instrumentos cirúrgicos após a desinfeção com álcool 70% .....	73
Figura 127 - Histograma das respostas ao questionário sobre o retrator .....	74
Figura 128 - Histograma das respostas ao questionário sobre a tesoura Metzenbaum ...	74
Figura 129 - Histograma das respostas ao questionário sobre a tesoura Mayo .....	75
Figura 130 - Histograma das respostas ao questionário sobre a pinça hemostática .....	76
Figura 131 - Histograma das respostas ao questionário sobre o espéculo de Killian .....	76
Figura 132 - Histograma das respostas ao questionário sobre o elevator de Cottle-Freer	77
Figura 133 - Histograma das respostas ao questionário sobre a pinça cirúrgica.....	77
Figura 134 - Histograma das respostas ao questionário sobre o suporte de bisturi .....	78
Figura 135 - Suporte de bisturi com lâmina.....	78

## Índice de Tabelas

Tabela 1 - Propriedades mecânicas do PETG .....	19
Tabela 2 - Propriedades mecânicas do ABS.....	21
Tabela 3 - Propriedades mecânicas do PLA .....	22
Tabela 4 - Vantagens da impressão 3D.....	28
Tabela 5 - Resultados da esterilização dos instrumentos cirúrgicos .....	71
Tabela 6 - Respostas ao questionário sobre o retrator.....	73
Tabela 7 - Respostas ao questionário sobre a tesoura Metzenbaum.....	74

Tabela 8 - Respostas ao questionário sobre a tesoura Mayo.....	75
Tabela 9 - Respostas ao questionário sobre a pinça hemostática .....	75
Tabela 10 - Respostas ao questionário sobre o espéculo .....	76
Tabela 11 - Respostas ao questionário sobre o elevador .....	77
Tabela 12 - Respostas ao questionário sobre a pinça.....	77
Tabela 13 - Respostas ao questionário sobre o bisturi.....	78

## Índice de Anexos

Anexo 1 - Patente US 2014/0046137 .....	87
Anexo 2 - Patente EP1851013B1 .....	93
Anexo 3 - Norma ISO 7740-1985 (E) nº3.....	100
Anexo 4 - Questionários Aplicados .....	102

## Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

- 2D – 2 *Dimensional* / 2 Dimensões
- 3D – 3 *Dimensional* / 3 Dimensões
- 3MF – 3D *Manufacturing Format* / Formato de Manufatura 3D
- ABS – *Acrylonitrile Butadiene Styrene* / Acrilonitrila Butadieno Estireno
- AMF – *Additive Manufacturing File* / Ficheiro de Manufatura Aditiva
- ASTM – *American Society for Testing and Materials*
- BJ – *Binder Jetting* / Jato de Aglutinante
- BMP – *Bitmap* / Mapa de Bits
- CAD – *Computer-Aided Design* / Desenho Assistido por Computador
- CLIP – *Continuous Liquid Interface Production* / Produção Contínua de Interface Líquida
- CNC – *Computer Numeric Control* / Controlo Numérico Computadorizado
- DAE – *Digital Asset Exchange* / Troca de ativos digitais
- DLP – *Digital Light Processing* / Processamento Digital por Luz
- DLS – *Digital Light Synthesis* / Síntese de Luz Digital
- DMLS – *Direct Metal Laser Sintering* / Sinterização Direta de Metal a Laser
- FDM – *Fused Deposition Modeling* / Deposição por Material Fundido
- FEA – *Finite Element Analysis* / Análise de Elementos Finitos
- FSF – *Free Software Foundation*
- GIF – *Graphics Interchange Format* / Formato de Intercâmbio Gráfico
- HIPS – *High Impact Polystyrene* / Poliestireno Alto Impacto
- JPG – *Joint Photographic Group* / Grupo de Conjuntos de Fotografias
- LED – *Light-Emitting Diode* / Diodo Emissor de Luz
- MJF – *Multi Jet Fusion* / Fusão Multijato
- OBJ – *Object File* / Arquivo de Objeto
- OSI – *Open Source Initiative*
- OSS – *Open-Source Software* / Software de Código Aberto
- PET – *Polyethylene Terephthalate* / Tereftalato de Polietileno
- PETG – *Polyethylene Terephthalate Glycol* / Tereftalato de Polietileno Glicol
- PDLA – *Poly D-Lactide* / Poli-D-Lático
- PLA – *Polylactic Acid* / Ácido Polilático
- PNG – *Portable Network Graphic* / Gráficos Portáteis de Rede
- RepRap – *Replicating Rapid-prototyper* / Replicação de Prototipagem de Rápida
- SLA – *Stereolithography* / Estereolitografia
- SLS – *Selective Laser Sintering* / Sinterização Seletiva a Laser
- STL – *Standard Triangle Language* / Linguagem de Padrão do Triângulo

TC – Tomografia Computadorizada

TPU – *Thermoplastic polyurethane* / Termoplástico Poliuretano

UV – *Ultraviolet* / Ultravioleta

VOC – *Volatile Organic Compounds* / Composto Orgânico Volátil

X3D – *Extensible 3D* / Extensão 3D

# 1. Introdução

A tecnologia de manufatura aditiva amadureceu e continua a evoluir de um método de prototipagem rápida para um método viável de meios de fabricação rápidos. Também conhecido como impressão tridimensional (3D), esse método envolve a deposição sequencial de material para “imprimir” a secção transversal de um objeto para eventualmente produzir um produto final 3D totalmente formado. Este processo aditivo reduz o desperdício de material, reduz o custo de reequipamento e permite a fabricação rápida de produtos únicos (Yu & Khan, 2015). A impressão 3D é então um processo de manufatura aditiva que permite a criação de objetos sólidos diretamente do desenho assistido por computador (*Computer-Aided Design*, CAD) (George *et al.*, 2017).

A primeira impressão 3D foi relatada por Hideo Kodama em 1982. Desde a manufatura aditiva/impressão 3D de formas simples, as impressoras 3D tornaram-se muito mais acessíveis e agora podem imprimir com um grande número de materiais, incluindo metais, produtos de madeira e termoplásticos como ácido polilático (*Polylactic Acid*, PLA). Além disso, existem várias técnicas para impressão de materiais sólidos em 3D (Rankin *et al.*, 2014).

A primeira forma de impressão 3D, a estereolitografia (*Stereolithography*, SLA), foi desenvolvida por Charles Hull no início dos anos 80 (George *et al.*, 2016). O conceito é baseado num processo de estratificação aditiva do material para criar o objeto 3D. Semelhante ao conceito de impressora a jato de tinta, na impressão 3D há a estratificação aditiva inicial de um polímero (ou qualquer material que possa atingir o estado líquido através do calor) que é colocado horizontalmente e depois solidificado por resfriamento ou radiação ultravioleta, de modo a imprimir um modelo 3D. Cada camada horizontal é semelhante às imagens obtidas durante uma tomografia computadorizada (TC) ou qualquer imagem radiológica bidimensional semelhante (Tsoufas *et al.*, 2020). Hull mais tarde fundou a empresa 3D Systems e desenvolveu o formato de arquivo STL (*Standard Triangle Language*) que permite que as máquinas de impressão 3D transformem arquivos digitais num objeto físico (George *et al.*, 2016). O desafio é converter os dados dessas representações bidimensionais através do uso de SLA neste tipo de arquivo que pode ser usado para obter o produto impresso em 3D. Esta foi originalmente utilizada na indústria como forma de projetar e fabricar novos produtos, sendo a principal vantagem da impressora 3D a velocidade em relação aos métodos mais tradicionais, quando considerado todo o processo produtivo (Tsoufas *et al.*, 2020).

S. Scott Crump desenvolveu a Modelação por deposição fundida (*Fused Deposition Modeling*, FDM) no final dos anos 80, fundando a empresa Stratasys. A FDM faz a extrusão do material de impressão em bobina através de um bocal aquecido numa plataforma de construção (George *et al.*, 2016).

A terceira variante da impressão 3D é a sinterização seletiva a laser (*Selective Laser Sintering*, SLS), desenvolvida por Carl Deckard e Joseph Beaman na Universidade do Texas em 1987. A SLS fabrica peças por fusão ou sinterização de plástico em pó com um laser numa forma em camadas. Quando uma camada é finalizada, um rolo espalha uma nova camada de pó sobre a área de construção e o laser sinteriza a próxima camada. O pó na área de construção atua como uma estrutura de suporte para quaisquer partes sem suporte. Concluída a construção, a área é elevada e a peça é levada para uma estação de desmembramento para remoção do excesso de pó. Uma vez que o pó e as peças em excesso são separados, o pó pode ser reutilizado noutra construção (George *et al.*, 2016).

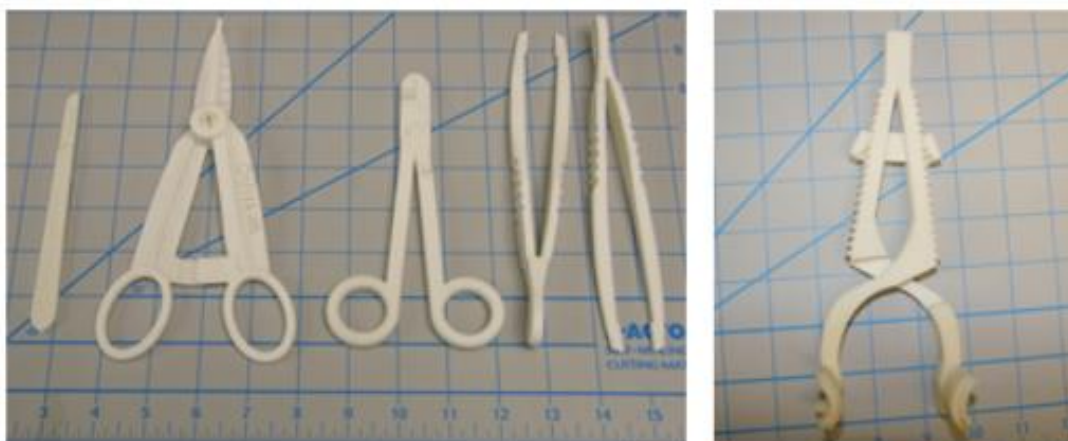
A impressão 3D apresenta dois ramos principais: tecnologias de ponta e prototipagem rápida. O primeiro requer especialistas e infraestruturas complexas, sendo utilizado em aplicações específicas com construções de alto valor agregado, como indústrias automobilísticas e tecnologias aeroespaciais. O segundo é usado para o *design* rápido e prototipagem de ideias e conceitos e não requer especialistas. Em geral, as impressoras 3D oferecem interfaces amigáveis para permitir um processo de fabricação mais versátil (Gaal *et al.*, 2020). Assim, esta impressão permite flexibilidade significativa para a fabricação de dispositivos biomédicos, oferecendo liberdade geométrica sem limitações como nos métodos tradicionais de fabricação. Ao utilizar o método de impressão 3D, podemos imprimir peças funcionais de formas complexas com recursos internos detalhados e ajustar a densidade do material para produzir dispositivos biomédicos mais leves com menos peças (Surmen *et al.*, 2020).

Nas últimas décadas verificou-se um grande progresso na cirurgia com a incorporação de vários avanços tecnológicos, levando ao aumento da prática de procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos em cirurgia geral e todas as diferentes especialidades e subespecialidades cirúrgicas. O objetivo tem sido alcançar uma abordagem mais direcionada e orientada para o paciente, que combine a cura do paciente e, ao mesmo tempo, preserve a qualidade e a segurança dos seus cuidados. Um dos desenvolvimentos tecnológicos mais recentes que deixou uma marca significativa na indústria com *design* e fabricação de produtos é a impressão 3D (Tsoulfas *et al.*, 2020). A impressão 3D permite a personalização de instrumentos cirúrgicos para atender às necessidades específicas de cada paciente, algo que pode ajudar a melhorar a precisão dos procedimentos cirúrgicos e reduzir o tempo de recuperação.

## 1.1. Estado da Arte

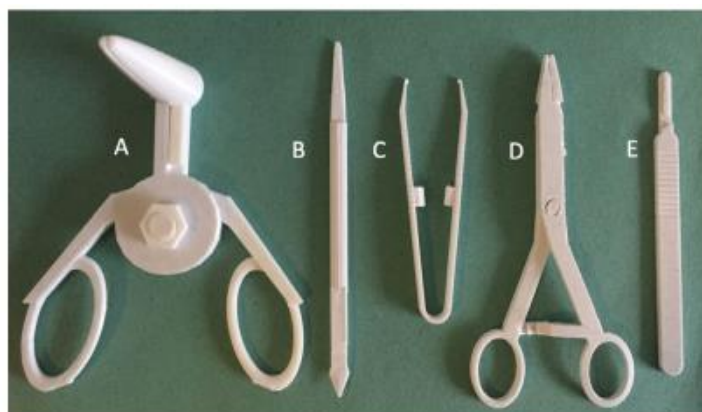
No século XXI, viu-se a rápida adoção da impressão 3D por diferentes especialidades cirúrgicas, principalmente na educação, planeamento pré-operatório e reconstrução. Kondor *et al.* (2013) foram os primeiros a descrever o uso da impressão 3D para desenvolver instrumentos cirúrgicos (Zaidi *et al.*, 2021). Este estudo foi demonstrado em laboratório e, de forma limitada, num cenário de campo simulado. Os instrumentos cirúrgicos básicos foram desenhados, impressos, testados e refinados digitalmente. A dissecação e a sutura foram realizadas com sucesso em partes de frango frito e posteriormente num simulador cirúrgico humano. Com exceção da tesoura de Metzenbaum, todos os instrumentos tiveram um desempenho adequado para dissecar e suturar o simulador cirúrgico sem falhas. Lâminas de bisturi foram usadas para cortar as lâminas da tesoura impressa, mas muitas vezes não se encaixavam, falhando ao cortar o tecido (Kondor *et al.*, 2013). Desde então, outros trabalhos exploraram o uso da impressão 3D na instrumentação cirúrgica.

No estudo de George *et al.* (2017) comprovou-se a viabilidade da realização de uma correção de hérnia inguinal com um conjunto cirúrgico geral projetado por cirurgiões e fabricado numa impressora 3D (Fig. 1). As limitações deste conjunto cirúrgico impresso em 3D estiveram relacionadas principalmente com a resistência do material. Por exemplo, ao conduzir a sutura através do perióstio do tubérculo púbico, houve algum deslizamento da agulha, exigindo que a agulha fosse agarrada novamente. No entanto, o procedimento foi finalizado corretamente em 35 min sem o auxílio de nenhum instrumento padrão de aço inoxidável.



**Figura 1** - Conjunto cirúrgico utilizado na correção da hérnia inguinal (George *et al.*, 2017).

A impressão 3D de instrumentos cirúrgicos (Fig. 2) para uso numa septoplastia num cadáver humano mostrou produzir um resultado semelhante ao uso de aço inoxidável com o benefício adicional de uma grande redução no custo e a capacidade de personalização rápida de acordo com as preferências do cirurgião (Zaidi *et al.*, 2021).



**Figura 2** - Conjunto cirúrgico utilizado na septoplastia (Zaidi *et al.*, 2021).

Existem também inúmeros relatos na literatura onde a impressão 3D é utilizada para planeamento cirúrgico e produção de implantes ou guias de implantes para a cirurgia maxilofacial (George *et al.*, 2017). Por exemplo, a impressão 3D tem sido utilizada para construir próteses mandibulares após a ressecção de ameloblastoma (Yu & Khan, 2015).

No campo da cirurgia de trauma, a viabilidade de instrumentos cirúrgicos funcionais impressos em 3D foi comprovada através da realização de uma laparotomia num simulador cirúrgico humano (George *et al.*, 2017).

No ramo da cirurgia ortopédica utilizou-se a impressão 3D para produzir modelos não fraturados do acetábulo, imprimindo a imagem espelhada das tomografias computadorizadas do acetábulo lesionado. Isto foi posteriormente usado para contornar placas e planear trajetórias de parafusos. Vários modelos foram produzidos a partir de tomografias computadorizadas de pacientes, incluindo modelos de simulação renal pediátrica com obstrução ureteropélvica para treino (Yu & Khan, 2015).

Da mesma forma, a impressão 3D também desempenhou um papel fundamental no transplante de um rim de um doador vivo adulto para um recetor infantil, pois permitiu que a equipa cirúrgica simulasse a anatomia e a colocação do enxerto renal no recetor. A capacidade de avaliar o volume hepático exato e os vasos sanguíneos e biliares envolvidos permitiu uma abordagem mais direcionada numa cirurgia envolvendo um doador vivo, etapa essencial para garantir a segurança do mesmo. No caso do transplante renal vivo, principalmente na população infantil, a simulação aprimorada oferecida pela impressão 3D também significa evitar a exploração na mesa cirúrgica e, assim, aumentar a segurança e diminuir o tempo operatório (Tsoulfas *et al.*, 2020).

A impressão 3D está assim a ser utilizada para uma variedade de aplicações médicas personalizadas, incluindo: próteses, implantes, *scaffolds* de engenharia de tecidos e modelos anatómicos baseados em imagens. Por fornecer recursos cirúrgicos no espaço e em outros ambientes remotos, a impressão 3D parece ser uma modalidade promissora (Wong & Pfahnl, 2014).

No estudo de Wong e Pfahnl (2016) verificou-se que todas as tarefas simuladas de preparação, incisão e sutura foram realizadas com sucesso usando instrumentos cirúrgicos impressos em 3D por membros da equipa de simulação sem experiência cirúrgica prévia, bem como não haver diferença substancial na velocidade de conclusão destas tarefas. Provou-se também que a tecnologia de impressão 3D oferece o potencial de fornecer a produção localizada e personalizada de recursos cirúrgicos para missões espaciais que podem reduzir custos, minimizar a redundância, melhorar a prestação de cuidados de saúde autónomos administrados pela tripulação, melhorar a saúde da tripulação e os resultados da missão. No entanto, obstáculos tecnológicos e regulatórios significativos devem ser resolvidos antes que uma biblioteca digital de arquivos imprimíveis em 3D regulamentados de recursos cirúrgicos esteja disponível para missões espaciais. Essa biblioteca também deve conter procedimentos sobre técnicas anestésicas e cirúrgicas, bem como cuidados pré e pós-operatórios e de reabilitação para apoiar a continuidade dos cuidados cirúrgicos para missões espaciais.

## 1.2. Objetivos

Este projeto tem como finalidade a impressão 3D de um kit cirúrgico de primeira intervenção para ser utilizado em ambientes adversos, tais como catástrofes naturais, guerra e exploração espacial. O presente trabalho tem como objetivo investigar a viabilidade, o projeto e o processo de fabricação de instrumentos cirúrgicos impressos em 3D, utilizando o software SolidWorks para o *design* dos instrumentos. Os *designs* serão segmentados no software UltiMaker Cura e impressos na impressora Anycubic Mega S. Em seguida, serão realizadas simulações de forças e ciclos de esterilização doméstica para verificar a resistência e durabilidade dos instrumentos. Finalmente, a performance dos instrumentos será avaliada por profissionais de saúde.

Este estudo tem um grande potencial para ajudar a salvar vidas em situações extremas, onde o acesso a instrumentos médicos e equipamentos é limitado. A capacidade de produzir rapidamente instrumentos cirúrgicos impressos em 3D pode fornecer uma solução prática e de baixo custo para atender às necessidades de atendimento médico de emergência em áreas remotas ou afetadas por desastres naturais. Além disso, a tecnologia de impressão 3D permite personalizar os instrumentos para atender às necessidades específicas dos pacientes, melhorando a eficácia do tratamento.

## 1.3. Estrutura do Documento

No primeiro capítulo deste documento é efetuada uma introdução com uma breve contextualização do tema a ser abordado bem como a descrição dos objetivos do trabalho.

No segundo capítulo, é apresentada uma descrição detalhada dos instrumentos cirúrgicos mais frequentemente utilizados durante uma cirurgia, bem como uma explicação

abrangente sobre a impressão 3D, incluindo o seu funcionamento, as tecnologias existentes, os materiais utilizados, assim como as vantagens e desvantagens desta impressão.

O terceiro capítulo consiste nos materiais e métodos utilizados neste trabalho, especificamente os instrumentos a serem realizados, os softwares utilizados, a impressora e o material escolhido para a impressão.

No quarto capítulo são apresentados os resultados e discussão deste estudo começando pelo *design* e impressão dos instrumentos cirúrgicos, de seguida são descritas diferentes análises da performance dos instrumentos impressos, tais como simulações de forças, esterilizações e desinfecções, e questionários de opinião de profissionais de saúde.

No quinto capítulo são expostas as conclusões finais da realização deste trabalho e os trabalhos futuros. No final do trabalho encontram-se as referências bibliográficas e todos os anexos utilizados.

## 2. Enquadramento

### 2.1. Instrumentos Cirúrgicos

Instrumentos cirúrgicos são ferramentas usadas por cirurgiões durante as intervenções cirúrgicas envolvendo ações como abrir tecidos moles, remover ossos, dissecar para isolar lesões e remover ou obliterar as estruturas anormais para tratamento (Yang *et al.*, 2018). A sala de cirurgia contém um grande número de instrumentos adequados para realizar uma série de procedimentos. Os instrumentos mais comuns são os seguintes (Visenio, 2019):

- Bisturi (Fig. 3) – É usado para incisão inicial e corte de tecidos, consistindo numa lâmina e num suporte de bisturi. Este instrumento é normalmente referido pelo número da sua lâmina.



**Figura 3** - Exemplo de Bisturi (Bjolo, 2008).

- Pinça cirúrgica (Fig. 4) – Também conhecida como fórceps sem bloqueio, pinça de agarrar, pinça de polegar ou *pick-ups*. Esta é utilizada para agarrar tecido ou objetos, podendo ser dentada ou não dentada na ponta.



**Figura 4** - Exemplo de Pinça Cirúrgica (ABC, 2020).

- Hemostato (Fig. 5) – Também chamado de fórceps com bloqueio, estes são instrumentos que rodam sobre um eixo usado para segurar o tecido e objetos ou fornecer hemostasia. Pode ser traumática ou não traumática.



**Figura 5** - Exemplo de Hemostato (Eakin Surgical, 2023).

- Agulha (Fig. 6) e Sutura – As agulhas podem ter diversas formas e lâminas de corte para diferentes aplicações. As suturas podem ser absorvíveis, não absorvíveis e também apresentam diferentes tamanhos.



**Figura 6** - Exemplo de Agulha Cirúrgica (Burtons, 2020).

- Pontas de Sucção (Fig. 7) – Combinadas com uma fonte de sucção, servem para remover detritos e fluido do campo cirúrgico. Pode também ser usado para limpar fumo cirúrgico.



**Figura 7** - Exemplo de Tubo de Sucção (Xelpov Surgical, 2020).

- Agrafador (Fig. 8) e Agrafos – Usado para reversão de vísceras, ligação de vasos e excisão de espécimes. O agrafador pode ser de uso único, recarregável, manual ou alimentado por uma fonte externa. Existem agrafos de diversos tamanhos.



**Figura 8** - Exemplo de Agrafador Cirúrgico (Turner, 2022).

- Retrator (Fig. 9) – De formas variadas, retratores são usados para manter uma incisão aberta, reter tecidos ou outros objetos para manter uma visão clara do campo cirúrgico, ou alcançar outras estruturas. Este instrumento pode ser de mão ou de auto-retenção.



**Figura 9** - Exemplos de Retratores (GerMedUSA, 2023).

- Tesoura (Fig. 10) - Utilizada para cortar tecido, sutura ou para dissecação, pode ser reto ou curvo de forma a cortar diferentes estruturas.



**Figura 10** - Exemplos de Tesouras Cirúrgicas (Indiamart, 2023).

## 2.2. O que é impressão 3D?

A impressão 3D ou fabricação aditiva é um processo de criação de objetos sólidos tridimensionais a partir de um arquivo digital. A criação de um objeto impresso em 3D é realizada usando processos aditivos. Num processo aditivo, um objeto é criado colocando camadas sucessivas de material até que o objeto seja criado. Cada uma dessas camadas pode ser vista como uma secção transversal do objeto em fatias finas (3D Printing, 2022).

A impressão 3D é o oposto da manufatura subtrativa, que é cortar uma peça de metal ou plástico. A impressão 3D permite produzir formas complexas usando menos material do que os métodos de fabricação tradicionais.

No processo de impressão 3D, o modelo 3D do objeto final é dividido em camadas num *software* de segmentação 3D, considerando a precisão de superfície desejada, produzindo então os códigos G (linguagem de programação que “ordena” a impressora 3D). 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 sobre a camada anterior para que todas as camadas sejam criadas e o objeto seja construído (Singh *et al.*, 2020).

## 2.3. Como funciona a impressão 3D?

Em geral, um processo de impressão 3D consiste em primeiramente, obter o modelo 3D do objeto final em ambiente digital, de seguida, converter o arquivo do modelo 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 segmentação de impressora 3D, produzindo os códigos G, estes são então transmitidos para a impressora 3D, levando por fim à impressão do objeto.

### 2.3.1. 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 CAD, bem como um sistema de digitalização 3D (ótico, 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.

### 2.3.2. Software 3D

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 (*Object File*) e 3MF (*3D Manufacturing Format*)

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.

Frequentemente, recomenda-se aos iniciantes que comecem com o Tinkercad. O Tinkercad é gratuito e não precisa de ser instalado, funcionando diretamente num navegador-web. O Tinkercad oferece aulas para iniciantes e possui um recurso integrado para exportar o modelo como um arquivo imprimível, por exemplo, STL ou OBJ (3D Printing, 2022).

O próximo passo é prepará-lo para a impressora 3D. Isso é chamado de segmentação.

### 2.3.3. Segmentação

Os modelos salvos num formato apropriado são transferidos para um *software* de segmentação 3D antes da impressão. O objetivo da utilização deste *software* é dividir o modelo em camadas e gerar códigos G necessários para serem lidos na impressora 3D. A posição do objeto na mesa da impressora 3D, espessura da camada, tipo de material a ser usado, temperatura, 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 (Craftunique, 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 (Singh *et al.*, 2020).

### 2.3.4. 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.

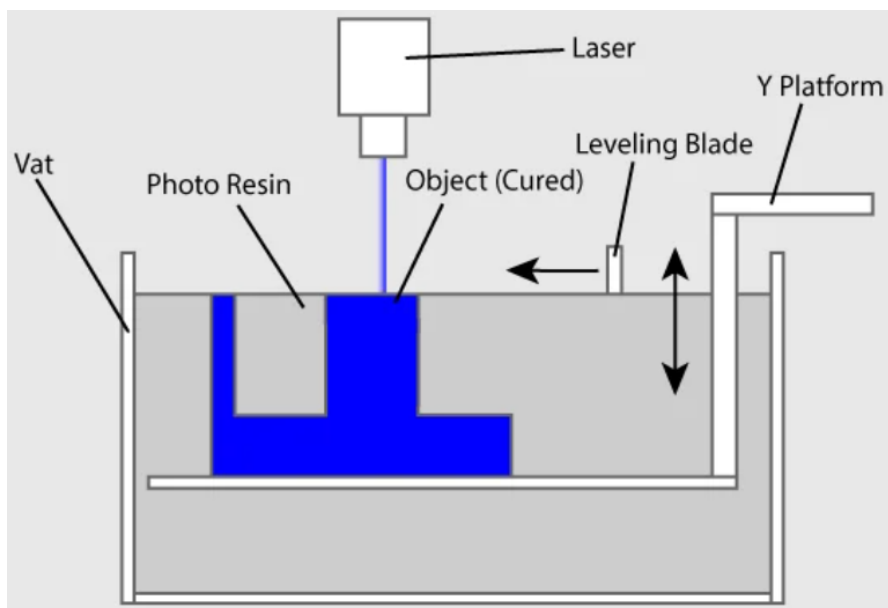
## 2.4. **Tipos de tecnologias e processos de impressão 3D**

A American Society for Testing and Materials (ASTM) desenvolveu um conjunto de normas que classificam os processos de manufatura aditiva em 7 categorias (3D Printing, 2022):

- Fotopolimerização Vat: Estereolitografia (SLA), Processamento de luz digital (*Digital Light Processing, DLP*), Produção Contínua de Interface Líquida (*Continuous Liquid Interface Production, CLIP*);
- Jato de materiais;
- Jato de aglutinante (*Binder Jetting, BJ*);
- Extrusão de materiais: Modelação por Deposição Fundida (FDM);
- Fusão em leito de pó: Fusão multijato (*Multi Jet Fusion, MJF*), Sinterização Seletiva a Laser (SLS), Sinterização Direta de Metal a Laser (*Direct Metal Laser Sintering, DMLS*);
- Laminação de folha;
- Deposição de energia direcionada.

#### 2.4.1. Fotopolimerização Vat

Uma impressora 3D baseada no método de Fotopolimerização Vat (Fig. 11) possui um recipiente preenchido com resina de fotopolímero. A resina é endurecida com uma fonte de luz UV (ultravioleta) (3D Printing, 2022).



**Figura 11** - Fotopolimerização Vat (3D Printing, 2022).

##### 2.4.1.1. Estereolitografia

A SLA foi inventada em 1986 por Charles Hull, que também na época fundou a empresa 3D Systems (3D Printing, 2022). A técnica SLA baseia-se no princípio de tratamento da camada de resina do fotopolímero, que se encontra no estado líquido à temperatura ambiente, por um feixe de laser ultravioleta de acordo com dados geométricos do objeto final. 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, normalmente de 0,05 mm a 0,15 mm (3D Printing, 2022), 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 (Singh *et al.*, 2020). Dependendo da orientação do objeto e da impressão, a SLA geralmente requer o uso de estruturas de suporte (3D Printing, 2022). Assim, objetos 3D com geometrias muito detalhadas podem ser obtidos a partir da resina líquida que é preenchida na tina e que não possui uma geometria determinada (Singh *et al.*, 2020).

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.

#### 2.4.1.2. Processamento de luz digital

DLP é um método de impressão que faz uso de luz e polímeros fotossensíveis. Embora seja muito semelhante ao SLA, a principal diferença é a fonte de luz. DLP utiliza outras fontes de luz como lâmpadas de arco (3D Printing, 2022). A tecnologia de impressão DLP possui um projetor localizado no fundo da tina 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 por 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 (Singh *et al.*, 2020).

O DLP é relativamente rápido em comparação com outras tecnologias de impressão 3D (3D Printing, 2022).

#### 2.4.1.3. Produção Contínua de Interface Líquida

O fundamento do processo CLIP é a tecnologia síntese de luz digital (*Digital Light Synthesis*, DLS). Nesta tecnologia, a luz de um mecanismo de luz LED (*Light-Emitting Diode*) personalizado de alto desempenho projeta uma sequência de imagens UV expondo uma secção transversal da peça impressa em 3D, fazendo com que a resina curável por UV cure parcialmente de maneira controlada com precisão. O oxigénio passa pela janela permeável ao oxigénio, criando uma fina interface líquida de resina não curada entre a janela e a peça

impressa conhecida como zona morta. Dentro da zona morta, o oxigénio impede que a luz cure a resina situada mais próxima da janela, permitindo assim o fluxo contínuo de líquido sob a parte impressa. Logo acima da zona morta, a luz ultravioleta projetada para cima causa uma cura em cascata da peça (3D Printing, 2022).

Depois da luz moldar a peça, um segundo processo de cura programável atinge as propriedades mecânicas desejadas ao aquecer a peça impressa em 3D num banho térmico ou forno. A cura térmica programada define as propriedades mecânicas desencadeando uma reação química secundária, fazendo com que o material fortaleça, atingindo as propriedades finais desejadas.

A síntese de luz digital produz propriedades mecânicas consistentes e precisas, criando peças que são verdadeiramente isotrópicas.

#### 2.4.2. Jato de materiais

Neste processo (Fig. 12), o material é aplicado em gotas por meio de um bocal de diâmetro pequeno, semelhante ao funcionamento de uma impressora de papel, mas é aplicado camada por camada numa plataforma de construção e depois endurecido pela luz ultravioleta.

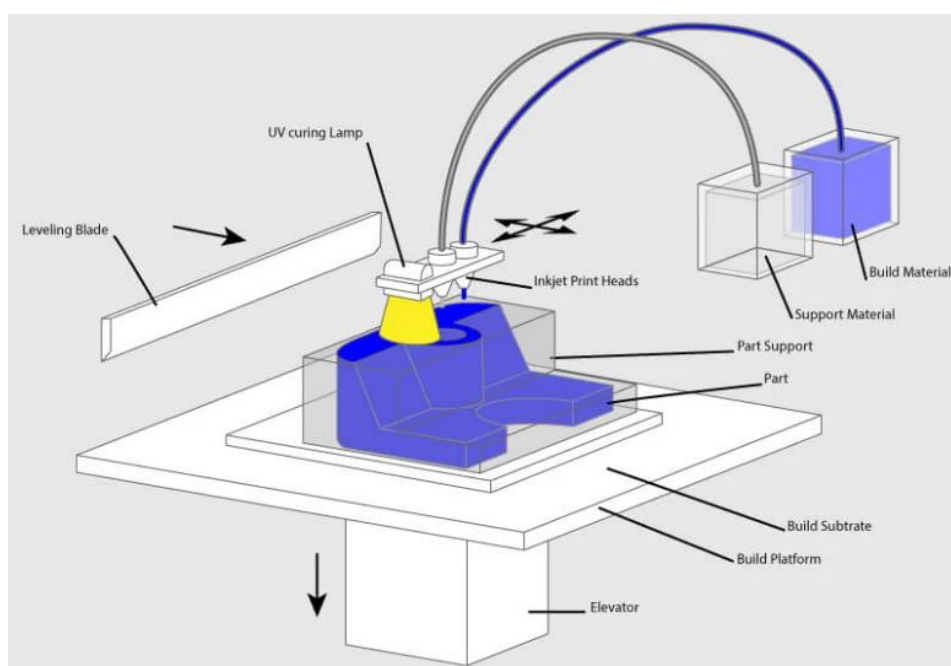


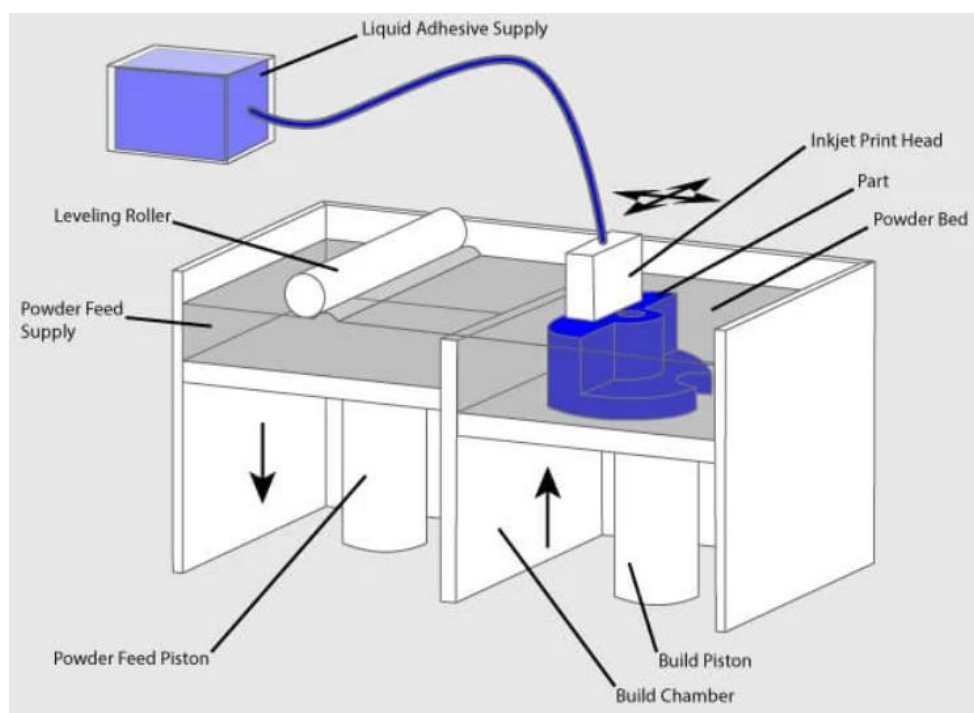
Figura 12 - Jato de materiais (3D Printing, 2022).

#### 2.4.3. Jato de Aglutinante

Nesta tecnologia, um agente de ligação líquido é usado para unir os materiais (Fig. 13). 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, portanto, nenhum suporte de estruturas é necessário. O BJ também permite a produção de peças coloridas a 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 BJ permite que menos tipos de materiais sejam usados, o que é outra limitação desta tecnologia (Singh *et al.*, 2020).

Esta tecnologia foi desenvolvida pela primeira vez no Instituto de Tecnologia de Massachusetts em 1993 (3D Printing, 2022).



**Figura 13** - Jato de aglutinante (3D Printing, 2022).

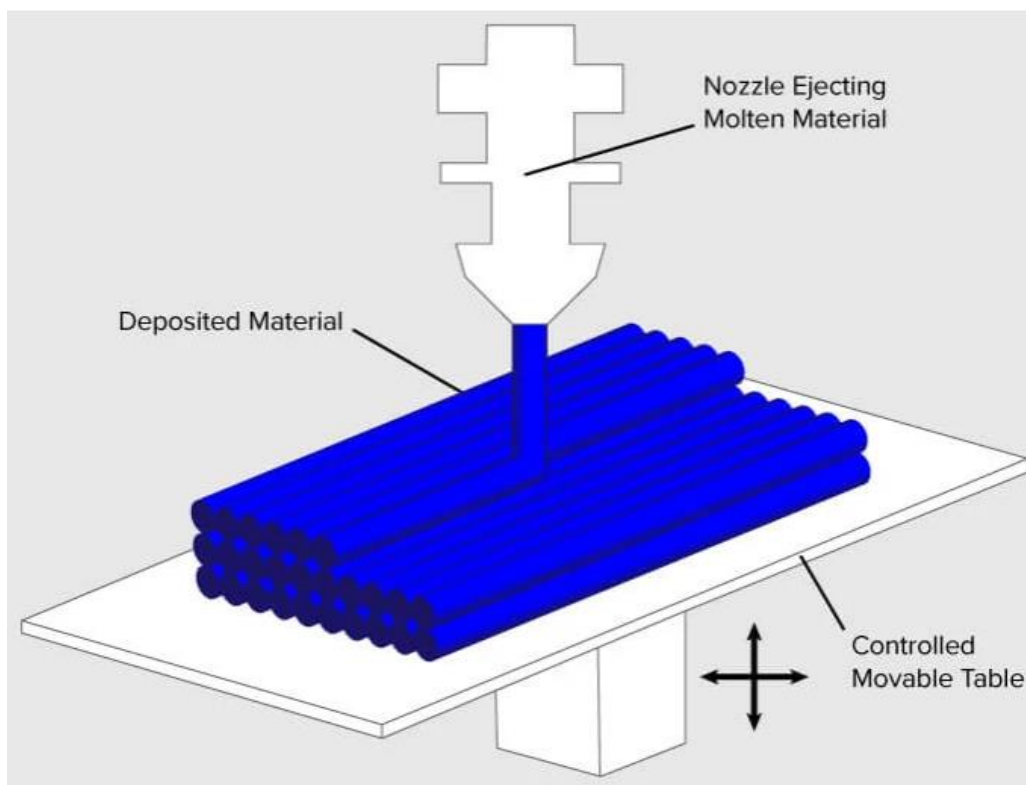
#### 2.4.4. Extrusão de materiais

##### 2.4.4.1. Modelação por Deposição Fundida

FDM é a tecnologia de impressão 3D mais comum para a fabricação de protótipos e de peças funcionais (Fig. 14). É conhecida como fabricação de filamento fundido, geralmente usa filamentos feitos de PLA e acrilonitrila butadieno estireno (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*, 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 extrudido 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. A 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 (Singh *et al.*, 2020).

A FDM foi inventada por Scott Crump no final dos anos 80. Depois de patentear esta tecnologia, fundou a empresa Stratasys em 1988. O termo *Fused Deposition Modeling* e sua abreviação para FDM são marcas registadas da Stratasys Inc (3D Printing, 2022).



**Figura 14** - Modelação por Deposição Fundida (3D Printing, 2022).

## 2.4.5. Fusão em leito de pó

### 2.4.5.1. Sinterização Seletiva a Laser

A tecnologia SLS baseia-se no princípio de ligação do material em pó por sinterização com feixe de laser (Fig. 15). 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 sucedidos podem ser obtidos na fusão dos materiais com dimensões micro e na produção de estruturas finas (Singh *et al.*, 2020).

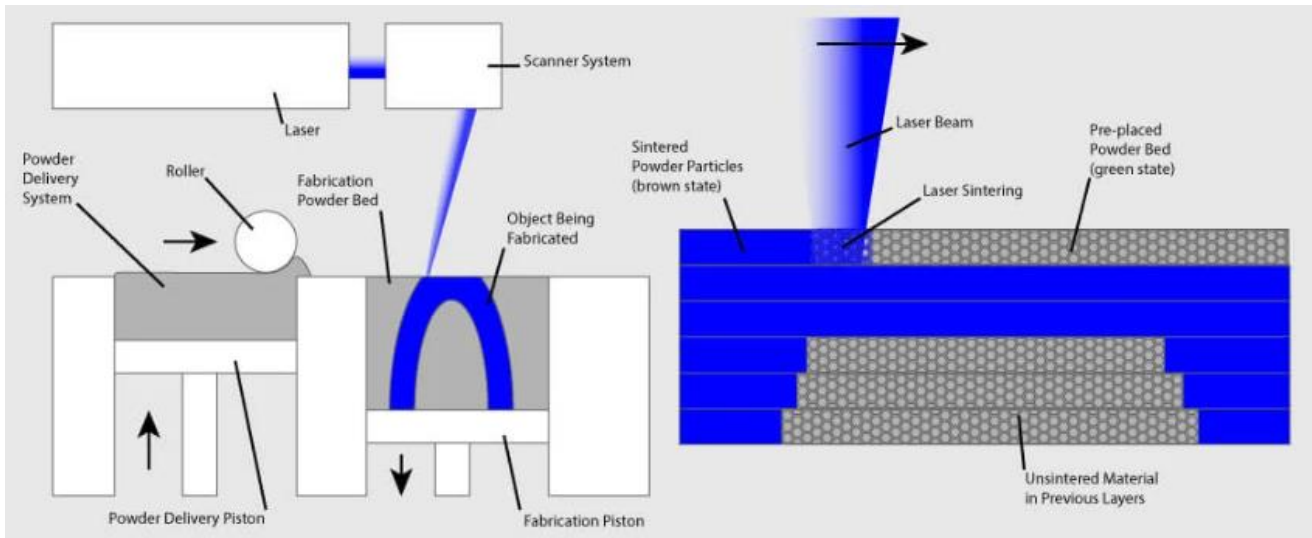


Figura 15 - Sinterização Seletiva a Laser (3D Printing, 2022).

#### 2.4.5.2. Fusão multijato

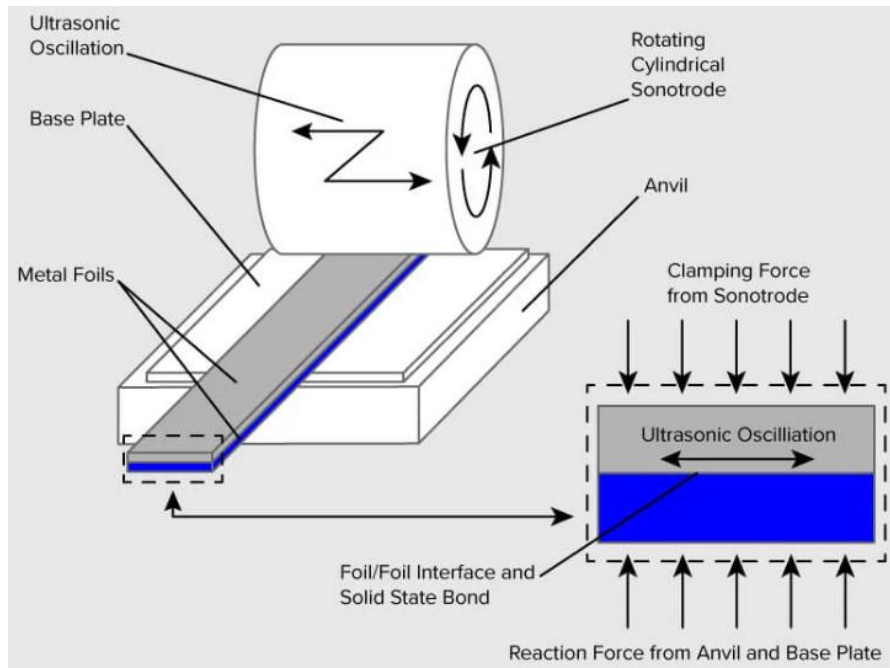
A tecnologia MJF foi desenvolvida pela Hewlett Packard e funciona com um braço varredor que deposita uma camada de pó e depois outro braço equipado com jatos de tinta que aplica seletivamente um agente aglutinante sobre o material. Os jatos de tinta também depositam um agente de detalhamento para garantir dimensionalidade precisa e superfícies lisas. Finalmente, a camada é exposta a uma explosão de energia térmica que faz com que os agentes reajam (3D Printing, 2022).

#### 2.4.5.3. Sinterização Direta a Laser de Metal

DMLS é basicamente o mesmo que SLS, mas usa pó de metal. Todo o pó não utilizado permanece como está e torna-se uma estrutura de suporte para o objeto. O pó não utilizado pode ser reutilizado para a próxima impressão. Devido ao aumento da potência do laser, o DMLS evoluiu para um processo de fusão a laser.

#### 2.4.6. Laminação de folha

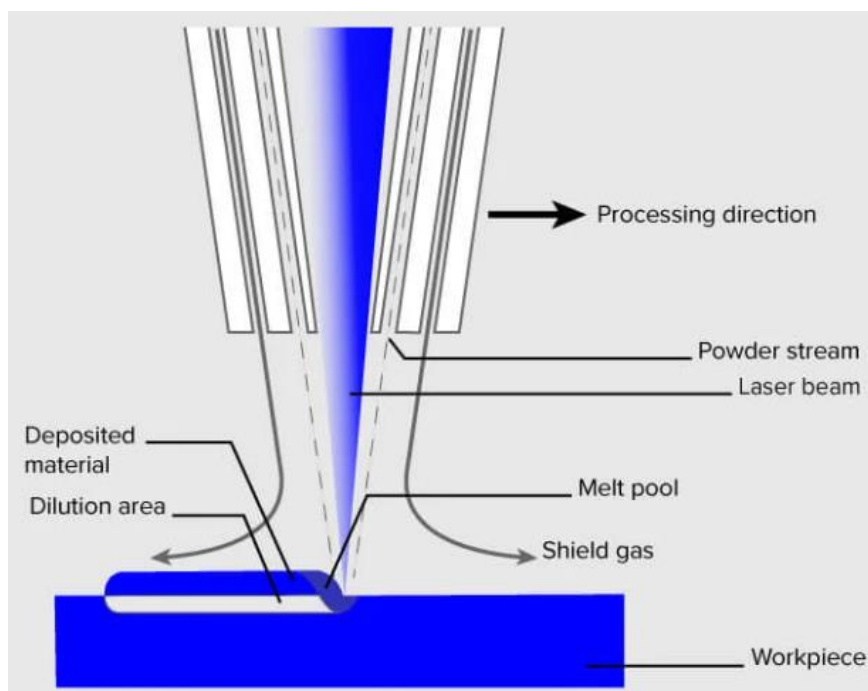
A laminação de folha envolve material em folhas que se une por uma força externa (Fig. 16). As folhas podem ser de metal, papel ou de polímero. Folhas de metal são soldadas através de soldagem ultrassónica em camadas e, em seguida, usinadas em CNC (*Computer Numeric Control*) numa forma adequada. Folhas de papel também podem ser usadas, mas são coladas com cola adesiva e cortadas por lâminas precisas.



**Figura 16** - Laminação de folha (3D Printing, 2022).

#### 2.4.7. Deposição de energia direcionada

Este processo é usado principalmente na indústria metalúrgica e em aplicações de fabricação rápida. O aparato de impressão 3D geralmente é acoplado a um braço robótico multieixo e consiste num bocal que deposita pó metálico ou fio sobre uma superfície e uma fonte de energia (laser, feixe de elétrões ou arco de plasma) que o funde, formando um objeto sólido (Fig. 17).



**Figura 17** - Deposição de energia direcionada (3D Printing, 2022).

## 2.5. Material de Impressão mais utilizado – PET, PETG e ABS

### 2.5.1. PET e PETG

PET (*Polyethylene Terephthalate*), 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 extrudidos, 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 (*Polyethylene Terephthalate Glycol*) é uma versão modificada do PET com Glicol, uma molécula adicionada durante o processo de polimerização para torná-lo menos frágil, mais duradouro e mais fácil de usar. Esta versão é preferível para filamentos FDM usados na manufatura aditiva e geralmente é translúcida, mas também está disponível numa variedade de cores. O PETG exhibe excelentes propriedades mecânicas (Tabela 1) 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 – 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 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 de PETG.

**Tabela 1** - Propriedades mecânicas do PETG (MakerBot, 2021).

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

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

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. Os estudos do ciclo de vida do PET têm confirmado de forma consistente os benefícios ambientais do PET como material de embalagem.

### 2.5.2. ABS

O ABS é um termoplástico opaco e um 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 (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 seja menos comum, 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 (Tabela 2), ou seja, é duro e resistente oferecendo boa resistência ao impacto. O ABS oferece um alto grau de qualidade de superfície. Além dessas características, o ABS apresenta também boas propriedades de isolamento elétrico.

**Tabela 2** - Propriedades mecânicas do ABS (Peters, 2002).

<b>Propriedade</b>	<b>Valor</b>
<b>Módulo de Young (GPa)</b>	2,28
<b>Resistência à tração (MPa)</b>	43
<b>Módulo de flexão (GPa)</b>	2,48
<b>Resistência à flexão (MPa)</b>	77
<b>Izod entalhado (kJ/m<sup>2</sup>)</b>	0,203
<b>Temperatura de deflexão de calor (°C)</b>	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, onde o material é aquecido e espremido por um bocal fino para construir um modelo em camadas de 250 microns (Omnexus, 2021).

Os objetos impressos com ABS apresentam características como resistência, flexibilidade e durabilidade ligeiramente maiores. É um ótimo material para prototipagem e pode ser facilmente trabalhado, lixado, colado e pintado. Um dos principais concorrentes do ABS é o PLA. Este é um material 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 símbolo de reciclagem, quando reciclado, podendo dar origem a madeira plástica ou a reciclagem energética. Esse processo aproveita o valor calorífico do resíduo plástico para gerar energia (VGR, 2020).

### 2.5.3. PLA

O ácido polilático, também conhecido como PLA, é um monómero termoplástico derivado de fontes orgânicas renováveis. O uso de recursos de biomassa torna a produção de PLA diferente da maioria dos plásticos, que são produzidos a partir de combustíveis fósseis por meio da destilação e polimerização do petróleo (TWI, 2023).

Apesar das diferenças de matéria-prima, o PLA pode ser produzido usando o mesmo equipamento que os plásticos petroquímicos, tornando os processos de fabricação do PLA relativamente económicos.

O PLA é um tipo de poliéster feito de amido vegetal, mandioca, milho, cana-de-açúcar ou polpa de beterraba. O açúcar é fermentado e transformado em ácido láctico, sendo então transformado em PLA.

As propriedades deste material tornam-no adequado para a fabricação de filmes plásticos, garrafas e dispositivos médicos biodegradáveis, incluindo parafusos, pines, placas e hastes projetados para biodegradação em 6 a 12 meses.

O PLA pode ser usado como um material de embalagem retrátil, pois contrai-se sob o calor. Essa facilidade de fusão também torna o PLA adequado para aplicações de impressão 3D. O PLA é popular para impressão 3D, pois pode ser facilmente lixado, pintado ou pós-processado. Um material de fácil utilização, este plástico é impresso a baixas temperaturas de extrusão e não há necessidade de utilização de uma base de impressão aquecida, câmara de impressora ou bocal reforçado. Outro benefício é que o PLA é mais fácil de utilizar do que muitos plásticos mais resistentes e também não liberta maus odores. O armazenamento é fácil e pode ser produzido numa variedade de cores e como base para uma variedade de compósitos com propriedades adicionais.

O PLA suporta temperaturas de 110 °C, a temperatura de fusão pode ser aumentada 40 – 50 °C e a temperatura de deflexão de calor pode ser aumentada de cerca de 50 °C (Tabela 3) para até 190 °C misturando fisicamente o polímero com PDLA (*Poly D-Lactide*).

**Tabela 3** - Propriedades mecânicas do PLA (RepRap, 2023).

Propriedade	Valor
Módulo de Young (GPa)	4,35
Resistência à tração (MPa)	63
Módulo de flexão (GPa)	1,973
Resistência à flexão (MPa)	74
Izod entalhado (kJ/m <sup>2</sup> )	9,2
Temperatura de deflexão de calor (°C)	52

A produção de PLA usa 65% menos energia do que a produção de plásticos convencionais, gera 68% menos gases de efeito estufa e não contém toxinas. Também pode permanecer ecologicamente correto, caso o cenário correto de fim de vida seja seguido. Atualmente, existem quatro cenários comuns de fim de vida para o PLA (TWI, 2023):

- Reciclagem (química ou mecânica) - O material residual pode conter contaminantes, mas o PLA pode ser reciclado quimicamente usando despolimerização térmica ou hidrólise para criar um monómero que pode então ser fabricado em PLA virgem. O PLA também pode ser reciclado quimicamente usando a transesterificação para criar metil lactato.
- Compostagem - As condições de compostagem industrial permitem a hidrólise química seguida de digestão microbiana para degradar o PLA.
- Incineração - O PLA no fim da sua vida útil pode ser incinerado, criando 19,5 MJ/kg (8,368 btu/lb) de energia sem deixar resíduos.
- Aterro - Embora o PLA possa ir para aterros sanitários, esta é a opção menos ecológica, devido às baixas taxas de degradação do material em temperatura ambiente.

#### 2.5.4. PETG vs. ABS vs. PLA na Impressão 3D

##### 2.5.4.1. Deformação, Adesão e Rachas

Um dos principais desafios associados ao uso do ABS é a sua dificuldade de aderir adequadamente, tanto a si mesmo como às superfícies de impressão. É necessária a utilização de bases de impressão aquecidas a temperaturas superiores a 100 °C. Além disso, as câmaras de construção aquecidas desempenham um papel crucial e podem ser determinantes para o sucesso das impressões. Impressões mal aquecidas podem sofrer deformações significativas, resultando no descolamento da base de impressão e até mesmo em rachas entre as camadas (Kondo, 2019).

O PETG e o PLA são muito mais indulgentes nesse aspeto. O PLA não requer necessariamente uma base aquecida, mas geralmente é preferível ter uma temperatura da base em torno de 60 °C (O'Connell, 2021). O empenamento do PETG é drasticamente reduzido e o filamento requer apenas temperaturas da base de cerca de 50 – 80 °C. Na verdade, a adesão à base 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 (Kondo, 2019).

#### 2.5.4.2. Odor e Emissão de Partículas

O PETG é muito mais seguro do ponto de vista da saúde. Possui odor mínimo durante a impressão, com baixo teor de VOC (*Volatile Organic Compounds*) e emissão de partículas (Kondo, 2019). O PLA também é conhecido por não libertar odores, e o material é feito à base de plantas, daí os gases emitidos não serem muito preocupantes (O'Connell, 2021). O ABS, no entanto, pode apresentar odores de impressão desde leves a fortes, com forte emissão de partículas, sendo um sério problema para a saúde (Kondo, 2019).

#### 2.5.4.3. Pós-Processamento

O ABS destaca-se na sua versatilidade no pós-processamento. Este material 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 tornar-se-á rapidamente um incómodo de trabalhar.

O PLA, à semelhança do ABS, não apresenta limitações nos métodos básicos de pós-processamento, como lixar ou pintar, embora o ABS seja mais facilmente lixado. Outra técnica popular de pós-processamento é o alisamento por meio de um solvente. Nisso, o ABS tende a ser a melhor opção, pois pode ser facilmente alisado com vapor de acetona (O'Connell, 2021).

#### 2.5.4.4. Higroscopicidade e Armazenamento

O PLA e o ABS não são conhecidos por estarem no lado higroscópico do espectro ao contrário do PETG (O'Connell, 2021). O PETG sendo higroscópico, absorve facilmente a humidade do ar. Essa humidade deteriora o próprio material podendo estragar a bobina de filamento (Kondo, 2019).

#### 2.5.4.5. Resistência à Temperatura

O ABS é o material mais vantajoso em termos de resistência à temperatura. Enquanto a maioria dos PETGs e PLAs conseguem suportar temperaturas até aproximadamente 80 °C e 60 °C, respetivamente, o ABS suporta até 100 °C. Embora o PETG seja adequado para a maioria das aplicações eletrónicas, apenas o ABS consegue resistir a água a ferver, o que é particularmente útil quando é necessária a esterilização do objeto impresso.

#### 2.5.4.6. Preço

O ABS é mais barato quando comprado em grandes quantidades comparativamente ao PETG (Kondo, 2019).

O PLA e o ABS têm preços semelhantes quando se trata do custo por bobina de um quilo de filamento. No entanto, quanto ao custo da matéria-prima, o ABS é mais barato que o

PLA, isto porque o ABS é amplamente utilizado na moldagem por injeção para fazer peças pequenas e comuns, como componentes internos de carros ou até Lego (O'Connell, 2021).

Na impressão 3D, como o PLA é mais popular do que o ABS, algumas bobinas de PLA podem ser encontradas por um preço mais barato que o filamento ABS. No entanto, esta diferença de preço não é significativa, sendo o preço de uma bobina de um destes materiais mais dependente de outros fatores: marca, tolerância de diâmetro, cor e frete.

## 2.6. Impressora RepRap

Recentemente, o desenvolvimento de protótipos rápidos de *open-source*, como por exemplo RepRap (*Replicating Rapid-Prototyper*), tornou a prototipagem rápida e barata, permitindo que esta seja acessível para muitos utilizadores domésticos (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 autoreplicantes, de forma a permitir torná-las disponíveis para o benefício de todos (RepRap, 2020). Como muitas partes da RepRap são feitas de plástico e esta tem a capacidade de as imprimir, a impressora autoreplica-se fazendo um kit de si mesma - um kit que qualquer um pode montar com tempo e materiais (RepRap.org, 2022). 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).

Desde a sua criação, Adrian Bowyer e a sua equipa projetaram e construíram duas impressoras, a primeira geração apelidada de Darwin e a segunda geração com a designação de 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, 2020). A extrusora absorve um filamento de material de trabalho, aquece-o e expulsa-o através de um bocal. 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 (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).

Esta impressora tornou-se a impressora 3D mais utilizada (Fig. 18) e foi eleita o objeto impresso em 3D mais significativo em 2017, isto é, foi considerada o objeto mais importante

que se pode imprimir com uma impressora 3D. Também em 2017, o criador do RepRap, Adrian Bowyer, recebeu o Prémio de Contribuição Extraordinária para Indústria de Impressão 3D (RepRap.org, 2022).

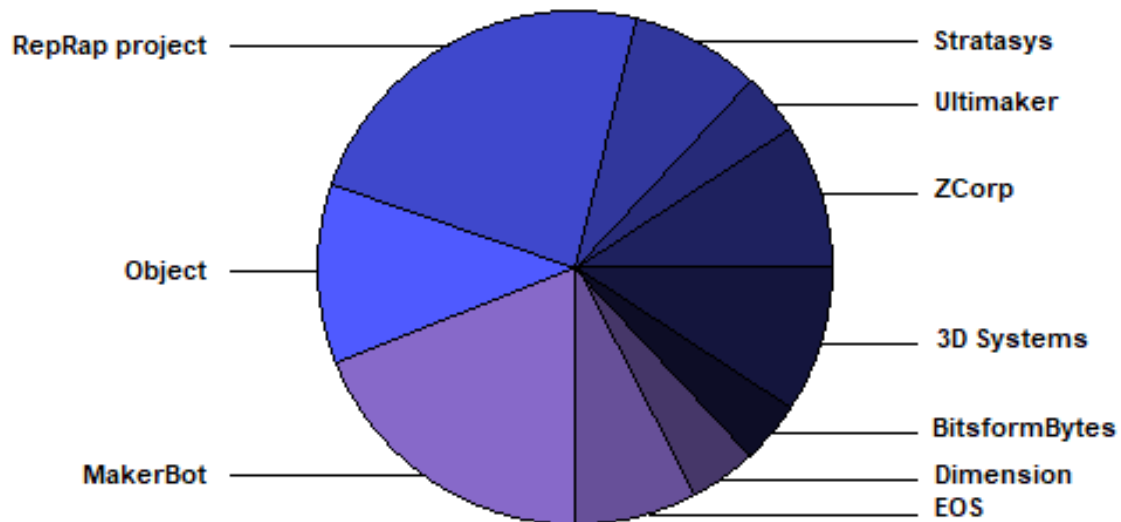


Figura 18 - Primeira pesquisa sobre a comunidade de impressão 3D (Moilanen, 2013).

## 2.7. 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).

O modelo de código aberto é um modelo de desenvolvimento de *software* descentralizado que incentiva a colaboração aberta (Levine & Prietula, 2014). Um princípio importante do desenvolvimento deste *software* é a produção por pares (*pair production*), com produtos como código-fonte, projetos e documentação disponíveis gratuitamente ao público. O movimento de código aberto no *software* começou como uma resposta às limitações do código proprietário. O modelo é usado para projetos como tecnologia apropriada (Pearce, 2012) e, uso na descoberta e pesquisa de medicamentos com código aberto (Openwetware.org, 2014).

O termo "código aberto" foi popularizado pela Open Source Initiative (OSI) (Opensource.org, 2018), que difere de um *software* livre por não seguir as quatro liberdades definidas pela Free Software Foundation - FSF, que são também compartilhadas pelo projeto

Debian. Qualquer licença de *software* livre é também uma licença de código aberto, mas o contrário não é necessariamente verdade.

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, o compartilhamento dos ficheiros STL incentivando a colaboração de todos levando a um desenvolvimento sustentável.

## 2.8. Vantagens das impressoras 3D

Algumas das vantagens (Tabela 4) que esta tecnologia pode abranger são: as linhas de montagem e o fabrico de peças individuais pode ser reduzido, a confecção dos produtos pode ser feita de uma só vez, e quem sabe até reduzir o número de peças fabricadas necessárias por produto, a confecção 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 confecção. Outra vantagem, diretamente ligada à economia do tempo, é o facto da confecção 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 *et al.*, 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 *et al.*, 2011).

Tabela 4 - Vantagens da impressão 3D (Attaran, 2017).

Áreas de aplicação	Vantagens
<b>Prototipagem rápida</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Reduz o tempo de lançamento no mercado acelerando a prototipagem;</li> <li>• Reduz o custo envolvido no desenvolvimento de produtos;</li> <li>• Torna as empresas mais eficientes e competitivas na inovação.</li> </ul>
<b>Produção de peças de reposição</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Reduz o tempo de reparo;</li> <li>• Reduz o custo de mão de obra;</li> <li>• Evita armazenamento caro.</li> </ul>
<b>Manufatura de pequenos volumes</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pequenos lotes podem ser produzidos de forma económica;</li> <li>• Elimina o investimento em ferramentas.</li> </ul>
<b>Itens exclusivos personalizados</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Habilita a personalização em massa a baixo custo;</li> <li>• Produção rápida de peças de reposição exatas e personalizadas no local;</li> </ul>
<b>Peças de trabalho muito complexas</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Produz peças de trabalho muito complexas a baixo custo.</li> </ul>
<b>Fabricação de máquinas-ferramenta</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Reduz custo de mão de obra;</li> <li>• Evita armazenamento caro;</li> <li>• Permite personalização em massa a baixo custo.</li> </ul>
<b>Fabricação rápida</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fabricação direta de componentes acabados;</li> <li>• Produção relativamente barata de pequenas quantidades de peças.</li> </ul>
<b>Fabricação de componentes</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Habilita a personalização em massa a baixo custo;</li> <li>• Melhora a qualidade;</li> <li>• Encurta a cadeia de suprimentos;</li> <li>• Reduz o custo envolvido no desenvolvimento;</li> <li>• Ajuda a eliminar peças em excesso.</li> </ul>
<b>Fabricação no local e sob demanda de peças de reposição personalizadas</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Elimina os custos de armazenamento e transporte;</li> <li>• Economiza dinheiro evitando paradas;</li> <li>• Reduz consideravelmente os custos de reparação;</li> <li>• Encurta a cadeia de suprimentos;</li> <li>• A necessidade de grandes <i>stocks</i> é reduzida;</li> <li>• Permite alavancagem do ciclo de vida do produto.</li> </ul>
<b>Reparo rápida</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Redução significativa no tempo de reparo;</li> <li>• Oportunidade de modificar componentes reparados para o <i>design</i> mais recente.</li> </ul>

## 2.9. 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 poderão causar irritações na pele, inflamação por contacto ou inalação. Além disso, o tempo de vida útil destes polímeros é limitado e não podem ser esterilizados 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 (Pirjan & Petroşanu, 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 *et al.*, 2020).

## 3. Materiais e Métodos

### 3.1. Instrumentos Cirúrgicos a realizar

A escolha dos instrumentos cirúrgicos a serem realizados, descritos posteriormente, baseou-se na sua utilidade numa ampla gama de procedimentos cirúrgicos de emergência e na versatilidade dos mesmos. É importante notar que a escolha desses instrumentos foi também feita com base em evidências de sucesso em estudos anteriores.

#### 3.1.1. Retrator do Army-Navy

O retrator do Army-Navy (Fig. 19) são usados para retrain, expor ou empurrar tecidos, músculos, órgãos ou ossos durante a cirurgia. Retratores manuais devem ser segurados durante a cirurgia. Os modelos de auto-retenção permanecem no lugar por si mesmos (Instrumentarium, 2021).

A profundidade da incisão determina o tamanho e o modelo do retrator. Os modelos menores são usados na superfície para reter pele e tecido, enquanto os maiores são projetados para retrain músculos, órgãos e ossos em cavidades mais profundas. Para minimizar o trauma, a posição dos retratores deve ser alterada com frequência.

Este instrumento é comumente utilizado em cirurgias gerais, ginecológicas e ortopédicas.



**Figura 19** - Retrator do Army-Navy (BOSS Instruments, 2023).

#### 3.1.2. Tesoura Metzenbaum

As tesouras cirúrgicas Metzenbaum (Fig. 20) ou tesouras de dissecação são usadas principalmente para cortar tecido mole e material de sutura. Os cabos longos desta tesoura permitem trabalhar em tecidos profundos, de modo que a manipulação do cirurgião não seja

prejudicada por lâminas de tesoura de abertura ampla. A tesoura Metzenbaum também pode ser usada para cortar curativos, assim como outras tesouras cirúrgicas (Harfins, 2020).

A tesoura Metzenbaum é comumente usada numa variedade de procedimentos cirúrgicos, incluindo cirurgias plásticas, ginecológicas, cardíacas, neurológicas e ortopédicas, entre outras.



**Figura 20** - Tesoura Metzenbaum (Indiamart, 2023).

### 3.1.3. Tesoura Mayo

As tesouras Mayo (Fig. 21) têm pontas semi-afiadas, uma característica que as distingue da maioria das outras tesouras cirúrgicas. As tesouras de lâmina reta têm a função de cortar tecido corporal perto da superfície de uma ferida. Como as tesouras Mayo de lâmina reta são usadas para cortar suturas, estas também são chamadas de "tesouras de sutura". As de lâmina curva permitem uma penetração mais profunda na ferida do que o tipo com lâminas retas. O estilo curvo de tesoura é usado para cortar tecidos grossos, como os encontrados no útero, músculos, mama e pé (Cotran, 2022).

A tesoura Mayo é comumente usada em cirurgias gerais, ortopédicas e oftalmológicas.



**Figura 21** - Tesoura Mayo (Weldon, 2023).

### 3.1.4. Pinça Hemostática

As pinças hemostáticas (Fig. 22) têm três funções nos tratamentos de emergência. Originalmente, foram projetadas para prender pequenos vasos sanguíneos para o controlo de hemorragia. Outro uso é para agarrar e proteger a fáscia superficial durante desbridamento de feridas. Finalmente, este instrumento é uma excelente ferramenta para expor, explorar e visualizar as áreas mais profundas de uma ferida. Para uso geral, recomenda-se a pinça hemostática padrão (Trott, 2012).



**Figura 22** - Pinça Hemostática (The Betty Mills Company, 2023).

### 3.1.5. Espéculo de Killian

O espéculo Killian (Fig. 23) é um instrumento médico utilizado para examinar as cavidades nasal e faríngea. Após anestésias a mucosa nasal, pode ser utilizado em procedimentos como rinoscopia anterior, tamponamento nasal, polipectomia e cirurgias de redução de cornetos. Após a elevação do mucoperiósteo em ambos os lados, o espéculo pode ser colocado dentro dos retalhos com as lâminas de cada lado do septo ósseo (Surtex Instruments, 2020).

Apresenta duas pontas que se abrem e permitem a visualização das estruturas internas da cavidade nasal e faringe. As lâminas do espéculo Killian são finas e retas, e as extremidades são arredondadas para permitir uma inserção suave no nariz ou na boca do paciente. O instrumento é ajustado para acomodar a largura do nariz ou da boca do paciente, permitindo uma visualização mais precisa e completa das estruturas internas.

O espéculo Killian é utilizado em exames de rotina e diagnósticos de problemas nasais ou faríngeos, como inflamações, infeções ou obstruções.



**Figura 23** - Espéculo de Killian (Teleflex, 2023).

### 3.1.6. Elevador de Cottle-Freer

Este instrumento é constituído por uma ponta Cottle (ponta direita da Figura 24) e uma ponta Freer (ponta esquerda da Figura 24).

O elevador de Cottle é um instrumento importante usado em cirurgia facial e plástica, para deslizar por baixo do tecido mole e do perióstio para estender distâncias criando um efeito de túnel. A largura da lâmina permite que uma grande área de tecido seja levantada (ProRemarks, 2020).

O elevador de Freer é um instrumento especializado criado para elevação e separação do perióstio e outros tecidos moles. Desempenha um papel vital em procedimentos dentários, nasais e neurocirúrgicos. Apresenta uma lamina que raspa o osso e também podem ajudar na dissecação (GerVetUSA, 2023).



**Figura 24** - Elevador de Cottle-Freer (New Med Instruments, 2023).

### 3.1.7. Pinça Cirúrgica

A utilização de uma pinça cirúrgica (Fig. 25) para agarrar e controlar o tecido durante o fecho da pele é essencial para colocação de sutura. Sempre que a força é aplicada à pele ou a outros tecidos, pode ocorrer dano inadvertido às células se um instrumento ou uma técnica impróprio for usado (Trott, 2012).

As pinças atualmente recomendadas são as pinças com dentes pequenos. Os dentes diminuem a necessidade de aplicar força excessiva para agarrar e prender o tecido. O uso de pinças sem dentes é desencorajado, porque a superfície plana das mandíbulas da pinça tende a esmagar o tecido com mais facilidade.



**Figura 25** - Pinça Cirúrgica (Rhein Enterprises, 2023).

### 3.1.8. Suporte de Bisturi

O bisturi (Fig. 26) é um instrumento essencial usado para fazer incisões na pele, dissecações de tecidos e uma variedade de abordagens cirúrgicas desde o início da cirurgia moderna (Chandra *et al.*, 2018).

As lâminas de bisturi vêm em tamanhos diferentes, identificadas por um número de lâmina, e cada uma serve para uma finalidade diferente. Estas são quase sempre feitas de aço inoxidável temperado ou de carbono.



**Figura 26** - Suporte de Bisturi (Berman Dental Instruments, 2023).

### 3.2. SolidWorks

O SolidWorks é um *software* de CAD 3D desenvolvido pela SolidWorks Corporation que funciona no sistema operativo Windows (SolidWorks, 2021).

Este *software* 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 (duas dimensões) 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.

Além disso, o SolidWorks é altamente integrado com outros *softwares* de engenharia, como o *software* de análise de elementos finitos (*Finite Element Analysis*, FEA) e o *software* de gestão de dados de produtos, permitindo aos utilizadores realizar um fluxo de trabalho completo, desde a criação do projeto até a produção final.

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.

### 3.3. UltiMaker Cura

O UltiMaker Cura é um *software* de segmentação de código aberto para impressoras 3D. Foi criado por David Braam, que mais tarde foi contratado pela UltiMaker, uma empresa de fabricação de impressoras 3D, para manter o *software* (Create Education, 2022). O *software* é gratuito e oferece várias opções de personalização, permitindo que os utilizadores ajustem as configurações do modelo para obter resultados precisos e personalizados. O UltiMaker Cura também inclui ferramentas para orientação e suporte de modelos, edição de modelos 3D, ajuste de configurações de impressão e simulação de impressão para testar as configurações antes de imprimir.

Este *software* divide o arquivo modelo do utilizador em camadas e gera um código G específico à impressora a utilizar. Uma vez finalizado, o código G pode ser enviado para a impressora para a fabricação do objeto físico.

O UltiMaker Cura é compatível com a maioria das impressoras 3D de mesa, podendo trabalhar com arquivos nos formatos 3D mais comuns, como STL, OBJ, X3D (*Extensible 3D*), 3MF, bem como formatos de arquivo de imagem, como BMP (*Bitmap*), GIF (*Graphics Interchange Format*), JPG (*Joint Photographic Group*) e PNG (*Portable Network Graphic*).

### 3.4. Impressora Anycubic Mega S

A impressora 3D utilizada foi a Anycubic Mega S (Fig. 27), esta apresenta características como (Anycubic, 2019):

- utiliza a tecnologia FDM para imprimir objetos;
- suporta os seguintes materiais: TPU (*Thermoplastic polyurethane*), PLA, ABS, HIPS (*High Impact Polystyrene*), PLA aditivado com madeira;
- permite uma impressão precisa e de alta qualidade com resolução de camada de até 50 microns;
- suporta os seguintes formatos: STL, OBJ, DAE (*Digital Asset Exchange*), AMF (*Additive Manufacturing File*);
- pode ser utilizada a temperatura ambiente de operação: 8 – 40 °C;
- apresenta plataforma de impressão aquecida.



Figura 27 - Impressora Anycubic Mega S utilizada (Anycubic, 2020).

### 3.5. Material de Impressão – PLA

O material a ser utilizado será o PLA, pois, como mencionado anteriormente, este material apresenta diversas vantagens na impressão 3D, não só é mais sustentável em comparação com outros plásticos, como também é fácil de imprimir, não exige uma temperatura muito alta e tem uma boa aderência à maioria das superfícies de impressão. Além disso, é um material que não emite gases tóxicos ou prejudiciais durante a impressão, tornando-o mais seguro.

Resumindo, os instrumentos descritos previamente serão desenhados em SolidWorks de acordo com estudos anteriores e/ou patentes/normas, sendo de seguida segmentados no UltiMaker Cura e posteriormente impressos em PLA na impressora Anycubic Mega S.

## 4. Resultados e Discussão

### 4.1. *Design* e Impressão

Para os instrumentos que não possuíam parâmetros de impressão previamente definidos em estudos anteriores, utilizaram-se as seguintes configurações, tendo em consideração o tempo de impressão e a resistência a forças externas:

- padrão de enchimento *grid*, pois este padrão oferece uma resistência bidimensional semiforte, consome pouco material e tem um tempo de impressão médio. Isso é particularmente importante em caso de emergência (O'Connell, 2023);
- densidade de 30%, pois é aconselhado utilizar uma densidade entre 20 e 40% para peças funcionais que sofrerão alguma força (Billington, 2023);
- 3 perímetros, valor comum utilizado para peças moderadamente fortes (O'Connell, 2021);
- 3 camadas no topo e 3 camadas na base para garantir um acabamento liso nos instrumentos, sem prolongar desnecessariamente o tempo de impressão;
- altura de camada de 0,014 cm, um valor inferior ao mais comumente utilizado de 0,02 cm, para proporcionar maior resistência e detalhe aos instrumentos.

#### 4.1.1. Retrator do Army-Navy

Inicialmente, moldou-se tridimensionalmente um retrator do Army-Navy de acordo com o estudo de Chen *et al.* (2019) e tendo como referência a patente US 2014/0046137 (Anexo 1). As dimensões 2D utilizadas foram as seguintes:

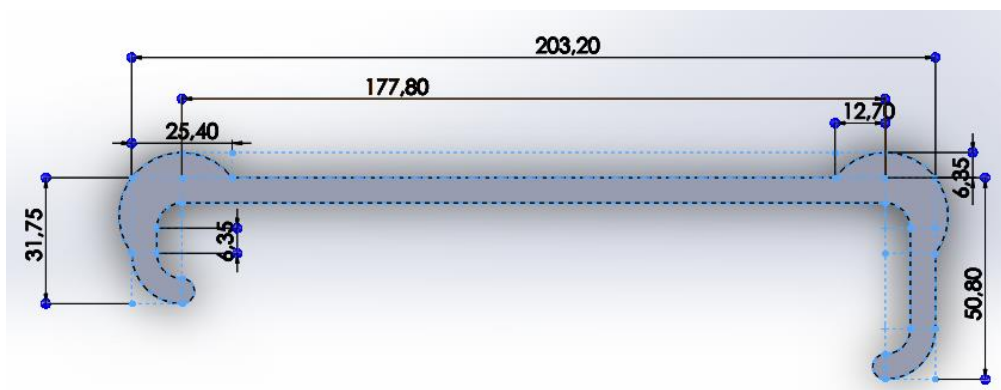
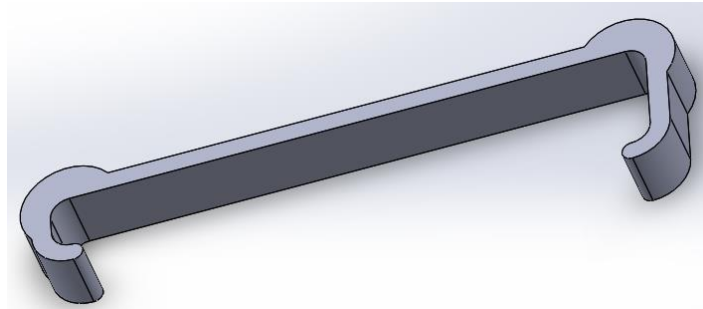


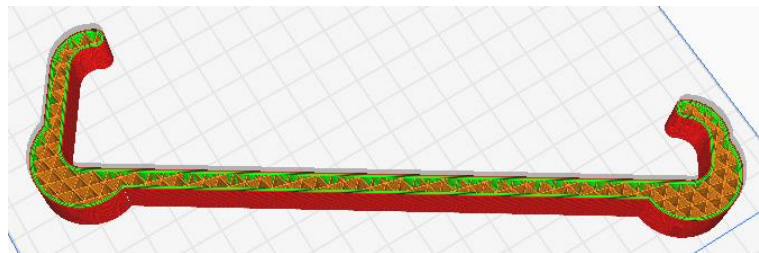
Figura 28 - Dimensões 2D do retrator do Army-Navy.

O retrator ficou com um peso médio de 30 g, um comprimento de 20,9 cm, uma largura de 5,7 cm no lado mais largo, uma largura de 3,81 cm no lado mais fino e uma espessura de 2 cm.



**Figura 29** - Retrator em SolidWorks.

Após a modelação tridimensional, fez-se a segmentação do instrumento no UltiMaker Cura, no qual se escolheu o padrão de enchimento triangular, com uma densidade de 30%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,015 cm. Estes parâmetros foram identificados como otimizados em estudos anteriores em relação à resistência (Chen *et al.*, 2019).



**Figura 30** - Retrator em UltiMaker Cura.

Por fim passou-se à impressão do retrator a 215 °C, o resultado desta foi positivo, não quebrou nem deformou como pode ser visto na figura seguinte. A impressão demorou cerca de 3 h e 30 min.



**Figura 31** - Impressão do retrator do Army-Navy.

#### 4.1.2. Tesoura Metzenbaum

De seguida, moldou-se tridimensionalmente uma tesoura de Metzenbaum, esta é constituída por 4 partes, duas iguais, uma tipo parafuso e uma tipo rosca para o encaixe final. A primeira parte, que foi impressa duas vezes, apresenta as seguintes dimensões 2D:

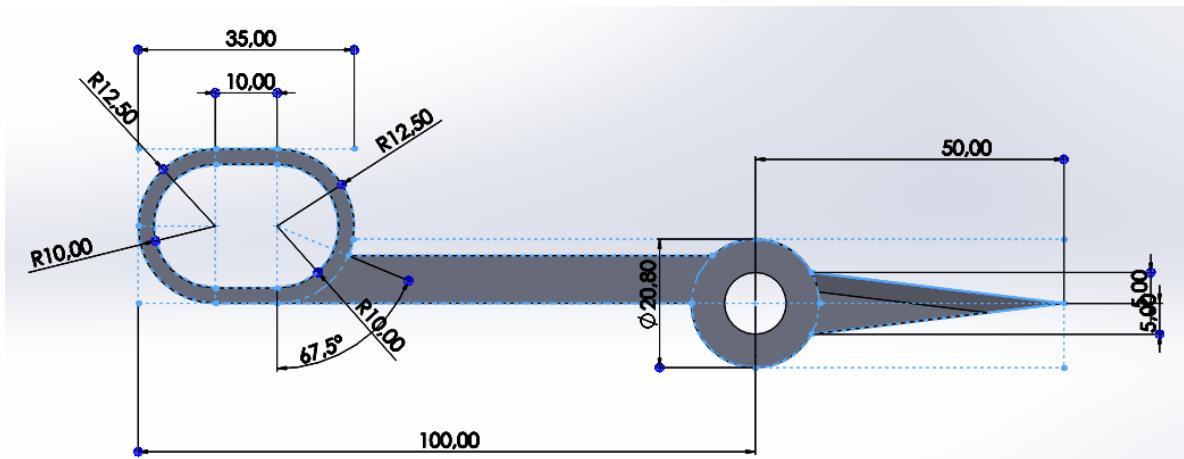


Figura 32 - Dimensões 2D da primeira peça da tesoura Metzenbaum.

Esta peça apresenta uma zona para colocar o dedo para segurá-la, uma zona cilíndrica central vazia para encaixe com as outras peças, um corte obliquo na “lâmina” de forma que seja possível efetuar o corte de tecido, desde a zona circular até à zona de corte esta peça tem metade da espessura comparativamente ao resto da peça para possível encaixe na sua peça gémea.

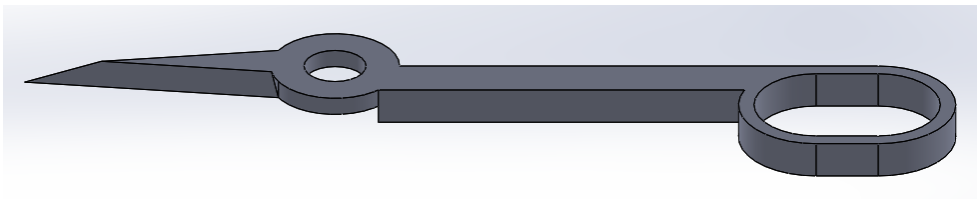


Figura 33 - Primeira peça da tesoura Metzenbaum em SolidWorks.

A segunda peça constituinte deste instrumento é uma rosca para encaixe na zona central com as seguintes dimensões:

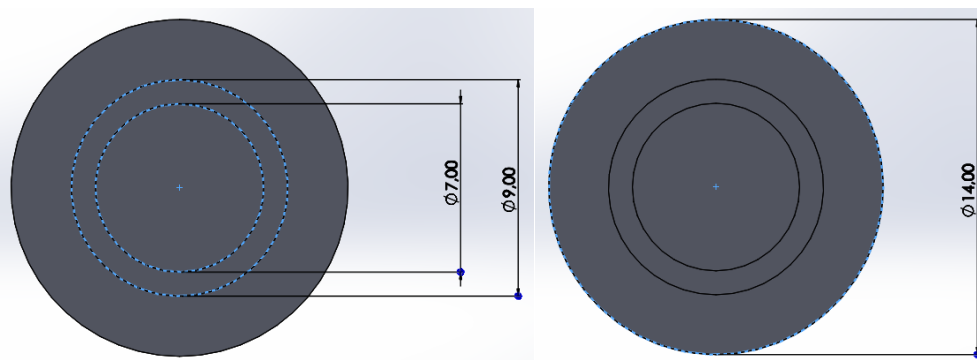
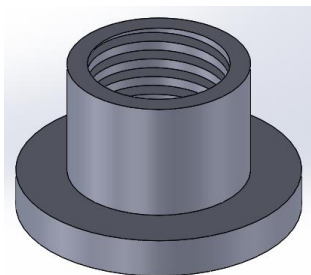


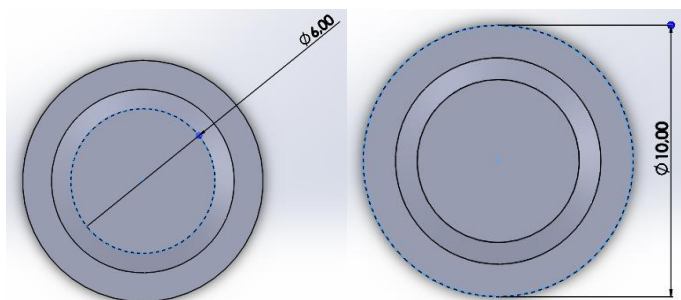
Figura 34 - Dimensões 2D da segunda peça da tesoura Metzenbaum.

Esta peça apresenta também um corte espiral interior para encaixe com a peça tipo parafuso.



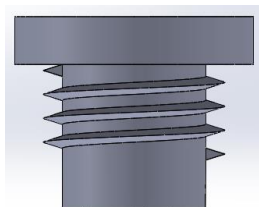
**Figura 35** - Segunda peça da tesoura Metzenbaum em SolidWorks.

A terceira e ultima peça constituinte desta tesoura apresenta as seguintes dimensões 2D:



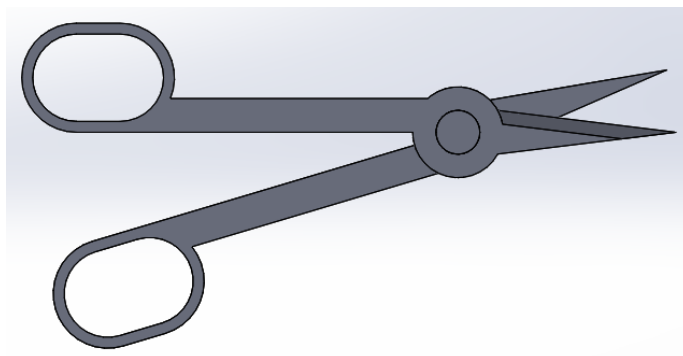
**Figura 36** - Dimensões 2D da terceira peça da tesoura Metzenbaum.

Esta peça apresenta também uma zona espiral exterior para encaixe com a peça anterior.



**Figura 37** - Terceira peça da tesoura Metzenbaum em SolidWorks.

Este instrumento ficou com um peso médio de 11 g, um comprimento de 15 cm, uma largura mínima de 5 cm e uma espessura de 0,6 cm.



**Figura 38** - Tesoura Metzenbaum em SolidWorks.

Após a modelação tridimensional, fez-se a segmentação do instrumento no UltiMaker Cura, no qual se escolheu o padrão de enchimento *grid*, com uma densidade de 30%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.

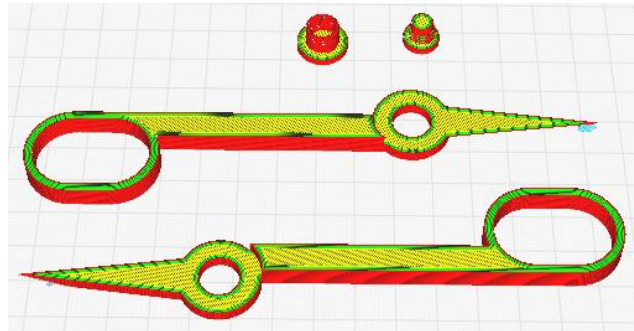


Figura 39 - Tesoura Metzenbaum em UltiMaker Cura.

Por fim passou-se à impressão desta tesoura a 215 °C, o resultado desta foi bom, não quebrou nem deformou como pode ser visto na figura seguinte. A impressão demorou cerca de 1 h e 14 min.



Figura 40 - Impressão da tesoura Metzenbaum.

#### 4.1.3. Tesoura Mayo

A tesoura Mayo moldou-se tridimensionalmente tendo como referência a patente EP1851013B1 (Anexo 2). Este instrumento é constituído por 4 partes, sendo que duas são as mesmas que na tesoura Metzenbaum, o parafuso e a rosca para o encaixe final. A primeira parte apresenta as seguintes dimensões 2D:

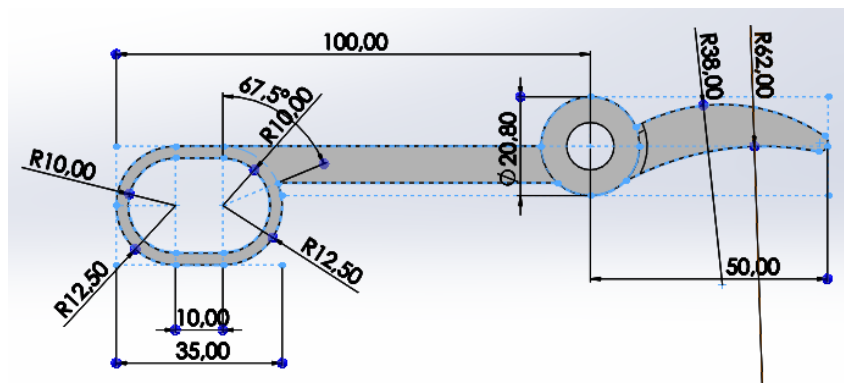
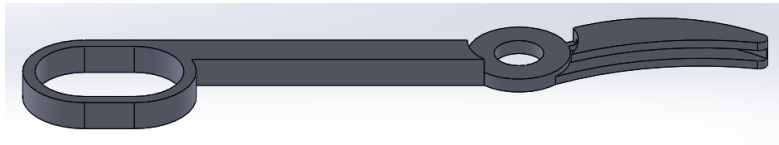


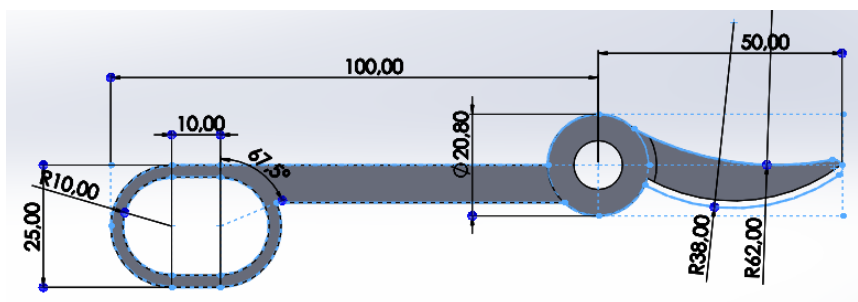
Figura 41 - Dimensões 2D da primeira peça da tesoura Mayo.

Esta parte é idêntica à primeira parte da tesoura Metzenbaum, exceto na zona de corte que apresenta agora uma zona curva de dupla camada e abertura no meio de espessura de 2,4 mm.



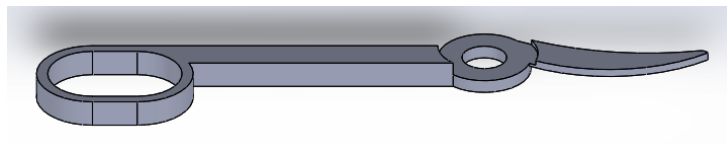
**Figura 42** - Primeira parte da tesoura Mayo em SolidWorks.

A segunda parte deste instrumento é semelhante à primeira apresentando as seguintes dimensões 2D:



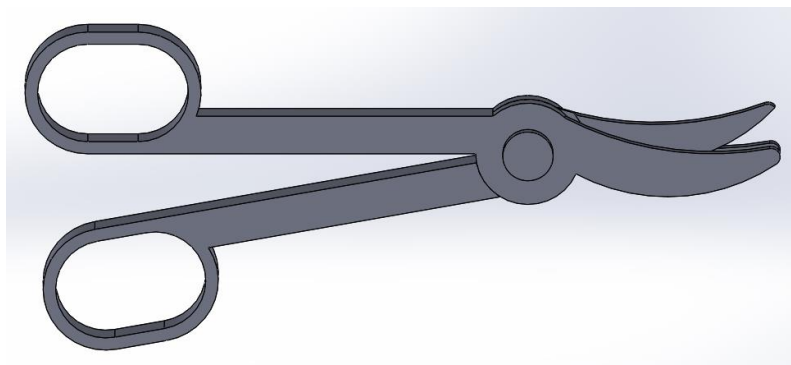
**Figura 43** - Dimensões 2D da segunda parte da tesoura Mayo.

Esta parte apresenta uma camada na zona de corte que encaixa na abertura da parte anterior de espessura de 1,8 mm.



**Figura 44** - Segunda parte da tesoura Mayo em SolidWorks.

Este instrumento ficou com um peso médio de 13 g, um comprimento de 15 cm, uma largura mínima de 5 cm e uma espessura de 0,6 cm.



**Figura 45** - Tesoura Mayo em SolidWorks.

Após a modelação tridimensional, fez-se a segmentação do instrumento no UltiMaker Cura, no qual se escolheu o padrão de enchimento *grid*, com uma densidade de 30%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.

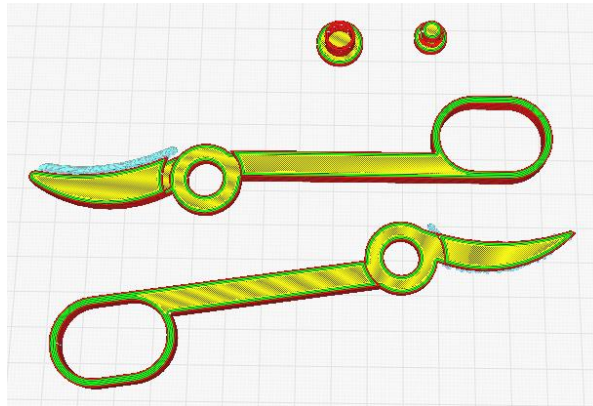


Figura 46 - Tesoura Mayo em UltiMaker Cura.

Por fim passou-se à impressão do instrumento a 215 °C, o resultado desta foi positivo, não quebrou nem deformou como pode ser visto na figura seguinte. A impressão demorou cerca de 1 h e 27 min.



Figura 47 - Impressão da tesoura Mayo.

#### 4.1.4. Pinça Hemostática

A pinça hemostática é constituída por 4 partes, sendo que duas são as mesmas que nas tesouras anteriores, o parafuso e a rosca para o encaixe final. As outras duas partes são idênticas com exceção do número de dentes e da zona de encaixe dos dedos. A primeira peça apresenta as seguintes dimensões 2D:

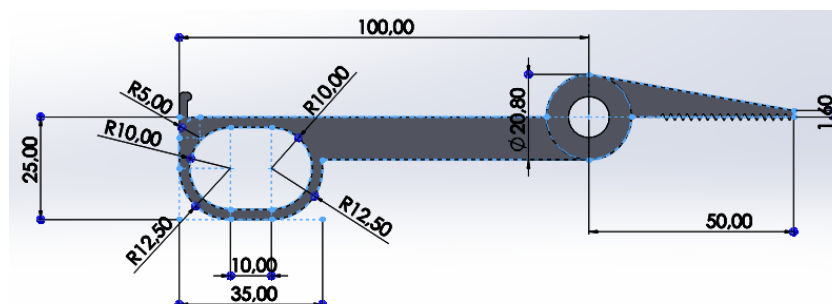


Figura 48 - Dimensões 2D da primeira peça da pinça hemostática.

O encaixe da zona dos dedos ficou com as dimensões em mm da figura seguinte:

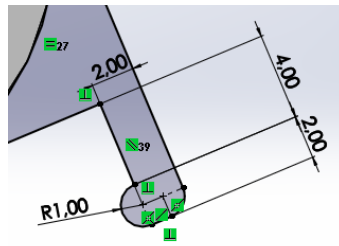


Figura 49 - Dimensões do encaixe na zona dos dedos.

Neste instrumento 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.

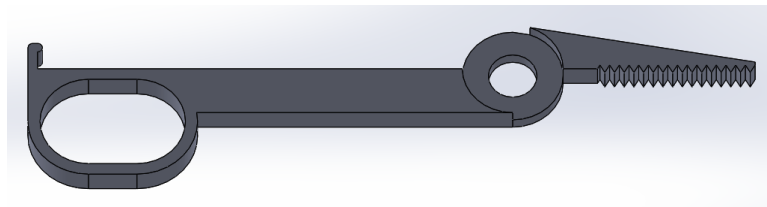


Figura 50 - Primeira peça da pinça hemostática em SolidWorks.

A segunda peça apresenta as seguintes dimensões 2D:

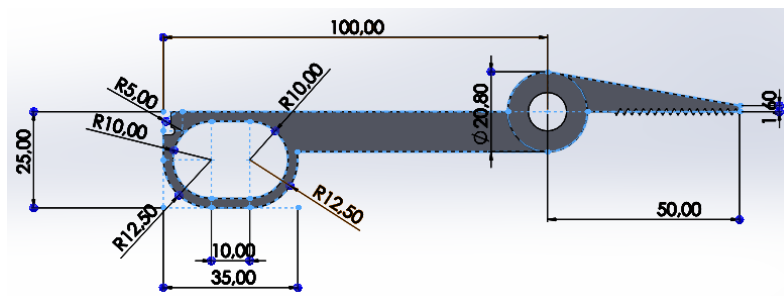


Figura 51 - Dimensões 2D da segunda peça da pinça hemostática.

Os dentes de ambas as partes apresentam uma altura de 0,173 cm, sendo que uma metade ficou com 16 dentes e a outra ficou com 17.

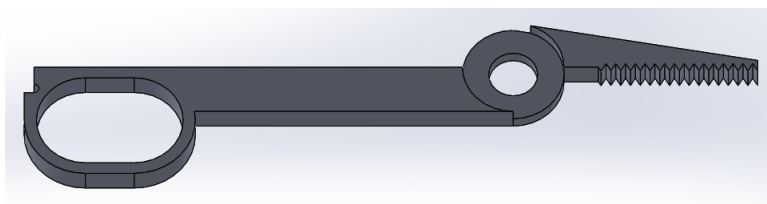
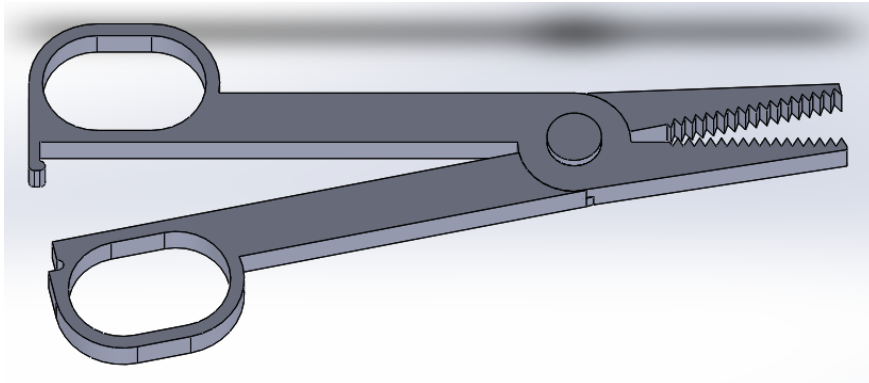


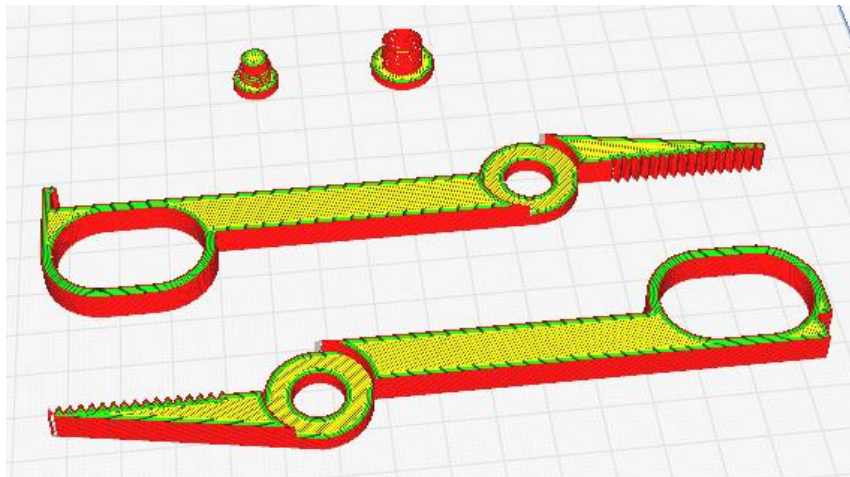
Figura 52 - Segunda peça da pinça hemostática em SolidWorks.

A pinça hemostática ficou com um peso médio de 14 g, um comprimento de 15 cm e uma espessura de 0,6 cm.



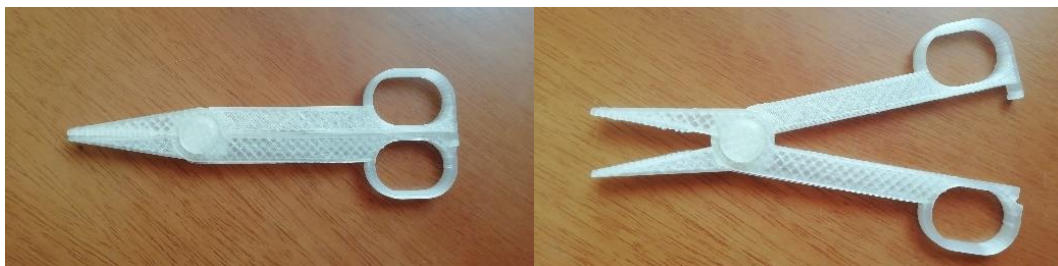
**Figura 53** - Pinça hemostática em SolidWorks.

Após a modelação tridimensional, fez-se a segmentação do instrumento no UltiMaker Cura, no qual se escolheu o padrão de enchimento *grid*, com uma densidade de 30%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.



**Figura 54** - Pinça Hemostática em UltiMaker Cura.

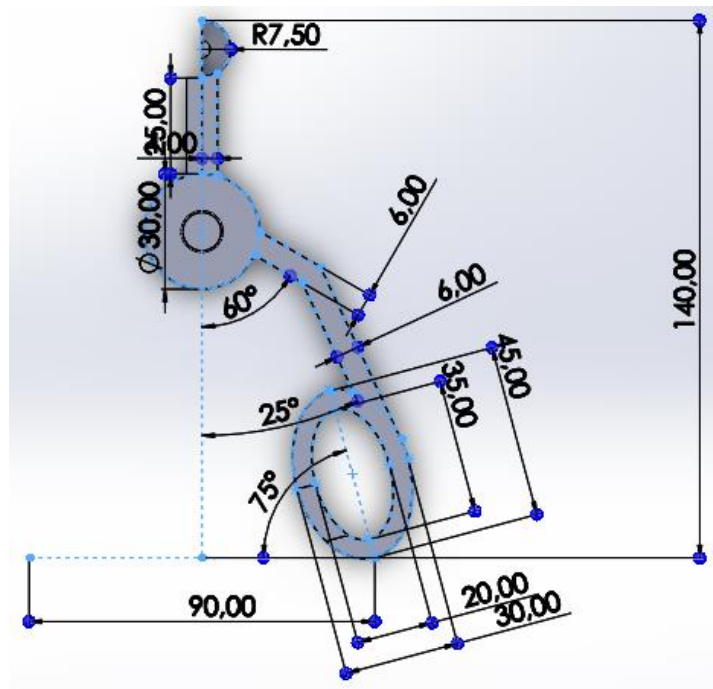
Por fim passou-se à impressão da pinça hemostática a 215 °C, o resultado desta foi bom, não quebrou nem deformou como pode ser visto na figura seguinte. A impressão demorou cerca de 1 h e 38 min.



**Figura 55** - Impressão da pinça hemostática.

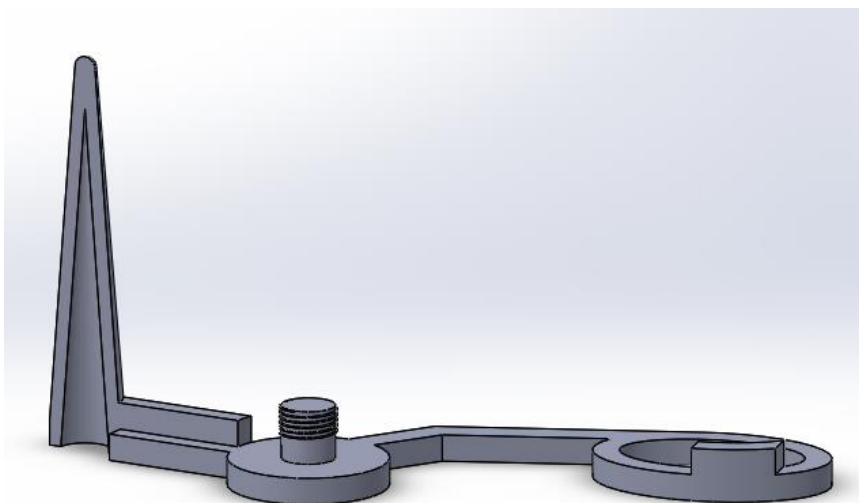
#### 4.1.5. Espéculo de Killian

No caso do espéculo de Killian, moldaram-se tridimensionalmente três peças com encaixe de acordo com o estudo de Zaidi *et al.* (2021). A primeira peça (peça base) apresenta as seguintes dimensões 2D:



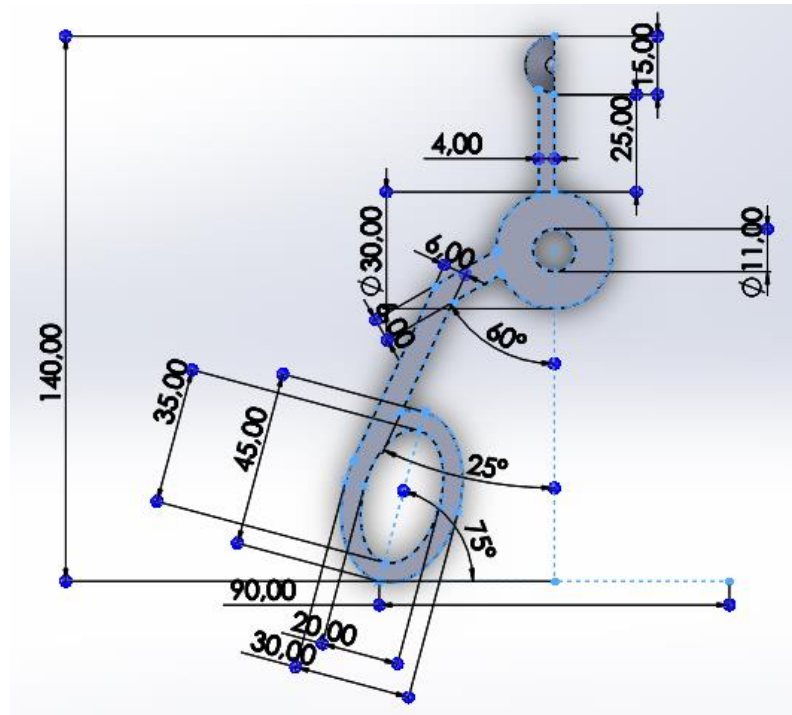
**Figura 56** - Dimensões 2D da primeira peça do espéculo de Killian.

Esta peça apresenta uma zona para colocar o dedo para segurá-la, uma zona cilíndrica central com 1 cm de altura para encaixe com as outras peças, e metade de um cone oco na ponta para cumprir as suas funções com 7 cm de altura. A zona de encaixe apresenta metade da altura lisa e a outra metade com ranhuras tipo parafuso.



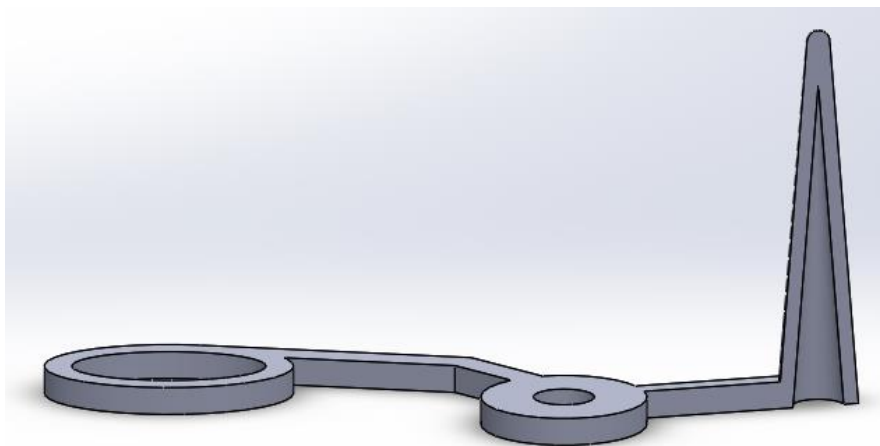
**Figura 57** - Primeira peça do espéculo de Killian em Solidworks.

A segunda peça deste instrumento cirúrgico é semelhante à primeira, apresentando as seguintes dimensões 2D:



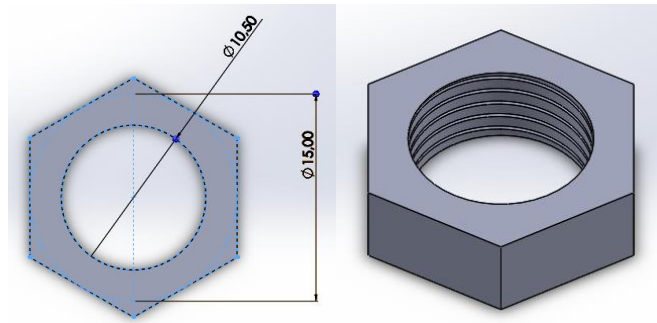
**Figura 58** - Dimensões 2D da segunda peça do espéculo de Killian.

Esta peça apresenta uma zona para colocar o dedo para segura-la, uma zona cilíndrica central vazia para encaixe com a peça anterior, e metade de um cone oco na ponta para cumprir as suas funções com 7 cm de altura.



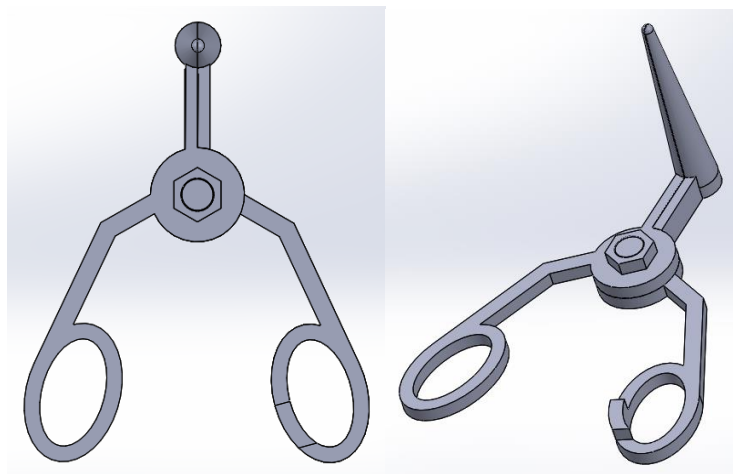
**Figura 59** - Segunda peça do espéculo de Killian em SolidWorks.

Por fim, a terceira peça constituinte deste instrumento é uma rosca para encaixe na zona central tipo parafuso da primeira peça:



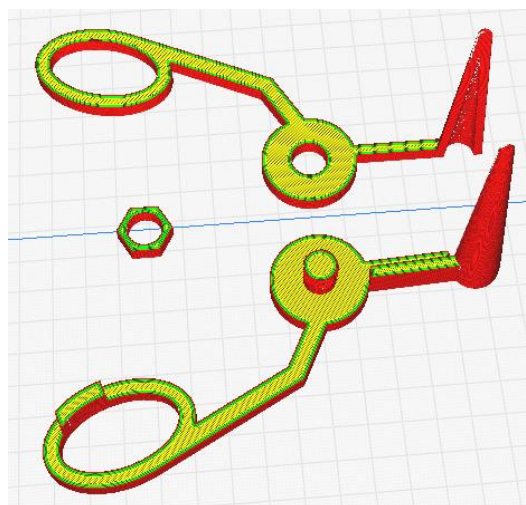
**Figura 60** - Terceira peça do espéculo de Killian (dimensões 2D à esquerda, vista em SolidWorks à direita).

O espéculo ficou com um peso médio de 21 g, um comprimento de 14 cm, uma largura máxima de 11 cm e uma espessura de 0,5 cm.



**Figura 61** - Espéculo de Killian em SolidWorks.

Após a modelação tridimensional, fez-se a segmentação do instrumento no UtiMaker Cura, no qual se escolheu o padrão de enchimento *grid*, com uma densidade de 30%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.



**Figura 62** - Espéculo de Killian em UtiMaker Cura.



Após a modelação tridimensional, fez-se a segmentação do instrumento no UltiMaker Cura, no qual se escolheu o padrão de enchimento *grid*, com uma densidade de 30%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.

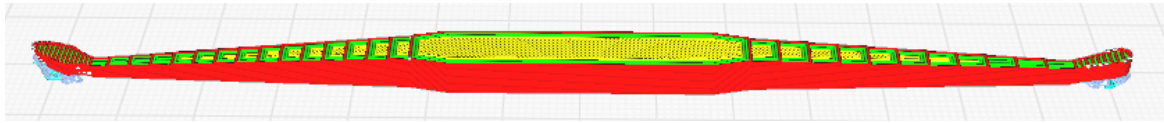


Figura 67 - Elevador de Cottle-Freer em UltiMaker Cura.

Por fim passou-se à impressão do elevador a 215 °C, o resultado desta foi bom, não quebrou nem deformou como pode ser visto na figura seguinte. A impressão demorou cerca de 20 min.



Figura 68 - Impressão do elevador de Cottle-Freer.

#### 4.1.7. Pinça Cirúrgica

No caso da pinça, 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. As dimensões 2D deste instrumento foram as seguintes:

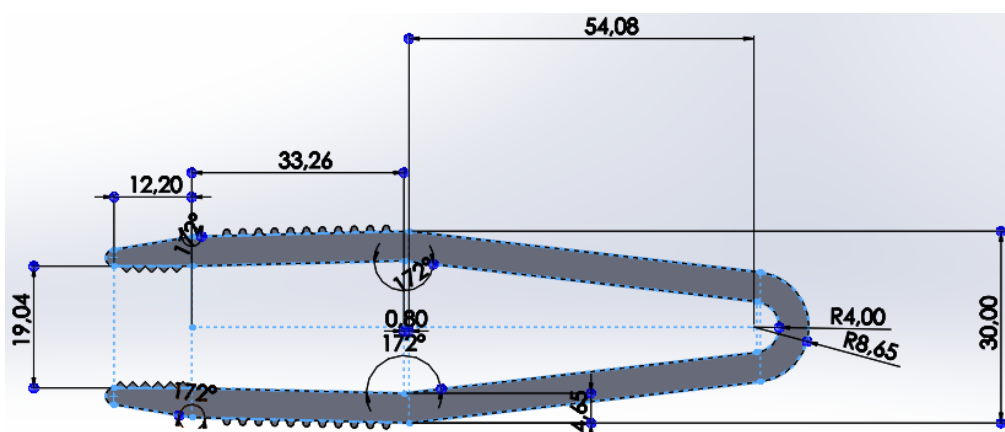


Figura 69 - Dimensões 2D da pinça.

A pinça ficou com um peso médio de 5 g, 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 máxima de 3 cm e a sua abertura é máxima nos 2,07 cm.

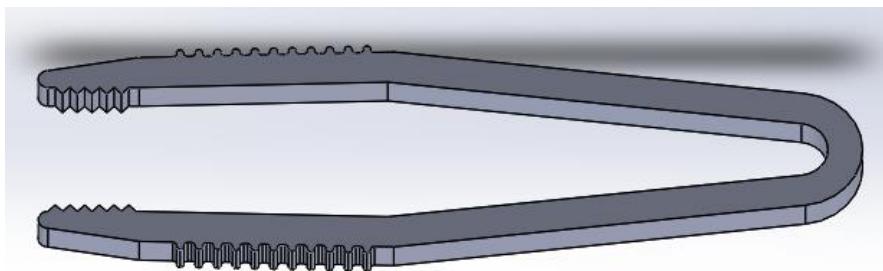


Figura 70 - Pinça em SolidWorks.

Após a modelação tridimensional, fez-se a segmentação do instrumento no UltiMaker Cura, no qual se escolheu o padrão de enchimento *grid*, com uma densidade de 30%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.

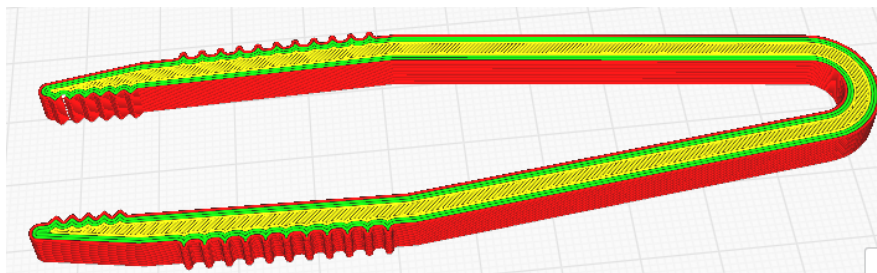


Figura 71 - Pinça em UltiMaker Cura.

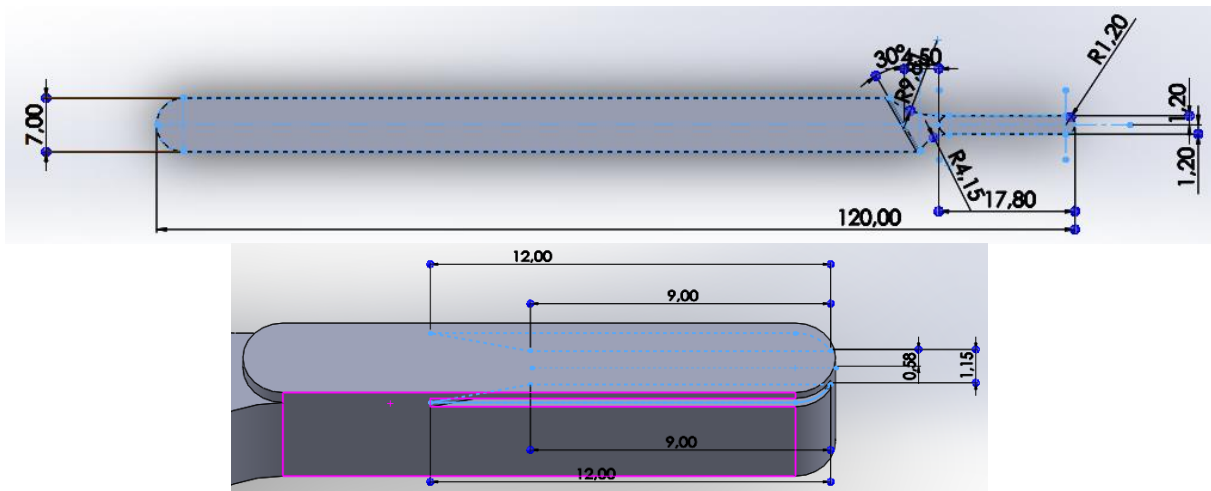
Por fim passou-se à impressão da pinça a 215 °C, o resultado desta foi bom, não quebrou nem deformou como pode ser visto na figura seguinte. A impressão demorou cerca de 35 min.



Figura 72 - Impressão da pinça cirúrgica.

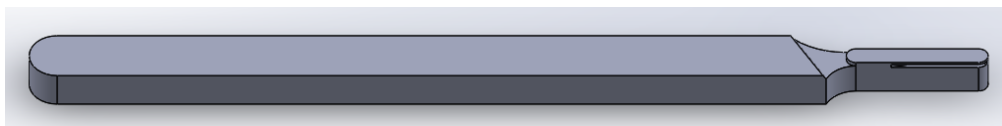
#### 4.1.8. Suporte de Bisturi

No caso do suporte de bisturi, utilizaram-se as dimensões de encaixe de acordo com a norma ISO 7740-1985 (E) nº3 (Anexo 3), como pode ser visto na figura seguinte:



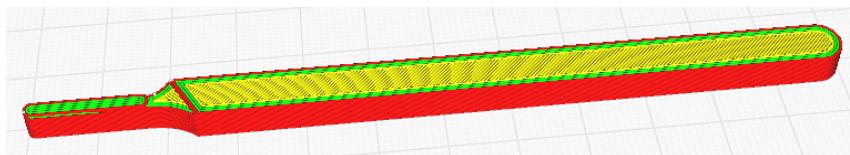
**Figura 73** - Dimensões 2D do suporte de bisturi.

O suporte de bisturi ficou com um peso médio de 3 g, um comprimento de 12 cm e uma espessura de 0,5 cm. O cabo ficou com uma largura de 0,7 cm.



**Figura 74** - Suporte de bisturi em SolidWorks.

Após a modelação tridimensional, fez-se a segmentação do instrumento no UltiMaker Cura, no qual se escolheu o padrão de enchimento *grid*, com uma densidade de 30%, 3 perímetros, 3 camadas no topo e base e com a altura de cada camada a 0,014 cm.



**Figura 75** - Suporte de bisturi em UltiMaker Cura.

Por fim passou-se à impressão do suporte de bisturi a 215 °C, o resultado desta foi bom, não quebrou nem deformou como pode ser visto na figura seguinte. A impressão demorou cerca de 19 min.



**Figura 76** - Impressão do suporte de bisturi.

## 4.2. Simulações de Forças

De forma a antever o desempenho físico dos instrumentos cirúrgicos, projetados no ponto 4.1., quando submetidos a forças de diferentes intensidades, utilizou-se o SolidWorks Simulation - conjunto de ferramentas de análise estrutural que usam o método dos elementos finitos para prever o comportamento físico de um produto no mundo real, testando virtualmente modelos CAD (SolidWorks, 2021).

Inicialmente, para cada uma das simulações colocou-se o material PLA de acordo com as propriedades mecânicas do material referidas anteriormente no ponto 2.5.3., em particular o módulo de Young com o valor 4.35 GPa e a resistência à tração dada pela tensão de cedência com o valor 63 MPa .

Consideraram-se constrangimentos fixos e forças nas posições relevantes e com as intensidades desejadas, de forma a recriar realisticamente a função dos dispositivos com modelos simples e computacionalmente eficientes.

Nas simulações foram considerados elementos finitos do tipo sólido de segunda ordem com geometria de tetraedro, e 6 graus de liberdade. A discretização da malha de nós e elementos finitos estabelecida de acordo com a parametrização por defeito do SolidWorks, tendo o modelo mais complexo 30564 elementos e 49209 nós.

As simulações seguintes são efetuadas para uma densidade de 100% (pois o *software* utilizado não permite personalizar este parâmetro), não sendo exatas para os instrumentos impressos. Tendo em conta que os instrumentos a ser simulados e os impressos apresentam densidades de 100% e 30%, respetivamente, significa que os simulados serão cerca de 40% mais resistentes a forças externas, isto porque uma peça com 50% de densidade em comparação com 30% é normalmente 20% mais resistente, enquanto uma mudança de 50% para 75% aumenta a resistência da peça cerca de 10%, de 75% para 100% o aumento é pouco significativo (neste trabalho admitiu-se por excesso um aumento de 10%), ou seja, uma mudança de 30% a 100% aumenta a resistência cerca de  $20\%+10\%+10\%=40\%$  (Hubs, 2023).

Para cada instrumento cirúrgico foram realizadas diversas simulações com diferentes valores de forças externas exercidas, no entanto, de seguida estão apenas representadas algumas simulações para cada um dos instrumentos que apresentam as deformações e tensões possíveis.

### 4.2.1. Retrator do Army-Navy

A geometria fixa escolhida para o retrator do Army-Navy foi a seguinte:

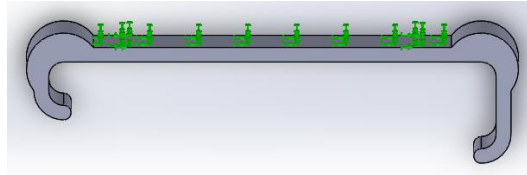


Figura 77 - Geometria fixa (verde) para o retrator do Army-Navy.

De seguida, colocaram-se forças em cada uma das extremidades:

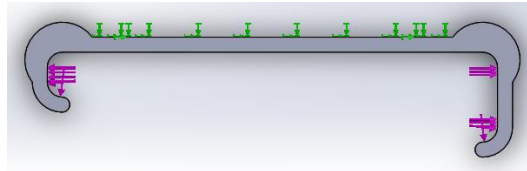


Figura 78 - Forças externas (roxo) para o retrator do Army-Navy.

Tendo em conta que o instrumento a ser simulado e o impresso apresentam densidades de 100% e 30%, respetivamente, significa que o instrumento simulado será cerca de 40% mais resistente a forças externas. Com isto, efetuaram-se simulações com forças externas com intensidades de 100 e 500 N (que representam 60 e 300 N para o instrumento impresso). Para tal, inseriu-se uma escala de deformação igual a 1, que representa a realidade. Os resultados foram os seguintes:

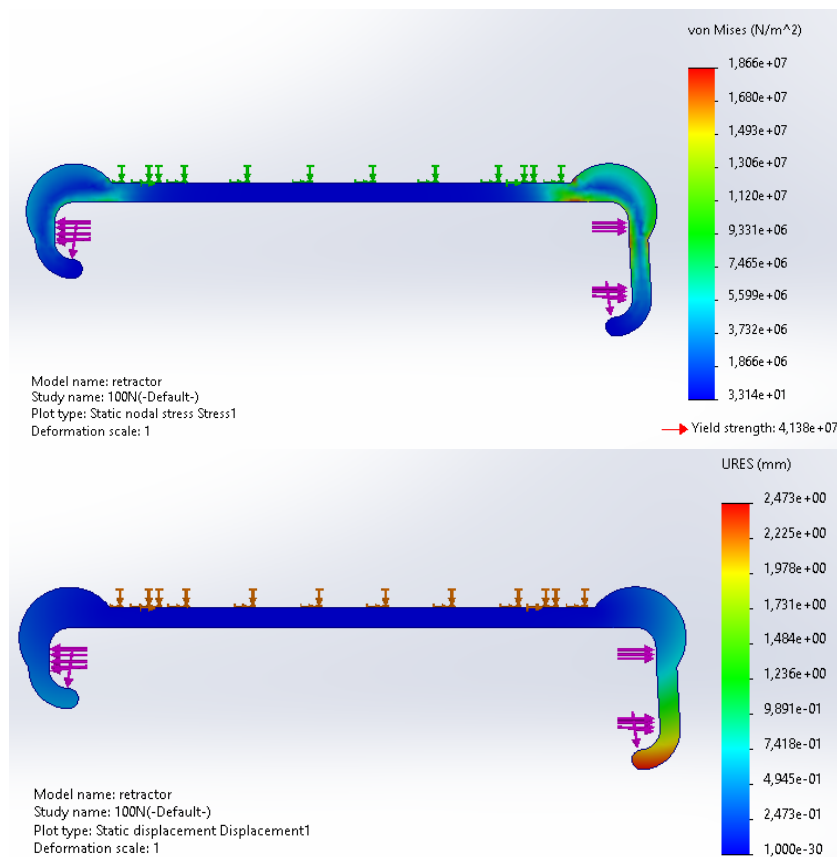


Figura 79 - Simulação do retrator com força externa de 100 N.

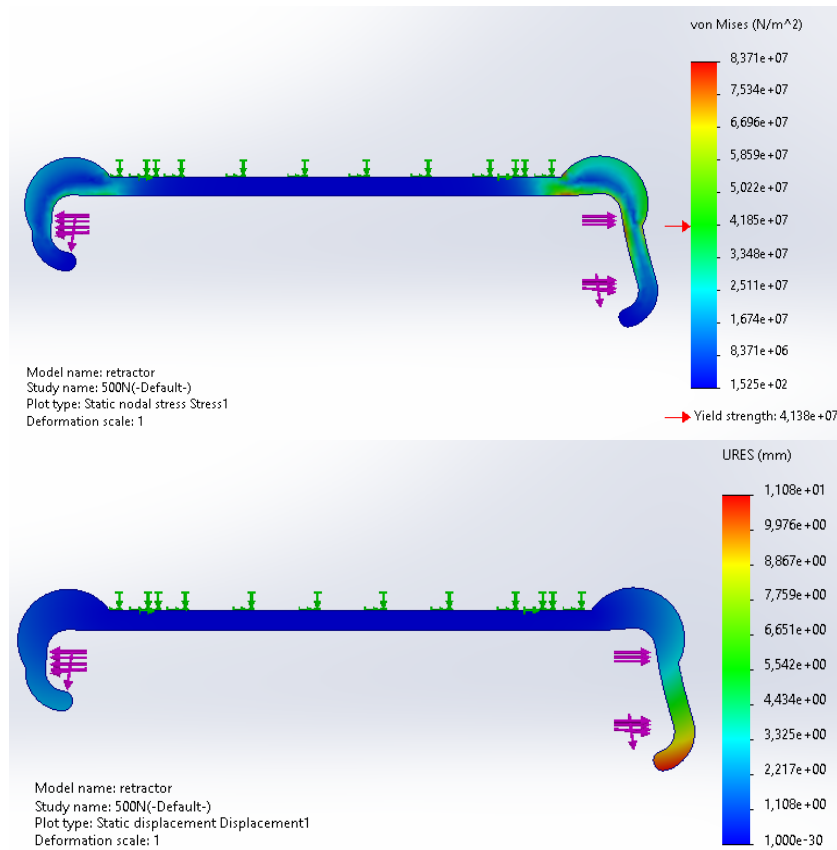


Figura 80 - Simulação do retrator com força externa de 500 N.

Através das simulações anteriores verifica-se que a extremidade mais curta permanece intacta e a extremidade mais longa (direita) apresenta deformação quando o instrumento é exposto a elevadas forças externas. De acordo com cirurgiões especialistas, para haver uma retração clinicamente excessiva será necessária uma força externa de 30 a 40 N (Chen *et al.*, 2019), o que leva a concluir que o instrumento impresso resistiria a este tipo de retração, pois até quando exposto a forças mais elevadas a deformação é pouco significativa (100 N na simulação, 60 N na realidade), com tensões inferiores ao limite de cedência.

#### 4.2.2. Tesoura Metzenbaum

Para a tesoura Metzenbaum a geometria fixa escolhida foi a seguinte:

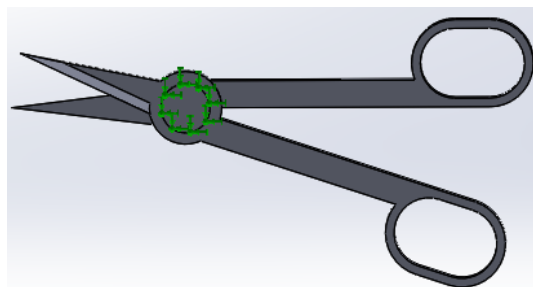


Figura 81 - Geometria fixa (verde) para a tesoura Metzenbaum.

De seguida, colocaram-se forças nas zonas de corte e na zona dos dedos de forma a abrir a tesoura:

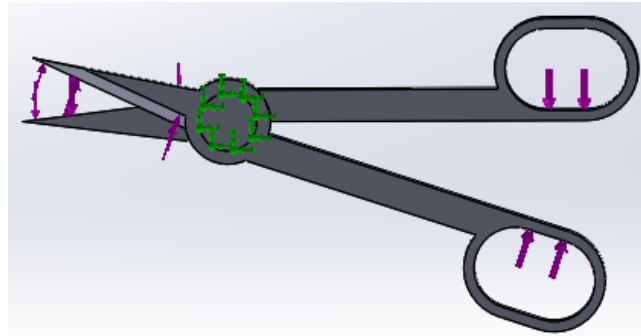


Figura 82 - Forças externas (roxo) para a tesoura Metzenbaum.

Tendo em conta que o instrumento a ser simulado e o impresso apresentam densidades de 100% e 30%, respetivamente, significa que o instrumento simulado terá uma resistência às forças externas superior igual 40%. Foram então realizadas simulações usando forças externas de 10 e 50 N (que representam 6 e 30 N para o instrumento impresso). Uma escala de deformação igual a 1 foi utilizada para representar a realidade. Os resultados foram os seguintes:

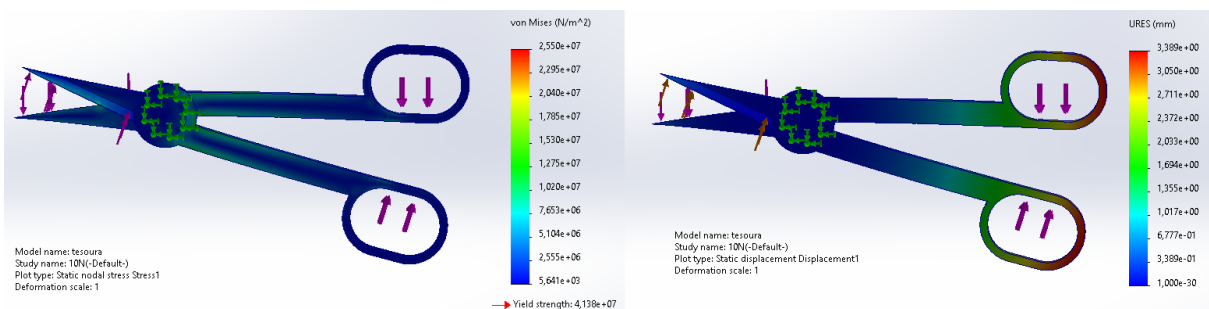


Figura 83 - Simulação da tesoura Metzenbaum com força externa de 10 N.

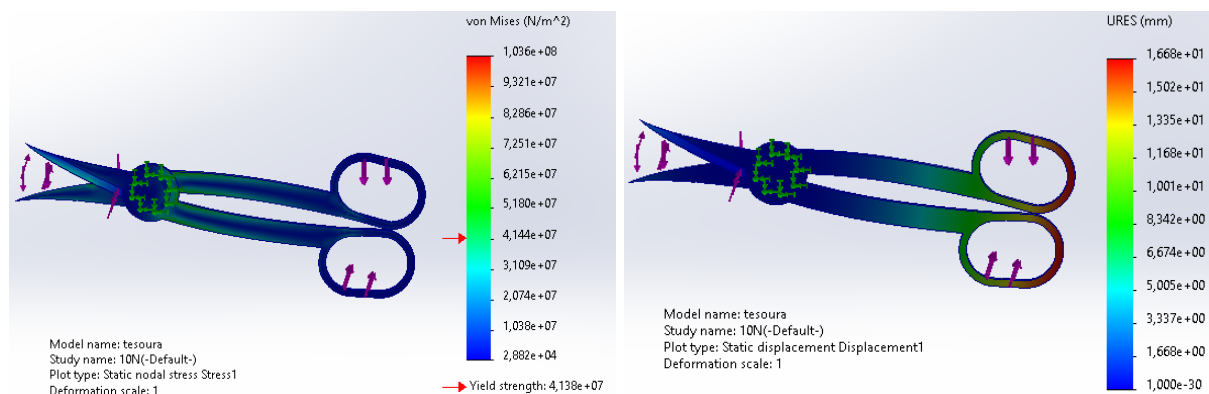


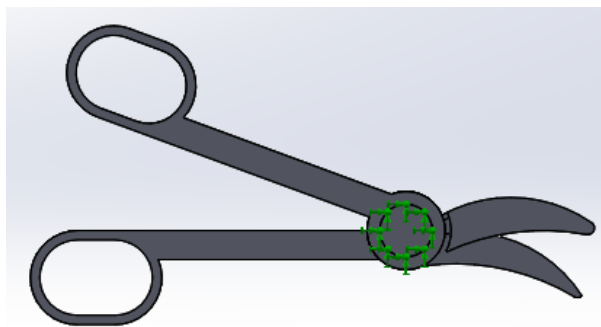
Figura 84 - Simulação da tesoura Metzenbaum com força externa de 50 N.

As simulações anteriores revelaram que, quando este instrumento é submetido a forças externas elevadas, ele deixa de desempenhar sua função na ponta da zona de corte,

pois ocorre deformação das pontas. No entanto, é possível que a função seja mantida no interior dessa zona. De acordo com estudos anteriores, a força máxima exercida numa tesoura durante uma cirurgia é em média 3,69 N (Golahmadi *et al.*, 2021), ou seja, confirma-se que este instrumento não deformaria e desempenharia a sua função durante todo o processo cirúrgico, pois só começa a deformar significativamente quando exposto a forças mais elevadas e inclusive ultrapassando o limite de cedência (50 N na simulação, 30 N na realidade).

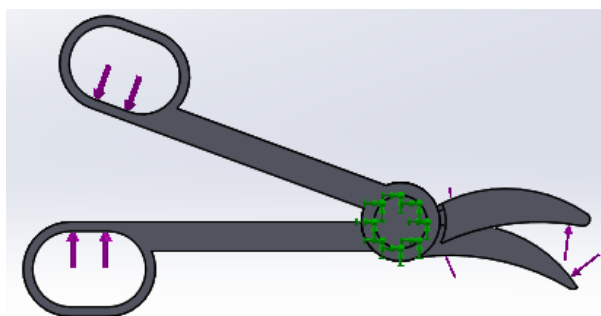
#### 4.2.3. Tesoura Mayo

Para a tesoura Mayo a geometria fixa escolhida foi a seguinte:



**Figura 85** - Geometria fixa (verde) para a tesoura Mayo.

De seguida, colocaram-se forças nas zonas de corte e na zona dos dedos de forma a abrir a tesoura:



**Figura 86** - Forças externas (roxo) para a tesoura Mayo.

Tendo em conta que o instrumento a ser simulado e o impresso apresentam densidades de 100% e 30%, respetivamente, significa que o instrumento simulado terá uma resistência às forças externas superior igual 40%. Foram então realizadas simulações usando forças externas de 10 e 50 N (que representam 6 e 30 N para o instrumento impresso). Uma escala de deformação igual a 1 foi utilizada para representar a realidade. Os resultados foram os seguintes:

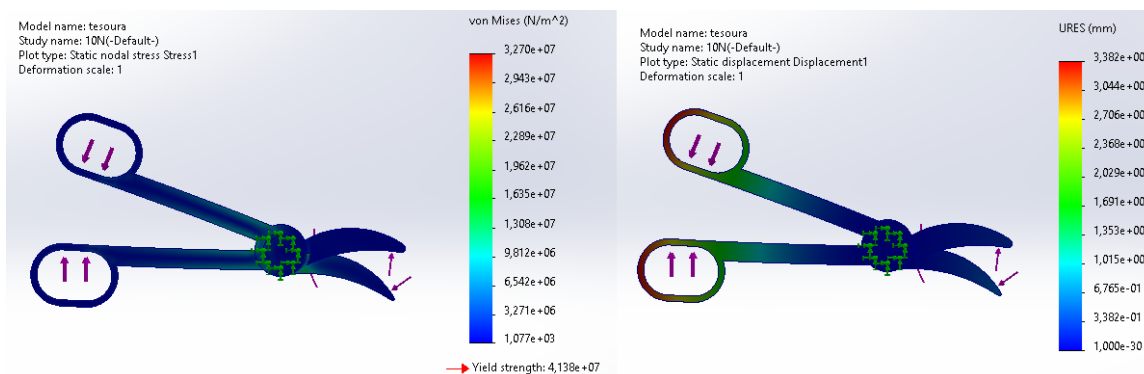


Figura 87 - Simulação da tesoura Mayo com força externa de 10 N.

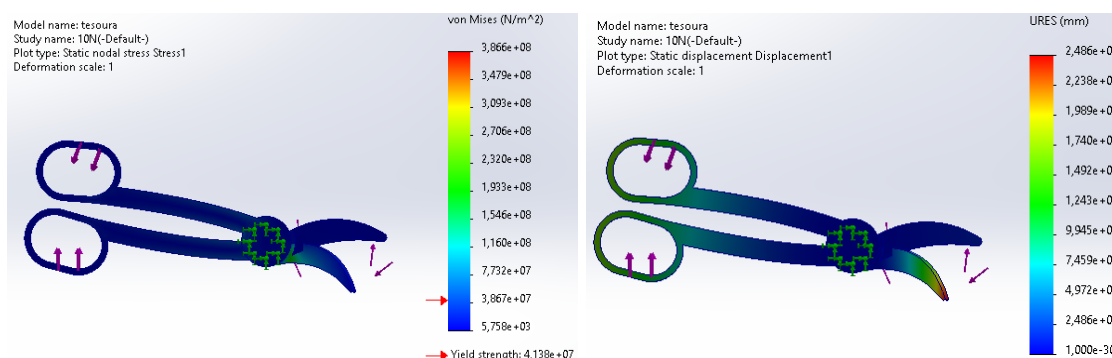


Figura 88 - Simulação da tesoura Mayo com força externa de 50 N.

Através das simulações anteriores verifica-se que quando este instrumento é exposto a forças externas elevadas deixa de cumprir a sua função completamente, a zona de corte deforma para cima drasticamente. No entanto, quando a tesoura Mayo é exposta a forças externas menos intensas a deformação não é relevante continuando a poder ser utilizada. De acordo com estudos anteriores, a força máxima exercida numa tesoura durante uma cirurgia é em média 3,69 N (Golahmadi *et al.*, 2021), ou seja, confirma-se que este instrumento não deformaria e desempenharia a sua função durante todo o processo cirúrgico, pois só começa a deformar significativamente na zona de corte quando exposto a forças mais elevadas, ultrapassando o limite de cedência (50 N na simulação, 30 N na realidade).

#### 4.2.4. Pinça Hemostática

Para a pinça hemostática a geometria fixa escolhida foi a seguinte:

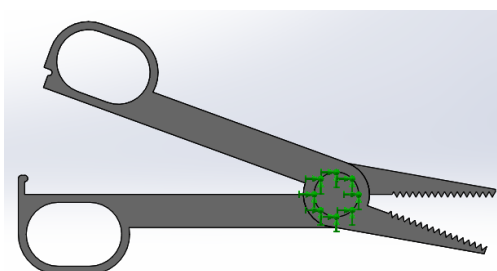


Figura 89 - Geometria fixa (verde) para a pinça hemostática.

De seguida, colocaram-se forças externas nas pontas da pinça e na zona dos dedos, de forma a abri-la:

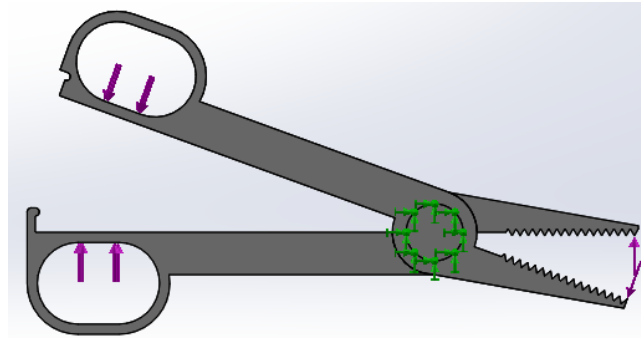


Figura 90 - Forças externas (roxo) para a pinça hemostática.

Tendo em conta que o instrumento a ser simulado e o impresso apresentam densidades de 100% e 30%, respetivamente, significa que o instrumento simulado terá uma resistência às forças externas superior igual 40%. Foram então realizadas simulações usando forças externas de 10 e 50 N (que representam 6 e 30 N para o instrumento impresso). Uma escala de deformação igual a 1 foi utilizada para representar a realidade. Os resultados foram os seguintes:

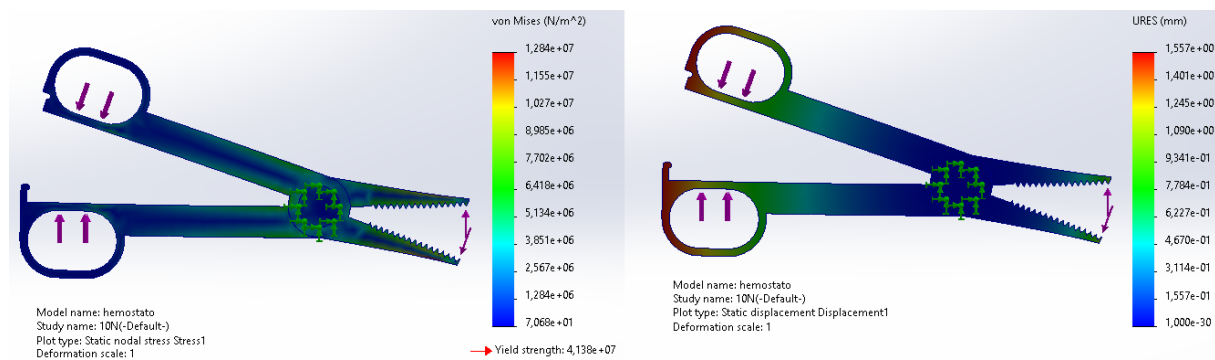


Figura 91 - Simulação da pinça hemostática com força externa de 10 N.

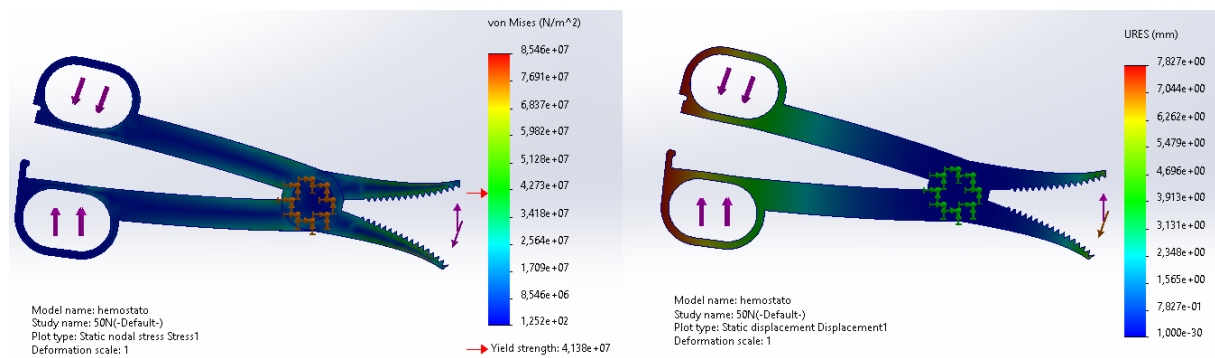


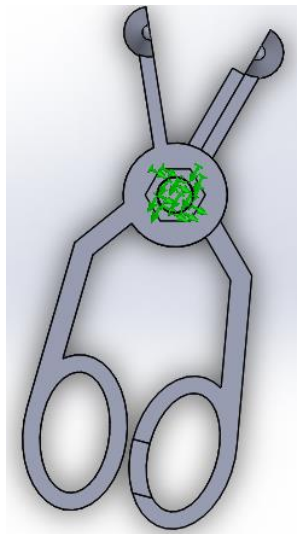
Figura 92 - Simulação da pinça hemostática com força externa de 50 N.

Através das simulações anteriores verifica-se que quando este instrumento é exposto a forças externas elevadas deixa de cumprir a sua função na ponta da zona de agarrar o

tecido (as pontas começam a deformar), no entanto no interior dessa zona poderá ser possível continuar a concretizá-la. De acordo com estudos anteriores, a força máxima exercida num hemostato durante uma cirurgia é em média 0,10 N (Golahmadi *et al.*, 2021), ou seja, confirma-se que este instrumento não deformaria e desempenharia a sua função durante todo o processo cirúrgico, pois só começa a deformar significativamente quando exposto a forças mais elevadas, ultrapassando o limite de cedência (50 N na simulação e 30 N na realidade).

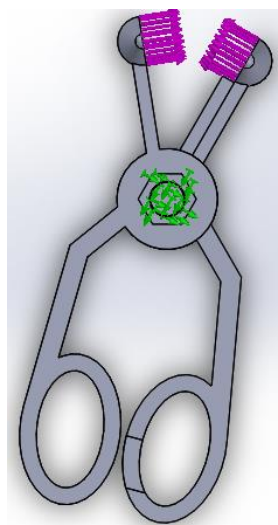
#### 4.2.5. Espéculo de Killian

Para o espéculo de Killian a geometria fixa escolhida foi a seguinte, assumindo que a tesoura se encontra bloqueada entre ambos os apoios dos dedos:



**Figura 93** - Geometria fixa (verde) para o espéculo de Killian.

De seguida, colocaram-se forças em cada uma das extremidades de forma a abrir o espéculo no máximo:



**Figura 94** - Forças externas (roxo) para o espéculo de Killian.

Tendo em conta que o instrumento a ser simulado e o impresso apresentam densidades de 100% e 30%, respetivamente, significa que o instrumento simulado terá uma resistência às forças externas superior igual 40%. Foram então realizadas simulações usando forças externas de 10 e 30 N (que representam 6 e 18 N para o instrumento impresso). Uma escala de deformação igual a 1 foi utilizada para representar a realidade. Os resultados foram os seguintes:

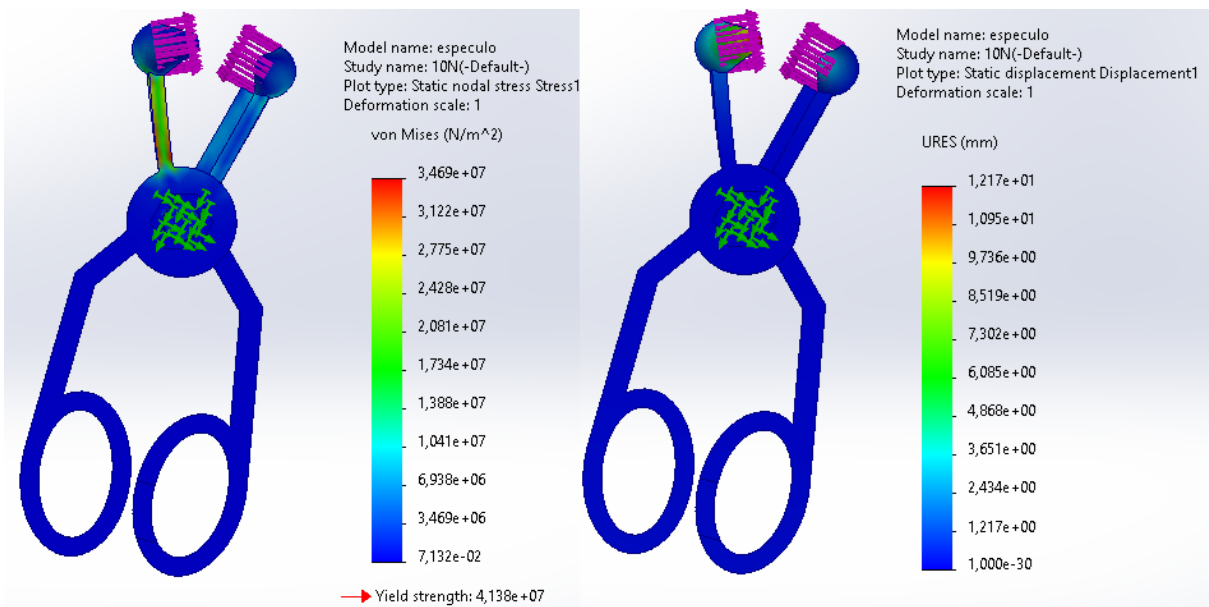


Figura 95 - Simulação do espéculo de Killian com força externa de 10 N.

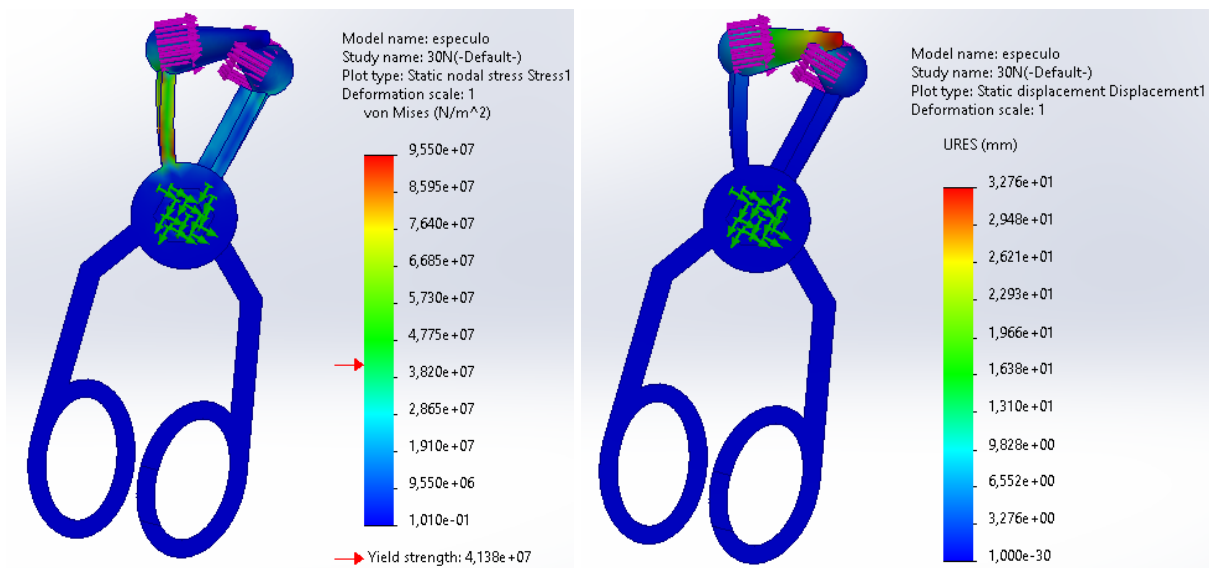


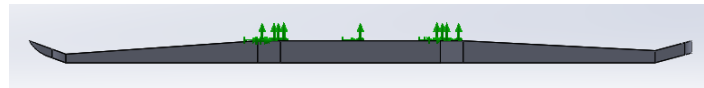
Figura 96 - Simulação do espéculo de Killian com força externa de 30 N.

As simulações anteriores mostram que este instrumento não poderá ser exposto a forças externas elevadas, deixando de ser utilizável ao perder a característica das suas pontas cónicas serem direitas. De acordo com estudos anteriores, numa cirurgia de otorrinolaringologia a força máxima exercida média é de 15,6 N (Golahmadi *et al.*, 2021), ou

seja, este instrumento se fosse exposto a essa força máxima poderia apresentar deformação que conduziria a uma flexibilidade excessiva das pontas e eventualmente atingir o limite de cedência tal como se verifica na simulação de 30 N (18 N na realidade).

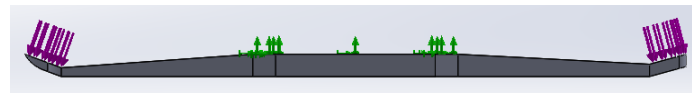
#### 4.2.6. Elevador de Cottle-Freer

Para o elevador de Cottle-Freer a geometria fixa escolhida foi a seguinte:



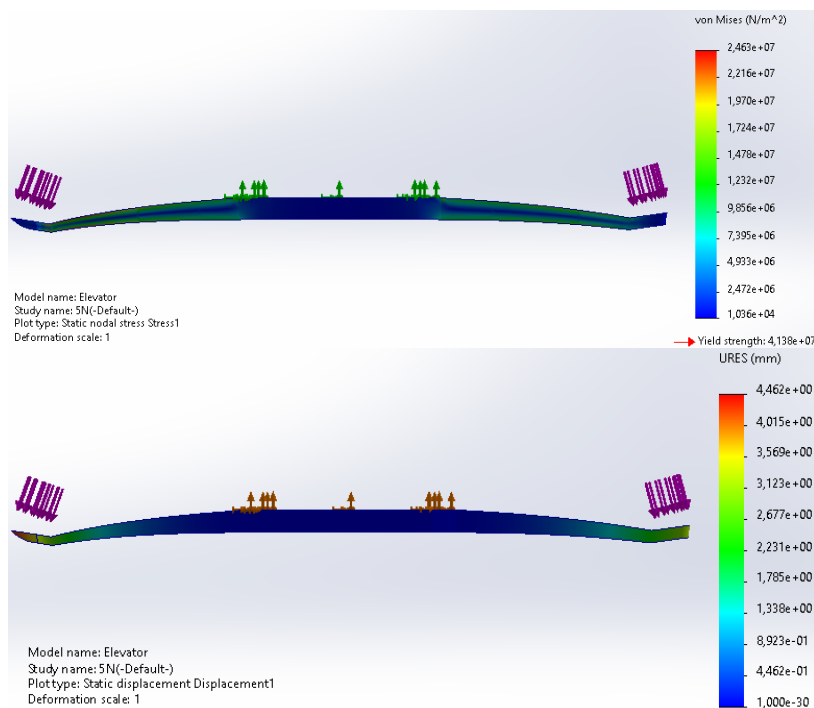
**Figura 97** - Geometria fixa (verde) para o elevador de Cottle-Freer.

De seguida, colocaram-se forças em cada uma das extremidades:



**Figura 98** - Forças externas (roxo) para o elevador de Cottle-Freer.

Tendo em conta que o instrumento a ser simulado e o impresso apresentam densidades de 100% e 30%, respetivamente, significa que o instrumento simulado terá uma resistência às forças externas superior igual 40%. Com isto, o instrumento foi submetido a simulações com forças externas de 5 e 50 N (que representam 3 e 30 N para o instrumento impresso). Foi utilizada uma escala de deformação igual a 1 para representar a realidade. Os resultados obtidos foram os seguintes:



**Figura 99** - Simulação do elevador Cottle-Freer com força externa de 5 N.

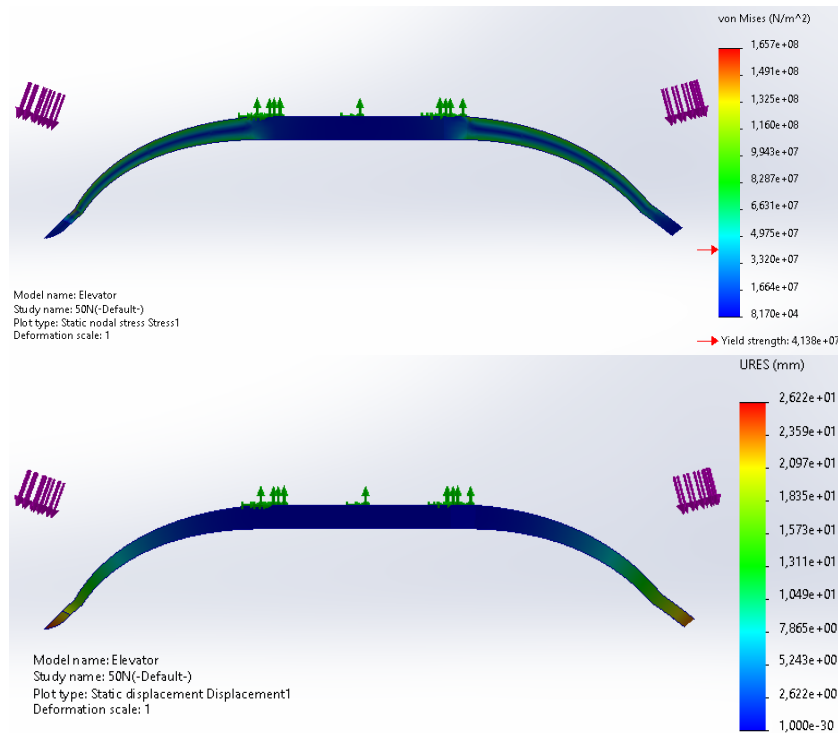


Figura 100 - Simulação do elevador de Cottle-Freer com força externa de 50 N.

Através das simulações anteriores verifica-se que a extremidade Freer (esquerda) apresenta ligeiramente mais deformação do que a extremidade Cottle (direita), algo que seria de esperar pois é a extremidade com menos espessura na ponta. Verifica-se também que este instrumento não poderá ser exposto a forças externas muito elevadas, deixando de ser utilizável ao perder a característica de ser reto. De acordo com estudos anteriores, numa cirurgia de otorrinolaringologia a força máxima exercida média é de 15,6 N (Golahmadi *et al.*, 2021), ou seja, este instrumento se fosse exposto a essa força máxima não iria deformar pois só começa a deformar significativamente, atingindo o limite de cedência, quando exposto a forças mais elevadas (50 N na simulação e 30 N da realidade).

#### 4.2.7. Pinça Cirúrgica

Para a pinça cirúrgica a geometria fixa escolhida foi a seguinte:

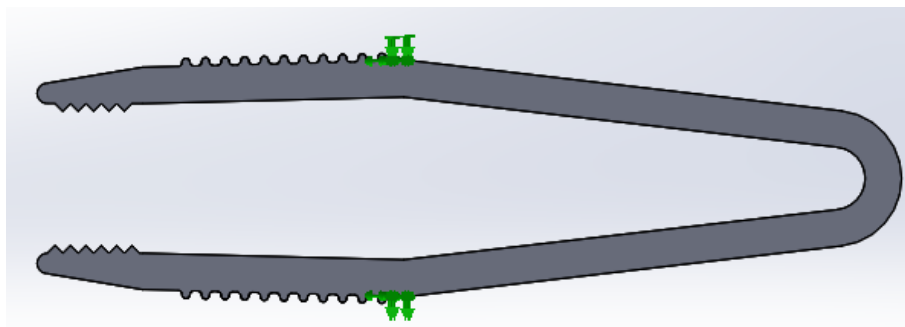


Figura 101 - Geometria fixa (verde) para a pinça cirúrgica.

De seguida, colocaram-se forças externas nas pontas da pinça, de forma a abri-la:

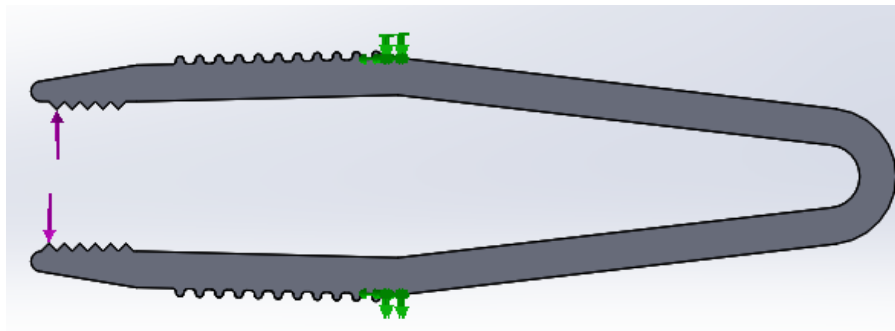


Figura 102 - Forças externas (roxo) para a pinça cirúrgica.

Tendo em conta que o instrumento a ser simulado e o impresso apresentam densidades de 100% e 30%, respetivamente, significa que o instrumento simulado terá uma resistência às forças externas superior igual 40%. Com isto, o instrumento foi submetido a simulações com forças externas de 5 e 10 N (que representam 3 e 6 N para o instrumento impresso). Foi utilizada uma escala de deformação igual a 1 para representar a realidade. Os resultados obtidos foram os seguintes:

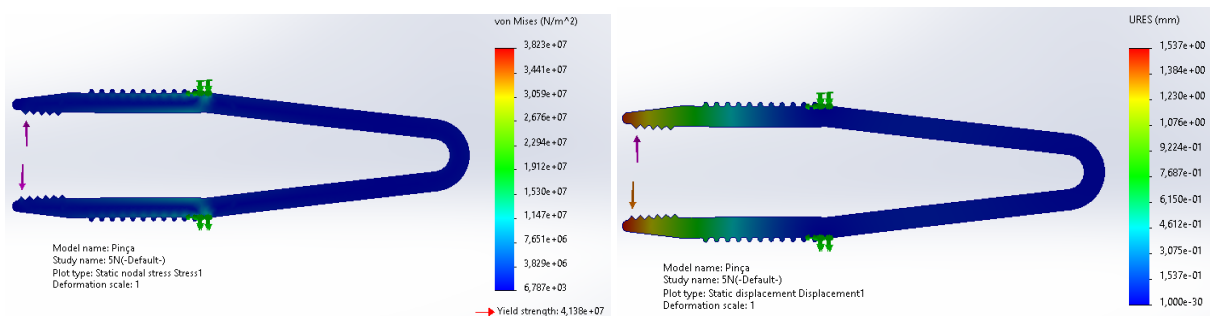


Figura 103 - Simulação da pinça cirúrgica com força externa de 5 N.

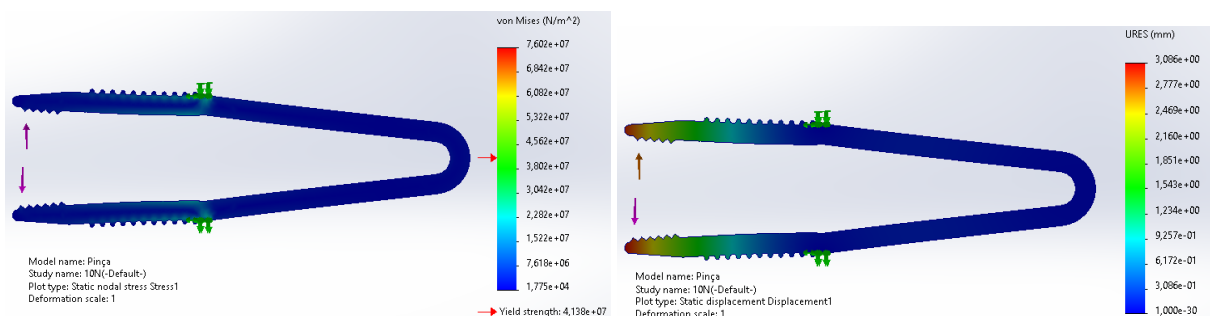


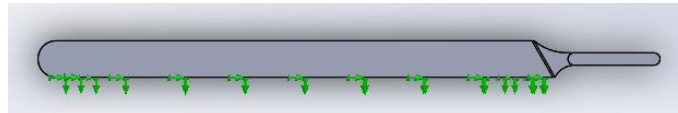
Figura 104 - Simulação da pinça cirúrgica com força externa de 10 N.

De acordo com estudos anteriores, a força máxima exercida numa pinça durante uma cirurgia é em média 0,10 N (Golahmadi *et al.*, 2021), ou seja, confirma-se que este instrumento não deformaria e desempenharia a sua função durante todo o processo cirúrgico, pois até

quando exposto a forças mais elevadas a deformação é pouco significativa (10 N na simulação, 6 N na realidade).

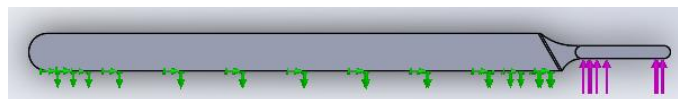
#### 4.2.8. Suporte de Bisturi

Para o suporte de bisturi a geometria fixa escolhida foi a seguinte:



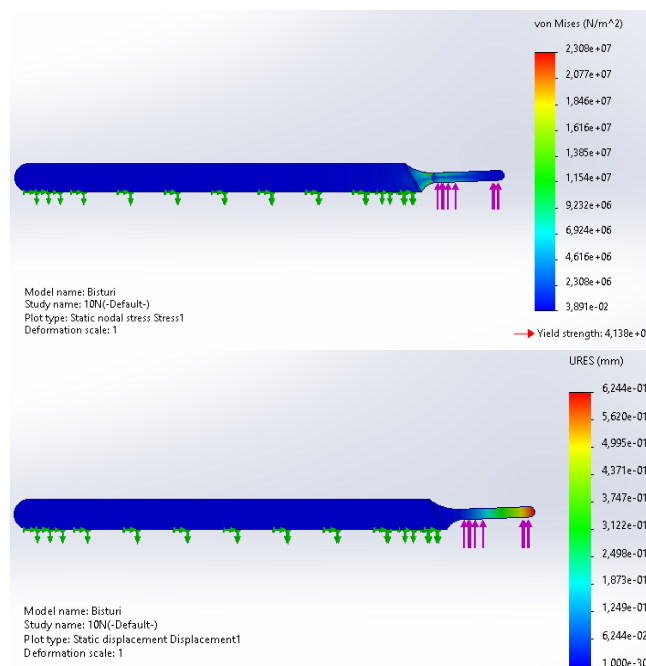
**Figura 105** - Geometria fixa (verde) para o suporte de bisturi.

De seguida, colocou-se uma força na extremidade onde encaixa a lâmina do bisturi, de forma a representar o movimento que o instrumento efetua:

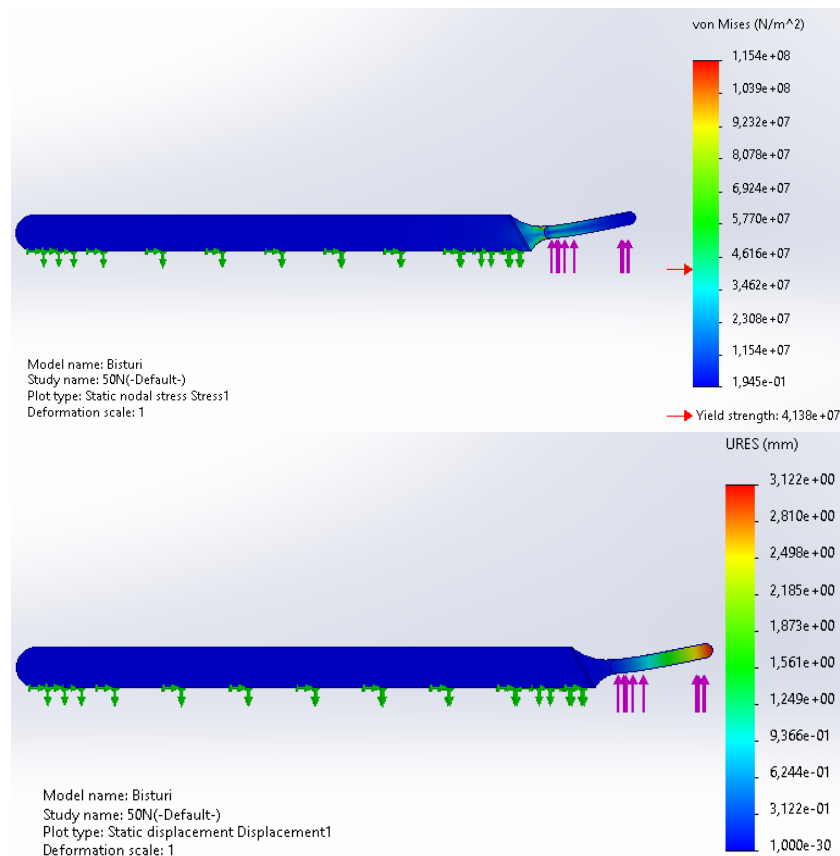


**Figura 106** - Força externa (roxo) para o suporte de bisturi.

Tendo em conta que o instrumento a ser simulado e o impresso apresentam densidades de 100% e 30%, respetivamente, significa que o instrumento simulado terá uma resistência às forças externas superior igual 40%. Foram então realizadas simulações usando forças externas de 10 e 50 N (que representam 6 e 30 N para o instrumento impresso). Uma escala de deformação igual a 1 foi utilizada para representar a realidade. Os resultados foram os seguintes:



**Figura 107** - Simulação do suporte de bisturi com força externa de 10 N.



**Figura 108** - Simulação do suporte de bisturi com força externa de 50 N.

Através das simulações anteriores verifica-se alguma deformação relevante quando o instrumento é exposto à força externa mais elevada, no entanto acredita-se que quando o suporte de bisturi tiver colocada a lâmina mais difícil será a deformação, devido à angulação do encaixe. De acordo com estudos anteriores, a força máxima exercida num bisturi durante uma cirurgia é em média 4,48 N (Golahmadi *et al.*, 2021), ou seja, confirma-se que este instrumento não deformaria significativamente e desempenharia a sua função durante todo o processo cirúrgico.

### 4.3. Esterilização Doméstica

A esterilização é um procedimento que possibilita a eliminação de todos os microrganismos presentes, incluindo vírus, bactérias e fungos. Uma técnica utilizada para esse fim consiste na esterilização doméstica, que foi testada por meio de uma panela com água fervente durante 10 min nos diferentes instrumentos cirúrgicos impressos.

#### 4.3.1. Retrator do Army-Navy

Após os 10 min de esterilização, notou-se que o retrator não sofreu deformação, e acredita-se que mesmo sofrendo mais ciclos de esterilização, a deformação não seria muita devido à sua espessura e estrutura simples.



**Figura 109** - Retrator durante a esterilização.

Tendo em conta que não houve qualquer deformação, assume-se que este instrumento mantém a sua função e que poderá ser reutilizado após esterilização.



**Figura 110** - Retrator após esterilização de 10 min.

#### 4.3.2. Tesoura Metzenbaum

No caso da tesoura Metzenbaum, verificou-se deformação instantânea no corpo e nas pontas de corte quando colocada em água a ferver.



**Figura 111** - Tesoura Metzenbaum durante a esterilização.

Quando retirado o instrumento da panela foi possível confirmar a sua perda de função devido à elevada deformação na zona de corte. Concluindo-se que esta tesoura seria de utilização única.



**Figura 112** - Tesoura Metzenbaum após esterilização de 10 min.

#### 4.3.3. Tesoura Mayo

Este instrumento sofreu alguma deformação no corpo após os 10 min de esterilização, no entanto a sua zona de corte manteve a sua estrutura.



**Figura 113** - Tesoura Mayo durante a esterilização.

Como não se deu deformação na zona de corte, a tesoura mantém a sua função após esterilização podendo então ser reutilizada.



**Figura 114** - Tesoura Mayo após esterilização de 10 min.

#### 4.3.4. Pinça Hemostática

A pinça hemostática começou a deformar no corpo e nas pontas após 1 minuto de esterilização.



**Figura 115** - Pinça hemostática durante a esterilização.

Devido à deformação das pontas confirma-se que este instrumento não poderá ser utilizado novamente, perdendo a sua função após a esterilização de 10 min.



**Figura 116** - Pinça hemostática após esterilização de 10 min.

#### 4.3.5. Espéculo de Killian

No caso do espéculo de Killian, verificou-se deformação instantânea no corpo e nas pontas quando colocado em água a ferver.



**Figura 117** - Espéculo durante a esterilização.

Quando retirado o instrumento da panela foi possível confirmar a sua perda de função devido à elevada deformação. Concluindo-se que o espéculo seria de utilização única.



**Figura 118** - Espéculo após esterilização de 10 min.

#### 4.3.6. Elevador de Cottle-Freer

O elevador sofreu deformação mínima após a esterilização de 10 min, e acredita-se que se fosse exposto a água a ferver durante mais tempo, a deformação seria mais relevante.



**Figura 119** - Elevator durante a esterilização.

Tendo em conta o nível de deformação, assume-se que este instrumento mantém a sua função e que poderá ser reutilizado após um ciclo de esterilização de 10 min.



**Figura 120** - Elevator após esterilização de 10 min.

#### 4.3.7. Pinça Cirúrgica

No caso da pinça cirúrgica verificou-se deformação instantânea quando colocada em água a ferver. Este foi o instrumento no qual ocorreu uma maior deformação num menor período de tempo.



**Figura 121** - Pinça durante a esterilização.

Quando retirado o instrumento da panela foi possível confirmar a sua perda de função devido à elevada deformação nas pontas. Concluindo-se que a pinça cirúrgica seria de utilização única.



**Figura 122** - Pinça após esterilização de 10 min.

#### 4.3.8. Suporte de Bisturi

Ao contrário de alguns dos outros instrumentos, o bisturi não sofreu nenhuma deformação, e acredita-se que mesmo sofrendo mais ciclos de esterilização, a deformação não seria muita.



**Figura 123** - Bisturi durante a esterilização.

Tendo em conta que não houve qualquer deformação, assume-se que este instrumento mantém a sua função e que poderá ser reutilizado após esterilização.



**Figura 124** - Bisturi após esterilização de 10 min.

Na tabela 5 podem ser revistos resumidamente os resultados de esterilização previamente descritos:

**Tabela 5** - Resultados da esterilização dos instrumentos cirúrgicos.

<b>Instrumento Cirúrgico</b>	<b>Deformação após 10 min de esterilização</b>	<b>Reutilizável após 10 min de esterilização</b>
Retrator do Army-Navy	Não	Sim
Tesoura Metzenbaum	Sim	Não
Tesoura Mayo	Sim	Sim
Pinça Hemostática	Sim	Não
Espéculo de Killian	Sim	Não
Elevador de Cottle-Freer	Sim	Sim
Pinça Cirúrgica	Sim	Não
Suporte de Bisturi	Não	Sim

Além da esterilização doméstica realizada, existem outros métodos de esterilização disponíveis. Um exemplo é a esterilização em autoclave, um equipamento que utiliza calor

húmido sob pressão para esterilizar diversos dispositivos médicos. Inicialmente, considerou-se realizar esse tipo de esterilização, porém foi constatado que o PLA não é compatível com as temperaturas desse equipamento, impossibilitando assim esse processo de esterilização.

É importante mencionar que estes instrumentos cirúrgicos seriam extremamente úteis em situações de catástrofes naturais e nessas circunstâncias, é improvável que haja muita disponibilidade de uma autoclave, tornando a esterilização doméstica uma opção mais acessível e prática.

#### 4.4. Desinfecção com álcool 70%

O álcool 70% é um bactericida mais eficaz do que o álcool 96%, pois o grau de hidratação é um fator importante para a atividade antimicrobiana. Com este tipo de álcool, a desnaturação das proteínas é mais eficiente na presença de água, pois esta facilita a entrada do álcool para dentro da bactéria e também retarda a volatilização do álcool, permitindo maior tempo de contacto (MipMed, 2023).

Quando se utiliza o álcool 96% para a desinfecção, ocorre uma coagulação extremamente rápida, não havendo penetração no interior da célula e, portanto, não matando micróbios. Com isto, efetuou-se a desinfecção com álcool 70% de todos os instrumentos cirúrgicos realizados durante 5 min.



**Figura 125** - Instrumentos Cirúrgicos durante a desinfecção com álcool 70%.

Após os 5 min de desinfecção verificou-se que não houve deformação em qualquer um dos instrumentos, e que mantendo todos a sua função estes poderão ser reutilizados.



Figura 126 - Instrumentos cirúrgicos após a desinfeção com álcool 70%.

#### 4.5. Questionários

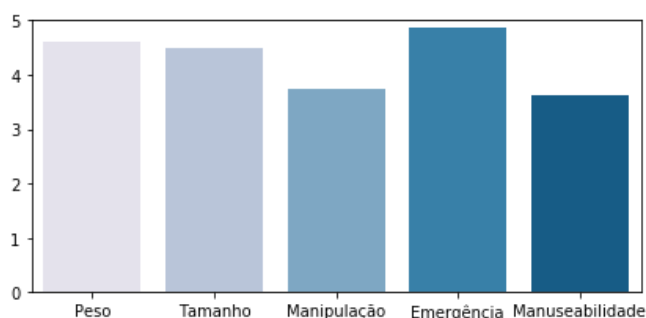
De forma a estudar a performance dos instrumentos cirúrgicos impressos, foram fornecidos questionários (Anexo 4) a 9 profissionais saúde (5 mulheres e 4 homens, com idade entre os 27 e os 78 anos), os quais responderam a um conjunto de questões sobre os diversos instrumentos numa escala de Likert de 5 pontos:

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

##### 4.5.1. Retrator do Army-Navy

Tabela 6 - Respostas ao questionário sobre o retrator.

Questões	Respostas (N=9)
Tem um peso adequado?	4,62 (≈5)
Tem um tamanho adequado?	4,5 (≈5)
Tem uma boa manipulação?	3,75 (≈4)
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?	4,88 (≈5)
É confortável de manusear em relação ao de metal?	3,63 (≈4)



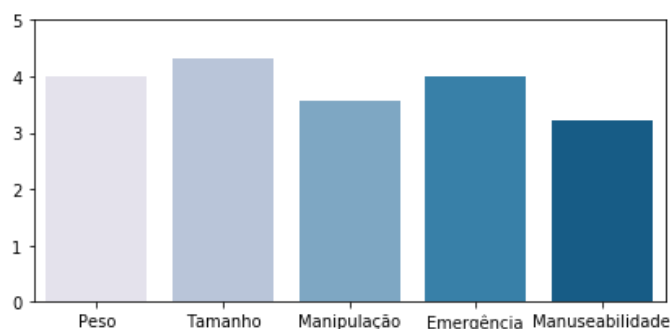
**Figura 127** - Histograma das respostas ao questionário sobre o retrator.

Através das respostas às questões efetuadas aos profissionais de saúde confirma-se que o retrator do Army-Navy obteve uma boa pontuação, em média 4 ou 5, em todas as perguntas. Os profissionais concordaram plenamente, em média, que utilizariam este instrumento em caso de emergência verificando assim que o mesmo efetuaria a sua função corretamente.

#### 4.5.2. Tesoura Metzenbaum

**Tabela 7** - Respostas ao questionário sobre a tesoura Metzenbaum.

Questões	Respostas (N=9)
Tem um peso adequado?	4
Tem um tamanho adequado?	4,33 (≈4)
Tem uma boa manipulação?	3,56 (≈4)
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?	4
É confortável de manusear em relação ao de metal?	3,22 (≈3)

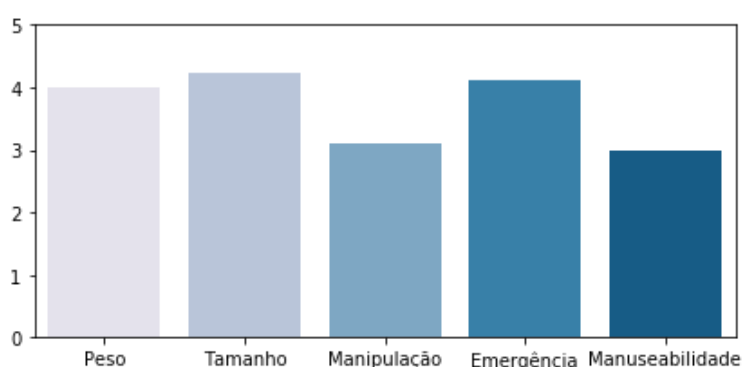


**Figura 128** - Histograma das respostas ao questionário sobre a tesoura Metzenbaum.

Quanto à tesoura Metzenbaum as respostas foram novamente bastante positivas, exceto na última questão da tabela 7, na qual os profissionais, em média, não concordaram nem discordaram que o instrumento fosse confortável de manusear em relação ao de metal. No entanto, concordaram que o utilizariam em caso de emergência.

4.5.3. Tesoura Mayo**Tabela 8** - Respostas ao questionário sobre a tesoura Mayo.

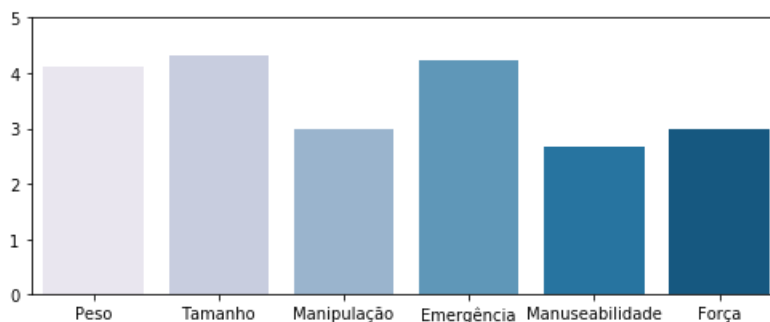
Questões	Respostas (N=9)
Tem um peso adequado?	4
Tem um tamanho adequado?	4,22 (≈4)
Tem uma boa manipulação?	3,11 (≈3)
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?	4,11 (≈4)
É confortável de manusear em relação ao de metal?	3

**Figura 129** - Histograma das respostas ao questionário sobre a tesoura Mayo.

A tesoura Mayo obteve resultados positivos, os profissionais de saúde acharam que o instrumento tem um peso e tamanho adequados, confirmaram também que o utilizariam em caso de emergência. No entanto, não concordaram nem discordaram que esta tesoura tem uma boa manipulação e que é confortável em relação ao instrumento de metal.

4.5.4. Pinça Hemostática**Tabela 9** - Respostas ao questionário sobre a pinça hemostática.

Questões	Respostas (N=9)
Tem um peso adequado?	4,11 (≈4)
Tem um tamanho adequado?	4,33 (≈4)
Tem uma boa manipulação?	3
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?	4,22 (≈4)
É confortável de manusear em relação ao de metal?	2,67 (≈3)
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?	3



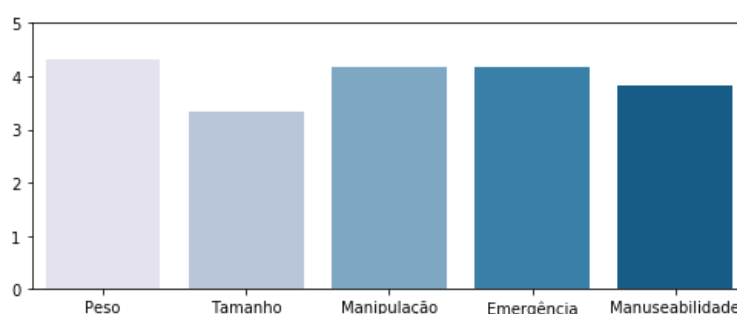
**Figura 130** - Histograma das respostas ao questionário sobre a pinça hemostática.

A pinça hemostática foi avaliada positivamente quanto ao seu peso e tamanho. Os profissionais não concordaram nem discordaram que este instrumento: tem uma boa manipulação, é confortável de manusear em relação ao de metal, e se é necessária muita força para o abrir e fechar. No entanto, concordaram que utilizariam este instrumento em caso de emergência, cumprindo assim a sua função.

#### 4.5.5. Espéculo de Killian

**Tabela 10** - Respostas ao questionário sobre o espéculo.

Questões	Respostas (N=9)
Tem um peso adequado?	4,33 (≈4)
Tem um tamanho adequado?	3,33 (≈3)
Tem uma boa manipulação?	4,17 (≈4)
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?	4,17 (≈4)
É confortável de manusear em relação ao de metal?	3,83 (≈4)



**Figura 131** - Histograma das respostas ao questionário sobre o espéculo de Killian.

Este instrumento obteve em geral respostas positivas e verificou-se que seria utilizado em caso de emergência. Os profissionais de saúde não concordaram nem discordaram que o espéculo apresenta um tamanho adequado.

4.5.6. Elevador de Cottle-Freer

Tabela 11 - Respostas ao questionário sobre o elevador.

Questões	Respostas (N=9)
Tem um peso adequado?	3,75 (≈4)
Tem um tamanho adequado?	3,75 (≈4)
Tem uma boa manipulação?	3,25 (≈3)
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?	4,75 (≈5)
É confortável de manusear em relação ao de metal?	3,63 (≈4)

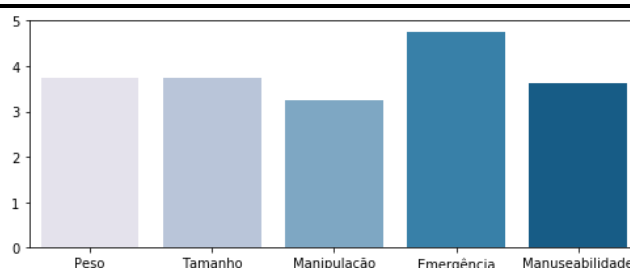


Figura 132 - Histograma das respostas ao questionário sobre o elevador de Cottle-Freer.

Em geral este instrumento obteve um feedback positivo e os profissionais concordaram plenamente que o utilizariam em caso de emergência.

4.5.7. Pinça Cirúrgica

Tabela 12 - Respostas ao questionário sobre a pinça.

Questões	Respostas (N=9)
Tem um peso adequado?	3,78 (≈4)
Tem um tamanho adequado?	3,33 (≈3)
Tem uma boa manipulação?	3,67 (≈4)
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?	4,56 (≈5)
É confortável de manusear em relação ao de metal?	3,22 (≈3)

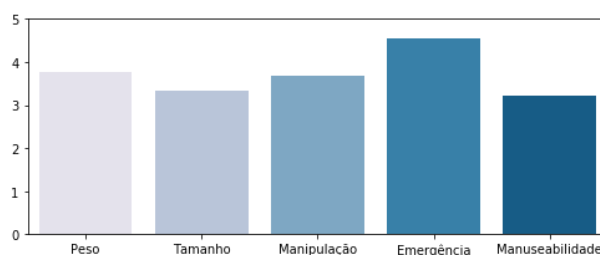


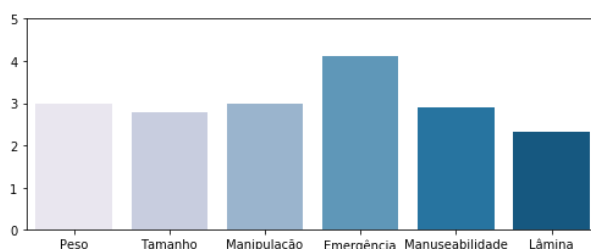
Figura 133 - Histograma das respostas ao questionário sobre a pinça cirúrgica.

Confirmou-se que a pinça cirúrgica apresenta um peso adequado, uma boa manipulação e que seria utilizada em caso de emergência. Não se tiraram conclusões quanto ao seu tamanho e ao seu conforto de manusear, pois os profissionais de saúde não concordaram nem discordaram que o instrumento apresenta tamanho adequado e que é confortável de manusear em relação ao de metal.

#### 4.5.8. Suporte de Bisturi

**Tabela 13** - Respostas ao questionário sobre o bisturi.

Questões	Respostas (N=9)
Tem um peso adequado?	3
Tem um tamanho adequado?	2,78 (≈3)
Tem uma boa manipulação?	3
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?	4,11 (≈4)
É confortável de manusear em relação ao de metal?	2,89 (≈3)
O encaixe da lâmina é adequado?	2,33 (≈2)



**Figura 134** - Histograma das respostas ao questionário sobre o suporte de bisturi.

Os profissionais de saúde não concordaram nem discordaram com o peso, tamanho, manipulação ou conforto de manuseamento do suporte de bisturi. No entanto, concordaram que utilizariam este instrumento em caso de emergência. A última questão sobre o encaixe da lâmina foi desprezada pois os profissionais de saúde não puderam ver o suporte de bisturi com a sua lâmina no momento que responderam ao questionário, mas verifica-se que o encaixe é adequado através da figura seguinte.



**Figura 135** - Suporte de bisturi com lâmina.

## 5. 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. As aplicações médicas da impressão 3D têm crescido muito rapidamente e é esperada uma adoção generalizada em cuidados de saúde dentro de poucos anos.

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 adversos, tais como catástrofes, guerra e exploração espacial.

A escolha dos instrumentos cirúrgicos realizados baseou-se na versatilidade dos mesmos e na sua utilidade numa ampla gama de procedimentos cirúrgicos de emergência. Para a criação dos mesmos, utilizou-se o SolidWorks, *software* de CAD 3D, de forma a criar um modelo tridimensional. De seguida, passou-se à utilização do UltiMaker Cura, *software* que gera código G a partir de arquivos CAD 3D, no qual se escolheu a segmentação adequada para cada um dos instrumentos cirúrgicos. Foram então impressos os instrumentos através de uma impressora Anycubic Mega S.

Na produção dos instrumentos cirúrgicos utilizou-se o PLA, pois este material após comparado ao ABS e ao PET, provou que apresenta diversas vantagens na impressão 3D, não só é mais sustentável em comparação com os outros plásticos, como também é fácil de imprimir, não exige uma temperatura muito alta e tem uma boa aderência à maioria das superfícies de impressão. Além disso, é um material que não emite gases tóxicos ou prejudiciais durante a impressão, tornando-o mais seguro.

Efetuar-se de seguida, por simulação, estudos sobre os esforços mecânicos a que os instrumentos estarão sujeitos em ambiente de trabalho médico, dos quais se pôde verificar a que forças estes poderiam estar expostos sem que os impedisse de cumprir as suas funções, visualizando também as possíveis deformações e/ou quebras que ocorreriam. Comprovou-se que o instrumento que poderia estar exposto a forças mais elevadas sem consequências negativas seria o retrator, algo que é bastante benéfico pois este instrumento é o que requer maior exposição a forças durante a retração de músculos, órgãos e ossos em cavidades mais profundas.

Foi explorada a técnica de esterilização doméstica com água a ferver, na qual 4 dos 8 instrumentos deformaram impedindo a sua reutilização, os restantes apresentaram alguma deformação que se revelou insignificante pois não os impediu de cumprir a sua função.

Efetuiu-se também a desinfeção com álcool a 70%, da qual os instrumentos se mantiveram intactos, não havendo qualquer deformação provando que em situação de emergência esta técnica seria a ideal, pois é rápida, eficaz na atividade antimicrobiana e permite a reutilização dos instrumentos.

De forma a estudar a performance dos instrumentos cirúrgicos impressos, foram fornecidos questionários a profissionais saúde, os quais responderam a um conjunto de questões sobre os diversos instrumentos. O feedback foi maioritariamente positivo, afirmando que utilizariam este kit em caso de emergência, validando a hipótese deste kit ser utilizado em ambientes adversos.

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.

Em trabalhos futuros, seria útil explorar maneiras de reduzir o tempo de impressão tanto do retrator como do espéculo de Killian, pois em situações de emergência, a impressão de instrumentos que requerem 3 h e 30 min e 2 h e 58 min, respetivamente, pode não ser a opção mais prática. Para isto poderiam ser testadas diferentes velocidades e parâmetros de impressão que não comprometessem os instrumentos, mas que tornassem a impressão mais rápida. Esta otimização pode aumentar a eficiência no uso desses instrumentos cirúrgicos.

Com base nos resultados dos questionários aplicados a profissionais de saúde, é possível notar que os instrumentos com rosca e parafuso, como a tesoura Metzenbaum, a tesoura Mayo e o hemostato, apresentaram desafios de manuseamento. Uma perspetiva futura para estes instrumentos seria investigar alternativas para o encaixe central, tornando a impressão desses instrumentos mais prática e reduzindo o número de peças envolvidas.

Além das melhorias nos instrumentos existentes, seria benéfico considerar a produção/impressão de agulhas cirúrgicas, de pontas de sucção e de um agrafador como adições ao kit cirúrgico impresso neste trabalho. Estes instrumentos são também amplamente utilizados em procedimentos cirúrgicos e sua inclusão enriqueceria este conjunto de instrumentos cirúrgicos produzidos por impressão 3D.

## 6. Referências Bibliográficas

- 3D Printing. (2022). What is 3D Printing?. Disponível em: <https://3dprinting.com/what-is-3d-printing/>. Consultado a 21 de Novembro de 2022.
- ABC. (2020). Pinça Anatômica Dissecção Com Serrilha – ABC. Disponível em: <https://www.cirurgicapassos.com.br/pinca-anatomica-dissecao-10cm>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Anycubic. (2019). i3 Mega S. Disponível em: <https://www.anycubic.com/products/anycubic-i3-mega-s>. Consultado a 7 de Março de 2023.
- Anycubic. (2020). ANYCUBIC Mega S Upgrade FDM 3D Printer with Extruder and Suspended Filament Rack + Free Test PLA Filament, Works with TPU/PLA/ABS and 8.27"(L) x8.27"(W) x8.07"(H) Print Size. Disponível em: <https://www.amazon.com/ANYCUBIC-Mega-FDM-3D-Printer/dp/B07J9QGP7S?th=1>. Consultado a 7 de Março de 2023.
- Attaran, M. (2017). The rise of 3-D printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. *Business Horizons*, 60(5), 677–688. doi:10.1016/j.bushor.2017.05.011.
- Berman, B. (2012). 3-D printing: The new industrial revolution. *Business horizons*, 55(2), 155-162. doi: 10.1016/j.bushor.2011.11.003.
- Berman Dental Instruments. (2023). #3 Scalpel Handle. Disponível em: <https://bermaninstruments.com/product/3-scalpel-handle/>. Consultado a 9 de Maio de 2023.
- Billington, Al. (2023). Infill Percentage for 3D Printed Parts. Disponível em: <https://3dpros.com/guides/settings-infill>. Consultado a 7 de Setembro de 2023.
- Bjolo. (2008). Cirurgia instrumento: Escalpelo. Disponível em: <https://www.istockphoto.com/pt/foto/escalpelo-gm146059644-6289456>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- BOSS Instruments. (2023). 8 1/4" Army Navy Retractor – Pair Of 2. Disponível em: <https://bossinstruments.com/product/8-1-4-army-navy-retractor-pair-of-2/>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Burtons. (2020). Suture Curved Triangle Cutting Needle. Disponível em: <https://burtonsveterinary.com/procedures-care/needles-syringes/suture-curved-triangle-cutting-needle.html>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- 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.

- Chandra, S., Podder, I., Chatterjee, M., & Field, L. (2018). Anatomy and Applications of the #15 Scalpel Blade and Its Variations. *J Cutan Aesthet Surg.*, 79-82. doi: 10.4103/JCAS.JCAS\_70\_16.
- Chen, J. V., Dang, A. B. C., Lee, C. S., & Dang, A. B. C. (2019). 3D printed PLA Army-Navy retractors when used as linear retractors yield clinically acceptable tolerances. *3D Printing in Medicine*, 5(1). doi:10.1186/s41205-019-0053-z.
- Chen, J. V., Tanaka, K. S., Dang, A. B. C., & Dang, A. (2020). Identifying a commercially-available 3D printing process that minimizes model distortion after annealing and autoclaving and the effect of steam sterilization on mechanical strength. *3D Printing in Medicine*, 6(9). doi:0.1186/s41205-020-00062-9.
- Cotran. (2022). Mayo Scissors. Disponível em: <http://www.cotrancorp.com/en/mayo-scissors.html#:~:text=Curved%2Dbladed%20Mayo%20scissors%20allow,this%20the%20tips%20are%20closed>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Create Education. (2022). About Cura? Disponível em: <https://www.createeducation.com/software/cura/>. Consultado a 7 de Março de 2023.
- Definition of Free Cultural Works. (2021). OSHW. Disponível em: <https://freedomdefined.org/OSHW>. Consultado a 23 de Novembro de 2022.
- Eakin Surgical. (2023). Cushings Artery Forceps. Disponível em: <https://www.eakinsurgical.com/productgroup/cushings-artery-forceps/>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Gaal, G., Gaal, V., Braunger, M. L., Riul Jr, A., & Rodrigues, V. (2020). FDM 3D Printing in Biomedical and Microfluidic Applications. *3D Printing in Biomedical Engineering*, 1(6), 127-145. doi:10.1007/978-981-15-5424-7\_6.
- 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.
- George, M., Hawes, H., Aroom, K., Gill, B. S., & Love, J. (2017). Inguinal hernia repair using 3D printed surgical instruments in the cadaveric model: A feasibility study, 3(2), 1-4. doi: 10.15761/GOS.1000156.
- GerMedUSA. (2023). Surgical Retractors. Disponível em: <https://www.germedusa.com/c-138-surgical-retractors.aspx>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- GerVetUSA. (2023). Freer Elevator Double Ended. Disponível em: <https://www.gervetusa.com/freer-elevator-double-ended.html>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Golahmadi, A. K., Khan, D. Z., Mylonas, G. P., & Marcus, H. J. (2021). Tool-tissue forces in surgery: A systematic review. *Annals of Medicine and Surgery*, 65, 102268. doi:10.1016/j.amsu.2021.102268.

- Harfins. (2020). Metzenbaum Scissors. Disponível em <https://www.harfins.com/metzenbaum-scissors/>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Hubs. (2023). What are the optimal shell and infill parameters for FDM 3D printing? Disponível em: <https://www.hubs.com/knowledge-base/selecting-optimal-shell-and-infill-parameters-fdm-3d-printing/>. Consultado a 17 de Setembro de 2023.
- Indiamart. (2023). Sharp Blades Surgical Scissors. Disponível em: <https://www.indiamart.com/proddetail/surgical-scissors-15073977362.html>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Indiamart. (2023). Surgical Instrument Scissor Metzenbaum. Disponível em: <https://www.indiamart.com/proddetail/surgical-instrument-scissor-metzenbaum-22406246548.html>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Instrumentarium. (2021). Army-navy retractor. Disponível em: [https://www.instrumentarium-online.com/ca\\_en/army-navy-retractor-pair-1-g-54.html](https://www.instrumentarium-online.com/ca_en/army-navy-retractor-pair-1-g-54.html). Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Kondo, H. (2019). PETG vs ABS: The Differences – Simply Explained. Disponível em: <https://all3dp.com/2/petg-vs-abs-3d-printing-filaments-compared/>. Consultado a 24 de Novembro de 2022.
- Kondor, S., Grant, C. G., Liacouras, P., Schmid, M. J. R., Michael Parsons, L., Rastogi, V. K., Smith, L. S., Macy, B., Sabart, B., & Macedonia, C. (2013). On Demand Additive Manufacturing of a Basic Surgical Kit. *Journal of Medical Devices*, 7(3), 030916. doi:10.1115/1.4024490.
- Levine, S. S., & Prietula, M. J. (2014). Open Collaboration for Innovation: Principles and Performance. *Organization Science*, 25(5), 1414–1433. doi:10.1287/orsc.2013.0872.
- 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 24 de Novembro de 2022.
- 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.
- MipMed. (2023). Álcool etílico MipMed – 70% e 96%. Disponível em: <https://mipmed.com/ethyl-alcohol-70-and-96>. Consultado a 25 de Julho de 2023.
- Moilanen, J. (2013). Results from 3D Printing survey 2013 [PDF]. Disponível em: [https://www.este.it/images/file-pdf/3D-Printing\\_Survey2013.pdf](https://www.este.it/images/file-pdf/3D-Printing_Survey2013.pdf). Consultado a 23 de Novembro de 2022.
- New Med Instruments. (2023). Cottle Septum Elevator – Double Ended. Disponível em: <https://new-medinstruments.com/masing-septum-elevator-22cm-5-5mm-double-ended.html>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.

- O'Connell, J. (2023). 3D Printing Infill: The Basics for Perfect Results. Disponível em: <https://all3dp.com/2/infill-3d-printing-what-it-means-and-how-to-use-it/#i-2-density>. Consultado a 7 de Setembro de 2023.
- O'Connell, J. (2021). PLA vs ABS: The Main Differences. Disponível em: <https://all3dp.com/2/pla-vs-abs-filament-3d-printing/>. Consultado a 5 de Fevereiro de 2023.
- O'Connell, J. (2021). Wall Thickness (3D Printing): How to Make It Perfect. Disponível em: <https://all3dp.com/2/3d-printing-wall-thickness-tutorial/>. Consultado a 7 de Setembro de 2023.
- Omnexus. (2021). A Detailed Guide on Acrylonitrile Butadiene Styrene. Disponível em: <https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/acrylonitrile-butadiene-styrene-abs-plastic>. Consultado a 24 de Novembro de 2022.
- Opensource.org. (2018). History of the OSI. Disponível em: <https://opensource.org/history>. Consultado a 23 de Novembro de 2022.
- Openwetware.org. (2014). OpenSourceMalaria: Story so far. Disponível em: [https://openwetware.org/wiki/OpenSourceMalaria:Story\\_so\\_far](https://openwetware.org/wiki/OpenSourceMalaria:Story_so_far). Consultado a 23 de Novembro de 2022.
- Paz, C. M., Baptista, I. F., & Calhau, M. L. T. (2021). Impressão de instrumentos cirúrgicos em 3D [Projeto Final de Licenciatura]. Instituto Superior de Engenharia de Lisboa.
- Pearce, J. M., Blair, C. M., Laciak, K. J., Andrews, R., Nosrat, A., & Zelenika-Zovko, I. (2010). 3-D Printing of Open Source Appropriate Technologies for Self-Directed Sustainable Development. *Journal of Sustainable Development*, 3(4). doi:10.5539/jsd.v3n4p17.
- Pearce, J. M. (2012). The case for open source appropriate technology. *Environment, Development and Sustainability*, 14(3), 425–431. doi:10.1007/s10668-012-9337-9.
- Peters, E. N. (2002). Plastics: Thermoplastics, Thermosets, and Elastomers. *Handbook of Materials Selection*, 335–355. doi:10.1002/9780470172551.ch11.
- PETRA. (2015). An Introduction to PET (polyethylene terephthalate). Disponível em: [http://www.petresin.org/news\\_introtoPET.asp](http://www.petresin.org/news_introtoPET.asp). Consultado a 24 de Novembro de 2022.
- Pîrjan, A., & Petroșanu, D. M. (2013). The impact of 3D printing technology on the society and economy. *Journal of Information Systems & Operations Management*, 7(2), 360-370.
- Plasticcollectors. (2020). What Is ABS Plastic And Is It Recyclable?. Disponível em: <https://www.plasticcollectors.com/blog/what-is-abs-plastic/>. Consultado a 24 de Novembro de 2022.
- ProRemarks. (2020). Cottle Elevator: Types, Uses and Indications. Disponível em: <https://proremarks.com/featured/cottle-elevator/>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.

- Rankin, T. M., Giovinco, N. A., Cucher, D. J., Watts, G., Hurwitz, B., & Armstrong, D. G. (2014). Three-dimensional printing surgical instruments: are we there yet? *Journal of Surgical Research*, 189(2), 193–197. doi: 10.1016/j.jss.2014.02.020.
- RedHat. (2021). What is open source?. Disponível em: <https://opensource.com/resources/what-open-source>. Consultado a 23 de Novembro de 2022.
- RepRap. (2020). RepRap. Disponível em: <https://reprap.org/wiki/RepRap>. Consultado a 23 de Novembro de 2022.
- RepRap. (2023). PLA + eSUN - 1.75mm 1Kg – Gold. Disponível em: <https://reprap.pt/81-filamentos/pla-1kg-reprap/pla-mais>. Consultado a 5 de Fevereiro de 2023.
- RepRap.org. (2022). RepRap. Disponível em: <https://reprap.org/wiki/RepRap>. Consultado a 23 de Novembro de 2022.
- Rhein Enterprises. (2023). Surgical Forceps. Disponível em: <https://www.germanos-medicals.gr/en/p/surgical-forcep>. Consultado a 9 de Maio de 2023.
- Rogers, Tony. (2015). 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 24 de Novembro de 2022.
- Singh, S., Prakash, C., & Singh, R. (Eds.). (2020). 3D Printing in Biomedical Engineering. *Materials Horizons: From Nature to Nanomaterials*. doi:10.1007/978-981-15-5424-7.
- SolidWorks. (2021). 3D CAD Design Software SOLIDWORKS. Disponível em: <https://www.solidworks.com/>. Consultado a 24 de Novembro de 2022.
- Surmen, H. K., Ortes, F., & Arslan, Y. Z. (2020). Fundamentals of 3D Printing and Its Applications in Biomedical Engineering. *3D Printing in Biomedical Engineering*, 1(2), 23-42. doi:10.1007/978-981-15-5424-7\_2.
- Surtex Instruments. (2020). Killian Nasal Speculum. Disponível em: <https://surtex-instruments.com/product/killian-nasal-speculum/>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Teleflex. (2023). Killian Nasal Speculum, size3. Disponível em: <https://www.teleflexurgicalcatalog.com/pilling/product/030303-killian-nasal-speculum-size-3>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- The Betty Mills Company. (2023). McKesson Hemostat Forceps Crile Straight 5-1/2". Disponível em: <https://www.bettymills.com/hemostat-forceps-crile-straight-5-1-2-mon487543ea>. Consultado a 9 de Maio de 2023.
- Trott, A. T. (2012). Wounds and Lacerations || Instruments, Suture Materials, and Closure Choices. *Emergency Care and Closure*, 82–94. doi:10.1016/B978-0-323-07418-6.00008-3.
- Tsoulfas, G., Bangeas, P. I., Suri, J. S., & Papadopoulos, V. N. (2020). Introduction: the role of 3D printing in surgery. *3D Printing: Applications in Medicine and Surgery*, 1–6. doi:10.1016/b978-0-323-66164-5.00001-5.

- Turner, T. (2022). Surgical Staplers and Staples. Disponível em: <https://www.drugwatch.com/surgical-staplers/>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- TWI. (2023). What is PLA? (Everything you need to know). Disponível em: <https://www.twi-global.com/technical-knowledge/faqs/what-is-pla>. Consultado a 5 de Fevereiro de 2023.
- 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 24 de Novembro de 2022.
- Visenio, M. R. (2019). Commonly Used Surgical Instruments [PDF]. Disponível em: [https://www.facs.org/media/wqcmaleet/common\\_surgical\\_instruments\\_module.pdf](https://www.facs.org/media/wqcmaleet/common_surgical_instruments_module.pdf). Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Weldon. (2023). Tesoura cirúrgica mayo stille curva weldon aço inox. Disponível em: <https://www.cbcprodutos.com/tesoura-cirurgica-mayo-stille-curva-weldon-aco-inox-/p>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- 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/ase.3898.2014.
- Wong, J. Y., & Pfahnl, A. C. (2016). 3D Printed Surgical Instruments Evaluated by a Simulated Crew of a Mars Mission. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 87(9), 806–810. doi:10.3357/amhp.4281.2016.
- Xelpov Surgical. (2020). Frazier Suction Tube. Disponível em: <https://xelpovsurgical.com/product/frazier-suction-tube/>. Consultado a 3 de Fevereiro de 2023.
- Yang, T., Da Silva, H. B., & Sekhar, L. N. (2018). Surgical Positioning, Navigation, Important Surgical Tools, Craniotomy, and Closure of Cranial and Spinal Wounds. *Principles of Neurological Surgery*, 103–115.e1. doi:10.1016/b978-0-323-43140-8.00006-8.
- Yu, A. W., & Khan, M. (2015). On-demand three-dimensional printing of surgical supplies in conflict zones. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 78(1), 201–203. doi:10.1097/ta.0000000000000481.
- Zaidi, S., Naik, P., & Ahmed, S. (2021). Three-Dimensional printed instruments used in a Septoplasty: A new paradigm in Surgery. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 6(4), 613–618. doi:10.1002/lio.2.579.

# 7. Anexos

## Anexo 1 - Patente US 2014/0046137



US 20140046137A1

(19) **United States**  
 (12) **Patent Application Publication** (10) **Pub. No.: US 2014/0046137 A1**  
**Brown** (43) **Pub. Date: Feb. 13, 2014**

(54) **RETRACTOR COVER APPARATUS AND ASSOCIATED METHODS**

(52) **U.S. CL.**  
 USPC ..... 600/203

(76) Inventor: **Ronda Duke Brown, Darlington, SC (US)**

(57) **ABSTRACT**

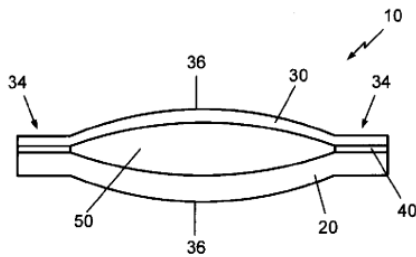
A retractor cover apparatus and associated methods is disclosed. The retractor cover apparatus includes a first sheet having a fluid absorbent material. A second sheet has a medical instrument deflection material. A fastening element is positioned substantially along a periphery of the first sheet and the second sheet, wherein at least a portion of the second sheet is affixed to at least a portion of the first sheet by the fastening element. An unfastened peripheral section of the first sheet and the second sheet form a pocket sized to receive at least a portion of a retractor blade between the first sheet and the second sheet.

(21) Appl. No.: **13/569,317**

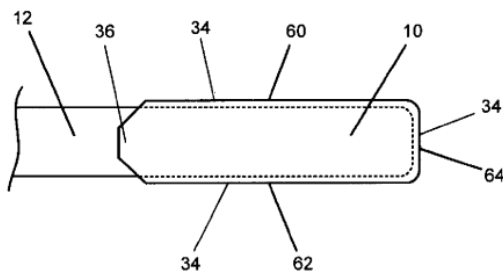
(22) Filed: **Aug. 8, 2012**

**Publication Classification**

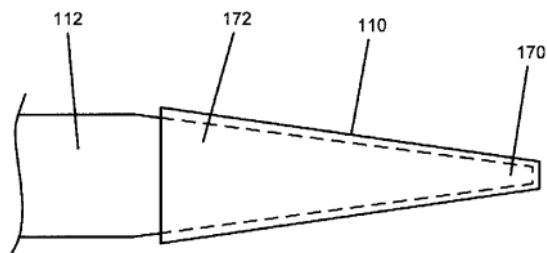
(51) **Int. Cl.**  
**A61B 1/32** (2006.01)



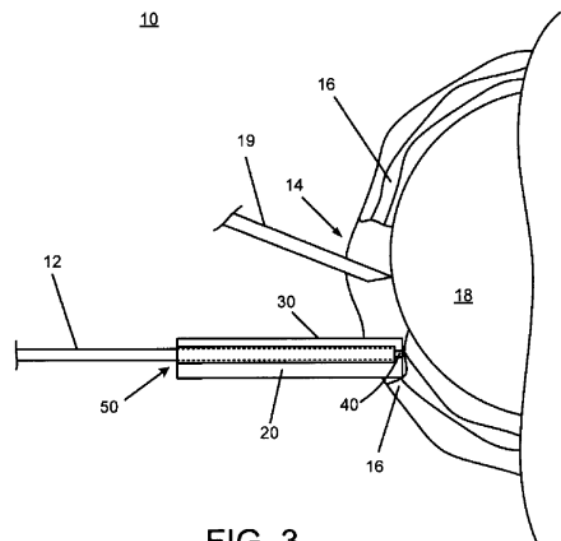
**FIG. 1**



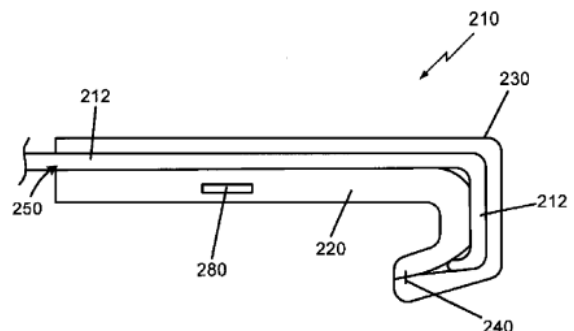
**FIG. 2**



**FIG. 4**



**FIG. 3**



**FIG. 5**

## RETRACTOR COVER APPARATUS AND ASSOCIATED METHODS

### FIELD OF THE DISCLOSURE

[0001] The present disclosure is generally related to medical equipment covers and more particularly is related to retractor cover apparatuses and associated methods.

### BACKGROUND OF THE DISCLOSURE

[0002] Surgeons require the use of retractors to retract tissue during surgical procedures. As the retractor pulls on the tissue that it contacts, it may place excessive pressure on the tissue. This action may release excess fluids from the tissue. Conventionally, sponges have been used in the wound to absorb the fluids and provide protection from pressure of the retractor blade but the sponges must be repositioned whenever the retractor must be repositioned by the surgeon. However, it is often difficult to appropriately position the sponges proximate to the retractor, or between the retractor and the tissue.

[0003] During the procedures the edge of the retractor blade may be used within the close proximity of various medical instruments, which may cause damage to the blade resulting in nicks or gouges in the metal blade. Currently, the retractor blades are not protected from contact with surgical instruments that are placed in the wound. During surgery, when the surgeon is using a sharp instrument or a drill, the sharp edge may come in contact with the retractor resulting in damage to the retractor blade. If the damage is severe, it is possible for metal fragments to gain access to the wound.

[0004] Thus, a heretofore unaddressed need exists in the industry to address the aforementioned deficiencies and inadequacies.

### SUMMARY OF THE DISCLOSURE

[0005] Embodiments of the present disclosure provide a retractor cover apparatus and associated methods. Briefly described, in architecture, one embodiment of the apparatus, among others, can be implemented as follows. A first sheet has a fluid absorbent material. A second sheet has a medical instrument deflection material. A fastening element is positioned substantially along a periphery of the first sheet and the second sheet, wherein at least a portion of the second sheet is affixed to at least a portion of the first sheet by the fastening element. An unfastened peripheral section of the first sheet and the second sheet form a pocket sized to receive at least a portion of a retractor blade between the first sheet and the second sheet.

[0006] The present disclosure can also be viewed as providing methods of using a retractor cover apparatus. In this regard, one embodiment of such a method, among others, can be broadly summarized by the following steps: positioning a retractor blade within a pocket of the retractor cover apparatus, wherein a pocket is formed between a first sheet having a fluid absorbent material and a second sheet having a medical instrument deflection material, wherein at least a portion of the second sheet is affixed to at least a portion of the first sheet with a fastening element; using the retractor blade and retractor cover apparatus within at least one medical operation; contacting the second sheet having the medical instrument deflection material with at least one medical instrument; and deflecting the at least one medical instrument with the medical instrument deflection material, wherein the medical instrument deflection material substantially prevents damage to the retractor blade from contact with the medical instrument.

[0007] The present disclosure can also be viewed as providing an elongated retractor sheath. Briefly described, in architecture, one embodiment of the apparatus, among others, can be implemented as follows. The elongated retractor sheath includes a biocompatible fluid absorbent material. A

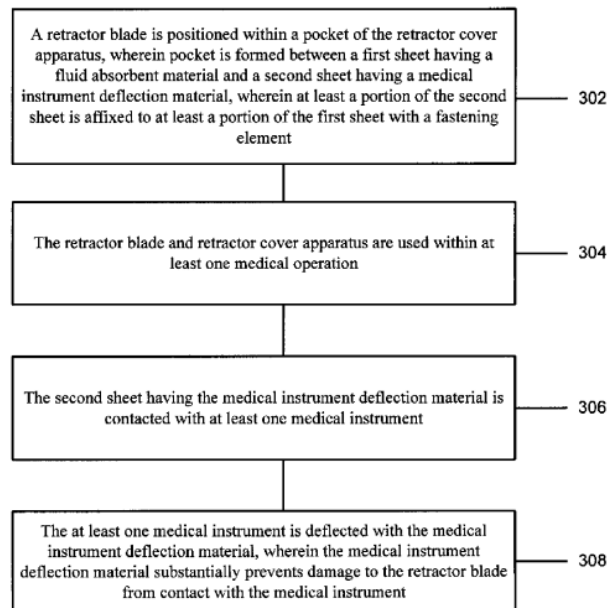


FIG. 6

medical instrument deflection material is positioned adjacent to the fluid absorbent material, wherein at least a portion of the fluid absorbent material is affixed to at least a portion of the medical instrument deflection material, and wherein an elongated pocket is created interior of the fluid absorbent material and the medical instrument deflection material. A quantity of stitching is engaged between the fluid absorbent material and the medical instrument deflection material, wherein the quantity of stitching is substantially positioned proximate to at least two edges of the fluid absorbent material and the medical instrument deflection material, and wherein the elongated pocket is formed interiorly of the quantity of stitching.

[0008] Other systems, methods, features, and advantages of the present disclosure will be or become apparent to one with skill in the art upon examination of the following drawings and detailed description. It is intended that all such additional systems, methods, features, and advantages be included within this description, be within the scope of the present disclosure, and be protected by the accompanying claims.

### BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0009] Many aspects of the disclosure can be better understood with reference to the following drawings. The components in the drawings are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon clearly illustrating the principles of the present disclosure. Moreover, in the drawings, like reference numerals designate corresponding parts throughout the several views.

[0010] FIG. 1 is a cross-sectional illustration of a retractor cover apparatus, in accordance with a first exemplary embodiment of the present disclosure.

[0011] FIG. 2 is a top view illustration of a retractor cover apparatus, in accordance with the first exemplary embodiment of the present disclosure.

[0012] FIG. 3 is a cross-sectional illustration of a retractor cover apparatus in use during a medical operation, in accordance with the first exemplary embodiment of the present disclosure.

[0013] FIG. 4 is a side cross-sectional illustration of a retractor cover apparatus, in accordance with a second exemplary embodiment of the present disclosure.

[0014] FIG. 5 is a top view illustration of a retractor cover apparatus, in accordance with a third exemplary embodiment of the present disclosure.

[0015] FIG. 6 is a flowchart illustrating a method of using a retractor cover apparatus in accordance with the first exemplary embodiment of the disclosure.

#### DETAILED DESCRIPTION

[0016] FIG. 1 is a cross-sectional illustration of a retractor cover apparatus 10, in accordance with a first exemplary embodiment of the present disclosure. The retractor cover apparatus 10, which may be referred to herein simply as 'apparatus 10' includes a first sheet 20 having a fluid absorbent material. A second sheet 30 has a medical instrument deflection material. A fastening element 40 is positioned substantially along a periphery 34 of the first sheet 20 and the second sheet 30, wherein at least a portion of the second sheet 30 is affixed to at least a portion of the first sheet 20 by the fastening element 40. An unfastened peripheral section 36 of the first sheet 20 and the second sheet 30 form a pocket 50 sized to receive at least a portion of a retractor blade between the first sheet 20 and the second sheet 30.

[0017] A retractor is a surgical instrument by which a surgeon can either actively separate the edges of a surgical incision or wound, or can hold back underlying organs and tissues, so that body parts under the incision may be accessed. Retractors are each available in many shapes, sizes, and styles, and generally include a curved, hooked, or angled blade that, when in place, maintains the desired position of a given region of tissue. Retractors may also include two or more opposing blades or hooks which are separated via spring, ratchet, worm gear or some other method and pull on opposite sides of a wound. These retractors may include hand-cranked devices such as rib spreaders (also known as thoracic retractors, or distractors) with which surgeons may forcefully drive tissues apart to obtain the exposure. The retractor may be handheld, clamped in situ, or suspended at the end of a robotic arm.

[0018] In accordance with this disclosure, the retractor cover apparatus 10 may be used with any type of retractor or retractor blade, spatula blade, or similar medical device. Common retractors and spatula blades that the apparatus 10 may be used with include, but are not limited to, a Davis brain spatula blade, a Bernstein nasal retractor blade, a Deaver retractor blade, an Eastman retractor blade, a Goelet retractor blade, a Graves vaginal speculum blade, a Harrington retractor blade, a Kelly retractor blade, a Parker retractor blade, a Ribbon retractor blade, a Richardson retractor blade, a Richardson-Eastman retractor blade, a Senn retractor blade, a Taylor spinal retractor blade, a Wieder tongue retractor blade, an Army Navy retractor blade, a micro retractor blade, and a silicone brain spatula.

[0019] The apparatus 10 may be used in any medical procedure in any medical field, including surgeries, examinations, and operations on any human being or other living being. Commonly, the apparatus 10 may be used in surgeries or operations where usage of a medical instrument may contact the blade of the retractor, such as with operations having small work sites or tissue openings. The apparatus 10 may also provide many benefits in medical operations where the retractor blade presents a substantial force on the tissue or bone structure of the patient.

[0020] The first sheet 20 includes, has, or is partially or completely formed from a fluid absorbent material, such as a sponge material commonly used in medical operations. For example, the fluid absorbent material may include a biocom-

patible rayon, biocompatible polyester, and/or biocompatible cotton, among other materials, such as any combination of polyester, cellulose, and foam. Any of the fluid absorbent material may be woven or non-woven, with any number of plies and fabrics. In construction, it may be desirable for the entire first sheet 20 to be formed from the fluid absorbent material, as is depicted in FIG. 1. However, the first sheet 20 may be constructed from a number of materials that includes the fluid absorbent material, such as when the fluid absorbent material is bonded to supporting layer formed from a separate material.

[0021] The second sheet 30 includes, has, or is partially or completely formed from a medical instrument deflection material. The medical instrument deflection material may commonly be constructed from polytetrafluoroethylene, but other deflection-capable materials may also be used. Similar to the first sheet 20, in construction, it may be desirable for the entire second sheet 30 to be formed from the medical instrument deflection material, as is depicted in FIG. 1. However, the second sheet 30 may be constructed from a number of materials that includes the medical instrument deflection material, such as when the medical instrument deflection material is bonded to supporting layer formed from a separate material.

[0022] Depending on the materials used to construct the first and second sheets 20, 30 the respective thickness of the first and second sheets 20, 30 may vary. Commonly, the thickness of the first sheet 20 will be greater than the thickness of the second sheet 30, since the fluid absorbent material used, in whole or in part, to form the first sheet 20 is commonly a fibrous material, whereas the medical instrument deflection material is commonly a non-fibrous material. The overall thickness of the apparatus 10 may ideally be as small as possible to provide a workspace or surgical site for the surgeon that is as unencumbered as possible. The length and width of the apparatus 10 and the pocket 50 formed therein may vary greatly and will largely depend on the size of the retractor(s) that the apparatus 10 is used with. The apparatus 10 may be constructed to fit a single, specific retractor blade or to universally fit a plurality of different retractor blades.

[0023] At least a portion of the second sheet 30 is affixed to at least a portion of the first sheet 20 with the fastening element 40. As is shown in FIG. 1, the affixed portion of the first and second sheets 20, 30 are located along a periphery 34 of the first sheet 20 and the second sheet 30, as is discussed further with respect to FIG. 2. The fastening element 40 is positioned between the affixed portions of the first sheet 20 and the second sheet 30 to form the pocket 50. The fastening element 40 may include a number of fastening and bonding materials, structures, or systems. For example, the fastening element 40 may be stitching that is engaged between the first and second sheets 20, 30, or an adhesive bonding material, such as glue, as is shown in FIG. 1.

[0024] The pocket 50 is sized to receive all or a portion of a retractor blade, such that the portion of the retractor blade that is to be in contact with the biological tissue, or is likely to be contacted by a medical instrument during a medical operation, is completely covered by the apparatus 10. The unfastened peripheral section 36 of the first sheet 20 and the second sheet 30 may form the pocket 50, wherein the pocket 50 begins at the unfastened peripheral section 36 and occupies the interior space between the first sheet 20 and the second sheet 30. In this configuration, the pocket 50 is sized to receive at least a portion of a retractor blade between the first sheet 20 and the second sheet 30. The pocket 50 may be defined by the space created within the apparatus 10 between the first sheet 20, the second sheet 30, and the fastening element 40.

[0025] FIG. 2 is a top view illustration of a retractor cover apparatus 10, in accordance with the first exemplary embodiment of the present disclosure. As can be seen in FIG. 2, the apparatus 10 may receive a retractor blade 12 within the pocket (FIG. 1). In FIG. 2, the portion of the retractor blade 12 that is located within the pocket of the apparatus 10 is depicted in broken lines. To accommodate the retractor blade 12 within the apparatus 10, the first and second sheets (FIG. 1) are affixed together in specific places. Notably, the first and second sheets are affixed together around at least a portion of the exterior edge of the apparatus 10, thereby creating the interior space of the pocket between the first and second sheets.

[0026] Although the apparatus 10 may have a plurality of edges, it may be common for the apparatus 10 to have three edges—a first edge 60, a second edge 62, and a third edge 64—that proximate to the affixed first and second sheets. These edges 60, 62, and 64 may, in whole or part, be positioned at the periphery 34 of the first and second sheets 20, 30, wherein the unfastened periphery section 36 of the first and second sheets 20, 30 may occupy any portion of the remaining edges of the first and second sheets 20, 30. Thus, the portion of the second sheet that is affixed to the portion of the first sheet may include two distinct elongated edges of the first and second sheets, such as the first and second edges 60, 62. Similarly, the portion of the second sheet that is affixed to the portion of the first sheet may include the two distinct elongated edges, first and second edges 60, 62, as well as one end edge of the first and second sheets, third edge 64. Of course, depending on the shape and design, the apparatus 10 may include any number of edges, wherein any portion of the edges include affixed portions of the first and second sheets, and/or the fastening element (FIG. 1).

[0027] FIG. 3 is a cross-sectional illustration of a retractor cover apparatus 10 in use during a medical operation, in accordance with the first exemplary embodiment of the present disclosure. As is shown in FIG. 3, the apparatus 10 is shown in use with a medical operation. The apparatus 10 is positioned about the retractor blade 12, wherein an end of the apparatus 10 and retractor blade 12 is positioned within a surgical site 14 having a quantity of biological tissue 16 and a quantity of bone 18. The retractor blade 12 with apparatus 10 can be used to bias a portion of the biological tissue 16 away from where a medical instrument 19, such as a drill bit as shown, is being used. The first sheet 20 having the fluid absorbent material may be used to contact the biological tissue, while the second sheet 30 having the medical instrument deflection material may be facing the proximate area where the medical instrument 19 is being used.

[0028] Usage of the apparatus 10 may offer many benefits. For example, in the configuration shown in FIG. 3, the positioning of the first sheet 20 allows the fluid absorbent material to absorb fluids from the biological tissue 16, cushion the force of the retractor blade 12 against the biological tissue 16, as well as keep the biological tissue 16 moist when the fluid absorbent material is moist. At the same time, the medical instrument deflection material on the second sheet 30 may provide a deflective barrier if the medical instrument 19 inadvertently contacts the retractor blade 12. The medical instrument deflection material of the second sheet 30 may prevent the medical instrument 19 from damaging the retractor blade 12 and possibly removing surface material from the retractor blade 12 that may fall into the surgical site 14.

[0029] FIG. 4 is a side cross-sectional illustration of a retractor cover apparatus 110, in accordance with a second exemplary embodiment of the present disclosure. The retractor cover apparatus 110, which may be referred to herein simply as 'apparatus 110' may be substantially similar to the apparatus 10 of the first exemplary embodiment, in that the

apparatus 110 includes a first sheet having a fluid absorbent material and a second sheet having a medical instrument deflection material. At least a portion of the second sheet is affixed to at least a portion of the first sheet, and a fastening element is positioned between the affixed portions of the first sheet and the second sheet wherein a pocket sized to receive at least a portion of a retractor blade is formed between the first sheet and the second sheet. For clarity in disclosure, FIG. 4 does not depict the first and second sheets, the fastening element, or the pocket.

[0030] As can be seen in FIG. 4, the apparatus 110 may include a shape that substantially conforms to the shape of a retractor blade 112 (shown partially in broken lines). For example, the retractor blade 112 may have a pointed end 170 that has a narrower width than a middle portion 172 of the retractor blade 112. As the apparatus 110 may be tapered to accommodate a tapered retractor blade 112, the pocket within the apparatus 110 may also be tapered. Thus, the apparatus 110 may be designed to follow the shape of the retractor blade 112 to provide an interface between the retractor blade 112 and the apparatus 110 that minimizes accidental removal of the apparatus 110 from the retractor blade 112, but does not overly encumber the ability to remove the apparatus 110 from the retractor blade 112 when a medical or surgical technician or other operating room staff desires to remove the apparatus 110. The apparatus 110 may be designed to fit with any size or shape of a retractor blade 112.

[0031] FIG. 5 is a top view illustration of a retractor cover apparatus 210, in accordance with a third exemplary embodiment of the present disclosure. The retractor cover apparatus 210 of FIG. 5, which may be referred to simply as 'apparatus 210' may include any of the features discussed with respect to any other embodiments of the disclosure. For example, the apparatus 210 may include a first sheet 220 having a fluid absorbent material. A second sheet 230 has a medical instrument deflection material, wherein at least a portion of the second sheet 230 is affixed to at least a portion of the first sheet 220. A fastening element 240 is positioned between the affixed portions of the first sheet 220 and the second sheet 230, wherein a pocket 250 sized to receive at least a portion of a retractor blade is formed between the first sheet 220 and the second sheet 230. As is shown in FIG. 5, the fastening element 240 may be a stitched material between the first and second sheets 220, 230.

[0032] The apparatus 210 shown in FIG. 5 further includes a radiopaque marker 280 which may be embedded or otherwise affixed to the apparatus 210. Preferably, the radiopaque marker 280 is bonded to or embedded within the first sheet 220. The radiopaque marker 280 may include any material that substantially prevents radiation penetration, such as radiation from X-rays. As one having skill in the art would recognize, this allows the surgeon to account for any apparatus 210 and prevent accidental situations where an apparatus 210 is left within a patient's body after the surgical procedure. Additionally, FIG. 5 depicts the apparatus 210 being used on a retractor blade 212 that is bent or curved. The apparatus 210 may substantially conform to the shape of the retractor blade 212, regardless of the size or shape of any bend or curve that is present within the retractor blade 212.

[0033] FIG. 6 is a flowchart 300 illustrating a method of using a retractor cover apparatus 10 in accordance with the first exemplary embodiment of the disclosure. It should be noted that any process descriptions or blocks in flow charts should be understood as representing modules, segments, portions of code, or steps that include one or more instructions for implementing specific logical functions in the process, and alternate implementations are included within the scope of the present disclosure in which functions may be executed out of order from that shown or discussed, including

substantially concurrently or in reverse order, depending on the functionality involved, as would be understood by those reasonably skilled in the art of the present disclosure.

**[0034]** As is shown by block 302, a retractor blade is positioned within a pocket of the retractor cover apparatus, wherein pocket is formed between a first sheet having a fluid absorbent material and a second sheet having a medical instrument deflection material, wherein at least a portion of the second sheet is affixed to at least a portion of the first sheet with a fastening element. The retractor blade and retractor cover apparatus are used within at least one medical operation (block 304). The second sheet having the medical instrument deflection material is contacted with at least one medical instrument (block 306). The at least one medical instrument is deflected with the medical instrument deflection material, wherein the medical instrument deflection material substantially prevents damage to the retractor blade from contact with the medical instrument (block 308).

**[0035]** The method may further include any number of additional steps or processes, including any of the steps, processes, and functions disclosed with respect to any embodiments of this disclosure. For example, when in use in a medical operation, bodily fluid may be absorbed with the fluid absorbent material of the first sheet. The first sheet may also cushion a force of the retractor blade against a quantity of biological tissue. The fluid absorbent material of the first sheet may be moistened before using the retractor blade and retractor cover apparatus within the at least one medical operation. During or after a medical operation, the retractor cover may be removed from the retractor blade and disposed of accordingly.

**[0036]** It should be emphasized that the above-described embodiments of the present disclosure, particularly, any “preferred” embodiments, are merely possible examples of implementations, merely set forth for a clear understanding of the principles of the disclosure. Many variations and modifications may be made to the above-described embodiments of the disclosure without departing substantially from the spirit and principles of the disclosure. All such modifications and variations are intended to be included herein within the scope of this disclosure and the present disclosure and protected by the following claims.

What is claimed is:

1. A retractor cover apparatus comprising:
  - a first sheet having a fluid absorbent material;
  - a second sheet having a medical instrument deflection material;
  - a fastening element positioned substantially along a periphery of the first sheet and the second sheet, wherein at least a portion of the second sheet is affixed to at least a portion of the first sheet by the fastening element; and
  - an unfastened peripheral section of the first sheet and the second sheet forming a pocket sized to receive at least a portion of a retractor blade between the first sheet and the second sheet.
2. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein the medical instrument deflection material further comprises polytetrafluoroethylene.
3. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein the fluid absorbent material further comprises at least one of biocompatible rayon, biocompatible polyester, and biocompatible cotton.
4. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein the fastening element further comprises a plurality of stitching engaging the first sheet and the second sheet.
5. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein the fastening element further comprises an adhesive bonding material.

6. The retractor cover apparatus of claim 1, further comprising at least one radiopaque marker bonded to the first sheet.

7. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein a thickness of the first sheet is greater than a thickness of the second sheet.

8. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein the portion of the second sheet affixed to at least the portion of the first sheet further comprises at least two distinct elongated edges of the first and second sheets.

9. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein the portion of the second sheet affixed to at least the portion of the first sheet further comprises at least two distinct elongated edges of the first and second sheets and at least one end edge of the first and second sheets.

10. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein the shape of the first and second sheets substantially corresponds to a shape of the retractor blade when the retractor blade is positioned within the pocket.

11. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein the unfastened peripheral section of the first sheet and the second sheet forming the pocket is tapered.

12. The retractor cover apparatus of claim 1, wherein the unfastened peripheral section of the first sheet and the second sheet forming the pocket is sized to receive at least a portion of at least one of: a Davis brain spatula blade, a Bernstein nasal retractor blade, a Deaver retractor blade, an Eastman retractor blade, a Goelet retractor blade, a Graves vaginal speculum blade, a Harrington retractor blade, a Kelly retractor blade, a Parker retractor blade, a Ribbon retractor blade, a Richardson retractor blade, a Richardson-Eastman retractor blade, a Senn retractor blade, a Taylor spinal retractor blade, a Wieder tongue retractor blade, an Army Navy retractor blade, a micro retractor blade, and a silicone brain spatula.

13. A method of using a retractor cover apparatus comprising the steps of:

- positioning a retractor blade within a pocket of the retractor cover apparatus, wherein pocket is formed between a first sheet having a fluid absorbent material and a second sheet having a medical instrument deflection material, wherein at least a portion of the second sheet is affixed to at least a portion of the first sheet with a fastening element;

- using the retractor blade and retractor cover apparatus within at least one medical operation;

- contacting the second sheet having the medical instrument deflection material with at least one medical instrument; and

- deflecting the at least one medical instrument with the medical instrument deflection material, wherein the medical instrument deflection material substantially prevents damage to the retractor blade from contact with the medical instrument.

14. The method of claim 13, further comprising the step of absorbing bodily fluid with the fluid absorbent material of the first sheet while using the retractor blade and retractor cover apparatus within the at least one medical operation.

15. The method of claim 13, further comprising the step of cushioning a force of the retractor blade against a quantity of biological tissue with the first sheet.

16. The method of claim 13, further comprising the step of moistening the fluid absorbent material of the first sheet before using the retractor blade and retractor cover apparatus within the at least one medical operation.

17. The method of claim 13, wherein the step of deflecting the at least one medical instrument with the medical instrument deflection material further comprises deflecting at least one medical drill bit.

18. The method of claim 13, wherein the step of deflecting the at least one medical instrument with the medical instrument deflection material further comprises preventing surface damage to the retractor blade.

19. The method of claim 13, further comprising the step of removing the retractor cover apparatus from the retractor blade.

20. An elongated retractor sheath comprising:

a biocompatible fluid absorbent material;

a medical instrument deflection material positioned adjacent to the fluid absorbent material, wherein at least a portion of the fluid absorbent material is affixed to at least a portion of the medical instrument deflection material, and wherein an elongated pocket is created interior of the fluid absorbent material and the medical instrument deflection material; and

a quantity of stitching engaged between the fluid absorbent material and the medical instrument deflection material, wherein the quantity of stitching is substantially positioned proximate to at least two edges of the fluid absorbent material and the medical instrument deflection material, and wherein the elongated pocket is formed interiorly of the quantity of stitching.

\* \* \* \* \*

## Anexo 2 - Patente EP1851013B1



(11) **EP 1 851 013 B1**

(12) **EUROPEAN PATENT SPECIFICATION**

(45) Date of publication and mention of the grant of the patent:  
**11.01.2012 Bulletin 2012/02**

(51) Int Cl.:  
**B26B 13/06<sup>(2006.01)</sup> B26B 13/20<sup>(2006.01)</sup>**  
**A61B 17/32<sup>(2006.01)</sup>**

(21) Application number: **06709781.6**

(86) International application number:  
**PCT/GB2006/000544**

(22) Date of filing: **16.02.2006**

(87) International publication number:  
**WO 2006/087554 (24.08.2006 Gazette 2006/34)**

(54) **IMPROVEMENTS IN OR RELATING TO SCISSORS**

**Description**

**[0001]** The present invention relates to scissors and more particularly but not exclusively to surgical scissors.

**[0002]** Surgical scissors are indispensable tools for surgeons, operating theatre staff and other medical practitioners and are used for cutting and excising patient tissue or sutures. These scissors need to be able to cut cleanly, effectively and accurately, to be robust, and to be suitable for sterilisation. It can be appreciated that accuracy of cutting is important in any surgical procedure. Achieving a clean cut is particularly important for minimising trauma and inflammation to the surrounding tissues.

**[0003]** Conventional surgical scissors comprise two scissor members, each scissor member having a distal blade portion and a proximal handle portion. The blade portion has a cutting edge, a contacting face, an outer face and a distal tip. A finger opening is at the proximal end of the handle portion. The scissor members are pivotally connected to each other at a pivot axis between the blade portion and the handle portion such that their contacting faces can mutually abut when closed. As with conventional scissors, as the distal tips of the blade portions are moved closer together by squeezing together the handle portions, the contacting faces of the blade portions slide relative to each other parallel to their planes. In so doing, the respective cutting edges mutually intersect and contact each other at a point of contact which travels distally along the cutting edges as the blade members come together. Cutting is achieved by the shearing action of the opposed cutting edges of the blade portions at the point of contact. Conventionally, surgical scissors are ergonomically adapted for either left-handed or right-handed use.

**[0004]** This conventional scissor design is ineffective when cutting tough fibrous tissue such as ligaments, or large sections of tissue. In those situations, the blade members of the scissors tend to splay apart or the tissue

slips away, thus achieving either an imprecise cut or no cut at all. In addition, the misalignment caused by the blade members splaying apart can result in tissue becoming trapped between the splayed blade members rendering the scissors useless until the trapped tissue is freed. In order to minimise the chances of blade splaying, the surgeon must perform a number of smaller cuts on tough tissue as opposed to one clean cut. However, a series of small cuts, results in an imprecise, untidy and ragged cut; it also prolongs the procedure.

**[0005]** Often, surgical scissors are unable to withstand the rigours of surgery and sterilisation. They may need to be repaired frequently or discarded and replaced. Commonly, the two blades are held against each other by a pivot pin which loosens and increases the risk of the blade splaying apart in use. Also the blades tend to become blunt on recurrent use and hence require frequent sharpening.

**[0006]** A possible way of overcoming some disadvantages of conventional surgical scissors would be to use stiffer blades so that they do not splay apart as readily. Stiffer blades may be achieved by using a stiffer material, which would be more expensive, or by making the blades thicker. However, thicker blades are both undesirable and impractical as the scissors may be too bulky to manoeuvre in confined spaces, heavier and therefore more tiring to use, and more expensive to make.

**[0007]** An object of the present invention is to provide improved scissors which are robust, cut cleanly and effectively and avoid or minimise the disadvantages of current scissors as outlined above. A scissors according to the preamble of claim 1 is also known from US 3,846,910 The invention resides in scissors having first and second pivotally connected elongate blade members, each blade member having a handle portion and a blade portion, wherein at least one of the handle portions comprises a wedge means co-operable with the other handle portion during a cutting stroke to urge the handle portions apart laterally while biasing the blade portions laterally

together to oppose relative lateral movement of the blade portions away from each other during the cutting stroke, characterised in that the wedge means has a thick end and a thin end, and an area of contact between the wedge means and the other handle portion moves from the thin end towards the thick end during the cutting stroke to provide a continuous wedging force throughout the cutting stroke.

**[0008]** Also, described herein are scissors having first and second pivotably connected elongate blade members wherein the second blade member is associated with a restraining member extending at least partially along said blade member and spaced therefrom to define a slot or channel in which the first blade member is at least partially received during cutting to restrain relative lateral movement of the blade members away from each other during a cutting stroke.

**[0009]** The restraining member resists splaying deflection of the blade members, which facilitates cutting of tough tissues such as ligaments.

**[0010]** There may be a clearance between the first blade member and the restraining member when the scissors are closed at the end of a cutting stroke, with the first blade member being narrower than the width of the slot or channel. In this way, the restraining member is not necessarily in contact with the first blade member during normal cutting but as soon as minor deflection of the first blade member takes up the clearance, the restraining member begins to limit further deflection.

**[0011]** It is also possible for the restraining member to bear against the first blade member during the cutting stroke. For example, the restraining member may bear resiliently against the first blade member to deflect resiliently as the first blade member moves during the cutting stroke. In this way, the restraining member can act continually to resist deflection of the first blade member. Indeed, the first blade member may be thicker or wider than the width of the slot or channel, so that resilient deflection of the restraining member is essential to accommodate the first blade member. In order to facilitate cleaning and sterilisation of the scissors, the restraining member may be circular in cross-section.

**[0012]** The second blade member and the restraining member may be conjoined along at least part of their shared length. For example, the second blade member and the restraining member may together define a U-shaped cross-section. This is stiff and easy to fabricate: for example, the second blade member and the restraining member may be formed integrally with one another. Alternatively, the second blade member and the restraining member may be separate along most of their shared length, for example being joined at opposed ends of the restraining member. This means that the second blade member and the restraining member can together define an open-bottomed slot, which is easier to clean and less likely to give rise to jamming.

**[0013]** Alternatively, the second blade member and the restraining member can be joined at a proximal end of the restraining member such that a distal end of the re-

straining member is not joined to the second blade member. Advantageously, the proximal end of the restraining member can form a fulcrum between the first blade member and the second blade member.

**[0014]** In conventional manner, the first blade member defines a first cutting edge and the second blade member defines a second cutting edge whose point of mutual intersection moves distally during the cutting stroke. The restraining member can define a third cutting edge, the first cutting edge passing between the second and third cutting edges during the cutting stroke. At least one of these cutting edges may be chamfered or bevelled laterally, to prevent tissues moving out of the blades: they may also or alternatively be serrated, curved, or scalloped longitudinally to prevent tissues moving out of the blades.

**[0015]** Advantageously, the point or area of contact between the first blade portion and the restraining member can move in register with the point of intersection of the opposing cutting edges, to resist splaying deflection of the first blade portion opposite the point at which the deflecting force is exerted.

**[0016]** An edge of the restraining member is preferably parallel to the cutting edge of the second blade portion, and more preferably level or co-planar with the cutting edge of the second blade portion.

**[0017]** For optimum cutting efficiency, the restraining member is preferably shorter than the second blade portion defining a difference in height at least equal to the width of the slot or channel between them.

**[0018]** Beneficially, the restraining member and the first blade member have opposed co-operable faces and the arrangement is preferably such that an increasing proportion of the first blade member is received in the slot or channel as the cutting stroke progresses. This lends progressively greater support to the distal end of the first blade member.

**[0019]** In order that this invention may be more readily understood, currently preferred embodiments will now be further described by way of example with reference to the accompanying drawings, in which Figures 1 to 14 do not form part of the invention:

Figure 1 is a perspective view of one embodiment of a pair of surgical scissors;

Figure 2 is a perspective view of a second embodiment of a pair of surgical scissors;

Figure 3 is a perspective view of a third embodiment of a pair of surgical scissors;

Figure 4 is a perspective view of a fourth embodiment of a pair of surgical scissors;

Figure 5 is a perspective view of a fifth embodiment of a pair of surgical scissors;

Figure 6 is a perspective view of a sixth embodiment of a pair of surgical scissors;

Figure 7 is a perspective view of a seventh embodiment of a pair of surgical scissors;

Figures 8(a) to 8(c) are cross-sections of any of the embodiments of Figures 1 to 7; and

Figures 9(a) to 9(c) are cross-sections of any of the embodiments of Figures 1 to 7.

Figure 10 is a perspective view of a variant of any of the embodiments of Figures 1 to 7;

Figure 11 is a perspective view of a further variant of any of the embodiments of Figures 1 to 7;

Figure 12 is a perspective view of an eighth embodiment of a pair of surgical scissors;

Figure 13 is a perspective view of an eighth embodiment of a pair of surgical scissors;

Figure 14 is a perspective view of an eighth embodiment of a pair of surgical scissors;

Figure 15 is a perspective view of a ninth embodiment of a pair of surgical scissors according to the invention; and

Figure 16 is a perspective view of a tenth embodiment of a pair of surgical scissors according to the invention.

**[0020]** Referring firstly to Figure 1, which is not of the present invention, there is shown a pair of surgical scissors 10 having first and second elongate scissor members 12, 14. In conventional manner, each scissor member 12, 14 has a distal blade portion 16, 18 and a proximal handle portion 20, 22 and the scissor members 12, 14 are pivotally connected to each other by a rivet, screw, stud or pin 24 at a pivot axis between the blade portion 16, 18 and the handle portion 20, 22. Also conventionally, the blade portion 16, 18 has a cutting edge 26, 28, a contacting face 30, 32, an outer face 34, 36 and a distal tip 38, 40, and a finger opening 42, 44 is provided at the proximal end of the handle portion 20, 22.

**[0021]** Unconventionally, a restraining member 46 is associated with the second blade portion 18 and may be integral with, or distinct from but attached to, the second blade portion 18. An integral restraining member 46 is shown in Figure 1. The restraining member 46 is of substantially the same shape as the second blade portion 18 and has an inner face 48, an outer face 50 and a flat top edge 52 orthogonal to the inner and outer faces 48, 50.

**[0022]** The inner and outer faces 48, 50 of the restraining member 46 lie parallel to the contacting face 32 and outer face 36 of the second blade portion 18, with the inner face 48 of the restraining member 46 opposed to and spaced from the contacting face 32 of the second

blade portion 18. The integral restraining member 46 and second blade portion 18 of Figure 1 are defined by a U-shaped cross-section (as shown in Figure 8(a)) wherein the second blade portion 18 is one arm of the U and the restraining member 46 is the other arm of the U, both arms being joined by a common base 54.

**[0023]** The contacting face 32 of the second blade portion 18 and the inner face 48 of the restraining member 46 define a channel or slot 56 for receiving the cutting edge portion of the first blade portion 16 during cutting. When the scissors 10 are closed, a substantial part of the first blade portion 16 including its cutting edge 26 lies in the channel or slot 56, sandwiched between the second blade portion 18 and the restraining member 46. The outer face 34 of the first blade portion 16 and the inner face 48 of the restraining member 46 may be spaced from one another to define a small clearance, or they may abut one another in a sliding fit. The restraining member 46 may deflect resiliently to facilitate sliding movement of the first blade portion 16 if needs be. This will be necessary if the channel or slot 56 is narrower than the thickness of the first blade portion 16 to be received in it.

**[0024]** In conventional manner, the cutting action involves squeezing together the handle portions 20, 22 which pivots the distal tips 38, 40 of the blade portions 16, 18 towards each other, from an open to a closed position. During this movement, the opposing cutting edges 26, 28 of the first and second blade portions 16, 18 slide relative to each other in mutually intersecting manner. The point of intersection and hence the point of contact between the opposing cutting edges 26, 28 is initially near the pivot 24 and moves distally along the cutting edges 26, 28 as the distal tips 38, 40 of the blade portions 16, 18 swing closer together.

**[0025]** The restraining member 46 restrains lateral splaying movement of the first blade portion 16 away from the second blade portion 18. Such lateral movement would be transverse to the length of the blade portions 16, 18 and parallel to the pivot axis defined by the pivotable connection 24. As the distal tips 38, 40 of the first and second blade portions 16, 18 swing closer together, an increasing proportion of the first blade portion 16 is received into the slot or channel 56 defined by the contacting face 32 of the second blade portion 18 and the inner face 48 of the restraining member 46. The first blade portion 16 is thereby prevented from splaying away from the second blade portion 18 by virtue of contact with the restraining member 46.

**[0026]** If there is a clearance between the first blade portion 16 and the restraining member 46, lateral movement of the first blade portion 16 is resisted as soon as the first blade portion 16 takes up this clearance and its outer face 34 comes into contact with the inner face 48 of the restraining member 46. If there is no clearance, that is if the outer face 34 of the first blade portion 16 is in sliding contact with the inner face 48 of the restraining member 18 lateral movement of the first blade portion 16 is resisted from the outset. In either case, the point or

area of contact between the first blade portion 16 and the restraining member 46 moves along in register with the point of intersection of the opposing cutting edges 26, 28, so that splaying deflection of the first blade portion 16 is resisted opposite the point at which the deflecting force is exerted. Advantageously, this enables cutting of tough or slippery items which might otherwise cause the blades to splay away from each other.

**[0027]** The top edge 52 of the restraining member 46 may provide a third cutting edge 58 which is optionally parallel to the cutting edge 28 of the second blade portion 18 as shown. This third cutting edge 58 may be co-operable with a secondary cutting edge 60 on the first blade portion 16, or may be co-operable with the same cutting edge 26 on the first blade portion 16 that co-operates with the cutting edge 28 of the second blade portion 18. The second and third cutting edges 60, 58 in Figure 1, also shown in Figure 8(a), are flat and co-planar, lying in a plane orthogonal to the plane in which the first blade portion 16 moves about the pivotable connection between the scissor members 12, 14.

**[0028]** The embodiments of Figures 2 to 7, which are not of the present invention, differ from Figure 1 in that the cutting edges of the first and second blade portions and the top edge of the restraining member have been adapted to improve the grip on tissue by the scissors before and during cutting.

**[0029]** In the embodiment of Figure 2, the cutting edge 28a of the second blade portion 18 and the top edge 52a of the restraining member 46 are serrated. The embodiment of Figure 3 differs from that of Figure 2 only in that the cutting edge 26b of the first blade portion 16 is also serrated.

**[0030]** In the embodiment of Figure 4, the cutting edges 26c, 28c of the first and second blade portions 16, 18 and the top edge 52c of the restraining member 46 are concave-curved. Although not shown, it is feasible that only one cutting edge might be curved in this manner: the other cutting edge(s) may be straight or otherwise shaped. Alternatively, the edges opposite the cutting edges of the distal blade portions 16, 18 and/or the proximal handle portions 20, 22 may also be concave-curved to reduce the overall weight of the scissors and improve manageability.

**[0031]** In the embodiment of Figure 5, the cutting edge 26d of the first blade portion 16 has a series of concave curvatures, or peaks and troughs, defining a wavy scalloped line. Conversely in the embodiment of Figure 6, only the cutting edge 28e of the second blade portion 18 and the top edge 52e of the restraining member 46 have a series of concave curvatures. However, it will be apparent that all of the cutting edges could have similar formations.

**[0032]** Figure 7 shows a further embodiment which differs from that of Figure 6 in that the concave curvatures of the top edge 52f of the restraining member 46 and the cutting edge 28f of the second blade portion 18 are serrated. Alternatively, just one of the scalloped edges 28f, 52f may be serrated. Although not shown, it will be ap-

parent that the curved edges of the embodiments shown in Figures 4 and 5 may also be serrated. Further alternative embodiments are possible where the scissors comprise at least one flat serrated edge in combination with the serrated and/or non-serrated curved edges described above. Serrated edges are advantageous in that they have an improved grip on the tissues and require sharpening less often than edges without serrations.

**[0033]** Figures 8(b) and 8(c) and Figures 9(a) to 9(c), which are not of the present invention, show cross-sectional views of different variants of the scissors of all preceding embodiments. Figures 8(b) and 8(c) differ from Figures 1 to 7 and 8(a) in that the cutting edge 28g of the second blade portion 18 is chamfered instead of flat. In Figure 8(b), the top edge 52g of the restraining member 46 is also chamfered. In Figure 8(c) only the cutting edge 28g of the second blade portion 18 is chamfered whilst the top face 52h of the restraining member 46 is flat and orthogonal to its the inner and outer faces 48, 50. In this variant, the restraining member 46 is shorter than the second blade portion 18, their difference in height being equal to the width of the gap between them i.e. the distance between the opposed contacting face 32 of the second blade portion 18 and the inner face 48 of the restraining member 46. The shortened restraining member 46 allows easier access to the channel 56 between the restraining member 46 and the second blade portion 18, which is advantageous for cleaning and sterilising purposes. It will be appreciated that the ratio of the height difference between the restraining member 46 and the second blade portion 18 to the width of the gap between them may be more or less than 1:1 i.e. the restraining member may be shorter or longer than the width of the gap between the restraining member and the second blade portion.

**[0034]** The variants in Figures 9(a) to 9(c), 10 and 11 differ from all of the preceding embodiments in that the second blade portion 18 and the restraining member 46 are not a U shape in cross-section. Otherwise, they correspond to Figures 8(a) to 8(c) respectively: for example Figure 9(c) shows a chamfered cutting edge 28g of the second blade portion 18 and a flat top edge 52h of the restraining member 46 orthogonal to its the inner and outer faces 48, 50, the difference in height between the restraining member 46 and the second blade portion 18 being equal to the width of the gap between them. Whilst they may still be integral, the second blade portion 18 and the restraining member 46 do not have a common base extending along their length but instead may be joined at their ends. Alternatively, the second blade portion 18 and the restraining member 46 may have a common base extending part of the way along their length or along parts of their length. Put another way, the second blade portion 18 and the restraining member 46 may be bridged at some points along their length by a common base which may be integral with either, or both, the second blade portion 18 and the restraining member 46, or distinct but attached to the second blade portion 18 and the restraining member 46. Although not shown, the

length of the restraining member may be shorter than the length of the second blade portion. This is particularly beneficial in sharp pointed scissors where a shorter length restraining member prevents the twisting or the crossing-over of the sharp pointed distal tips of the first and second blade portions.

**[0035]** Figure 10, which is not of the present invention, shows the second blade portion 18 joined to the restraining member 46 by a rivet, screw, stud or pin 100 at their proximal ends, and located close to the pivot axis 24 between the blade portion 16, 18 and the handle portion 20, 22. The embodiment shown in Figure 11 differs from that shown in Figure 10 in that the second blade portion 18 and the restraining member 46 are joined by a rivet, screw, stud or pin 102 at their distal tips 38, 40 instead of their proximal ends. Although not shown, it will be appreciated that the second blade portion 18 and the restraining member 46 can be joined by a rivet at both their distal and their proximal tips.

**[0036]** The variants of Figures 8(b) and (c), 9, 10 and 11 can be applied to all the preceding embodiments, for example the embodiment of Figure 2 with the cross-sectional appearance of Figure 9(a).

**[0037]** A benefit of the variants in Figures 9(a) to 9(c) and the variants described in the preceding paragraph is that there is less scope for dirt or other detritus to get stuck in the channel or slot between the second blade portion and the restraining member. The fully or partially open bottom allows the slot 56 to be flushed out more readily upon being cleaned or sterilised. The movement of the first blade portion into the slot also lends a self cleaning action in use.

**[0038]** A further alternative embodiment, which is not of the present invention, is shown in Figures 12 to 14, which differs from the previous embodiments in that it has a restraining member 46a which is substantially the same length as the second blade portion 18, extending along the length of the second blade portion 18, but is cylindrical in shape, having a substantially circular transverse cross-section. The restraining member 46a is a piece of wire or rod and has a free or unattached distal end or tip 104. The other end of the restraining member 46a forms the fulcrum at the pivot axis between the blade portions 16, 18 and the handle portions 20, 22. Thus that end of the restraining member 46a extends through a hole in the first blade portion 16 and is fixed to the second blade portion 18. Advantageously, the rounded profile of the restraining member 46a is easy to clean using normal cleaning and sterilising techniques. Although not shown, the restraining member 46a may be attached to or integral with the second blade portion 18 at both ends of the restraining member which would reduce splaying of the first blade portion 16.

**[0039]** Figures 15 and 16 show an embodiment of the scissors of the present invention which differs from the preceding embodiments in that instead of having a restraining member associated with the second blade portion 18, at least one of the proximal handle portions of the scissors 10 comprise at least one protuberance or

projection in the shape of a wedge extending in a direction transverse to the length of the handle portion, towards the other proximal handle portion. The wedge projection 110 has a thick end 112, a thin end 114, and at least one inclined face 116 which is in sliding contact with the other blade member. The wedge projection 110 is substantially triangular in cross-section.

**[0040]** Figure 15 shows a pair of scissors 10 comprising such a wedge projection 110 extending from the first handle portion 20 towards the second handle portion 22. The wedge projection 110 is located approximately midway along the length of the first handle portion 20. The thick end 112 of the wedge projection 110 may be integral with, or be distinct from but attached to, the first handle portion 20, in a fixed position with respect to the first handle portion 20. The wedge projection 110 may also be arranged so that it is moveable along the first handle portion 20. Optionally, the scissors 10 having the moveable wedge projection 110 may comprise a fixing mechanism to allow the moveable wedge projection to be fixed or secured in position along the first handle portion 20.

**[0041]** In use, as the handle portions 20, 22 are brought closer together in conventional scissoring action, the inclined face 116 of the wedge projection 110 and the opposing face (not shown) of the second handle portion 22 slide relative to each other. The area of contact between them on the inclined face 116 of the wedge projection 110 moves from its thin end 114 towards its thick end 112, resulting in the first and second handle portions 20, 22 being splayed or forced apart laterally. This has the effect of forcing or biasing the blade portions 16, 18 towards each other in a lateral direction i.e. transversely to the movement of the blade portions 16, 18 in normal scissoring motion during cutting. This biasing of the blade portions 16, 18 towards each other opposes lateral splaying movement of the blade portions 16, 18 during cutting. The positioning of the wedge projection 110 and the angle of its inclined face 116 is such that the wedge projection 110 does not impart any lateral force between the handle portions 20, 22 when the scissors 10 (handle portions and blade portions) are in an open position.

**[0042]** The wedge face 116 is continuous such that the wedging force increases, or at least does not decrease, during and throughout the cutting stroke for effective cutting. This is distinguished from known ratchet mechanisms on handle portions which can be said to comprise a series of wedges with discontinuous wedge faces which do not provide a continuous wedging force during a cutting stroke.

**[0043]** Figure 16 differs from the embodiment shown in Figure 15 in that the second handle portion 22 also comprises a wedge projection 110 extending towards the first handle portion 20. This second wedge projection 110 is similar to that of Figure 15 both in appearance and functionality. The inclined face 116 of the second wedge projection 110 is in sliding contact with the opposing face of the first handle portion 20. Although not shown, the handle portions 20, 22 may comprise more than one wedge projection which may be positioned at any point

along their length. These wedge projections 110 may be fixed or moveable with respect to the handle portions 20, 22.

[0044] The advantage of having one or more moveable wedge projections 110 is that the wedging effect, and hence the force that splays the handle portions 20, 22 apart and the blade portions 16, 18 together, can be adjusted for reliable cutting while minimising the effort required of the user.

[0045] The scissors described herein may be embodied in other specific forms without departing from the essential attributes. For example, the outer faces of the second blade portion and the restraining member do not have to be parallel. It is also possible for the first blade member to have an associated restraining member, defining a channel or slot that receives and minimises deflection of the second blade member. However, it will be apparent that the restraining member may also have the effect of stiffening the blade member with which it is associated. The restraining member need not be of substantially the same shape or length as the second blade portion. Although the scissors of the present invention have been described as surgical scissors, they may also be equally suitable for non-surgical and non-medical applications such as cutting textiles and other materials.

**Claims**

1. Scissors (10) having first and second pivotably connected elongate blade members, each blade member having a handle portion (20, 22) and a blade portion (16, 18), wherein at least one of the handle portions (20) comprises a wedge means (110) cooperable with the other handle portion (22) during a cutting stroke to urge the handle portions (20, 22) apart laterally while biasing the blade portions (16, 18) laterally together to oppose relative lateral movement of the blade portions (16, 18) away from each other during the cutting stroke, **characterised in that** the wedge means (110) has a thick end (112) and a thin end (114), and an area of contact between the wedge means (110) and the other handle portion (22) moves from the thin end (114) towards the thick end (112) during the cutting stroke to provide a continuous wedging force throughout the cutting stroke.
2. The scissors (10) of Claim 1, wherein the wedge means (110) has an inclined face (116) which is in sliding contact with the other handle portion (22) during the cutting stroke.
3. The scissors (10) of Claim 1 or Claim 2, wherein the wedge means (110) protrude from one handle portion (20) towards the other handle portion (22).
4. The scissors (10) of any preceding Claim, wherein the wedge means (110) is located approximately midway along the length of the handle portion (20).

5. The scissors (10) of any preceding Claim, further comprising a second wedge means (110) associated with one of the handle portions (20, 22).
6. The scissors (10) of Claim 5, wherein the second wedge means (110) is associated with the other handle portion (22).

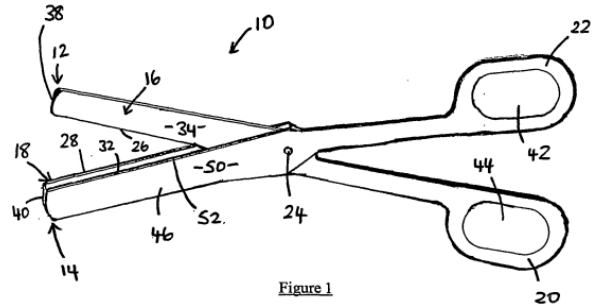


Figure 1

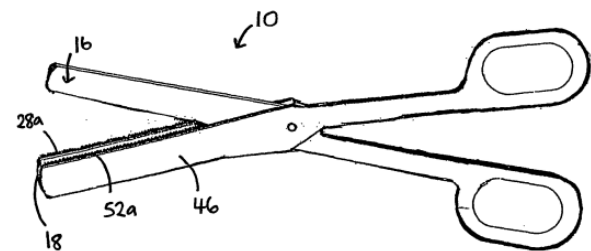


Figure 2

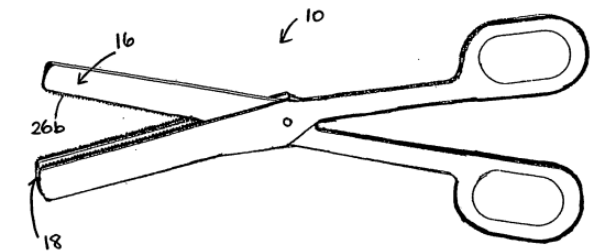


Figure 3

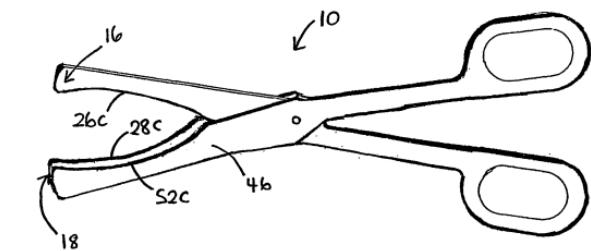


Figure 4

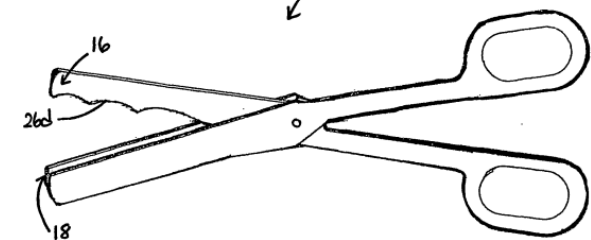


Figure 5

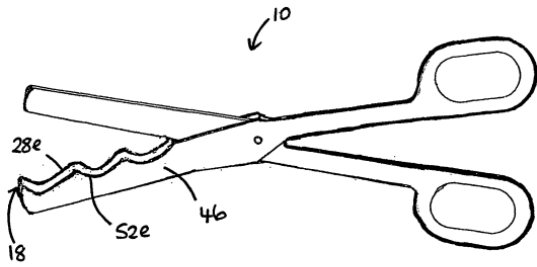


Figure 6

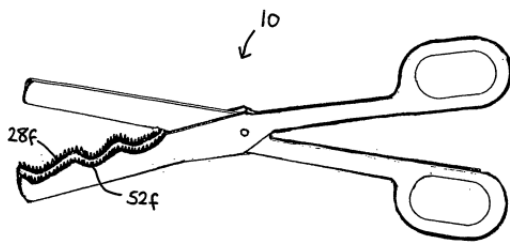


Figure 7

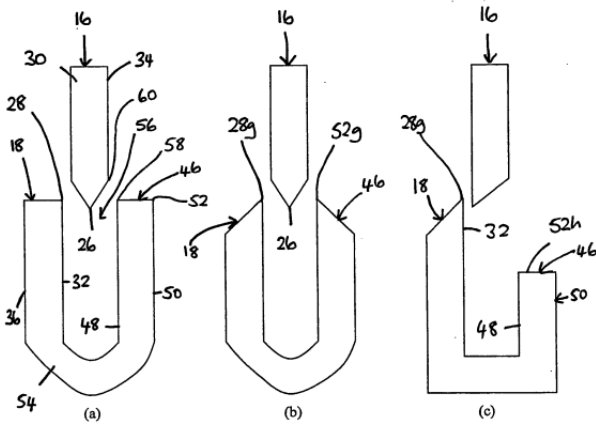


Figure 8

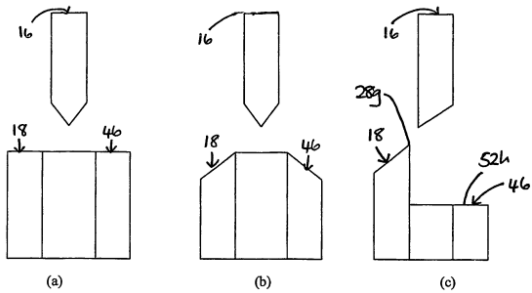


Figure 9

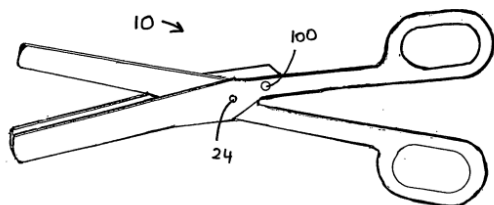


Figure 10

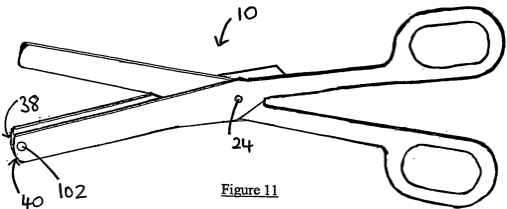


Figure 11

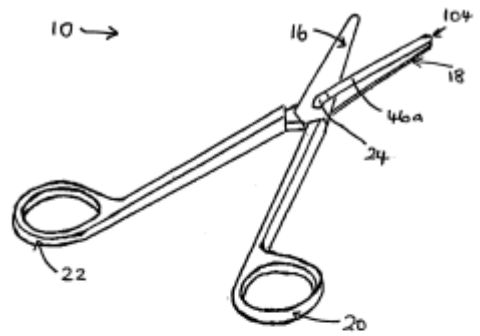


Figure 12

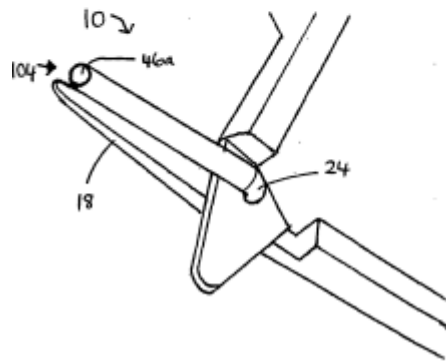


Figure 13

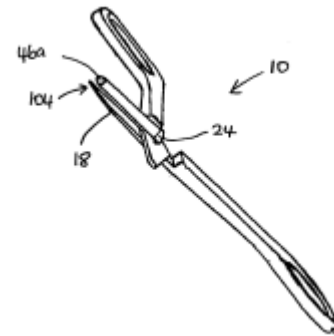


Figure 14

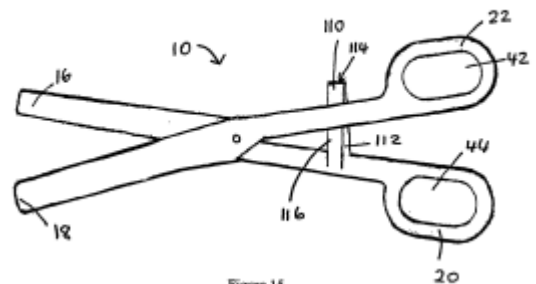


Figure 15

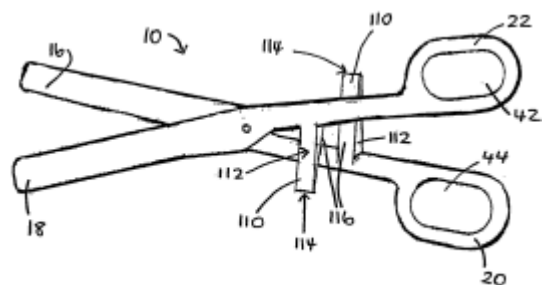


Figure 16

## Anexo 3 - Norma ISO 7740-1985 (E) nº3

## International Standard



7740

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION • МЕЖДУНАРОДНАЯ ОРГАНИЗАЦИЯ ПО СТАНДАРТИЗАЦИИ • ORGANISATION INTERNATIONALE DE NORMALISATION

## 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									
	$\alpha$	$c$		$d$		$e$		$f$		$l$
	$\pm 0,5^\circ$	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.
Blade	$30^\circ$	4,50	4,65	17,83	17,90	2,43	2,48	1,18	1,23	—
Handle	$30^\circ$	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									
	$\alpha$	$c$		$d$		$e$		$f$		$l$
	$\pm 0,5^\circ$	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.
Blade	$35^\circ$	7,50	7,65	24,20	24,27	3,72	3,77	1,95	2,00	—
Handle	$35^\circ$	7,40	7,50	24,10	24,18	3,60	3,70	1,88	1,93	13

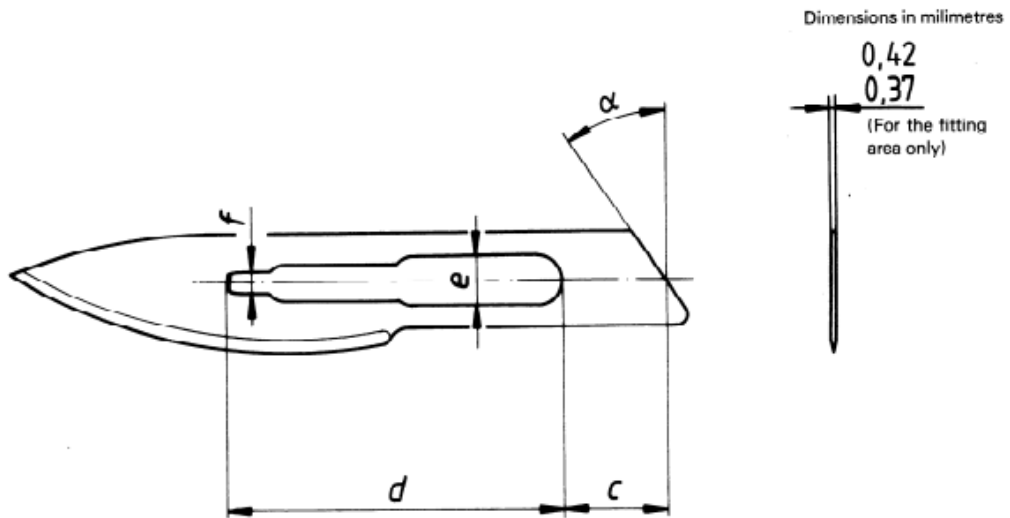


Figure 1 – Detachable blade

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.

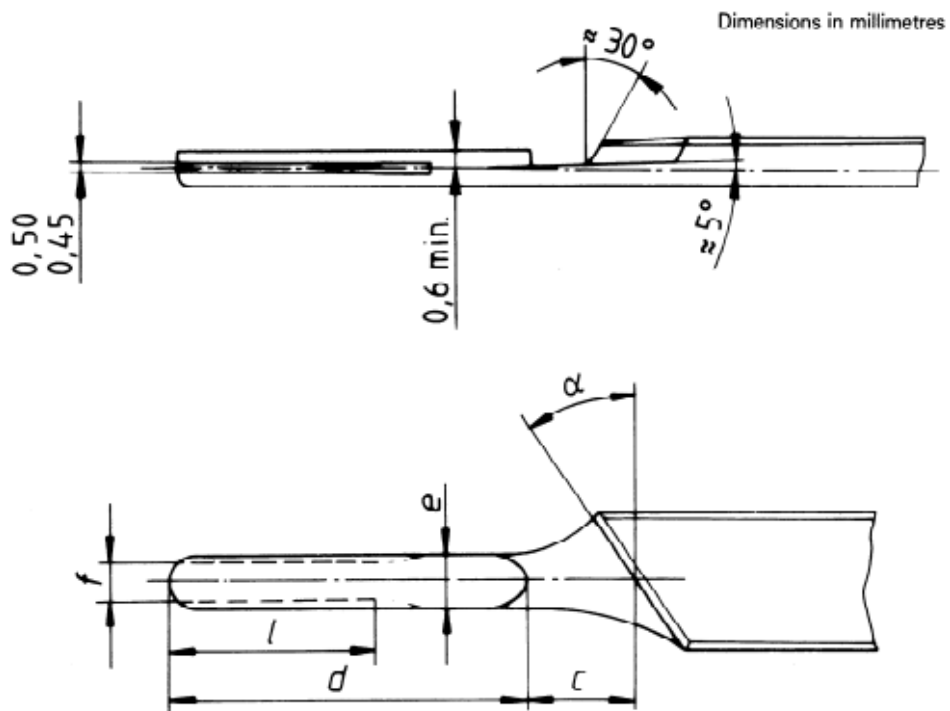


Figure 2 – Scalpel handle

## Anexo 4 – Questionários Aplicados

Idade: 25.5 Género:  F  M  Outro

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

Retrator do Army Navy	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				X	
É confortável de manusear em relação ao de metal?			X		

Tesoura Metzenbaum	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?			X		
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?			X		

Tesoura Mayo	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?			X		

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?			X		
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?			X		

Espéculo de Killian	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					

Elevador de Cottle-Freer	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?			X		
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?			X		

Pinça Cirúrgica	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?			X		
Tem um tamanho adequado?			X		
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				X	
É confortável de manusear em relação ao de metal?		X			

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

Idade: 25.5 Género:  F  M  Outro

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

Retrator do Army Navy	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				X	
É confortável de manusear em relação ao de metal?			X		

Tesoura Metzenbaum	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					

Tesoura Mayo	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?					

Espéculo de Killian	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					

Elevador de Cottle-Freer	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					

Pinça Cirúrgica	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					

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

Idade: 22 Gênero: F  M  Outro

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

Retrator do Army Navy	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?				×	
Tem uma boa manipulação?			×		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?				×	

Tesoura Metzenbaum	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?				×	
Tem uma boa manipulação?			×		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?				×	

Tesoura Mayo	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?					×
Tem uma boa manipulação?				×	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?				×	

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?				×	
Tem uma boa manipulação?			×		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?				×	
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?			×		

Espéculo de Kilian	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?					×
Tem uma boa manipulação?				×	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?			×		

Elevador de Cottie-Freer	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?				×	
Tem uma boa manipulação?				×	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?				×	

Pinça Cirúrgica	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?			×		
Tem uma boa manipulação?				×	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?			×		

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

Idade: 33 Gênero: F  M  Outro

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

Retrator do Army Navy	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					×
Tem um tamanho adequado?					×
Tem uma boa manipulação?				×	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?			×		

Tesoura Metzenbaum	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?					×
Tem uma boa manipulação?				×	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?			×		

Tesoura Mayo	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?					×
Tem uma boa manipulação?			×		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?			×		

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?			×		
Tem um tamanho adequado?			×		
Tem uma boa manipulação?			×		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?			×		
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?			×		

Espéculo de Kilian	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?				×	
Tem uma boa manipulação?				×	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?			×		

Elevador de Cottie-Freer	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?					×
Tem uma boa manipulação?			×		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?			×		

Pinça Cirúrgica	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				×	
Tem um tamanho adequado?			×		
Tem uma boa manipulação?				×	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					×
É confortável de manusear em relação ao de metal?			×		

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

Idade: 23 Género: F  M  Outro

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

Retrador do Army Navy	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?					X
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?				X	

Tesoura Metzenbaum	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?				X	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?				X	

Tesoura Mayo	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?				X	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?				X	

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?					X
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?				X	
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?				X	

Espéculo de Killian	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?		X			
Tem uma boa manipulação?					X
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?					X

Elevador de Cottle-Freer	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?			X		
Tem uma boa manipulação?				X	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?					X

Pinça Cirúrgica	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?					X
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?					X

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

Idade: 36 Género: F  M  Outro

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

Retrador do Army Navy	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?				X	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?			X		

Tesoura Metzenbaum	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?					X
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?	X				
É confortável de manusear em relação ao de metal?		X			

Tesoura Mayo	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?				X	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?			X		
É confortável de manusear em relação ao de metal?		X			

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				X	
É confortável de manusear em relação ao de metal?		X			
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?					X

Espéculo de Killian	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?		X			
Tem uma boa manipulação?					X
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?		X			
É confortável de manusear em relação ao de metal?				X	

Elevador de Cottle-Freer	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?				X	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				X	
É confortável de manusear em relação ao de metal?				X	

Pinça Cirúrgica	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					X
Tem um tamanho adequado?					X
Tem uma boa manipulação?				X	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					X
É confortável de manusear em relação ao de metal?			X		

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

Impressão 3D de instrumentos médicos: modelação, design e viabilidade

Idade: 13 Género: F  M  Outro

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

Retrator do Army Navy	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					

Tesoura Metzenbaum	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?		X			
É confortável de manusear em relação ao de metal?				X	

Tesoura Mayo	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?		X			
É confortável de manusear em relação ao de metal?		X			

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?		X			
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?		X			
É confortável de manusear em relação ao de metal?		X			
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?		X			

Espéculo de Killian	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?				X	
Tem uma boa manipulação?				X	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				X	
É confortável de manusear em relação ao de metal?				X	

Elevador de Cottle-Freer	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					

Pinça Cirúrgica	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				X	
Tem um tamanho adequado?			X		
Tem uma boa manipulação?			X		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?			X		
É confortável de manusear em relação ao de metal?			X		

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

Idade: 58 Género: F  M  Outro

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

Retrator do Army Navy	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				e	
Tem um tamanho adequado?				e	
Tem uma boa manipulação?			e		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					e
É confortável de manusear em relação ao de metal?			e		

Tesoura Metzenbaum	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				e	
Tem um tamanho adequado?				e	
Tem uma boa manipulação?		e			
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				e	
É confortável de manusear em relação ao de metal?			e		

Tesoura Mayo	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				e	
Tem um tamanho adequado?					e
Tem uma boa manipulação?			e		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				e	
É confortável de manusear em relação ao de metal?			e		

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?			e		
Tem um tamanho adequado?				e	
Tem uma boa manipulação?		e			
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				e	
É confortável de manusear em relação ao de metal?		e			
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?		e			

Espéculo de Killian	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				e	
Tem um tamanho adequado?				e	
Tem uma boa manipulação?			e		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					e
É confortável de manusear em relação ao de metal?				e	

Elevador de Cottle-Freer	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				e	
Tem um tamanho adequado?				e	
Tem uma boa manipulação?			e		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					e
É confortável de manusear em relação ao de metal?				e	

Pinça Cirúrgica	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				e	
Tem um tamanho adequado?			e		
Tem uma boa manipulação?				e	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					e
É confortável de manusear em relação ao de metal?				e	

Suporte de Bisturi	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?		e			
Tem um tamanho adequado?		e			
Tem uma boa manipulação?		e			
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				e	
É confortável de manusear em relação ao de metal?		e			
O encaixe da lâmina é adequado?		e			

Idade:    Gênero: F  M  Outro

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

Retrator do Army Navy	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					<
Tem um tamanho adequado?					<
Tem uma boa manipulação?				<	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					<
É confortável de manusear em relação ao de metal?				<	

Tesoura Metzenbaum	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				<	
Tem um tamanho adequado?				<	
Tem uma boa manipulação?				<	
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				<	
É confortável de manusear em relação ao de metal?			<		

Tesoura Mayo	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?				<	
Tem um tamanho adequado?				<	
Tem uma boa manipulação?		<			
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				<	
É confortável de manusear em relação ao de metal?		<			

Pinça hemostática	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?			<		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				<	
É confortável de manusear em relação ao de metal?	<				
É necessário fazer muita força para o abrir/fechar?			<		

Espécule de Killian	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?					
Tem um tamanho adequado?					
Tem uma boa manipulação?					
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?					
É confortável de manusear em relação ao de metal?					

Elevador de Cottle-Frazer	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?		<			
Tem um tamanho adequado?		<			
Tem uma boa manipulação?		<			
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				<	
É confortável de manusear em relação ao de metal?		<			

Pinça Cirúrgica	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?		<			
Tem um tamanho adequado?		<			
Tem uma boa manipulação?		<			
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				<	
É confortável de manusear em relação ao de metal?		<			

Suporte de Bisturi	1	2	3	4	5
Tem um peso adequado?			<		
Tem um tamanho adequado?		<			
Tem uma boa manipulação?			<		
Utilizaria este instrumento em caso de emergência?				<	
É confortável de manusear em relação ao de metal?		<			
O encaixe da lâmina é adequado?		<			