

MESTRADO

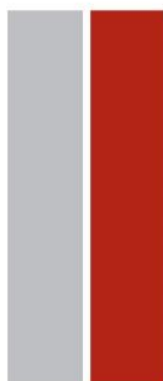
DESIGN INDUSTRIAL E DE PRODUTO

Design, desenvolvimento e análise de Estruturas Porosas a serem implementadas em implantes

Rui Pedro Moreira Rodrigues

M

2023



MESTRADO EM DESIGN INDUSTRIAL E DE PRODUTO
UNIVERSIDADE DO PORTO

O JÚRI

PRESIDENTE

Doutor Rui Mendonça

PROFESSOR AUXILIAR, COM AGREGAÇÃO, DA FACULDADE DE BELAS ARTES DA UNIVERSIDADE DO PORTO

ORIENTADOR

Doutor Jorge Lino

PROFESSOR ASSOCIADO, COM AGREGAÇÃO, DA FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

ARGUENTE

Doutor Guilherme Barra

PROFESSOR ASSOCIADO DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA. BRASIL

19

13 NOVEMBRO 2023

MESTRE Rui Rodrigues
MDIP/I46

MESTRADO EM DESIGN INDUSTRIAL E DE PRODUTO
UNIVERSIDADE DO PORTO

Design, desenvolvimento e análise de Estruturas Porosas a serem implementadas em implantes

Rui Pedro Moreira Rodrigues

Orientador

Professor Fernando Jorge Lino Alves

Co-orientador

Doutor Leonardo Santana

Resumo

O desenvolvimento das tecnologias de fabrico aditivo revolucionou o campo das engenharias médicas com a produção de estruturas tridimensionais que têm o propósito de fornecer apoio ao crescimento e regeneração do tecido ósseo novo, apresentando capacidade de serem personalizados consoante a necessidade e os atributos necessário e de se conformarem anatomicamente. Normalmente estas estruturas são celulares, apresentando poros e canais que possibilitam a entrada de células, proteínas e tecidos na sua matriz. Sendo de uma grande complexidade a escolha dos seus parâmetros geométricos torna-se difícil e demorada. O design generativo é assim utilizado na criação destas estruturas tridimensionais, uma vez que reforça as capacidades do fabrico aditivo ao consistir numa abordagem que produz várias soluções em função das características e restrições definidas. Mesmo com a existência de tantos avanços ainda existe algum desconhecimento de processos de *design* e das propriedades mecânicas de estruturas celulares que tenham o propósito de serem aplicadas em implantes, tendo sido este a principal motivação para esta dissertação. Este estudo foi dividido a nível experimental em duas partes: a caracterização do material que seria utilizado e o design e análise das estruturas celulares. Na primeira parte foram estudadas duas resinas e impressoras de diferentes fabricantes, segundo a orientação da impressão, o tempo de limpeza, o tempo de pós-cura e a máquina de limpeza utilizada. Tanto as resinas como as amostras impressas foram submetidas a testes de Infravermelho por Transformada de Fourier (FTIR), de viscosidade e ensaios de flexão, com o intuito de estudar a diferença entre os materiais e os efeitos provocados dos parâmetros selecionados. Após todos estes testes obteve-se os valores ótimos a serem aplicados na segunda parte, que consiste no *design*, desenvolvimento e análise das geometrias das estruturas, tendo-se estudado o efeito da aplicação e da variação do número de células a serem inseridas na matriz destas nas propriedades mecânicas, na porosidade total e aparente e nas massas, com o intuito de entender qual a melhor configuração a aplicar para evitar o *stress-shielding*. O objetivo deste estudo é obter conhecimento sobre a aplicação destas estruturas a redução das propriedades com o intuito a obter valores processo começou com o *design* das várias estruturas celulares em função das necessidades e dos obstáculos de modelação que fossem surgindo e a posterior impressão e análise. As amostras foram analisadas em relação à massa, ao tamanho do poro através de medições microscópicas, à porosidade e com ensaios de compressão. Para além das estruturas porosas também foram produzidas e analisadas amostras densas com o mesmo volume. A análise demonstrou que os parâmetros de impressão e pós-processamento encontram-se relacionados com as propriedades mecânicas dos materiais, sendo que o aumento de tempo de pós-cura contribui para um aumento da Tensão Máxima e do Modulo de Elasticidade, o tempo de limpeza apenas revelou uma diminuição das propriedades já mencionadas em função da utilização de uma das máquinas de limpeza. As amostras produzidas com inclinação demonstraram melhores propriedades mecânicas. Uma das dificuldades identificadas em relação ao pós-processamento das estruturas porosas consistia na remoção da resina não curada de dentro da matriz destas, tendo se também percebido que uma das resinas não permitia a impressão das estruturas com poros desobstruídos. Foram analisadas três tipos de estruturas celulares estocásticas, sendo estas Voronoi Pop. 3D Weaverbird, Pop. 3D Dendro e Pop. Geometry Dendro. Durante o processo de limpeza houve uma diminuição média de 27,5%, 31% e 33,85% da massa das amostras do tipo Pop. 3D Weaverbird, Pop.3D Dendro e Pop. Geometry Dendro. Seguindo a mesma ordem, as análises de porosidade pelo método de Arquimedes obtiveram resultados de 37,80% a 36,17%, 48% a 46% e 46% a 42% e as de porosidade teórica de 76% a 59%, 95% a 56% e 94% a 52%, em relação aos ensaios de compressão obteve-se Tensões de Cedência de 0,53 a 0,92 MPa, de 0,088 a 2,137 MPa e de 0,0291 a 2,7696 MPa e Módulos de Elasticidade de 10,25 a 15,52 GPa, 2,070 a 35,461 GPa e de 1,9313 a 35,5909 GPa. Em relação ao tamanho de poros as amostras Voronoi Pop. 3D Weaverbird, Voronoi Pop. 3D Dendro demonstraram 2,88 a 1,71 mm, 3,59 a 1,37 m, 2,70 a 0,66 mm. Para além do desenvolvimento das amostras porosas, também se desenvolveu a implementação destas em geometrias complexas como implantes.

Palavras-chave: *Design* Generativo; Fabrico Aditivo; Estruturas em rede; Estocásticas, Voronoi

Abstract

The development of additive manufacturing technologies has revolutionised the field of medical engineering with the production of three-dimensional structures designed to support the growth and regeneration of new bone tissue, with the ability to be customised according to the needs and attributes required and to conform anatomically. These structures are usually cellular, with pores and channels that allow cells, proteins and tissues to enter their matrix. Since they are so complex, choosing their geometric parameters becomes difficult and time-consuming. Generative design is therefore used to create these three-dimensional structures, as it reinforces the capabilities of additive manufacturing by consisting of an approach that produces various solutions depending on the characteristics and restrictions defined. Even with the existence of so many advances, there is still some lack of knowledge about design processes and the mechanical properties of cellular structures that are intended to be applied to implants, which was the main motivation for this dissertation. This study was divided experimentally into two parts: the characterisation of the material to be used and the design and analysis of the cellular structures. In the first part, two resins and printers from different manufacturers were studied, according to printing orientation, cleaning time, post-curing time and the cleaning machine used. Both the resins and the printed samples were subjected to Fourier Transform Infrared (FTIR) tests, viscosity tests and bending tests in order to study the difference between the materials and the effects of the selected parameters. After all these tests, the optimum values were obtained to be applied in the second part, which consists of designing, developing and analysing the geometries of the structures, having studied the effect of applying and varying the number of cells to be inserted in the matrix on the mechanical properties, total and apparent porosity and masses, with the aim of understanding the best configuration to apply to avoid stress-shielding. The aim of this study is to obtain knowledge about the application of these structures to reduce properties in order to obtain values. The process began with the design of the various cellular structures according to the needs and modelling obstacles that arose, and subsequent printing and analysis. The samples were analysed for mass, pore size using microscopic measurements, porosity and compression tests. In addition to the porous structures, dense samples with the same volume were also produced and analysed. The analysis showed that the printing and post-processing parameters are related to the mechanical properties of the materials, with the increase in post-curing time contributing to an increase in Maximum Tensile Strength and Elasticity Modulus, while the cleaning time only revealed a decrease in the aforementioned properties due to the use of one of the cleaning machines. The samples produced with a slope showed better mechanical properties. One of the difficulties identified in relation to post-processing the porous structures was removing the uncured resin from inside the matrix, and it was also realised that one of the resins did not allow the structures to be printed with unobstructed pores. Three types of stochastic cell structures were analysed: Voronoi Pop. 3D Weaverbird, Pop. 3D Dendro and Pop. Geometry Dendro. During the cleaning process, there was an average decrease of 27.5%, 31% and 33.85% in the mass of the Pop. 3D Weaverbird, Pop.3D Dendro and Pop. Geometry Dendro. Following the same order, porosity analyses using the Archimedes method obtained results of 37.80% to 36.17%, 48% to 46% and 46% to 42% and theoretical porosity results of 76% to 59%, 95% to 56% and 94% to 52%, in relation to the compression tests, yield strengths of 0.53 to 0.92 MPa, 0.088 to 2.137 MPa and 0.0291 to 2.7696 MPa and Modulus of Elasticity of 10.25 to 15.52 GPa, 2.070 to 35.461 GPa and 1.9313 to 35.5909 GPa were obtained. In terms of pore size, the Voronoi Pop. 3D Weaverbird, Voronoi Pop. 3D Dendro showed 2.88 to 1.71 mm, 3.59 to 1.37 m, 2.70 to 0.66 mm. In addition to the development of porous samples, their implementation in complex geometries such as implants was also developed.

Keywords: Generative Design; Additive Manufacturing; Network Structures; Stochastic; Voronoi

Divulgações científicas

- Submissão Artigo: Methodology for defining design parameters to build porous structures: a case study applied to DLP 3D Printing. **32nd FAIM International Conference**. Junho, 2023.
- Poster: Characterization of resins to DLP 3D print porous structures: the effects of post-curing and cleaning time on the technological properties of materials. **XXI Congresso da Sociedade Portuguesa de Materiais**. Abril, 2023.
- Apresentação: Design, 3D printing and analysis of lattice structures: Stochastic Voronoi. **IJUP 2023 Reitoria do Porto**, Maio, 2023.
- Artigo: Desenvolvimento e Impressão de Estruturas Estocásticas para Implantes Porosos através do uso de Fabrico Aditivo: Processos DLP e SLM. **Edição 261 Revista Tecnometal**. Setembro, 2023.
- Apresentação e submissão de artigo: Design and 3D printing of stochastic lattice structures using digital light processing technology. **3^{ed.} CONFERÊNCIA INTERNACIONAL SOBRE A INOVAÇÃO DOS PROCESSOS DE POLÍMEROS**. Setembro 2023.

Agradecimentos

Esta dissertação não teria sido elaborada sem muita ajuda e apoio, por essa razão venho desde já agradecer a todos os envolvidos, em especial:

Ao projeto GradImp, que me forneceu a oportunidade de realizar esta dissertação e de participar nas atividades do projeto permitindo-me alargar os meus conhecimentos e conhecer pessoas de diversas áreas.

Um eterno agradecimento ao meu orientador Professor Jorge Lino, pelo desafio e oportunidade de explorar softwares e tecnologias diferentes, de participar em conferências e reuniões que me fizeram alargar ainda mais os meus conhecimentos e capacidades. Um grande obrigado por todo o apoio e disponibilidade.

Quero deixar também um grande agradecimento ao Dr. Leonardo Santana, por toda a disponibilidade, ajuda e paciência para me explicar e responder às inúmeras questões sobre os mais básicos assuntos.

Ao Dr. Luís Oliveira e à Eng. Sílvia Esteves, por toda a disponibilidade de equipamento no Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI) e por todo o acompanhamento e ajuda prestados durante todo o projeto, permitindo sempre a existência de um ambiente descontraído e acessível.

À Eng. Ana Pais do Laboratório de Produtos e Serviços da FEUP por toda a ajuda e disponibilidade durante todo o decorrer deste trabalho, tendo ajudado a criar um ambiente divertido e se trabalha.

À Emilia Soares do Departamento de Engenharia Mecânica por toda a disponibilidade, ajuda e paciência na realização de inúmeros ensaios e medições.

Ao Prof. Eduardo Marques do Departamento de Engenharia Mecânica, pelo acompanhamento nos ensaios de compressão.

Aos meus colegas de Engenharia Mecânica e do projeto GradImp, Pedro Lopes e José Machado, quero agradecer todos os momentos de descontração e de brincadeira e todo apoio prestados.

Ao meu colega de design, Guilherme que me ajudou e aconselhou durante a aprendizagem do novo software.

Aos meus amigos, Tomas, Francisca, Catarina, Marlene, Ana, Mário e Ana Guimarães. Obrigado por estarem presentes nos bons e nos maus momentos e por todo o apoio que me têm vindo a dar, pela vossa vontade de tentar entender e compreender seja qual for o assunto simplesmente para poderem ajudar.

Por fim, e mais importante um obrigado eterno e gigantesco à minha família, por todo o apoio e paciência que foram demonstrando ao longo da minha vida. Sem vocês não acredito que teria chegado e me tornado na pessoa que sou hoje. Obrigado por todo o esforço e interesse que foram demonstrando, mesmo havendo momentos que simplesmente não compreendiam do que eu estava a falar. Muito Obrigado.

Este trabalho foi apoiado pela FCT (Fundação para a Ciência e Tecnologia), no âmbito do projeto PTDC/CTM-CTM/3354/2021 “Biodegradable implants in porous iron obtained by additive manufacturing”.

*“Design is not
just what it
looks and feels
like. Design is
how it works.”*

(Steve Jobs)

Índice

Resumo	3
Abstract.....	4
Divulgações científicas.....	5
Agradecimentos	7
Índice de Figuras.....	11
Índice de Tabelas	17
Acrónimos e Símbolos	19
1 Introdução	24
1.1 Contextualização	24
1.2 Projeto GradImp e Motivação da Dissertação	24
1.3 Objetivo da Proposta	25
1.4 Estrutura da Dissertação.....	25
2 Revisão da literatura	28
2.1 Osso	28
2.1.1 Composição do Osso e células	29
2.1.2 Propriedades mecânicas do Osso	30
2.1.3 Fraturas do Osso	31
2.1.4 Enxertos Ósseos	32
2.2 Engenharia de Tecidos	36
2.2.1 Materiais	37
2.2.2 Tamanho de poros e porosidade	39
2.3 Tipos de implantes ortopédicos	40
2.3.1 Implantes Ortopédicos permanentes	40
2.3.2 Implantes Ortopédicos temporários	40
2.4 Design	44
2.4.1 Design Generativo	44
2.5 Fabrico Aditivo	48
2.5.1 Vantagens das tecnologias de FA.....	49
2.5.2 Áreas de Aplicação	49
2.5.3 Tipos de tecnologias do Fabrico Aditivo.....	50
2.5.4 Polimerização em Cuba	51
3 Desenvolvimento.....	66
3.1 Ferramentas e Materiais utilizados	66
3.1.1 Softwares utilizados	66
3.1.2 Ferramentas utilizadas	68
3.1.3 Materiais utilizados	73
3.2 Metodologia de trabalho	75
3.3 Caraterização das resinas	77

3.3.1	Phrozen ABS-like matte grey	77
3.3.2	Formlabs Clear V4	82
3.4	Design das Estruturas Porosas	86
3.4.1	Desenvolvimento e Modelação	86
3.5	Prototipagem das amostras	99
3.5.1	Primeiras Impressões	99
3.5.2	Pós-processamento das amostras	100
3.5.3	Procedimentos Experimentais	101
3.5.4	Amostras impressas	103
4	Análise e discussão dos resultados	108
4.1	Caraterização das resinas	108
4.1.1	Phrozen ABS-like matte grey	108
4.1.2	Formlabs Clear V4	113
4.2	Estruturas	121
4.2.1	Amostras densas	121
4.2.2	Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird	121
4.2.3	Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro	126
4.2.4	Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro	131
5	Implementação das estruturas	138
5.1	Formula	138
5.2	Componentes porosos	141
6	<i>Design</i> Placa LC-DCP para fémur	144
7	Conclusões e Trabalhos futuros	148
7.1	Conclusões	148
7.2	Trabalhos futuros	149
8	Bibliografia	152

Índice de Figuras

FIGURA 1 CLASSIFICAÇÃO DOS TIPOS DE OSSOS. A-OSSOS LONGOS; B-OSSOS PLANOS; C-OSSOS CURTOS. IMAGEM ADAPTADA (YUKI, 2017).	28
FIGURA 2 CONSTITUIÇÃO MACROSCÓPICA DOS OSSOS LONGOS. IMAGEM ADAPTADA (LÚCIO, 2008).	29
FIGURA 3 QUATRO TIPOS DE CÉLULAS IMPORTANTES ENCONTRADAS NO TECIDO ÓSSEO: CÉLULAS OSTEOGÊNICAS, OSTEOCITOS, OSTEOCLASTOS E OSTEOBLASTOS (ANSARI, 2019).	30
FIGURA 4 COMPARAÇÃO DO NÚMERO OCORRÊNCIAS DE FRATURAS RELACIONADAS COM A OSTEOPOROSE, COM O NÚMERO DE NOVOS ACIDENTES VASCULARES CEREBRAIS, DE ATAQUES CARDÍACOS E DE CANCRO DA MAMA INVASIVO EM MULHERES NOS ESTADOS UNIDOS, ENTRE 2004 A 2006 (WATTS ET AL., N.D.).	31
FIGURA 5 TIPOS DE FRATURAS. 1-TRANSVERSAL; 2-OBliquA; 3-ESPIRAL; 4-COMINUTIVA; 5-MÚLTIPLA (BIGHAM-SADEGH & ORYAN, 2015).	32
FIGURA 6 TIPOS E FONTES DE ENXERTOS ÓSSEOS. A-AUTOENXERTO; B-ALOENXERTO; C- XENOENXERTO; D- SUBSTITUTO SINTÉTICO DE ENXERTO ÓSSEO (ORYAN ET AL., 2014).	33
FIGURA 7 IMPLANTE ORTOPÉDICO PERMANENTE DE SUBSTITUIÇÃO TOTAL DA ANCA. A-CÚPULA ACETABULAR; B- REVESTIMENTO; C-CABEÇA FEMORAL; D-HASTE. IMAGEM ADAPTADA (JIN & CHU, 2019).	40
FIGURA 8 IMPLANTES ORTOPÉDICOS TEMPORÁRIOS. A-PLACAS; B-PARAFUSOS; C-PINOS; D-FIOS; E-PREGOS INTRAMEDULARES (JIN & CHU, 2019).	41
FIGURA 9 LOCALIZAÇÃO TROCÂNTER MAIOR. IMAGEM ADAPTADA (SBQ, 2020).	41
FIGURA 10 PLACA DE COMPRESSÃO ÓSSEA PARA FRATURA SUPERCABLE (VIRTUALEXP GROUP, N.D.).	42
FIGURA 11 PLACA PARA ARTRODESE CERVICAL MECTA-C SYSTEM (VIRTUALEXP GROUP, N.D.).	42
FIGURA 12 PLACA DE OSTEOTOMIA DE EXTENSÃO PLEO (VIRTUALEXP GROUP, N.D.).	43
FIGURA 13 CLASSIFICAÇÃO DAS ESTRUTURAS EM REDE. IMAGEM ADAPTADA (PARK ET AL., 2022).	45
FIGURA 14 ESTRUTURAS PERIÓDICAS COM DIFERENTES GEOMETRIAS DE CÉLULAS. A-CUBICAS; B-OCTAEDRAS TRUNCADAS; C- CUBICAS TRUNCADAS; D-ROMBICUBOCTAEDRO; E-CUBOCTAEDRO ROMBITRUNCADO (NOGUEIRA ET AL., 2023).	46
FIGURA 15 CÉLULAS BASEADAS EM DESENHO AUXILIADO POR COMPUTADOR (CAD). IMAGEM ADAPTADA (MAHMOUD & ELBESTAWI, 2017).	46
FIGURA 16 CÉLULAS BASEADAS EM SUPERFÍCIES IMPLÍCITAS. IMAGEM ADAPTADA (MAHMOUD & ELBESTAWI, 2017).	46
FIGURA 17 CÉLULAS BASEADAS EM OTIMIZAÇÃO TOPOLÓGICA. IMAGEM ADAPTADA (MAHMOUD & ELBESTAWI, 2017).	46
FIGURA 18 PROCESSO DE CONSTRUÇÃO DOS DIAGRAMAS DE VORONOI. A-INSERÇÃO DOS PONTOS; B-LIGAÇÃO DOS PONTOS; C-DETERMINAÇÃO DOS PONTOS MÉDIOS DAS LIGAÇÕES; D-DIAGRAMA VORONOI (ANGELUCCI & MOLLAIOLI, 2018).	47
FIGURA 19 PROCESSO DE FABRICO PASSO A PASSO EM FA. IMAGEM RETIRADA DE CHAUDHARY ET AL., 2023.	48
FIGURA 20 CATEGORIZAÇÃO DAS TECNOLOGIAS DE FABRICO ADITIVO. IMAGEM RETIRADA DE DILBEROGLU ET AL., 2017. ...	51
FIGURA 21 PROCESSO DE POLIMERIZAÇÃO DA RESINA. À ESQUERDA: RESINA NO ESTADO LÍQUIDO; À DIREITA: RESINA NO ESTADO CURADO/SÓLIDO APÓS APLICAÇÃO DE LUZ ULTRAVIOLETA (PAGAC ET AL., 2021).	51
FIGURA 22 CONFIGURAÇÕES DESENVOLVIDAS PARA REALIZAR A CURA DA GEOMETRIA 2D DO OBJETO PARA A SUPERFÍCIE DA RESINA. A-ABORDAGEM DE DIGITALIZAÇÃO VETORIAL OU PONTUAL; B-PROJEÇÃO DE MÁSCARA OU ABORDAGEM POR CAMADAS. IMAGEM ADAPTADA (DIEGEL ET AL., 2019).	52
FIGURA 23 CONFIGURAÇÕES DESENVOLVIDAS PARA REALIZAR A CURA DA GEOMETRIA 2D DO OBJETO PARA A SUPERFÍCIE DA RESINA. C) = ABORDAGEM COM DOIS FOTÕES. IMAGEM ADAPTADA (DIEGEL ET AL., 2019).	52
FIGURA 24 CATEGORIZAÇÃO DO PROCESSO DE POLIMERIZAÇÃO EM CURA EM RELAÇÃO A MÉTODOS DE CURA E TIPOS DE ESTRUTURAÇÕES EXISTENTES PARA AS TECNOLOGIAS. IMAGEM ADAPTADA (DAVOUDINEJAD, 2021).	53
FIGURA 25 SUPORTES IMPRESSOS COM O INTUITO DE EVITAR DEFORMAÇÕES DURANTE A IMPRESSÃO DAS PEÇAS. IMAGEM ADAPTADA (UNKOVSKIY ET AL., 2021).	54
FIGURA 26 ESQUEMA DO PROCESSO DE ESTEREOLITOGRAFIA: 1-PEÇA IMPRESSA, 2-RESINA FOTOSSENSÍVEL LIQUIDA, 3- PLATAFORMA DE IMPRESSÃO, 4-FONTE DO LASER ULTRAVIOLETA, 5-ESPELHO DIGITALIZADOR XY, 6-LASER ULTRAVIOLETA, 7- RESERVATÓRIO DE RESINA, 8-JANELA E 9-PLATAFORMA DE ELEVAÇÃO (PAGAC ET AL., 2021).	54
FIGURA 27 ESQUEMA SIMPLIFICADO DAS TECNOLOGIAS DE PROCESSAMENTO DIGITAL COM LUZ. 1- RESINA, 2-RESERVATÓRIO, 3-LUZ PROJETADA QUE SERÁ FILTRADA, 4-PROJETOR DE LUZ, 5-PLATAFORMA DE IMPRESSÃO CONECTADA A PLATAFORMA DE ELEVAÇÃO (TRUXOVA ET AL., 2020).	55
FIGURA 28 COMPONENTES DA RESINA FOTOSSENSÍVEL. IMAGEM ADAPTADA (SCHMIDLEITHNER ET AL., 2018).	56
FIGURA 29 ESQUEMA DE IMPRESSÃO UTILIZANDO RESINAS COM PREENCHIMENTO CERÂMICO. ADAPTADA POR AUTOR (SCHMIDLEITHNER ET AL., 2018).	57
FIGURA 30 FATORES E PARÂMETROS DE IMPRESSÃO QUE INFLUENCIAM AS CARATERÍSTICAS DE PEÇAS IMPRESSAS POR POLIMERIZAÇÃO EM CUBA (PANDZIC, 2021).	58

FIGURA 31 EFEITOS DA DIFERENÇA DE ALTURAS DE CAMADA EM RELAÇÃO AO MODELO 3D. A-MODELO 3D DA PEÇA A IMPRIMIR; B-DIVISÃO DO MODELO 3D EM CAMADAS COM 2H DE ALTURA; C-DIVISÃO DO MODELO 3D COM CAMADAS COM H DE ALTURA. IMAGEM ADAPTADA (QUAN ET AL., 2015).	58
FIGURA 32 ORIENTAÇÃO DE IMPRESSÃO. A-0°; B-45°; C-90°. IMAGEM ADAPTADA (AHMAD ET AL., 2020).	59
FIGURA 33 AMOSTRA VORONOI IMPRESSA COM SUPORTES.	60
FIGURA 34 ESQUEMA REMOÇÃO DA PEÇA EM VERÇA DA RESINA. 1-PLATAFORMA DE IMPRESSÃO; 2-PEÇA IMPRESSA EM ESTADO CRU; 3-RESERVATÓRIO DE RESINA; 4-FONTE DE LUZ. IMAGEM ADAPTADA (KOVALENKO ET AL., 2017).	61
FIGURA 35 LOGOTIPO DO SOFTWARE SOLIDWORKS.	66
FIGURA 36 LOGOTIPO DO SOFTWARE RHINOCEROS 3D.	66
FIGURA 37 LOGOTIPO DO SOFTWARE CHITUBOX.	67
FIGURA 38 LOGOTIPO DO SOFTWARE PREFORM.	67
FIGURA 39 LOGOTIPO DO SOFTWARE MINITAB 19.	67
FIGURA 40 LOGOTIPO DO SOFTWARE ORIGINLAB.	68
FIGURA 41 IMPRESSORAS SONIC MIGHTY 4K (LDPS); E FORMLABS 3L (INEGI).	68
FIGURA 42 IMPRESSORA ORIGINAL PRUSA I3 Mk3s (LDPS).	69
FIGURA 43 BALANÇA HLD 300 (LDPS); E BALANÇA METTLER H31AR (DEMec).	69
FIGURA 44 PAQUÍMETRO DIGITAL MITUTOYO ABSOLUTE SERIES 500 (LDPS).	70
FIGURA 45 EQUIPAMENTOS DE LIMPEZA: CREALITY UW-01 (LDPS); E FORMLABS FORMWASH L (INEGI).	70
FIGURA 46 TINA DE ULTRASSONS SOLTEC 1200 M S3 (DEMec).	70
FIGURA 47 CREALITY UW-01 (LDPS); FORMLABS FORMCURE L (INEGI).	71
FIGURA 48 MECMEZIN MULTITEST 2.5 - DV (LDPS); INSTRON 3387 (INEGI); INSTRON 8801(INEGI).	71
FIGURA 49 ESPECTRÓMETRO AGILENT CARY 630 FTIR (DEMec).	71
FIGURA 50 VISCOSÍMETRO SV-10 (DEMec).	72
FIGURA 51 TERMÓMETRO DE MERCÚRIO (DEMec).	72
FIGURA 52 MICROSCÓPIO OLYMPUS SZ-ET CONETADO AO COMPUTADOR (DEMec).	72
FIGURA 53 ESQUEMA RESUMO METODOLOGIA DE TRABALHO.	76
FIGURA 54 DIMENSÕES DOS PROVETES DE FLEXÃO EM MILÍMETROS DE ACORDO COM A NORMA ASTM D790.	78
FIGURA 55 VISUALIZAÇÃO DA ORIENTAÇÃO DOS PROVETES NO SOFTWARE CHITUBOX V1.8.1.	78
FIGURA 56 PROVETES IMPRESSOS COM RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY.	79
FIGURA 57 TANQUE COM SOLUÇÃO 96% IPA E MÁQUINA CREALITY UW-01.	80
FIGURA 58 PAINEL DA MÁQUINA CREALITY UW-01 CONFIGURADO PARA LAVAGEM.	80
FIGURA 59 PAINEL DA MÁQUINA CREALITY UW-01 CONFIGURADO PARA PÓS-CURA.	80
FIGURA 60 SUPORTE PARA OS PROVETES E DIMENSÕES.	81
FIGURA 61 PÓS-CURA DOS PROVETES UTILIZANDO O SUPORTE.	81
FIGURA 62 ESQUEMA DAS MEDIÇÕES EFETUADAS DOS PROVETES (COMPRIMENTO, LARGURA E ESPESSURA).	81
FIGURA 63 DEMONSTRAÇÃO DO POSICIONAMENTO E ORIENTAÇÃO NO SOFTWARE PREFORM DAS AMOSTRAS A SEREM IMPRESSAS.	84
FIGURA 64 INTERIOR E EXTERIOR DA MÁQUINA FORMLABS FORMWASH L.	84
FIGURA 65 MÁQUINA DE LIMPEZA CREALITY UW-01.	84
FIGURA 66 FORMULA DE MODELAÇÃO DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POPULATE 3D WEAVERBIRD.	86
FIGURA 67 SECÇÃO DA FÓRMULA QUE CORRESPONDE À MODELAÇÃO DO CUBO INICIAL UTILIZANDO A FUNÇÃO CENTER BOX.	87
FIGURA 68 PRÉ-VISUALIZAÇÃO NO SOFTWARE RHINOCEROS DA BOX CRIADA NA 1º PARTE DA FÓRMULA.	87
FIGURA 69 SECÇÃO DA FÓRMULA QUE CORRESPONDE À INSERÇÃO DE PONTOS NO INTERIOR DO VOLUME UTILIZANDO A FUNÇÃO POPULATE 3D.	87
FIGURA 70 PRÉ-VISUALIZAÇÃO NO SOFTWARE RHINOCEROS DOS PONTOS INSERIDOS NO 2º PASSO DA FÓRMULA.	88
FIGURA 71 SECÇÃO DA FÓRMULA QUE CORRESPONDE À CRIAÇÃO DAS CÉLULAS VORONOI.	88
FIGURA 72 PRÉ-VISUALIZAÇÃO NO SOFTWARE RHINOCEROS DA CRIAÇÃO DAS CÉLULAS VORONOI NA 3ª PARTE DA FÓRMULA.	88
FIGURA 73 SECÇÃO DA FÓRMULA QUE CORRESPONDE À EXTRAÇÃO DAS ARESTAS DAS CÉLULAS VORONOI.	88
FIGURA 74 PRÉ-VISUALIZAÇÃO NO SOFTWARE RHINOCEROS DA EXTRAÇÃO DAS ARESTAS DAS CÉLULAS VORONOI.	89
FIGURA 75 SECÇÃO DA FÓRMULA QUE CORRESPONDE À CRIAÇÃO DAS MOLDURAS E DA APLICAÇÃO DE ESPESSURA.	89
FIGURA 76 PRÉ-VISUALIZAÇÃO NO SOFTWARE RHINOCEROS DAS MOLDURAS DESENVOLVIDAS.	89
FIGURA 77 PRÉ-VISUALIZAÇÃO NO SOFTWARE RHINOCEROS DAS MOLDURAS DESENVOLVIDAS COM ESPESSURA.	89
FIGURA 78 SECÇÃO DA FÓRMULA QUE CORRESPONDE À SUAVIZAÇÃO DA ESTRUTURA DESENVOLVIDA.	90
FIGURA 79 AMOSTRA FINAL DESENVOLVIDA TIPO ESTOCÁSTICAS VORONOI POPULATE 3D WEAVERBIRD.	90
FIGURA 80 FORMULA DE MODELAÇÃO DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POPULATE GEOMETRY WEAVERBIRD.	90

FIGURA 81 SECÇÃO DA FÓRMULA ONDE SE ALTERA A FUNÇÃO POP. 3D PARA A POPULATE GEOMETRY.	91
FIGURA 82 PRÉ-VISUALIZAÇÃO NO SOFTWARE RHINOCEROS DA CRIAÇÃO DAS CÉLULAS VORONOI E DA INSERÇÃO DOS PONTOS COM A FUNÇÃO POPULATE GEOMETRY.	91
FIGURA 83 PRÉ-VISUALIZAÇÃO NO SOFTWARE RHINOCEROS DO EFEITO DA APLICAÇÃO DA FUNÇÃO POPULATE GEOMETRY NAS CÉLULAS DA ESTRUTURA A SER DESENVOLVIDA.	91
FIGURA 84 AMOSTRA FINAL DESENVOLVIDA TIPO ESTOCÁSTICAS VORONOI POPULATE GEOMETRY WEAVERBIRD.....	92
FIGURA 85 FORMULA DE MODELAÇÃO DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POPULATE 3D DENDRO.	92
FIGURA 86 SECÇÃO DA FÓRMULA ONDE SE ALTERA AS FUNÇÕES WEAVERBIRD'S PARA AS DENDRO.....	92
FIGURA 87 SECÇÃO DA FÓRMULA QUE CORRESPONDE À (3).	93
FIGURA 88 AMOSTRA FINAL DESENVOLVIDA TIPO ESTOCÁSTICAS VORONOI POPULATE 3D DENDRO.	93
FIGURA 89 FORMULA DE MODELAÇÃO DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POPULATE GEOMETRY DENDRO.....	93
FIGURA 90 AMOSTRA FINAL DESENVOLVIDA TIPO ESTOCÁSTICAS VORONOI POPULATE GEOMETRY DENDRO.....	93
FIGURA 91 FORMULA DE MODELAÇÃO DAS AMOSTRAS PERIÓDICAS COM CÉLULA CÚBICA.	94
FIGURA 92 COMPOSIÇÃO DE UMA CÉLULA CUBICA: (A) DIMENSÃO MÁXIMO DO PORO; (B) ESPESSURA; (C) DIMENSÃO DA CÉLULA.	94
FIGURA 93 SECÇÃO DA FÓRMULA DE MODELAÇÃO QUE OBTÉM A MEDIDA DO TAMANHO DA CÉLULA E PRODUZ O CUBO QUE REPRESENTA O VOLUME TOTAL DA CÉLULA CUBICA.....	95
FIGURA 94 CUBO QUE REPRESENTA O VOLUME TOTAL DA CÉLULA CUBICA.	95
FIGURA 95 SECÇÃO DA FÓRMULA DE MODELAÇÃO ONDE SE PRODUZ OS PARALELEPÍPEDOS.	95
FIGURA 96 SECÇÃO DA FÓRMULA DE MODELAÇÃO QUE DESENVOLVE OS PARALELEPÍPEDOS, QUE SE ENCONTRA COMPRIMIDA DENTRO DO CLUSTER “EXTRUSÕES CORTANTES PERFIS QUADRANGULARES”.	96
FIGURA 97 SECÇÃO DA FÓRMULA DE MODELAÇÃO ONDE SE EFETUA OS FUROS NO CUBO, FORMANDO A CÉLULA CUBICA.....	96
FIGURA 98 CÉLULA CUBICA DESENVOLVIDA PELA FÓRMULA.....	97
FIGURA 99 INSERÇÃO DE CÉLULA CUBICA NO VOLUME A PREENCHER.	97
FIGURA 100 SECÇÃO DA FÓRMULA QUE FORNECE DE MODO AUTOMÁTICO O NÚMERO DE REPETIÇÕES A REALIZAR.....	98
FIGURA 101 ESTRUTURA FINAL DESENVOLVIDA.	98
FIGURA 102 GEOMETRIA CUBICA (DIMENSÕES EM MM) ONDE SERÃO INSERIDAS AS ESTRUTURAS POROSAS.	99
FIGURA 103 ORIENTAÇÃO DAS AMOSTRAS CUBICAS POROSAS NO SOFTWARE CHITUBOX V1.8.1.	99
FIGURA 104 AMOSTRA IMPRESSA EM RESINA FORMLABS CLEAR V4 COM POROS PREENCHIDOS.	100
FIGURA 105 AMOSTRAS NA CAIXA DE CARTÃO REVESTIDA COM PAPEL ABSORVENTE E COM UM SACO DE SÍLICA.....	100
FIGURA 106 LAVAGEM DAS AMOSTRAS POR ULTRASSONS NA TINA SOLTEC 1200 M S3 NUM RECIPIENTE COM CONCENTRAÇÃO DE 96% DE ÁLCOOL ISOPROPÍLICO.	101
FIGURA 107 PONTOS DE MEDIÇÃO NOS TRÊS EIXOS DAS AMOSTRAS.	101
FIGURA 108 AMOSTRAS POROSAS APÓS REMOÇÃO DOS SUPORTES.	101
FIGURA 109 MEDIÇÃO DO TAMANHO DE PORO UTILIZANDO O MICROSCÓPIO SZ-ET.	102
FIGURA 110 AMOSTRAS DAS ESTRUTURAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD.....	103
FIGURA 111 AMOSTRAS DAS ESTRUTURAS IMPRESSAS DO TIPO ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D DENDRO.....	104
FIGURA 112 AMOSTRAS DAS ESTRUTURAS IMPRESSAS DO TIPO ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO.	105
FIGURA 113 AMOSTRAS DAS ESTRUTURAS PERIÓDICAS COM POROS PREENCHIDOS.	105
FIGURA 114 TESTE TUKEY DAS AMOSTRAS DA RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY: MÉDIA DAS TENSÕES MÁXIMAS E DOS MÓDULOS DE ELASTICIDADE DE ACORDO COM OS DIFERENTES TEMPOS DE PÓS-CURA.....	109
FIGURA 115 MÉDIA DAS TENSÕES MÁXIMAS E DOS MÓDULOS DE ELASTICIDADE DAS AMOSTRAS EM RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY DE ACORDO COM OS DIFERENTES TEMPOS DE LIMPEZA.....	110
FIGURA 116 PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY: CURVAS DE ANÁLISE FTIR.	111
FIGURA 117 VARIAÇÃO DA VISCOSIDADE DA RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY, EM FUNÇÃO DA TEMPERATURA.	113
FIGURA 118 TESTE SCOTT-KNOTT DAS AMOSTRAS DA RESINA FORMLABS CLEAR V4: MÉDIA DAS TENSÕES MÁXIMAS E DOS MÓDULOS DE ELASTICIDADE DE ACORDO COM OS DIFERENTES TEMPOS DE PÓS-CURA.....	114
FIGURA 119 TESTE SCOTT-KNOTT DAS AMOSTRAS DA RESINA FORMLABS CLEAR V4: MÉDIA DAS TENSÕES MÁXIMAS E DOS MÓDULOS DE ELASTICIDADE DE ACORDO COM DIFERENTES ORIENTAÇÕES.....	115
FIGURA 120 TESTE SCOTT-KNOTT DAS AMOSTRAS DA RESINA FORMLABS CLEAR V4 NA MÁQUINA FORMWASH L: MÉDIA DAS TENSÕES MÁXIMAS E DOS MÓDULOS DE ELASTICIDADE DE ACORDO COM OS TEMPOS DE LIMPEZA.	116
FIGURA 121 TESTE SCOTT-KNOTT DAS AMOSTRAS DA RESINA FORMLABS CLEAR V4 NA MÁQUINA CREALITY UW-01: MÉDIA DAS TENSÕES MÁXIMAS E DOS MÓDULOS DE ELASTICIDADE DE ACORDO COM TEMPOS DE LIMPEZA.....	117
FIGURA 122 FORMLABS CLEAR V4: CURVAS DE ANÁLISE FTIR.....	118
FIGURA 123 VARIAÇÃO DA VISCOSIDADE DA RESINA FORMLABS CLEAR V4, EM FUNÇÃO DA TEMPERATURA.....	119
FIGURA 124 GRÁFICO DO ORIGINLAB COM LINHA PARALELA PARA OBTEN TENSÃO DE CEDÊNCIA.....	121

FIGURA 125 VALORES MÉDIA DA MASSA DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD EM FUNÇÃO DE CADA ETAPA DO PROCESSO DE LIMPEZA.	122
FIGURA 126 GRÁFICO REPRESENTATIVO DO AUMENTO DA MASSA DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	123
FIGURA 127 GRÁFICO REPRESENTATIVO DA DIMINUIÇÃO DO TAMANHO DOS POROS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	123
FIGURA 128 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DE POROSIDADE DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD, SEGUNDO DOIS MÉTODOS.	124
FIGURA 129 GRÁFICO REPRESENTATIVO DO AUMENTO DA TENSÃO DE CEDÊNCIA DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	125
FIGURA 130 GRÁFICO REPRESENTATIVO DO AUMENTO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	126
FIGURA 131 VALORES MÉDIA DA MASSA DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D DENDRO EM FUNÇÃO DE CADA ETAPA DO PROCESSO DE LIMPEZA.	127
FIGURA 132 GRÁFICO REPRESENTATIVO DO AUMENTO DA MASSA DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D DENDRO EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	128
FIGURA 133 GRÁFICO REPRESENTATIVO DA DIMINUIÇÃO DO TAMANHO DOS POROS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D DENDRO EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	128
FIGURA 134 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DE POROSIDADE DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D DENDRO, SEGUNDO DOIS MÉTODOS.	129
FIGURA 135 GRÁFICO REPRESENTATIVO DO AUMENTO DA TENSÃO DE CEDÊNCIA DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D DENDRO EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	130
FIGURA 136 GRÁFICO REPRESENTATIVO DO AUMENTO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D DENDRO EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	131
FIGURA 137 VALORES MÉDIA DA MASSA DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO EM FUNÇÃO DE CADA ETAPA DO PROCESSO DE LIMPEZA.	132
FIGURA 138 GRÁFICO REPRESENTATIVO DO AUMENTO DA MASSA DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	133
FIGURA 139 GRÁFICO REPRESENTATIVO DA DIMINUIÇÃO DO TAMANHO DOS POROS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	133
FIGURA 140 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DE POROSIDADE DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D GEOMETRY, SEGUNDO DOIS MÉTODOS.	135
FIGURA 141 GRÁFICO REPRESENTATIVO DO AUMENTO DA TENSÃO DE CEDÊNCIA DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	135
FIGURA 142 GRÁFICO REPRESENTATIVO DO AUMENTO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO EM FUNÇÃO DO AUMENTO DO NÚMERO DE PONTOS.	136
FIGURA 143 FÓRMULA DE MODELAÇÃO QUE POSSIBILITA A IMPLEMENTAÇÃO DAS ESTRUTURAS POROSAS EM GEOMETRIAS COMPLEXAS.	138
FIGURA 144 SEÇÃO DA PRIMEIRA PARTE DA FÓRMULA DE IMPLEMENTAÇÃO. CRIAÇÃO DA CAIXA QUE ENVOLVE O OBJETO A SER CONVERTIDO, SUA CONSEQUENTE ESCALA E EXTRAÇÃO DO VALOR DO VOLUME.	138
FIGURA 145 SEÇÃO DA SEGUNDA PARTE DA FÓRMULA DE IMPLEMENTAÇÃO. MODELAÇÃO DA RÉPLICA COM DIMENSÕES INFERIORES À ORIGINAL.	139
FIGURA 146 MODELO ORIGINAL DA PEÇA A CONVERTER E A VERMELHO, A RÉPLICA DESENVOLVIDA PELO SEGUNDO PASSO.	139
FIGURA 147 SEÇÃO DA TERCEIRA PARTE DA FÓRMULA DE IMPLEMENTAÇÃO. CRIAÇÃO DAS CÉLULAS VORONOI E CONSEQUENTE FILTRAGEM E CORTE DA GEOMETRIA E POSIÇÃO DESTAS.	139
FIGURA 148 SEÇÃO DA QUARTA PARTE DA FÓRMULA DE IMPLEMENTAÇÃO. EXTRAÇÃO DAS ARESTAS DAS CÉLULAS FILTRADAS E CORTADAS E POSTERIOR FORNECIMENTO DE ESPESSURA.	140
FIGURA 149 GEOMETRIA ANTES E DEPOIS DA IMPLEMENTAÇÃO DAS ESTRUTURAS POROSAS.	140
FIGURA 150 TABELA EXEMPLO DO FICHEIRO EXCEL, QUE EFETUA O CÁLCULO AUTOMÁTICO PARA OBTEN O NÚMERO DE PONTOS EQUIVALENTES PARA SER POSSÍVEL OBTEN OS CUBOS DE 0,4 MM DE ESPESSURA.	140
FIGURA 151 MODELOS 3D EXTRAÍDOS DA INTERNET DE PLACAS ORTOPÉDICAS DENSAS PARA SEREM CONVERTIDAS EM PLACAS POROSAS.	141
FIGURA 152 MODELOS 3D EXTRAÍDOS DA INTERNET DE PLACAS ORTOPÉDICAS CONVERTIDOS EM POROSOS TENDO UM CUBO ESTOCÁSTICO VORONOI 3D DENDRO 4000 PONTOS 0,4 DE ESPESSURA COMO BASE.	141
FIGURA 153 FRATURA SIMULADA NUM MODELO 3D DE UM FÊMUR.	144
FIGURA 154 CORTES EM BAIXO DA PLACA LC-DCP NA ZONA DE CONTACTO COM O OSSO (TECHNIQUE, N.D.).	145
FIGURA 155 PARALELEPÍPEDO BASE PARA A PLACA LC-DCP A DESENHAR.	145

FIGURA 156 PLACA LC-DCP COM OS FUROS MODELADOS.....	145
FIGURA 157 PLACA LC-DCP MODELADA COM RASGOS NA SUPERFÍCIE DE CONTACTO COM O OSSO.	146
FIGURA 158 PLACA LC-DCP FINAL.	146
FIGURA 159 PLACA LC-DCP POROSA; VORONOI POP. GEOMETRY E POP.3D DENDRO, RESPECTIVAMENTE.	146

Índice de Tabelas

TABELA 1 COMPARAÇÃO ENTRE PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS OSSOS CORTICAIS E TRABECULARES (HENKEL ET AL., 2013).	31
TABELA 2 TABELA RESUMO DAS CARACTERÍSTICAS A CONSIDERAR DURANTE O DESENVOLVIMENTO DE SCAFFOLDS (PEREIRA ET AL., 2020).	36
TABELA 3 MATERIAIS E LIGAS METÁLICAS UTILIZADAS EM IMPLANTES NA ÁREA MÉDICA E SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS (ANUSAVICE, 2003; DURACCIO ET AL., 2015; GENG ET AL., 2001; KAYABASI ET AL., 2006; MURUGAN & RAMAKRISHNA, 2005; NIINOMI ET AL., 1998; STAIGER ET AL., 2006).	37
TABELA 4 MATERIAIS POLIMÉRICOS UTILIZADOS EM IMPLANTES NA ÁREA MÉDICA E SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS (CAMERON & KAMVARI-MOGHADDAM, 2008; ESHRAGHI & DAS, 2010; FARAH ET AL., 2016; L. JIANG & ZHANG, N.D.; KHOLIL ET AL., 2022).	38
TABELA 5 MATERIAIS CERÂMICOS UTILIZADOS EM IMPLANTES NA ÁREA MÉDICA E SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS (ANUSAVICE, 2003; CHEVALIER & GREMILLARD, 2011; MADFA ET AL., 2014; MURUGAN & RAMAKRISHNA, 2005).	39
TABELA 6 ESPECIFICAÇÕES DOS FABRICANTES DAS IMPRESSORAS "PHROZEN SONIC MIGHTY 4K" E "FORMLABS 3L" (PHROZEN TECHNOLOGY, 2023), (FORMLABS, 2023).	68
TABELA 7 ESPECIFICAÇÕES DA BALANÇA HLD 300.	69
TABELA 8 COMPOSIÇÃO QUÍMICA DA RESINA PRHOZEN ABS-LIKE MATTE GREY.	73
TABELA 9 PROPRIEDADES DA RESINA PRHOZEN ABS-LIKE MATTE GREY.	73
TABELA 10 COMPOSIÇÃO QUÍMICA DA RESINA FORMLABS CLEAR V4.	73
TABELA 11 PROPRIEDADES DA RESINA FORMLABS CLEAR V4.	74
TABELA 12 CONJUNTO DE PARÂMETROS ANALISADOS PARA DETERMINAR OS EFEITOS DOS DIFERENTES TEMPOS DE LIMPEZA E DE PÓS-CURA NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS AMOSTRAS IMPRESSAS.	77
TABELA 13 PARÂMETROS DE IMPRESSÃO RECOMENDADOS PARA A RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY.	78
TABELA 14 CONJUNTO DE PARÂMETROS ANALISADOS PARA DETERMINAR OS EFEITOS DOS DIFERENTES TEMPOS DE LIMPEZA E DE PÓS-CURA NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS AMOSTRAS IMPRESSAS.	83
TABELA 15 AMOSTRAS DAS ESTRUTURAS IMPRESSAS DO TIPO ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD.	103
TABELA 16 AMOSTRAS DAS ESTRUTURAS IMPRESSAS DO TIPO ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D DENDRO.	104
TABELA 17 AMOSTRAS IMPRESSAS DO TIPO ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO.	105
TABELA 18 VALORES MÉDIOS DE TENSÃO MÁXIMA E DO MÓDULO DE ELASTICIDADE À FLEXÃO DOS PROVETES EM RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY, VARIANDO O TEMPO DE PÓS-CURA.	108
TABELA 19 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE PÓS-CURA NA TENSÃO MÁXIMA DE PROVETES IMPRESSOS NA RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY TESTADOS EM FLEXÃO (A = 95%).	108
TABELA 20 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE PÓS-CURA NO MÓDULO DE ELASTICIDADE DE PROVETES IMPRESSOS NA RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY TESTADOS EM FLEXÃO (A = 95%).	108
TABELA 21 VALORES MÉDIOS DE TENSÃO MÁXIMA E DE MÓDULO DE ELASTICIDADE À FLEXÃO DOS PROVETES EM RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY VARIANDO O TEMPO DE LIMPEZA.	110
TABELA 22 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE LIMPEZA NA TENSÃO MÁXIMA DE PROVETES IMPRESSOS NA RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY. (A = 95%)	110
TABELA 23 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE PÓS-CURA NO MÓDULO DE ELASTICIDADE DOS PROVETES IMPRESSOS NA RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY. (A = 95%)	110
TABELA 24 PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY: RESULTADOS DA ANÁLISE FTIR POR REGIÕES DELIMITADAS NAS CURVAS.	111
TABELA 25 VALOR DE VISCOSIDADE À TEMPERATURA AMBIENTE DA RESINA PHROZEN ABS-LIKE MATTE GREY.	112
TABELA 26 VALORES MÉDIOS DE TENSÃO MÁXIMA E DE MÓDULO DE ELASTICIDADE À FLEXÃO DOS PROVETES EM RESINA FORMLABS CLEAR V4, VARIANDO O TEMPO DE PÓS-CURA E AS ORIENTAÇÕES EM QUE FORAM IMPRESSOS.	113
TABELA 27 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE PÓS-CURA E DAS DIFERENTES ORIENTAÇÕES NA TENSÃO MÁXIMA DE PROVETES IMPRESSOS NA RESINA FORMLABS CLEAR V4, TESTADOS À FLEXÃO (A = 95%).	114
TABELA 28 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE PÓS-CURA E DAS DIFERENTES ORIENTAÇÕES NO MÓDULO DE ELASTICIDADE DE PROVETES IMPRESSOS NA RESINA FORMLABS CLEAR V4, TESTADOS À FLEXÃO. (A = 95%)	114
TABELA 29 VALORES MÉDIOS DE TENSÃO MÁXIMA E DE MÓDULO DE ELASTICIDADE À FLEXÃO DOS PROVETES EM RESINA FORMLABS CLEAR V4 VARIANDO O TEMPO DE LIMPEZA NA MÁQUINA FORMWASH L.	115
TABELA 30 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE LIMPEZA NA TENSÃO MÁXIMA DE PROVETES IMPRESSOS NA RESINA FORMLABS CLEAR V4 NA MÁQUINA FORMWASH L. (A = 95%).	115

TABELA 31 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE LIMPEZA NO MÓDULO DE ELASTICIDADE DE PROVETES IMPRESSOS NA RESINA FORMLABS CLEAR V4 NA MÁQUINA FORMWASH L. (A = 95%).	116
TABELA 32 VALORES MÉDIOS DE TENSÃO MÁXIMA E DE MÓDULO DE ELASTICIDADE À FLEXÃO DOS PROVETES EM RESINA FORMLABS CLEAR V4 VARIANDO O TEMPO DE LIMPEZA NA MÁQUINA CREALITY UW-01.	117
TABELA 33 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE LIMPEZA NA TENSÃO MÁXIMA DE PROVETES IMPRESSOS NA RESINA FORMLABS CLEAR V4 NA MÁQUINA CREALITY UW-01. (A = 95%).	117
TABELA 34 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE VARIÂNCIA (ANOVA) DOS EFEITOS DO TEMPO DE LIMPEZA NO MÓDULO DE ELASTICIDADE DE PROVETES IMPRESSOS NA RESINA FORMLABS CLEAR V4 NA MÁQUINA CREALITY UW-01. (A = 95%).	117
TABELA 35 FORMLABS CLEAR V4: RESULTADOS DA ANÁLISE FTIR POR REGIÕES DELIMITADAS NAS CURVAS.	119
TABELA 36 VALOR DE VISCOSIDADE À TEMPERATURA AMBIENTE DA RESINA FORMLABS CLEAR V4.	119
TABELA 37 MASSA, POROSIDADE, MÓDULO DE ELASTICIDADE E TENSÃO DE CEDÊNCIA DAS AMOSTRAS DENSAS.	121
TABELA 38 VALORES MÉDIOS DAS MASSAS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP.3D WEAVERBIRD EM CADA ETAPA DO PROCESSO DE LIMPEZA.	122
TABELA 39 MEDIÇÃO MÉDIAS DAS MASSAS FINAIS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD.	122
TABELA 40 MEDIÇÃO DO TAMANHO DOS POROS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP.3D WEAVERBIRD.	123
TABELA 41 MEDIÇÃO DAS POROSIDADES PELO MÉTODO DE ARQUIMEDES DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP.3D WEAVERBIRD.	124
TABELA 42 MEDIÇÃO DAS POROSIDADES ATRAVÉS DE CÁLCULOS TEÓRICOS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP.3D WEAVERBIRD.	124
TABELA 43 VALORES MÉDIOS DAS TENSÕES DE CEDÊNCIA E DOS MÓDULOS DE ELASTICIDADE DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D WEAVERBIRD.	125
TABELA 44 VALORES MÉDIOS DAS MASSAS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP.3D DENDRO EM CADA ETAPA DO PROCESSO DE LIMPEZA.	126
TABELA 45 MEDIÇÃO DAS MASSAS DAS MASSAS FINAIS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP.3D DENDRO.	127
TABELA 46 MEDIÇÃO DO TAMANHO DOS POROS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP.3D DENDRO.	128
TABELA 47 MEDIÇÃO DAS POROSIDADES PELO MÉTODO DE ARQUIMEDES DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP.3D DENDRO.	129
TABELA 48 MEDIÇÃO DAS POROSIDADES ATRAVÉS DE CÁLCULOS TEÓRICOS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP.3D DENDRO.	129
TABELA 49 VALORES TENSÃO DE CEDÊNCIA E MÓDULO DE ELASTICIDADE DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. 3D DENDRO.	130
TABELA 50 VALORES MÉDIOS DAS MASSAS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO EM CADA ETAPA DO PROCESSO DE LIMPEZA.	131
TABELA 51 MEDIÇÃO DAS MASSAS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO.	132
TABELA 52 MEDIÇÃO DO TAMANHO DOS POROS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO.	133
TABELA 53 MEDIÇÃO DAS POROSIDADES PELO MÉTODO DE ARQUIMEDES DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO.	134
TABELA 54 MEDIÇÃO DAS POROSIDADES ATRAVÉS DE CÁLCULOS TEÓRICOS DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO.	134
TABELA 55 VALORES TENSÃO DE CEDÊNCIA E MÓDULO DE ELASTICIDADE DAS AMOSTRAS ESTOCÁSTICAS VORONOI POP. GEOMETRY DENDRO.	135
TABELA 56 DIMENSÕES PLACAS ORTOPÉDICAS LC-DCP (MOLINE RUEDA, 2018).	144

Acrónimos e Símbolos

°C = Graus Celsius

μm = micrón

A = Área

ANOVA = Análise de variação;

ASTM = Sociedade Americana de Ensaio e Materiais

CAD = Desenho assistido por computador

cm = centímetros

DEMec = Laboratório de Materialografia do Departamento de Engenharia Mecânica

DLP = Processamento Digital por luz

DMA = Análise mecânica dinâmica

F = Força

FA = Fabrico Aditivo

FCT = Fundação para a Ciência e Tecnologia

FEUP = Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

FTIR = Espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier

g = gramas

GL = Graus de Liberdade

GPa = Giga pascal

INEGI = Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial

IPA = Álcool Isopropílico

kN = kilo Newtons

L = altura inicial da amostra

LDPS = Laboratório de desenvolvimento de produtos e serviços

m = metro

Mf = Peso final da amostra porosa sem suportes

Mi = Massa imersa

min = minutos

Mm = Massa molhada
mm = milímetros
MPa = Mega pascal
MQ = Média dos Quadrados
Ms = Massa seca
N = Newton
nm = nanómetros
Np = Número de pontos
Nt = número de pontos da peça onde será implementada a estrutura
NURBS = Spline de base racional não uniforme
PA = Porosidade Aparente
PCL = policaprolactona
PGA = Ácido poli glicólico
PLA = Ácido poli láctico
pt = Densidade teórica do material puro
s = segundos
SLA = Esteolitografia
SLM = Fusão seletiva por laser
SQ = Soma dos Quadrados
STL = Formato de arquivo comumente usado para impressão 3D
Tc = Temperatura de Cristalização
Tf = Temperatura de Fusão
Tg = Temperatura de transição vitrea
TMC = Carbonato de trimetileno
UV = Ultravioleta
Vf = Volume aparente da amostra porosa
 ΔL = Valor da deslocação
 ϵ = Deformação
 σ = Tensão

CAPITULO 1

INTRODUÇÃO

1 Introdução

1.1 Contextualização

A área do *design* de estruturas ósseas e de implantes que promovam a regeneração tem passado nos últimos anos, por um grande crescimento, devido a inovações que têm surgido em áreas como fabrico aditivo, engenharia dos tecidos e ciências dos materiais. As estruturas ósseas têm sido desenhadas com o intuito de promover a regeneração e o crescimento de novos tecidos ósseos. Ocorrendo grandes avanços na fabrico aditivo, obstáculos que existiam para a produção de componentes desenvolvidos por Design Generativo começam a ser ultrapassados, podendo este ser mais utilizado com o intuito de produzir soluções mais eficientes e personalizadas para um determinado problema a uma velocidade mais rápida, fornecendo um grande apoio ao designer, realizando simulações e providenciando várias soluções para um mesmo problema.

Como já mencionado o fabrico aditivo tem passado por grandes inovações, sendo que estas consistem numa das ferramentas mais poderosas uma vez que permitem o *design* e o fabrico de geometrias mais complexas, com grande qualidade permitindo obter altas porosidades, possibilitando o desenvolvimento de estruturas ósseas personalizadas e que melhor preencham os requisitos únicos de cada paciente.

O propósito desta Tese é estudar o *design* de estruturas porosas para serem implementadas em implantes, comparando o efeito da aplicação destas nas propriedades mecânicas.

1.2 Projeto GradImp e Motivação da Dissertação

Este estudo foi suportado pela Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT), no contexto do projeto PTDC/CTM-CTM/3354/2021 “Biodegradable implants in porous iron obtained by additive manufacturing”, que corresponde a uma parceria entre a Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, o Instituto Superior Técnico, o Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial e o Instituto Politécnico de Setúbal. Este projeto tem o objetivo principal de realizar o desenvolvimento de um novo conceito de implantes temporários biodegradáveis através da implementação de estruturas em rede, estes serão depois produzidos em ferro puro utilizando a técnica de fabrico aditivo SLM (Fusão seletiva por laser). Pretende-se que estes novos implantes combinem uma taxa de degradação melhorada, comportamento mecânico e biocompatibilidade em comparação com os implantes compactos tradicionais. É utilizada esta técnica de fabrico aditivo pelo facto de permitir o fabrico de estruturas complexas com elevada precisão.

Para ser possível fabricar estruturas ósseas otimizadas através da tecnologia SLM, é necessário compreender cada uma das diferentes fases desse processo de fabrico, os vários parâmetros de processamento e de pós-processamento e também como as próprias geometrias das células influenciam as propriedades mecânicas. Foi então necessário realizar um estudo dos efeitos de cada uma das variáveis de processamento e de cada tipo de estrutura lattice a ser implementada.

Devido á indisponibilidade do equipamento de fabrico aditivo SLM e ao facto da produção através da técnica apresentar um elevado tempo de produção e custo de fabrico, foi utilizado um processo de impressão 3D do tipo Polimerização em Cuba durante o desenvolvimento, teste e análise das estruturas em rede que fornecerão o efeito poroso aos implantes.

1.3 Objetivo da Proposta

O principal objetivo desta dissertação de mestrado é o desenvolvimento, utilizando o *software* Rhinoceros3D, estudo e comparação de diversas estruturas porosas para serem impressas, numa primeira fase, utilizando a tecnologia de Processamento Digital por Luz (DLP), sendo estudado os efeitos nas propriedades mecânicas provocados pelas variações dos parâmetros de modelação a serem identificados. Só após as estruturas se apresentarem definidas é que passará a realizar as impressões em SLM, com o intuito de evitar desperdícios de material.

Pretende-se definir um procedimento para a fabricação, tanto das estruturas como dos implantes porosos e analisar a capacidade e parâmetros importantes que poderão impactar na produção utilizando tanto a tecnologia de DLP como de SLM. Adicionalmente será também realizada a caracterização dos materiais, tanto da resina dos protótipos das estruturas porosas como também do material metálico.

Este trabalho irá produzir conhecimentos dos efeitos da aplicação de estruturas porosas nas propriedades mecânicas, a existência entre alguma relação entre a modificação dos parâmetros de modelação das estruturas porosas e os efeitos provocados e a capacidade de sustentar a regeneração óssea, contribuindo para o desenvolvimento de implantes porosos de ferro otimizados.

Para o desenvolvimento desta tese de mestrado desenvolveram-se os seguintes objetivos:

- Seleção das resinas e impressoras, realizando a impressão de amostras;
- Estudo dos parâmetros de impressão: seleção de diferentes orientações, tempos de limpeza e tempos de pós-cura;
- Ensaio mecânicos nas amostras (flexão, FTIR, viscosidade) com o objetivo de obter o conjunto de parâmetros de impressão que permitem obter as melhores propriedades mecânicas (orientação, tempo de limpeza, tempo de pós-cura, entre outros);
- Desenvolvimento das fórmulas de modelação, com o *software* Rhinoceros, para os diferentes tipos de estruturas a serem estudadas;
- Impressão das estruturas porosas em resina utilizando os parâmetros de impressão, limpeza e pós-cura definidos anteriormente;
- Impressão em resina de várias amostras de estruturas porosas desenvolvidas variando apenas os parâmetros de modelação;
- Análise e comparação das várias amostras porosas, através de testes de compressão e de porosidade por Arquimedes;

1.4 Estrutura da Dissertação

Esta dissertação foi estruturada em 8 capítulos, sendo estes: a Introdução; a Revisão da Literatura; o Desenvolvimento; Análise e discussão dos resultados; Implementação das estruturas; Design Placa LC-DCP para fémur; e Conclusões e Trabalhos futuros.

- Na **Introdução** explicou-se o porque do desenvolvimento de estruturas porosas ter-se tornado possível de estudar nos dias de hoje, e estabeleceu-se a motivação, o objetivo principal e o projeto a qual esta dissertação se encontra associado. São ainda identificados os restantes objetivos que orientaram o todo o desenvolvimento deste estudo.
- Na **Revisão de Literatura** foi realizada a recolha de informação sobre os ossos, as suas propriedades mecânicas, os esforços que estes têm que aguentar e as fraturas que surgem quando estes sofrem danos e/ ou não aguentam os tais esforços, tendo-se ainda analisado os métodos utilizados para tratar esses danos e as suas características e potencialidades. Para além destas temáticas, também se estudou a abordagem de Design Generativo utilizada, as suas capacidades e papel no desenvolvimento de estruturas em rede e os vários tipos de estruturas existentes. Também se estudou os processos de fabrico e suas características, parâmetros e materiais, que

poderiam ser importantes para a produção das estruturas a serem estudadas e recolheu-se informações sobre os ensaios e análises a realizar nas estruturas.

- O **Desenvolvimento** foi dividido em duas fases, sendo que na primeira elaborou-se as fórmulas de modelação que permitissem o desenvolvimento de um modo eficiente das estruturas e realizou-se a caracterização dos materiais com o propósito de validar parâmetros de impressão e de pós-processamento e obter conhecimentos sobre o processo prático de impressão e os limites existentes. Na segunda fase, tendo já as resinas caracterizadas e os processos de fabrico estudados, realizou-se a impressão de várias configurações de três tipos de estruturas porosas. Estas após, impressão, e consequente pós-processamento foram testadas e analisadas.
- Tendo-se durante o desenvolvimento realizado a caracterização das resinas e os testes às estruturas dando origem a dados sobre as configurações de cada tipo. No capítulo **Análise e discussão dos resultados**, tal como o nome indica realizou-se o processamento, análise e comparação desses dados tendo-se percebido os efeitos nas propriedades da implementação de cada estrutura.
- O capítulo da **Implementação das estruturas**, foi desenvolvido uma vez que, adquirir conhecimentos das estruturas e posteriormente não se conseguir implementá-las em geometrias complexas não se apresenta um método de trabalho eficaz. Devido a isso, estudou-se simultaneamente o *design* e o desenvolvimento das estruturas e de uma fórmula de implementação que permitisse “transferir” as propriedades destas para os implantes, sendo esta fórmula explicada neste capítulo, demonstrando também alguns exemplos de conversões realizadas com sucesso.
- Com a fórmula de implementação desenvolvida, decidiu-se continuar a testá-la, tendo-se realizado um design simples e sem muita importância mas com um processo de modelação 3D complexo onde seriam implementadas as estruturas. Este processo encontra-se representado no capítulo **Design Placa LC-DCP para fémur**.
- Por fim, temos o capítulo das **Conclusões e Trabalhos futuros**, onde são expostos os conhecimentos adquiridos, as limitações encontradas e objetivos futuros.

Esta dissertação é finalizada com a lista de referências bibliográficas.

CAPITULO 2

REVISÃO DA LITERATURA

2 Revisão da literatura

2.1 Osso

Segundo FRANKEL, 1980, o esqueleto humano adulto é composto por 206 ossos, e um recém-nascido chega a ter entre 300 a 350 ossos, sendo que estes, à medida que se vai crescendo, vão se juntando/fundindo uns com os outros.

Os ossos são muitas vezes interpretados, de um modo errado, como apenas estruturas de apoio estáticas. Estes funcionam como órgãos que, para além de proporcionarem forma ao corpo humano, também permitem o movimento deste, protegem os órgãos vitais, facilitam a respiração, produzem células na medula óssea essenciais para a sobrevivência e desempenham um papel na homeostasia, que é processo pelo qual o organismo do corpo humano regula as condições internas necessárias para uma vida saudável (Ansari, 2019; Cowan & Kahai, 2022). É um tecido dinâmico que passa por constantes remodelações em resposta a forças internas ou externas ou até em resposta a imobilização durante elevados períodos de tempo (Hart et al., n.d.). Apresenta ainda a capacidade em caso de fratura, realizar um processo de restauro/cura, recuperando as propriedades biológicas e mecânicas que apresentava antes do dano, dependendo sempre da dimensão deste (Kim et al., 2020).

Os ossos são normalmente classificados em 3 categorias, podendo estes ser ossos longos, ossos curtos ou ossos planos. Os ossos longos (Figura 1 A)) diferem dos outros pelo seu tamanho, apresentando normalmente uma forma tubular, com um comprimento superior à largura. Estes tipos de ossos apresentam 3 zonas anatómicas distintas: a diáfise, a epífise e a metáfise. A diáfise é a zona onde se encontra a medula do osso, albergando a medula óssea, que é o tecido responsável pelo fabrico de eritrócitos, leucócitos e plaquetas. A epífise é responsável pela articulação, apresenta-se como principal fonte de medula óssea vermelha e corresponde à zona final deste tipo de ossos. A metáfise é, sendo a região entre as duas anteriores, responsável nos adultos pelo transporte do peso da epífise para a diáfise. É nesta zona que nas crianças se encontra a placa epifisária que é responsável pelo crescimento. Os ossos curtos (Figura 1 C)) tal como os ossos planos (Figura 1 B)) apresentam formas únicas e distintas dependendo das suas funções e localização, sendo que estes últimos apresentam formas semelhantes a placas e permitem a inserção dos músculos e ligamentos (Cowan & Kahai, 2022; Yuki, 2017).

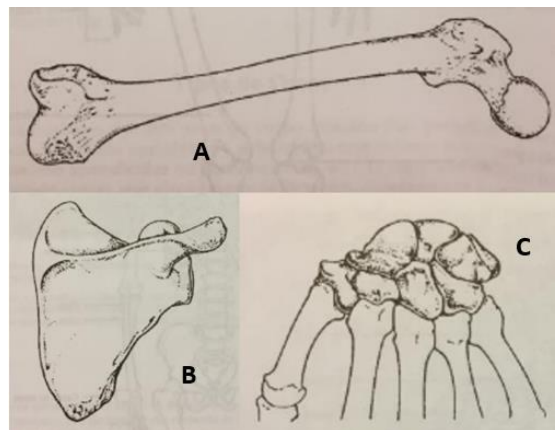


Figura 1 Classificação dos tipos de ossos. A-Ossos Longos; B-Ossos Planos; C-Ossos Curtos. Imagem adaptada (Yuki, 2017).

No caso dos ossos longos, o tecido é constituído macroscopicamente pelas estruturas ósseas corticais e trabeculares (Figura 2).

As estruturas corticais, também conhecidas como compactas são formadas por placas ósseas paralelas e aglomeradas entre si, apresentando um grande nível de organização, fornecendo assim a resistência ao osso. É um material duro e compacto que forma o exterior dos ossos (Tang, 2017; Yuki, 2017). A nível da microestrutura estas são constituídas por osteões, que são as superfícies laminares concêntricas, sendo estes caracterizados por uma orientação espaçada do colagénio. No centro dos osteões encontram-se os canais de *Haversian*, que transportam a vascularização para o tecido ósseo na direção longitudinal.

Ao contrário das anteriores, as trabeculares são tecidos menos espessos que apresentam uma aparência esponjosa. Também constituídas por placas ósseas, ao contrário das corticais, a disposição e a forma destas é irregular, sendo a primeira realizada nos vários sentidos, deixando espaços livres entre si. Estes espaços fornecem a porosidade, que por consequência confere absorção de impacto ao osso (Tang, 2017; Yuki, 2017). O tamanho de poros destas estruturas variam entre 50 a 400 μm (Steele, 2009).

Para as estruturas corticais é assumida uma densidade aparente de 1.8 g/cm^3 , enquanto para as estruturas trabeculares é normalmente entre 0.1 e 1.0 g/cm^3 (Mukrimaa et al., 2016).

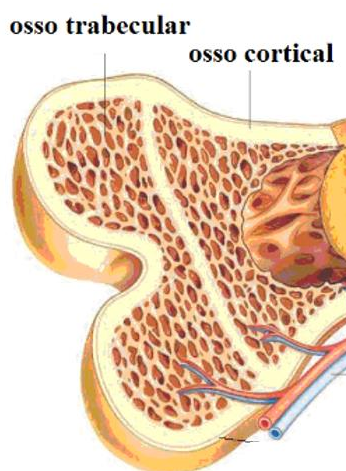


Figura 2 Constituição macroscópica dos Ossos Longos. Imagem adaptada (Lúcio, 2008).

Os ossos são, a seguir ao sangue, o componente do corpo que mais é transplantado e está sujeito a certas doenças, perturbações e traumatismos que afetam o sistema esquelético que podem provocar fraturas e defeitos, que por consequência levam a um aumento da mortalidade (Kim et al., 2020).

2.1.1 Composição do Osso e células

De uma perspetiva microanatômica, os ossos são tecidos conectivos extremamente especializados (Cowan & Kahai, 2022) sendo que a sua parte biomaterial apresenta 70% de segmentos inorgânicos, e 30% de orgânicos, sendo que cerca de 90% destes últimos consistem em colagénio, uma proteína produzida pelo próprio organismo que contribui para a elasticidade e resistência da pele, para a saúde das unhas e cabelos e é responsável por constituir as fibras que sustentam os ossos, os músculos e os restantes tecidos existentes no corpo — como tendões e articulações. Desses 30% de segmentos orgânicos, os restantes 10% são constituídos por proteínas não colágenas, lípidos e proteínas da matriz óssea, sendo que estas últimas proteínas tem um papel importante na resistência mecânica e nas características adesivas dos tecidos.

As células ósseas são fundamentais para o funcionamento do osso, proporcionando-lhe a capacidade para executar as suas funções mecânicas, mantendo a forma estrutural, fornecendo proteção e movimento; as suas funções de síntese, realizando a produção de células sanguíneas; e as suas funções metabólicas, armazenando proteínas e gorduras e controlando a regulação de cálcio e de fosfato.

Existem quatro células fundamentais presentes no processo de regeneração óssea e estrutural, sendo estas as osteogénicas, os osteócitos, os osteoclastos e os osteoblastos, estando estes evidenciados na Figura 3 (Ansari, 2019; Whedon & Heaney, 2023).

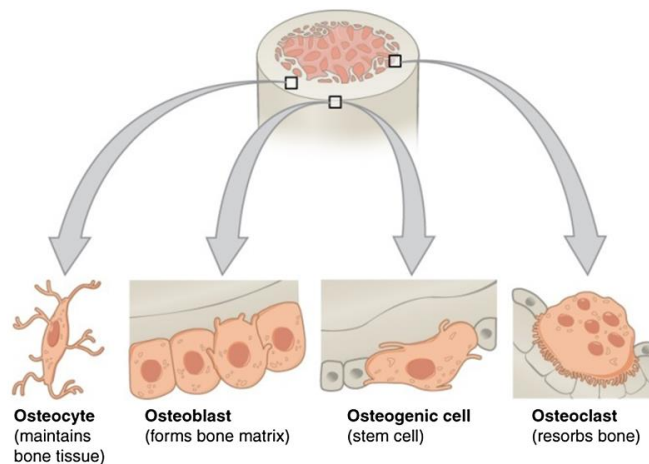


Figura 3 Quatro tipos de células importantes encontradas no tecido ósseo: células osteogênicas, osteócitos, osteoclastos e osteoblastos (Ansari, 2019).

As células osteogênicas são as predecessoras das células mais especializadas, os osteócitos e os osteoblastos que surgem mais frequentemente durante o desenvolvimento dos ossos. À medida que se envelhece, o corpo vai perdendo a capacidade de produzir estas células (Nahian & Davis, 2022; Tang, 2017); os osteócitos, que consistem em osteoblastos inativos que ficaram presos no interior do osso que criaram, e apresentam a função de regular a deposição local de minerais e a química a nível da matriz do osso (Ansari, 2019; Schaffler & Kennedy, 2012; Tang, 2017); os osteoclastos, que são células largas com mais de um núcleo com o trabalho de destruir o osso, no processo de reabsorção, onde são libertados, por estas células, ácidos que dissolvem os minerais presentes nos ossos e os absorvem. Estas células ajudam na remodelação do osso danificado e criam caminhos para os nervos e vasos sanguíneos; os osteoblastos são responsáveis pelo crescimento e modelação do osso. O seu trabalho é a sinterização, deposição e mineração da matriz óssea através da produção de uma mistura proteica denominada de osteoide (Ansari, 2019; Tang, 2017; Whedon & Heaney, 2023).

2.1.2 Propriedades mecânicas do Osso

A estrutura do osso afeta as suas propriedades mecânicas, sendo que o resultado da interação entre as fibras de colagénio e a camada mineral, faz com que os ossos funcionem como um compósito viscoelástico (Tang, 2017).

As propriedades mecânicas deste tecido são determinadas em função do tipo de força aplicada, podendo esta ser de tração, compressão ou flexão. Como o osso cortical é um material anisotrópico, a orientação dos osteões e das placas é responsável pela maioria das diferenças nas reações às tensões. Devido a este aspeto, o osso apresenta características mecânicas diferentes consoante se a força é aplicada longitudinalmente ou transversalmente, (Pruitt & Chakravartula, 2004).

Existem alguns valores de ensaios á tração que podem ser atribuídos aos ossos do tipo cortical, como um módulo de elasticidade de cerca de 17 GPa para ensaios longitudinais, e de 11,5 GPa para ensaios transversais. Os ensaios de tração são dependentes do tipo e localização do osso, não havendo dados padrão estabelecidos e os ensaios de compressão apresentam valores médios de resistência de 120 a 130 MPa longitudinalmente, e de 51 MPa transversalmente (Pruitt & Chakravartula, 2004). Em relação aos do tipo trabecular, a porosidade e por consequência a densidade influenciam o seu comportamento mecânico, sendo que o módulo de elasticidade pode variar entre 0,01 e 2 GPa e a resistência á tração pode variar entre 0,1 e 30 MPa. Um resumo das propriedades destes ossos estão representadas na Tabela 1 (Henkel et al., 2013; Pruitt & Chakravartula, 2004; Yuki, 2017).

Tabela 1 Comparação entre propriedades mecânicas dos ossos corticais e trabeculares (orientação longitudinal) (Henkel et al., 2013).

Propriedade	Osso cortical	Osso trabecular
Resistência à Compressão (MPa)	100 - 230	2 - 12
Resistência à Flexão (MPa)	50 - 150	0.1 - 30
Deformação até à rotura (%)	1 - 3	5 - 7
Resistência à fratura (MPa.m ^{1/2})	2 - 12	-
Módulo de Elasticidade (GPa)	7 - 30	0.05 - 0.5

2.1.3 Fraturas do Osso

As fraturas no osso correspondem a roturas completas ou parciais da continuidade do tecido ósseo, e podem surgir em indivíduos de qualquer faixa etária, embora o tipo de fratura e localização variem em função da qualidade do osso e da natureza da lesão (Bergh et al., 2021; Bose et al., 2012; Castiello, 2021). Estas fraturas podem surgir devido:

- Traumas;
- Osteoporose;
- Fratura do osso antecedente não se apresentar completamente curada;
- Desenvolvimento de tumores;

Uma das doenças que pode provocar a fratura do osso, é a osteoporose, uma das mais comuns causas, afetando um grande número de indivíduos, de ambos os sexos e de todas as raças, sendo que a probabilidade do seu aparecimento tende a aumentar à medida que a população envelhece. É caracterizada como uma doença silenciosa uma vez que só é detetada após a ocorrência de uma fratura e que tem como principal consequência a perda de massa dos ossos, provocando a deterioração dos seus tecidos, prejudicando a sua resistência. À medida que a resistência diminui, aumenta a probabilidade de ocorrerem fraturas, podendo estas levar à morte (Figura 4) (Christodoulou & Cooper, 2003; Sozen et al., 2017). De acordo com o estudo “Prevalence of osteoporosis and incidence of related fractures in developed economies in the Asia Pacific region: a systematic review” de Chandran et al., 2023 existe predominância de osteoporose em populações com idades superiores a 50 anos, especialmente em mulheres. DE acordo com estatísticas fornecidas pela Osteoporosis Foundation, n.d., prevê-se que em 2050, a nível mundial, a incidência de fraturas de anca aumente em 310% nos homens e 240% nas mulheres, em relação a 1990. O aumento das infeções ósseas pode-se encontrar relacionado e aumentado com a frequência de fraturas.

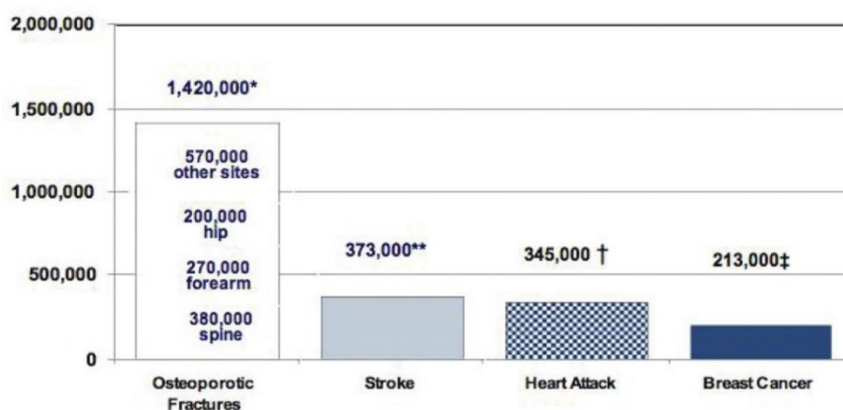


Figura 4 Comparação do número ocorrências de fraturas relacionadas com a osteoporose, com o número de novos acidentes vasculares cerebrais, de ataques cardíacos e de cancro da mama invasivo em mulheres nos Estados Unidos, entre 2004 a 2006 (Watts et al., n.d.).

2.1.3.1 Tipos de fratura

Existem várias maneiras para categorizar os diferentes tipos de fraturas existentes, facilitando a associação destas a determinados tipos de ferimentos. Parâmetros como a localização da fratura, a existência de ferimento externo ou apenas interno, a estabilização dos fragmentos, entre outros são utilizados para realizar e facilitar a identificação de fraturas e de ferimentos.

Existem duas categorias comuns a todas as fraturas, sendo estas:

- Fraturas fechadas, nos casos em que a pele não apresente rotura;
- Fraturas abertas, nos casos em que a pele apresente rotura e a fratura seja visível.

Se comparar-se as fraturas abertas com as fechadas, percebe-se que estas causam mais danos aos tecidos moles circundantes, que são mais suscetíveis a infeções e geralmente não cicatrizam.

As fraturas que se situam nos ossos longos, como fémur, úmero, tíbia e outros, podem ser agrupadas consoante as forças que as provocaram. Um mesmo acidente tem a capacidade de provocar fraturas simples e cominutivas, nas quais os ossos são fraturados em dois ou vários fragmentos, respetivamente.

Fraturas simples podem ser de sobrecarga, quando provocadas por lesões devido a aplicação excessiva de cargas constantes, e de torção, quando o osso é dobrado ou torcido, partindo-se em dois pedaços com bordos transversais, oblíquos ou longos e em espiral (Figura 5). Fraturas deste tipo curam-se naturalmente através de mecanismos de recuperação existentes no nosso corpo (Bigham-Sadegh & Oryan, 2015).

Fraturas cominutivas e múltiplas (Figura 5) ocorrem normalmente como resultado de impactos de alta velocidade, como acidentes rodoviários ou quedas, e são caracterizadas como fraturas em que o osso se parte em múltiplos fragmentos. São fraturas difíceis de reparar e que poderão deixar o local do ferimento com deformidades mesmo após a cicatrização. Quando uma força de baixa intensidade é aplicada repetidamente durante um período de tempo prolongado, a acumulação de danos microscópicos resultante leva a fraturas de fadiga. Estas fraturas e os danos associados podem ser curados, ao contrário das fraturas simples e cominutivas, através de remodelação óssea normal, onde os osteoclastos e os osteoblastos removem e reparam o osso danificado (Bigham-Sadegh & Oryan, 2015).

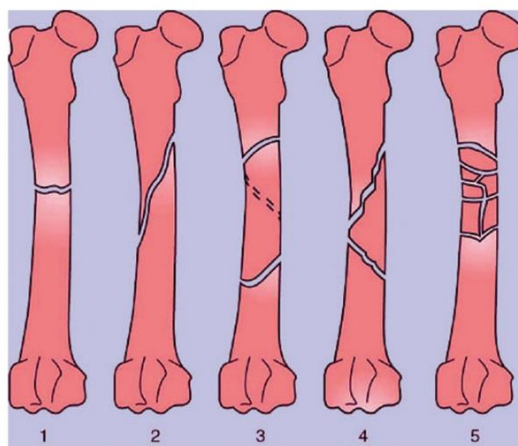


Figura 5 Tipos de fraturas. 1-Transversal; 2-Oblíqua; 3-Espiral; 4-Cominutiva; 5-Múltipla (Bigham-Sadegh & Oryan, 2015).

2.1.4 Enxertos Ósseos

Mesmo tendo a capacidade de se regenerar, os ossos têm os seus limites, havendo muitos ferimentos que o tecido ósseo não consegue recuperar sozinho, necessitando de ajuda. Quando esta não é fornecida, podem surgir anomalias traumáticas, como por exemplo pseudoartrose (Henkel et al., 2013). Nos casos em que o tecido ósseo não consegue realizar a regeneração devido à gravidade da fratura, são utilizados enxertos ou próteses para realizar a substituição (Figura 6). Estes devem seguir as características ósseas de osteointegração, de osteocondução, de osteoindução e osteogénicas e serem capazes de interagir com o tecido e com as células ósseas promovendo o desenvolvimento de uma nova matriz. Os enxertos ósseos reabsorvíveis devem evitar interferir com as funções fisiológicas do osso.

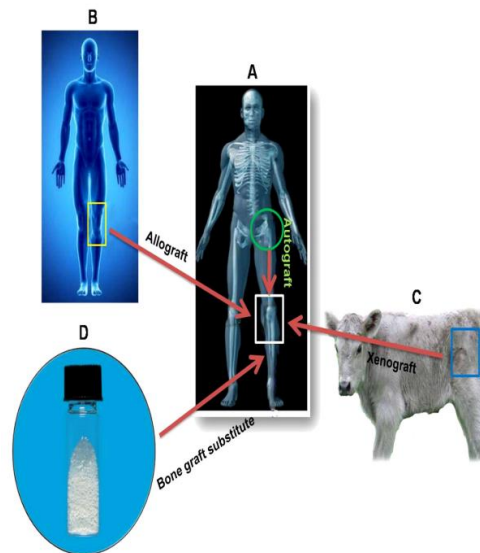


Figura 6 Tipos e fontes de enxertos ósseos. A-Autoenxerto; B-Aloenxerto; C- Xenoenxerto; D- Substituto sintético de enxerto ósseo (Oryan et al., 2014).

Autoenxertos, Aloenxertos e Xenoenxertos são os tipos de implantes ósseos existentes e que são utilizados para estimular a regeneração dos tecidos (Oliveira, 2015; Oryan et al., 2014; Van Gaalen et al., 2008; W. Wang & Yeung, 2017).

2.1.4.1 Autoenxertos

Enxertos que são recolhidos e implantados no mesmo corpo, mas em locais diferentes deste são denominados de autoenxertos. Estes podem ser de ossos trabeculares ou corticais, ou até de uma combinação dos dois e, quando ainda recolhidos de fresco, contêm células sobreviventes e proteínas osteoindutoras.

Os Autoenxertos são considerados de um ponto de vista biológico como os melhores materiais existentes, uma vez que não apresentam qualquer imunogenicidade, que consiste na capacidade do material provocar uma resposta imune no corpo. Para além disto as propriedades osteogénicas, osteoindutivas e osteocondutivas, nos enxertos recolhidos de fresco são ótimas, sendo possível evidenciar a presença de células estaminais mesenquimais, osteoprogenitoras, osteogénicas e fatores de crescimento. Estes enxertos apresentam ainda a vantagem de não se encontrarem associados a riscos de transmissão viral e oferecerem ainda suporte estrutural para aparelhos implantados, podendo se tornar estruturas mecanicamente eficientes à medida que são implementados no osso circundante através da substituição progressiva.

A principal desvantagem é o facto de que a recolha é realizada no mesmo corpo que a implantação, sendo necessárias mais cirurgias podendo aumentar a probabilidade de dor, de morbilidade e de complicações no paciente. Para além disto, no caso em que é necessário um enxerto de grandes proporções, poderá não ser possível realizar a recolha de todo o material de um mesmo corpo, sendo necessário a utilização de materiais alternativos (Cunha, 2009; Oryan et al., 2014; Roberts & Rosenbaum, 2012; Sousa, 2006; W. Wang & Yeung, 2017).

2.1.4.2 Aloenxertos

Quando os enxertos são recolhidos de um indivíduo com o propósito de serem implantados noutro indivíduo da mesma espécie são denominados de aloenxertos. Têm sido estudados clinicamente e experimentalmente e surgiram como alternativa devido às limitações existentes com a recolha dos autoenxertos, sendo que a destes pode ser efetuada de cadáveres ou de doadores vivos.

Tal como acontece com os autoenxertos, com os aloenxertos pode ser efetuada a recolha e implantação de ossos trabeculares e/ou corticais, podendo estes encontrar-se em vários formatos como em pó, placas corticais e cubos trabeculares. Aloenxertos ósseos encontram-se distribuídos por bancos e por companhias ortopédicas como um produto comercial, sendo que estes são obtidos de cadáveres.

As principais vantagens são a sua disponibilidade imediata em várias formas e tamanhos sem ser necessário sacrificar os tecidos do hospedeiro, para além disso apresentam propriedades osteoindutivas e osteocondutivas variáveis, com um baixo potencial osteogénico devido à falta de células viáveis.

Devido ao facto de os enxertos serem proveniente de outro corpo, existe o risco de transmissão de bactérias e doenças que podem provocar reações imunológicas interferindo no processo de cura, podendo até causar a sua rejeição.

Com os aloenxertos frescos a apresentarem uma maior probabilidade de provocar respostas imunitárias e o risco de transmissão de doenças, estes são frequentemente congelados e irradiados de modo a reduzir esse risco, sendo que após estes processos ainda mantêm propriedades biológicas e biomecânicas semelhantes às dos frescos (Cunha, 2009; Oliveira, 2015; Oryan et al., 2014; Roberts & Rosenbaum, 2012; W. Wang & Yeung, 2017).

2.1.4.3 Xenoenxertos

Outra alternativa existente de enxertos são os xenoenxertos que são extraídos de um indivíduo para serem transplantados noutro indivíduo de uma espécie diferente. Normalmente os enxertos deste tipo são extraídos de corais, de suínos e/ou de bovinos.

Sendo possível realizar o processamento de maneira a que estes enxertos se tornem seguros para serem utilizados como transplantes no corpo humano, estes poderiam ser adotados como norma, apresentando teoricamente um fornecimento ilimitado. A grande preocupação existente é que os derivados de bovinos têm um grande potencial de transmissão de doenças e infeções. De um modo similar aos aloenxertos, durante o processo de processamento, para evitar a transmissão de doenças, entre a recolha e a implantação, passam por processos de congelação e irradiação, para reduzir o risco de reações e de incompatibilidades, perdendo as suas propriedades osteogénicas e em parte as osteoindutivas (Oliveira, 2015; Oryan et al., 2014; Roberts & Rosenbaum, 2012; Sousa, 2006).

2.1.4.4 Substitutos sintéticos de enxertos ósseo

Tem existido muita investigação e desenvolvimentos significantes que procuram encontrar alternativas para os enxertos através de substitutos sintéticos. Estes substitutos têm o objetivo de se tornar uma solução rentável, que seja semelhante aos ossos em termos de estrutura e resistência, e que apresente propriedades bioativas, biocompatíveis, osteocondutoras, osteoindutoras e osteointegradoras que apoiem a formação de ossos (Archunan & Petronis, 2021; Roberts & Rosenbaum, 2012; W. Wang & Yeung, 2017).

Estes substitutos podem encontrar-se na forma de pó, massas, granulados ou como revestimentos de implantes (Roberts & Rosenbaum, 2012), sendo que alguns materiais que se encontram a ser estudados e desenvolvidos são:

- Metais

A tecnologia de metal trabecular consiste num material 3D inovador fabricado a partir do metal tântalo que demonstra ter uma excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão. Apresenta uma estrutura porosa semelhante à do osso trabecular, com porosidade de 80% (Archunan & Petronis, 2021);

- Cerâmicos

Opções desta categoria de materiais para substituições incluem fosfato de cálcio, sulfato de cálcio, cimento de fosfato de cálcio e vidro bioativo. Substitutos à base de cerâmicos preenchem 60% do mercado para enxertos sintéticos sendo muito populares devido à bioatividade providenciando boa osteocondutividade, integrando-se facilmente com o tecido do corpo sem os riscos de transmissão de doenças. A principal desvantagem destes são, o alto custo e o facto de apresentarem um comportamento frágil quando aplicados com tensões baixas (Archunan & Petronis, 2021);

- Polímeros

Os substitutos deste tipo fornecem uma estrutura de suporte que promove a osteocondutividade, podendo ser fabricados em grandes quantidades com qualquer *design* pretendido, não existindo a preocupação com a imunogenicidade ou a presença de agentes patogénicos. A desvantagem existente é a necessidade de serem utilizados com outro substituto ósseo uma vez por que não apresentam resistência mecânica suficientes (Archunan & Petronis, 2021);

- Hidroxiapatite Coralina

A hidroxiapatite coralina é produzida a partir do carbonato de cálcio extraído dos corais marinhos. Apresenta elevados valores de tensão à compressão, tendo a desvantagem de não existir controlo nos tamanhos de poros. A estrutura apresentada tem semelhanças com o osso trabecular (Archunan & Petronis, 2021).

2.2 Engenharia de Tecidos

A falha de tecidos e de órgãos tem-se tornado uma das principais preocupações económicas e de saúde, e estas ocorrem devido ao aparecimento de doenças, lesões e de deficiências no desenvolvimento. Nos dias de hoje utilizam-se órgãos e tecidos doados para resolver esta falha, mas devido ao limite existente na questão de fornecimento destes, da limitada janela de tempo entre recolha e implantação, e pelas incompatibilidades possíveis entre enxerto e paciente, esta solução não se apresenta viável ou prática (Robert Lanza, Robert Langer, Joseph P. Vacanti, 2020).

Com o objetivo de responder a esta necessidade médica crítica, a engenharia de tecidos tornou-se uma opção promissora e em crescimento (Robert Lanza, Robert Langer, Joseph P. Vacanti, 2020). Consiste num processo que afeta a estrutura e a arquitetura de qualquer tecido com o objetivo de aumentar a eficácia da regeneração de tecidos danificados ou doentes em ambientes biológicos (Karageorgiou & Kaplan, 2005; Oryan et al., 2014; Tabata, 2000). Os *scaffolds* são a base da engenharia de tecidos, uma vez que fornecem a estrutura tridimensional que tem a função de suportar a fixação, a multiplicação e a diferenciação das células e podem ser fabricados a partir de uma variedade de materiais, incluindo metais, polímeros sintéticos, polímeros naturais, cerâmicas e compósitos (Karageorgiou & Kaplan, 2005; Oryan et al., 2014).

Scaffolds são matrizes de biomateriais que funcionam como moldes para a regeneração de tecidos em medicina regenerativa. Este conceito é frequentemente adotado para descrever uma estrutura 3D porosa que permite a adesão de células *in vitro* ou *in vivo* (O'Brien, 2011; Pereira et al., 2020). Estas estruturas devem preencher o espaço vazio da fratura e apoiar mecanicamente a área danificada. Devem ser encorajados a adesão e o desenvolvimento celular assim como a deposição de matriz extracelular na superfície do *scaffold*. Os scaffolds devem promover a angiogénese, que é o mecanismo de crescimento de novos vasos sanguíneos a partir dos já existentes, e o crescimento ósseo no seu interior. Outra característica que devem melhorar é a osteoindução, especialmente através da diferenciação osteogénica e do desenvolvimento de novo tecido ósseo. Além disso, ao desenvolver o novo tecido ósseo, a atividade celular tem de ser incentivada (osteointegração). As substâncias ou moléculas bioativas deverão ser incluídas nos suportes para um maior grau de recuperação óssea. Por último, para o crescimento e multiplicação das células, os scaffolds devem conservar a respetiva integridade mecânica ao longo de todo o processo de cicatrização (Tabela 2) (Filippi et al., 2020; Oryan et al., 2014; Pereira et al., 2020).

Tabela 2 Tabela resumo das características a considerar durante o desenvolvimento de scaffolds (Pereira et al., 2020).

Propriedades	Objetivo
Compatibilidade Biológica	Capacidade do material de funcionar adequadamente com a resposta do hospedeiro na regeneração do tecido ósseo, proporcionando um ambiente harmónico com os tecidos circundantes
Osteoindução	Capacidade de incorporar células estaminais mesenquimatosas e de se distinguir pelo tipo de célula pretendido
Material	Influência no comportamento celular
Porosidade	Influência na adesão, crescimento e diferenciação das células modelos para novos tecidos
Propriedades Mecânicas	Suporte estrutural e impacto no comportamento celular
Tamanho do poro e porosidade total	Influenciar o crescimento dos tecidos, a atividade celular e a vascularização
Capacidade de molhar	Melhoria da adesão de células e de proteínas

2.2.1 Materiais

Os materiais utilizados em aplicações médicas têm formas variadas devendo possuir propriedades específicas para cumprir a função pretendida (Sidambe, 2014). Ao longo da história da indústria de implantes, foram testados vários materiais, entre os quais metais e suas ligas, cerâmicas, materiais à base de polímeros e compostos (Gaviria et al., 2014). As características indispensáveis para a produção de implantes ósseos consistem na biocompatibilidade, na biofuncionalidade e na capacidade de osteointegração (Duraccio et al., 2015; Hanawa, 2019; Salgado et al., 2004). Os materiais disponíveis no campo da medicina foram melhorados em resultado de todos os avanços e desenvolvimentos tecnológicos que tem existido, tendo sido também introduzidos novos materiais.

O titânio puro e as ligas de titânio tem sido muito utilizadas em várias aplicações devido às propriedades mecânicas que fornecem, como por exemplo uma boa estabilidade química e uma excelente biocompatibilidade in vivo quando se compara com outros biomateriais existentes. Este material é utilizado no fabrico de componentes para as ancas, para os ombros e também em implantes dentários, tendo ainda várias aplicações em cirurgias que envolvem a coluna vertebral (Ananth et al., 2015; Gaviria et al., 2014; Nandal et al., 2011; Okazaki, 2012; Tapscott & Wottowa, 2023). O aço inoxidável é outro exemplo de um material que foi e continua a ser a melhor escolha para uma grande variedade de implantes ortopédicos. Inúmeros tipos de aços inoxidáveis foram desenvolvidos para aplicações industriais e médicas. Estes desenvolvimentos são realizados com o intuito de alterar a reação biológica dos componentes da liga e as suas qualidades estruturais. O tipo de aço inoxidável mais utilizado na área médica é o 316L (Tapscott & Wottowa, 2023).

Hoje em dia, na área da cirurgia ortopédica tem sido frequente a utilização de superfícies de apoio fabricadas em cromo-cobalto, como por exemplo em aplicações de rolamentos que envolvem metal sobre polietileno. Estas superfícies de apoio foram amplamente utilizadas durante o aparecimento e posterior declínio da artroplastia total da anca. Para além disso, é também utilizada uma liga de cromo-cobalto de maior ductilidade para a criação de determinados fios do processo cirúrgico denominado de cerclagem.

A escolha dos materiais e ligas metálicas a serem utilizados em componentes para a área médica é diretamente influenciada pelas suas propriedades mecânicas (Tabela 3) (Tapscott & Wottowa, 2023).

Tabela 3 Materiais e ligas metálicas utilizadas em implantes na área médica e suas propriedades mecânicas (Anusavice, 2003; Duraccio et al., 2015; Geng et al., 2001; Kayabasi et al., 2006; Murugan & Ramakrishna, 2005; Niinomi et al., 1998; Staiger et al., 2006).

Material	Cp-Ti	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-7Nb	Ti-5Al-2.5Fe	Co-Cr-Mo	Cr-Co	Aço Inoxidável
Densidade (g/cm ³)	4,5	4,4 – 4,5	---	---	8	8,3 – 9,2	7,9 – 8,1
Módulo de Elasticidade (GPa)	102 – 104	110 – 117	114	112	240	218	200
Coefficiente de Poisson	0,30	0,30	0,30	0,30	0,30	0,30	0,30
Tensão de Cedência (MPa)	170 - 483	758 – 1117	817	895	450	720	190
Resistência à Tração (MPa)	240 - 550	976	933	1020	700	665 – 1277	350
Resistência à compressão (MPa)	550	860	---	---	---	650	600
Deformação (%)	15 – 24	5,1	7,1	15	8	---	40

Os materiais poliméricos são igualmente utilizados em aplicações de regeneração de tecidos como scaffolds, sendo utilizados tanto polímeros bioativos como os biodegradáveis. Polímeros naturais, como o colágeno, a fibrina, o alginato, a seda, o ácido hialurônico e o quitosano, são muito utilizados na engenharia do tecido ósseo (Nandal et al., 2011). Outras vantagens são a capacidade de adaptação ao processamento e de customização da química do polímero. Nos polímeros sintéticos, incluindo o ácido poli láctico (PLA), o ácido poli glicólico (PGA) e a policaprolactona (PCL), as moléculas são facilmente excretadas pelo sistema fisiológico do corpo. Um exemplo de um polímero que apresenta uma forte resistência à compressão é o poli fumarato de propileno, sendo esta semelhante à proporcionada pelo osso cortical. Este material permite ainda ajustes em relação ao tempo de degradação.

Mesmo com uma elevada resistência inicial, os *scaffolds* poliméricos apresentam uma rápida perda dessa resistência quando *in vivo*. Para além disso, durante a degradação de certos polímeros, PLA e PGA, é produzido um ambiente ácido, podendo este potencialmente causar reações negativas nos tecidos envolventes (Bose et al., 2012).

Finalmente, os polímeros são caracterizados pela dificuldade em serem esterilizados, existindo dois métodos que são normalmente utilizados, o vapor e a irradiação gama. A eficiência do implante ou do dispositivo está frequentemente determinada pelas propriedades do material e da superfície, embora vários estudos tenham demonstrado que a existência de atividade microbiana após a esterilização é um indicador da sua eficácia, sendo este aspeto frequentemente negligenciado. O processo de esterilização normalmente remove as macromoléculas orgânicas e/ou as bactérias através de um tratamento físico ou químico. As abordagens poderão interagir potencialmente com o biomaterial pela forma como funcionam. Durante a esterilização a vapor, a alta temperatura, a pressão e a humidade podem hidrolisar, amolecer e degradar o polímero, já no caso da irradiação gama, esta tem a característica reconhecida de dividir as cadeias e as ligações cruzadas e pode ter um impacto negativo nas características do material. Tem também sido relatado que a radiação gama e o vapor distorcem e descoloram os materiais poliméricos (Ahmed et al., 2013).

Tal como acontece com escolha dos materiais e ligas metálicas a serem utilizados em componentes para a área médica, a escolha dos materiais poliméricos é também diretamente influenciada pelas suas propriedades mecânicas (Tabela 4).

Tabela 4 Materiais poliméricos utilizados em implantes na área médica e suas propriedades mecânicas (Cameron & Kamvari-Moghaddam, 2008; Eshraghi & Das, 2010; Farah et al., 2016; L. Jiang & Zhang, n.d.; Kholil et al., 2022).

Material	PLA	PGA	PCL
Densidade (g/cm ³)	1,252	1,55	1,145
Módulo de Elasticidade (GPa)	3,5	8,4	1 – 3
Coefficiente de Poisson	0,36	0,4	0,35
Tensão de Cedência (MPa)	70	40 – 60	8,2 - 11
Resistência à Tração (MPa)	59	57	10,5 – 30
Resistência à Compressão (MPa)	32	40	20
Extensão após rotura (%)	7	30	300 – 700

Os materiais cerâmicos, principalmente fosfatos de cálcio, devido à sua presença natural na fase mineral do osso, permitem a sua utilização como substitutos de enxertos ósseos num scaffold tridimensional. Nestes procedimentos é frequente a incorporação de substâncias como o fosfato tricálcico e a hidroxiapatite (Pereira et al., 2020; Qu et al., 2019). Implantes à base de zircónia encontram-se no mercado para serem utilizados na cirurgia de artroplastia total do joelho e na cirurgia de substituição da anca (Tapscott & Wottowa, 2023). Estes materiais são osteocondutores e bio reabsorvíveis, apresentando integração na matriz óssea com capacidade de estimular a atividade das células e a sua posterior regeneração. No entanto, no caso da artroplastia da anca devido à sua fragilidade e às suas fracas taxas de integração, reabsorção e resistência quando totalmente integrados no osso, existem grandes

restrições à sua utilização. Esta situação apresenta um desafio que tem de ser ultrapassado, uma vez que o tecido ósseo novo e irregular resultante não consegue suportar tensões tão bem como o osso natural (Ferracini et al., 2018; J. Lee et al., 2019). Na Tabela 5 é possível observar as propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos mais utilizados na área médica.

Tabela 5 Materiais cerâmicos utilizados em implantes na área médica e suas propriedades mecânicas (Anusavice, 2003; Chevalier & Gremillard, 2011; Madfa et al., 2014; Murugan & Ramakrishna, 2005).

Material	Alumina (Al ₂ O ₃)	Zircónia (3Y-TZP)	Hidroxiapatite
Densidade (g/cm ³)	3,96	6,05	3,1
Módulo de Elasticidade (GPa)	380	210	80 – 120
Coeficiente de Poisson	0,30	0,30	0,30
Tensão de Cedência (MPa)	4100	1200	---
Resistência à Tração (MPa)	310	420	50
Resistência à compressão (MPa)	3900	2000	400 – 900
Extensão após rotura (%)	595	900 – 1200	115 – 200

2.2.2 Tamanho de poros e porosidade

O desing de *scaffolds*, como já mencionado, consiste numa parte essencial na engenharia de tecidos sendo que esta afeta a qualidade final do tecido produzido e também o sucesso de todo o processo de reconstrução. Existem dois parâmetros importantes a ter em conta durante o *design* dos *scaffolds*, o tamanho dos poros e a porosidade, sendo que o primeiro se refere ao diâmetro das aberturas existentes na estrutura da *scaffold* e o segundo refere-se à fração de espaço vazio dentro do material (Karageorgiou & Kaplan, 2005; Pereira et al., 2020).

Tamanho de poro e porosidade não são os únicos parâmetros importantes para promover o crescimento de células, é também necessário ter em conta as propriedades mecânicas e as propriedades químicas da superfície. Para além destes fatores, o scaffold necessita de ser biocompatível e não apresentar capacidade de vir a representar uma fonte de toxicidade para as células e para o tecido em volta.

Segundo Murphy & O'Brien, 2010, se o valor do tamanho dos poros for demasiado baixo, as células não conseguem atravessá-los em direção ao centro, o que leva a uma limitação da difusão de nutrientes e da remoção de desperdícios. Em contrapartida, se o valor do tamanho dos poros for elevado, a fixação das células torna-se limitada devido à falta de área de superfície específica. Após vários estudos realizados, não foi decidido um tamanho de poro específico ideal, tendo-se apenas obtido algumas gamas de tamanhos de poros para determinadas funções (Abbasi et al., 2020; Karageorgiou & Kaplan, 2005; D. Lee et al., 2017; Murphy & O'Brien, 2010).

As gamas de tamanhos de poros determinadas, segundo Murphy & O'Brien, 2010 são:

- Poros com diâmetros entre 5 a 15 µm, que têm como funções apoiar o crescimento de fibroblastos e regeneração dos tecidos;
- Poros com diâmetros entre 15 a 120 µm, que promovem o desenvolvimento de hepatócitos e ajuda na formação do tecido do fígado;
- Poros com diâmetros entre 120 a 350 µm, essenciais para os eventos que promovem o crescimento ósseo e a osseointegração;
- Poros com diâmetros superiores a 500 µm, que promovem uma rápida vascularização do tecido fibrovascular, promovendo e facilitando o fornecimento de nutrientes e oxigénio às células (Sartori et al., 2018).

2.3 Tipos de implantes ortopédicos

Implantes ortopédicos são dispositivos médicos fabricados para suportar um osso danificado enquanto este, passa pelo processo de recuperação ou para substituir uma articulação ou osso ausente (Grupo Longdom SA, n.d.).

Existem dois tipos de implantes ortopédicos, que poderão ser aplicados a pessoas que tenham sido vítimas de acidentes e que como consequência surgiram fraturas e doenças das articulações, como a osteoartrite, a artrite reumatoide e a artrite pós-traumática (Jin & Chu, 2019), sendo estes:

- Implantes ortopédicos permanentes;
- Implantes ortopédicos temporários.

2.3.1 Implantes Ortopédicos permanentes

Em termos clínicos, aplicam-se diversos implantes ortopédicos permanentes com o intuito de substituir diferentes tipos de articulações totais, como as da anca, do joelho, do tornozelo, do ombro, do cotovelo, do pulso e dos dedos. Estes implantes ortopédicos deverão permanecer no corpo do paciente durante toda a vida deste, sendo que, para aguentarem todos os esforços impostos, são normalmente produzidos em materiais como metais, cerâmicas e polímeros (Jin & Chu, 2019).

As próteses para substituição da articulação da anca e do joelho, têm registado um grande desenvolvimento e aceitação clínica nos últimos anos. Contudo, a delicadeza da articulação e a complexidade das transferências de carga dificultam o projeto dessas próteses. As próteses totais de anca mais comuns (Figura 7) são constituídas por uma cúpula acetabular, um revestimento, uma cabeça femoral e uma haste (Jin & Chu, 2019).

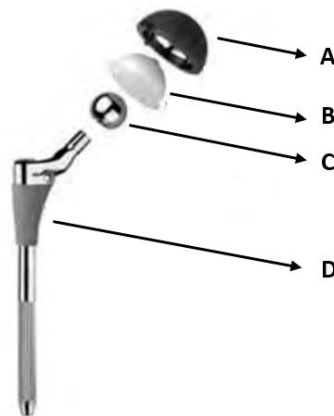


Figura 7 Implante ortopédico permanente de substituição total da anca. A-Cúpula acetabular; B-Revestimento; C-Cabeça femoral; D-Haste. Imagem adaptada (Jin & Chu, 2019).

2.3.2 Implantes Ortopédicos temporários

Os implantes ortopédicos temporários são utilizados e necessários para facilitar e suportar o processo recuperação de ossos fraturados ou mesmo partidos. Estes implantes consistem em placas, parafusos, pinos, fios e pregos intramedulares e tal como o nome indica, é suposto que tenham um tempo de vida relativamente pequeno, sendo este apenas o suficiente para que os ossos sejam curados.

As placas ortopédicas (Figura 8 A)) podem apresentar diversas formas, tamanhos e furos, sendo normalmente utilizados parafusos ou pinos para as fixar aos ossos. O objetivo deste tipo de implantes é a fixação no lugar e compressão em um só, dos fragmentos de osso existentes, nos locais onde são aplicadas as cargas e é necessário decorrer o processo de cura.

Os parafusos (Figura 8 B)), como já mencionado são normalmente utilizados em conjunto com outros implantes ortopédicos, principalmente placas de modo a que seja possível fixar estas aos fragmentos de ossos. Para além de servir como um auxiliar de fixação de outros implantes, também pode ser utilizado como implante de fixação autónomo para fixar fragmentos fraturados.

Os pinos (Figura 8 C)), tal como os parafusos, podem ser utilizados como implantes de fixação auxiliares juntamente com outros implantes, sendo neste caso aplicados em fraturas de ossos complexas com o objetivo de suportar cargas mais elevadas, podendo, similar aos parafusos, ser utilizados individualmente na fixação de ossos sujeitos a forças de carga relativamente baixas.

Como implantes relativamente simples mas versáteis, os fios (Figura 8 D)) são normalmente utilizados para manter os fragmentos ósseos juntos e também para a reinserção do trocânter maior (Figura 9) no caso de substituição da anca ou de fratura oblíqua/espiral de ossos longos

Um prego intramedular (Figura 8 E)) é uma barra cirúrgica forçada num osso longo, desde as extremidades passando pelo canal medular e tem como função ser um mecanismo de imobilização que fixa na sua posição as duas extremidades do osso longo fraturado. Para fixar esta barra no interior de um osso, são geralmente utilizados outros implantes, como pinos ou parafusos, que são inseridos em aberturas já pré-fabricadas nesta (Jin & Chu, 2019).

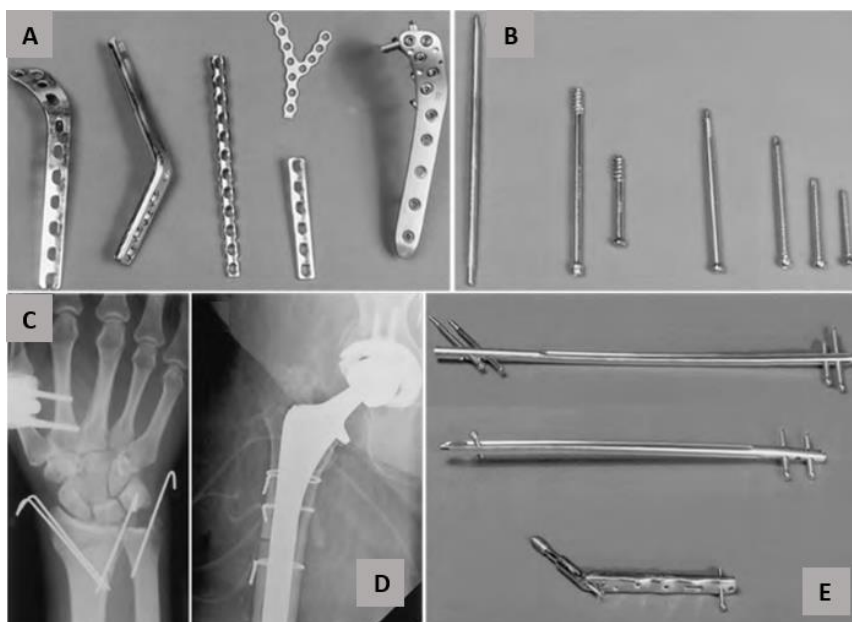


Figura 8 Implantes ortopédicos temporários. A-Placas; B-Parafusos; C-Pinos; D-Fios; E-Pregos intramedulares (Jin & Chu, 2019).

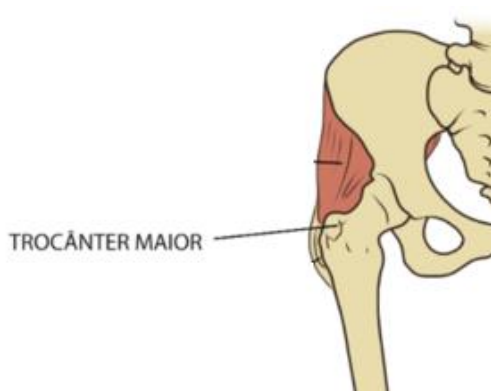


Figura 9 Localização trocânter maior. Imagem adaptada (SBQ, 2020).

Uma das grandes preocupações da recuperação óssea efetuada utilizando placas rígidas é o facto de o osso enfraquecer devido ao efeito de proteção contra o esforço (stress-shielding) que pode resultar em refraturas após a remoção da placa. Esta preocupação existe tanto com as placas, que pertencem como já explicado, à categoria de implantes ortopédicos temporários, como também com os implantes ortopédicos permanentes. O processo osteogénico, que trata da formação dos ossos e o processo

osteoclástico, que trata da destruição destes, são naturais no corpo humano e ao ser aplicada uma força elevada num osso durante um longo período de tempo, o primeiro processo torna-se eficaz e adapta o osso para esse esforço, fornecendo um maior suporte, mas da mesma maneira que este fenómeno acontece, quando a força aplicada é reduzida, ocorre perda de massa óssea, através do segundo processo (Dittmer & Firth, 2017; FUCHS et al., 2009; Jin & Chu, 2019).

Para solucionar esta preocupação têm sido desenvolvidos materiais biodegradáveis com Módulo de Elasticidade semelhante ao do osso. Estes materiais não provocando a mesma proteção contra o esforço, promovem o processo regenerativo do osso e a capacidade do material de se degradar, provoca a existência de uma redução gradual da resistência do implante e uma passagem do esforço mais suave para o osso, permitindo ainda que o corpo absorva o implante, não sendo necessária uma segunda cirurgia para o remover (Jin & Chu, 2019).

2.3.2.1 Placas ortopédicas

Como já explicado no subcapítulo anterior, as placas são implantes ortopédicos temporários que são aparafusados aos fragmentos do osso fraturado, sendo utilizadas para reduzir o dano, suportar o processo de cura e/ou para corrigir uma possível deformação. Existem três tipos principais de placas, sendo estas (Virtualexpo Group, n.d.):

- Placas de compressão óssea (Figura 10)

Placas utilizadas para estabilizar e suportar o processo de cura em casos de lesões traumáticas nos ossos;



Figura 10 Placa de compressão óssea para fratura SuperCable (Virtualexpo Group, n.d.).

- Placas de artrodese (Figura 11)

Estas placas são utilizadas para estabilizar ou imobilizar uma articulação que tenha sofrido um traumatismo;



Figura 11 Placa para artrodese cervical Mecta-C System (Virtualexpo Group, n.d.).

- Placas de osteomia (Figura 12)

Estas placas são utilizadas para o alongamento de um osso ou para corrigir certas deformações ortopédicas (Virtualexpogroup, n.d.).



Figura 12 Placa de Osteotomia de Extensão PLEO (Virtualexpogroup, n.d.).

Para além da diferenciação das placas ortopédicas pela sua função, também se realiza a distinção destas em relação:

- Ao orifício, caso este apresente rosca a placa é denominada de placa bloqueada, nos casos em que não existe rosca, é não bloqueada. A rosca existente serve para a fixação do parafuso, fornecendo vantagens como o baixo risco de ganharem folga com o tempo e o esforço, diminuição da necessidade de contacto entre a placa e o osso, não sendo necessário a colocação desta com muita precisão para se reduzir a fratura. A vantagem fornecida pelas placas não bloqueadas é a liberdade em relação aos ângulos proporcionada para a colocação dos parafusos;
- À simetria, se os orifícios são simétricos ou assimétricos, sendo mais comum a primeira opção devido a permitir a compressão em ambos os sentidos, sendo que as placas existentes que apresentam furos assimétricos, permitindo uma compressão unidirecional, têm a vantagem de proporcionar uma maior liberdade no posicionamento.

As placas podem ser produzidas em metais como aço inoxidável ou titânio ou em polímeros bioabsorvíveis, como carbonato de trimetileno (TMC), ácido poli láctico (PLA), (PLA) e derivados.

2.4 Design

2.4.1 Design Generativo

As Ferramentas de Modelação CAD, quando surgiram, deram origem a um método mais eficiente para realizar diversas tarefas das áreas da arquitetura, do *design* e de engenharia, permitindo a produção digital de modelos mais precisos e complexos. Infelizmente, mesmo com todas as possibilidades que essas ferramentas CAD fornecem, a modelação e alteração de geometrias mais complexas persiste como um desafio pois estas ferramentas ainda não permitem ao utilizador o nível de flexibilidade e controlo necessário. Contudo existe um método denominado Design Generativo que apresenta a capacidade de resolver esse desafio que as ferramentas CAD não conseguem (Leitão & Ferreira, 2016). Consiste desta maneira num tipo de inteligência artificial (Miles, 2022), que consegue abordar e conjugar a engenharia e o *design* na era digital atual. Demonstra-se como um método de *design* associado à computação com o intuito de conseguir definir e apresentar uma grande variedade de soluções e formas para um mesmo problema (Chowdhury, 2021), podendo essas soluções e formas apresentadas, ser ainda refinadas de acordo com as necessidades que surjam (Miles, 2022).

Através deste método são estabelecidos no início do processo, pelo designer ou engenheiro, os vários requisitos e características necessárias para obter uma solução, e após esses dados encontrarem-se inseridos, o software produz várias soluções pré validadas de um design acabado. Como exemplos de tipos de restrições temos o tipo e a quantidade de material que se pretende utilizar, a rapidez com que se deseja obter a solução, os esforços mecânicos que esta terá que suportar, o custo da solução e o seu desempenho geral (Miles, 2022). Torna-se numa ferramenta eficiente que colabora com a tecnologia para criar um *design* com mais capacidade de resolver e preencher as necessidades dos clientes, com melhor eficiência e rapidez e com menos nocividade para o meio ambiente (Chowdhury, 2021). Este método tem sido aplicado nas áreas mecânicas na procura de tornar mais eficiente as produções através de otimizações estruturais (Buonamici et al., 2020).

Como ferramentas de Design Generativo existentes atualmente e que se têm apresentado eficientes temos o *Fusion 360 Generative Design Extension* da Autodesk, o *Creo Generative Design Extension* da PTC, no *Ansys Discovery*, o *nTopology*, o *Rhinoceros 3D Grasshopper*, entre outros (Schwaar, 2022).

Este processo pode ser realizado de várias maneiras, mas de um modo geral consegue-se dividir em 4 fases, sendo estas:

1. Na primeira fase, o utilizador com os conhecimentos adquiridos pela sua experiência e estudos, insere os parâmetros e os objetivos para a solução. Como parâmetros podem ser inseridos as propriedades do material, como o peso, a resistência e o custo deste, as cargas a que o objeto estará sujeito e as restrições importantes a ter em conta, também se pode incluir o volume máximo que a solução final poderá ocupar. Como objetivos, podem ser colocadas restrições em relação à massa, à deformação ou à resistência.
2. De seguida com toda a informação fornecida e através do uso de algoritmos, os *softwares* criam várias soluções possíveis, efetuando análises de performance a cada uma.
3. Após estar completa a análise realizada pelo *software* de todas as soluções, é fornecida a mais relevante em função dos parâmetros e objetivos estabelecidos. Nesta fase o utilizador poderá estudar as várias opções possíveis, modificando e especificando parâmetros e objetivos com o intuito de aprimorar a solução. O *software* irá depois processar todas as alterações efetuadas, e identificará a solução mais relevante.
4. No final obtém-se a solução final para o problema e prossegue-se para o fabrico. Normalmente para ser possível o fabrico destas soluções é necessário a utilização de processos que consigam produzir geometrias complexas e orgânicas, em muitos casos é utilizado o Fabrico Aditivo como principal método de produção (McKnight, 2017).

O Design Generativo é utilizado normalmente com dois principais propósitos, dar origem a uma solução cumprindo um determinado conjunto de parâmetros/restrições, ou dar origem a uma solução em função da maximização de um determinado objetivo, sendo que este último refere-se a soluções em que

por exemplo, o objetivo é reduzir a massa do objeto a ser criado, tentando manter as restantes propriedades mecânicas existentes (Buonamici et al., 2020).

Este tipo de design é frequentemente utilizado para conceber produtos com peso reduzido, melhor desempenho, provocando uma redução do tempo de desenvolvimento necessário, permitindo uma maior criatividade e eficiência no desenvolvimento de produtos personalizados (McKnight, 2017).

2.4.1.1 Estruturas em rede

Lattice Structures ou estruturas em rede são definidas como objetos que, por natureza são compostos por células, sendo estas repetidas e interconectadas sem a existência de intervalos ao longo das três direções. Estes tipos de estruturas tornaram-se mais relevantes devido ao facto de estarem a ocorrer grandes avanços no fabrico aditivo, possibilitando o seu fabrico.

Apresentam como principais objetivos a redução do tempo, da energia e do material necessário durante o processo de fabrico, eliminando desta maneira potenciais desperdícios, e a otimização da resistência do objeto produzido ao diminuir o peso deste. Preenchem uma necessidade na indústria, uma vez que, para além de satisfazerem as já mencionadas exigências de redução de peso, energia e tempo, também permitem a utilização de efeitos secundários adicionais altamente vantajosos (Mahmoud & Elbestawi, 2017). Sendo exemplos desses efeitos secundários a absorção de energia, o amortecimento vibracional e acústico, a elevada relação resistência/peso e a capacidade de gestão térmica (Helou & Kara, 2018).

Os materiais desenvolvidos com estas estruturas, como espumas, esponjas entre outros, podem ser utilizados numa variedade de aplicações, tais como conversores de calor, filtros, peças de suporte de carga e implantes biológicos (Mahmoud & Elbestawi, 2017). As estruturas em rede são utilizadas em diversas indústrias, como a médica, a automobilística, a aeroespacial e aeronáutica, sendo também utilizadas na engenharia estrutural e civil e nas ciências biológicas e de materiais (Helou & Kara, 2018). São normalmente classificadas de acordo com o seu género de porosidade, abertas ou fechadas, e organização das suas células unitárias de construção, periódicas ou estocásticas (Park et al., 2022), como evidenciado na Figura 13.



Figura 13 Classificação das estruturas em rede. Imagem adaptada (Park et al., 2022).

2.4.1.1.1 Periódicas

Estruturas do tipo periódico são definidas na literatura como células unitárias tridimensionais interligadas, que se repetem continuamente (Helou & Kara, 2018; Mahmoud & Elbestawi, 2017). Normalmente podem ter, como evidenciado na Figura 13, as suas células repetidas em dois eixos separados ou em três eixos. Este tipo de estruturas são desenvolvidas em função das suas propriedades geométricas inerentes, tais como as dimensões das células, o ângulo, a quantidade e/ou os limites do objeto final (Nogueira et al., 2023).

Uma grande variedade de estruturas periódicas com diferentes geometrias de células (Figura 14) têm sido estudadas em relação à sua degradação e às suas propriedades mecânicas (Nogueira et al., 2023).

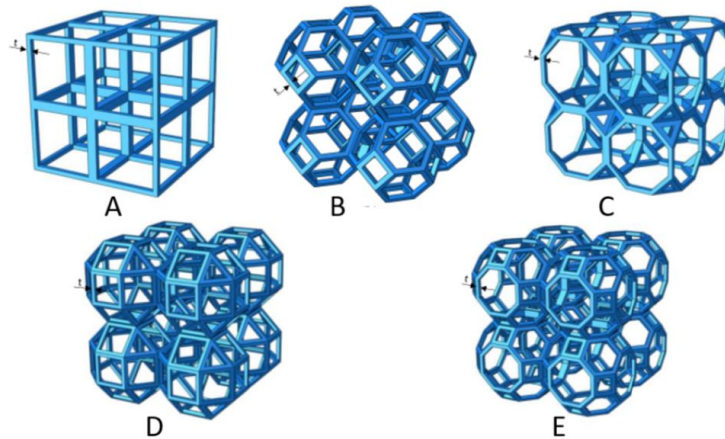


Figura 14 Estruturas periódicas com diferentes geometrias de células. A-Cúbicas; B-Octaedras truncadas; C-Cúbicas truncadas; D-Rombicuboctaedro; E-Cuboctaedro rombitruncado (Nogueira et al., 2023).

A arquitetura das células individuais determina a categorização das estruturas em empregues na engenharia de tecidos e nos suportes ósseos. Existem três categorias que podem ser utilizadas para as classificar:

- Baseadas em desenho auxiliado por computador (Figura 15)



Figura 15 Células baseadas em desenho auxiliado por computador (CAD). Imagem adaptada (Mahmoud & Elbestawi, 2017).

- Superfícies implícitas (Figura 16)

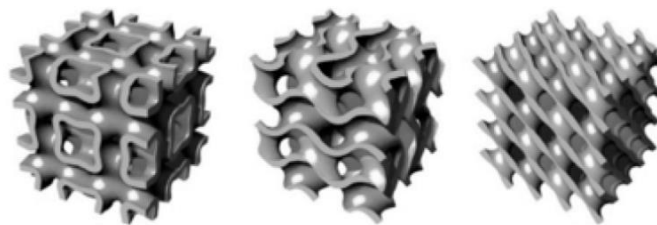


Figura 16 Células baseadas em superfícies implícitas. Imagem adaptada (Mahmoud & Elbestawi, 2017).

- Otimizadas por topologia (Figura 17)

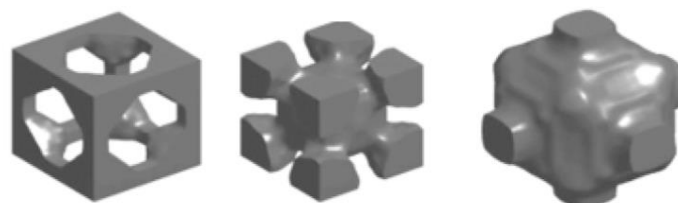


Figura 17 Células baseadas em otimização topológica. Imagem adaptada (Mahmoud & Elbestawi, 2017).

2.4.1.1.2 Estocásticas

As estruturas em rede estocásticas são constituídas por células e padrões que são desenvolvidas de um modo aleatório, sendo que não é possível controlar diretamente nem o tamanho nem a posição das primeiras, e os segundos são realizados de um modo aleatório. As estruturas podem ser analisadas estatisticamente, mas não permitem a sua repetição nem qualquer tipo de previsão. Podem-se encontrar estruturas deste tipo na natureza como por exemplo nas madeiras, na cartilagem, nos ossos e em muitos outros locais (Helou & Kara, 2018).

- **Voronoi**

O diagrama de Voronoi é uma fórmula matemática que é aplicada em inúmeros campos científicos. A tesselação Voronoi é um modelo geométrico que reproduz células biomiméticas irregulares e facilmente observáveis na natureza. O diagrama Voronoi é um sistema que divide espaços em subespaços de uma maneira equilibrada, sendo para este processo necessário pontos que podem ser providenciados com posições aleatórias ou em função de determinados dados (Şahin & Hatipoğlu, 2017).

As propriedades mecânicas do diagrama de Voronoi são influenciadas pelas características geométricas, sendo por isso necessário entender melhor o processo de criação destes. O triângulo de Delaunay ou tesselação de Delaunay é descrito como o equivalente gráfico ao diagrama de Voronoi e é formado por uniões em paralelo dos pontos inseridos para as células Voronoi. Nesta rede de ligações é limitado um espaço para servir como um domínio Voronoi, onde serão desenvolvidas as células a partir dos pontos. Dentro deste domínio produz-se o diagrama de Voronoi, sendo este constituído por polígonos convexos, que o preenchem sem se estenderem demasiado dos limites (Angelucci & Mollaioli, 2018).

O processo de construção começa com a definição de um grupo de pontos, como se mostra na Figura 18 A). Consequentemente, cada um dos pontos é ligado aos adjacentes sem realizar sobreposições. A geometria resultante é conhecida como triângulo de Delaunay e é mostrada na Figura 18 B). De seguida são determinados os pontos médios de cada uma das ligações com o intuito de obter os centros dos triângulos *Delaunay*. As linhas formadas entre os pontos médios das ligações e os centros dos triângulos *Delaunay*, Figura 18 C) representam os limites das células Voronoi, como evidenciado na Figura 18 D). Após este processo obtém-se o diagrama Voronoi, sendo este composto por células poligonais (Angelucci & Mollaioli, 2018).

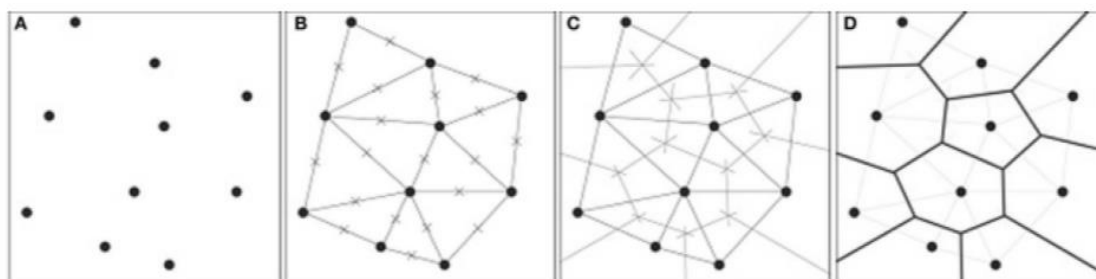


Figura 18 Processo de construção dos diagramas de Voronoi. A-Inserção dos pontos; B-Ligação dos pontos; C-Determinação dos pontos médios das ligações; D-Diagrama Voronoi (Angelucci & Mollaioli, 2018).

2.5 Fabrico Aditivo

Fabrico Aditivo, prototipagem rápida, fabrico por camadas, impressão 3D são alguns dos termos que foram sendo introduzidos após Chuck Hull ter registado a patente em 1984 e antes da padronização da ISO/ASTM 52900:2015, “*Additive manufacturing – General Principles - Terminology*”. Nos dias de hoje, é mais comum o uso do termo fabrico aditivo nos ambientes científicos e técnicos, sendo que a terminologia impressão 3D é o utilizado normalmente quando se pretende comunicar com o público geral (Chaudhary et al., 2023; ISO/ASME International, 2015).

Consiste num grupo de tecnologias modernas e avançadas de fabrico que são utilizadas para produzir protótipos tridimensionais de modelos 3D fornecidos por ficheiros de desenho assistido por computador (CAD) (Adekanye et al., 2017; Prakash et al., 2018). Estas tecnologias de FA, ao contrário das do processo de fabrico tradicional, onde objetos complexos necessitavam de ser desenhados com o intuito de facilitar o processo de fabrico, sendo estes muitas vezes desconstruídos em partes a serem recombinadas numa fase mais final, permitem que um objeto de grande complexidade seja produzido como uma única parte, sendo até possível produzir produtos com grande qualidade para serem diretamente comercializados (Wong & Hernandez, 2012). O fabrico aditivo também se destaca em relação aos processos tradicionais, para além da capacidade já referida de possibilitar a produção de objetos complexos facilmente, pelo facto de tal como o nome indica, serem processos em que é adicionado material camada a camada, ao contrario dos tradicionais que normalmente envolvem remoção de material (Adekanye et al., 2017; Attaran, 2017).

O processo de fabrico aditivo, segundo Chaudhary et al., 2023 pode ser dividido em três fases principais: a de Design, a da Impressão e a do Pós-processamento, como se pode ver na Figura 19. A fase de Design, descrita na Figura 19 como “*Designing*”, é o momento inicial de todo o processo, sendo que é neste onde se realiza o desenho tridimensional ou por outras palavras a modelação 3D do objeto ou produto que se pretende imprimir, utilizando *softwares* CAD, de design auxiliado por computador, Figura 19 a). Após ter-se o modelo 3D, este é convertido num ficheiro de linguagem de triangulação padrão, mais conhecido como ficheiro STL que é posteriormente importado num *software* do tipo *Slicer*. É nesta fase, Figura 19 b), que o modelo 3D contido no ficheiro STL do objeto a imprimir, é dividido em camadas, cada uma apresentando a forma geométrica 2D correspondente ao objeto a imprimir em determinada coordenada vertical. O ficheiro que é exportado pelo *software Slicer*, é de seguida enviado para a tecnologia de Fabrico Aditivo a ser utilizada, dando início à fase “*Printing*”, que consiste no momento em que a tecnologia, analisa as informações fornecidas pelo ficheiro do *software Slicer* e realiza a impressão camada a camada, Figura 19 c). Após todas as camadas estarem impressas obtém-se o objeto num estado cru, Figura 19 d), sendo que este poderá necessitar ainda, dependendo da tecnologia de fabrico aditivo utilizada, de um pós-processamento para obter as propriedades e/ou o aspeto final, Figura 19 e) (Chaudhary et al., 2023).

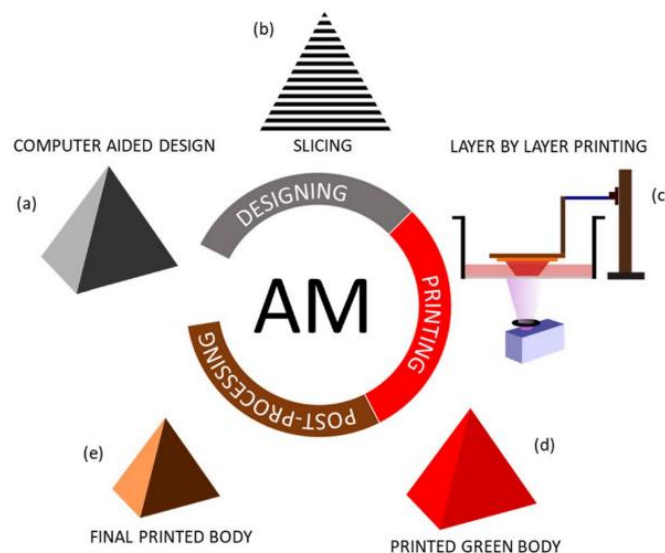


Figura 19 Processo de fabrico passo a passo em FA. Imagem retirada de Chaudhary et al., 2023.

Os materiais utilizados para produzir os objetos com as tecnologias de Fabrico Aditivo podem se encontrar na forma de pó, líquido, filamento, pastas ou folhas, podendo estes ser poliméricos, metálicos, cerâmicos ou compósitos dependendo do tipo de tecnologia (Abdulhameed et al., 2019; Bourell et al., 2017; Guo & Leu, 2013; Prakash et al., 2018).

2.5.1 Vantagens das tecnologias de FA

Como mencionado por Attaran, 2017 e Prakash et al., 2018, as tecnologias de fabrico aditivo apresentam inúmeras vantagens como por exemplo:

- A necessidade de menos tempo e dinheiro para obter protótipos, permitindo a produção destes numa fase inicial do processo de desenvolvimento de produtos, possibilitando a identificação de problemas e a alteração caso necessária do *design* sem que esta provoque um aumento significativo de custos, como aconteceria numa fase mais tardia;
- Menos erros na interpretação dos desenhos dos objetos, sendo o ficheiro com o modelo 3D destes padronizado e processado diretamente pela tecnologia de fabrico aditivo, a linguagem utilizada é a mesma, evitando erros humanos;
- Não é necessário o auxílio de um técnico especializado para a produção dos objetos, tornando-se tecnologias acessíveis;
- Com materiais apropriados, o objeto impresso poderá ser utilizado como produto final, em vez de apenas como protótipo;
- Capacidade de produção de peças mais complexas, sem que seja necessário realizar no processo de *design* a desconstrução destas;
- Utilização eficiente da matéria-prima, sendo apenas utilizada a quantidade mínima necessária, podendo ainda os desperdícios serem reaproveitados sem necessidades de grandes processamentos. Este aspeto relaciona-se com a diminuição do impacto ambiental durante a produção.

2.5.2 Áreas de Aplicação

Sendo uma tecnologia inovadora e apresentando as vantagens mencionadas no subcapítulo anterior, a sua utilização em diversas áreas tem sido explorada, como por exemplo:

- **Industria Aeroespacial**, permitindo a produção de protótipos e componentes complexos de um modo rápido e pouco dispendioso; a redução do peso das aeronaves, diminuindo a quantidade de peças; a fabricação de componentes para satélites, permitindo maior qualidade;
- **Industria Automóvel**, permitindo a produção rápida de componentes mais leves e complexos, reduzindo o tempo de lançamento necessário para os modelos entrarem no mercado; e a eliminação de componentes em excesso reduzindo o peso do veículo;
- **Produção de Ferramentas para máquinas**, permitindo a produção rápida de componentes de substituição com qualidade e precisão diretamente no local; *designs* mais leves e eficientes;
- **Área da Saúde**, permitindo o fabrico de implantes personalizados, como aparelhos auditivos e próteses, reduzindo o tempo e custo da cirurgia; a reconstrução de ossos e outras partes do corpo humano, reduzindo o risco de complicações;
- **Medicina dentária e Tecnologia Dental**, apresentando um grande potencial no uso de novos materiais e permitindo a rápida impressão de próteses;
- **Arquitetura e construção**, permitindo a impressão de um modelo exato à escala dos edifícios; a impressão de estruturas para estes; a capacidade de imprimir protótipos e analisar os modelos, realizando alterações numa fase inicial reduzindo por consequência o tempo e dinheiro que seria necessário investir com alterações posteriores (Attaran, 2017).

2.5.3 Tipos de tecnologias do Fabrico Aditivo

As tecnologias de Fabrico Aditivo podem ser distribuídas em sete categorias (Bourell et al., 2017; Dilberoglu et al., 2017; Guo & Leu, 2013), como evidenciado na Figura 20. As categorias correspondentes às tecnologias de FA são:

- as de **Extrusão de Material** (Material Extrusion), que se apresentam como as tecnologias mais conhecidas e populares pelo facto de terem um grande número de fabricantes a preços acessíveis. Nestas tecnologias a matéria-prima é forçada através de um bico (nozzle) sendo que é, o responsável por definir o tamanho do voxel, sendo este o nome denominado a cada pixel da peça, e dessa maneira a qualidade de impressão. Em alguns casos, a matéria-prima é aquecida e fundida antes da deposição, noutros esta é depositada à temperatura ambiente. A geometria do objeto a imprimir é preservada através de uma combinação de cura por solvente e da natureza de alta viscosidade da pasta;
- as de **Polimerização em Cuba** (VAT Photopolymerization), que se apresentam como as mais antigas das tecnologias comerciais de MA, o processo consiste na cura de resinas fotossensíveis solidificando-as até formar o objeto pretendido;
- as de **Jato de Material** (Material Jetting), que correspondem às que funcionam através da deposição seletiva de gotículas da matéria-prima a utilizar numa plataforma de impressão. As tecnologias desta categoria comerciais existentes normalmente utilizam polímeros termoendurecíveis fotossensíveis que são curados imediatamente após deposição;
- as de **Jato de Aglutinante** (Binder Jetting), onde tal como o nome indica um líquido é colocado sob a forma de gotas para ligar o material em pó. Normalmente esse líquido, o aglutinante tem propriedades adesivas e é projetado com tinta numa camada de pó. Quando se pretende a produção de peças estruturais por este processo é necessário algum tipo de pós-processamento para densificar o pó que constitui as peças;
- as de **Fusão em Cama de Pó** (Powder Bed Fusion), que consistem em tecnologias que aplicam sobre camadas de pó uma fonte de calor com o propósito de produzir ligações entre o material. As fontes de calor normalmente utilizadas são lasers ou feixes de eletrões. Nestas tecnologias já foram utilizadas máscaras físicas ou químicas para filtrar fontes de luz intensa, permitindo que todos os voxels de uma superfície inteira sejam ligados simultaneamente;
- as de **Deposição Direta de Energia** (Direct Energy Deposition), que utilizam energia térmica concentrada para fundir e aglutinar materiais fornecidos na forma de pó ou fio. A fonte térmica é normalmente um laser ou um feixe de eletrões e o fornecimento do material é realizado ao mesmo tempo que a fusão;
- as de **Laminação de Folhas** (Sheet Lamination), que apresentam a sua matéria-prima em forma de folhas, sendo que cada uma destas corresponde a uma camada do objeto a produzir. Cada folha ou é cortada para formar a geometria da camada do objeto e depois empilhada e colada às folhas anteriores ou é colada primeiro e depois cortada. As partes das folhas não pertencentes à geometria do objeto também são cortadas de uma maneira padronizada para facilitar a remoção final do objeto.

(Bourell et al., 2017)

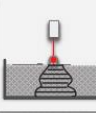
	Material Extrusion	Vat Photo-polymerization	Material Jetting	Binder Jetting	Powder Bed Fusion	Direct Energy Deposition	Sheet Lamination
Scheme							
Process	Layer by layer deposition of molten material	Selective curing of photo-curable material in a liquid container	Material deposition and subsequent curing	Selective dispense of binder for joining powder in a bed	Fusing of powder in a bed by melting the selected region	Direct fusion of the material	Bonding of individual sheets of material
Name	FDM RC MJS SFF	SLA DLP LAMP 2PP	DOD MJ NPJ	BJ	SLS SLM DMLS EBM MJF	LENS EBAM DMT	LOM UC

Figura 20 Categorização das tecnologias de Fabrico Aditivo. Imagem retirada de Dilberoglu et al., 2017.

2.5.4 Polimerização em Cuba

Polimerização em Cubo é um dos mais populares e mais antigos processos de Fabrico Aditivo sendo utilizado em diversas áreas como a de joalharia, calçado, dentária e engenharia biomédica.

Consistem em técnicas de impressão 3D onde são utilizadas fontes de luz para desencadear e manifestar a reação de polimerização que forma correntes ou ligações cruzadas entre os polímeros solidificando a resina fotossensível que se encontra isolada numa cuba (Figura 21) (Davoudinejad, 2021; Pagac et al., 2021; F. Zhang et al., 2021). A resina líquida é curada camada a camada consoante a geometria da camada correspondente do objeto, através de luz visível, ultravioleta e raios gama, dependendo da resina utilizada. Na área dentária são utilizadas para realizar a cura a luz visível (Diegel et al., 2019).

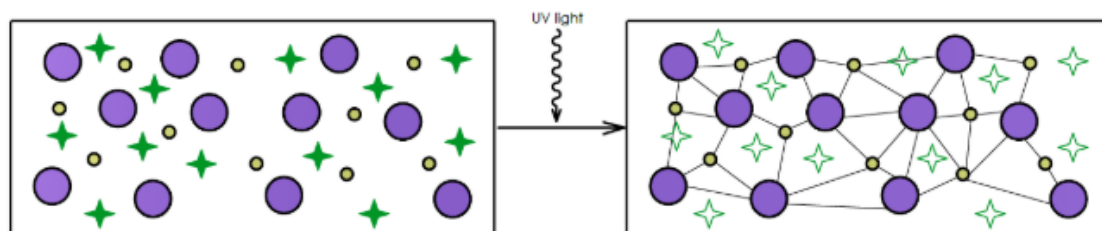


Figura 21 Processo de polimerização da resina. À esquerda: resina no estado líquido; à direita: resina no estado curado/sólido após aplicação de luz Ultravioleta (Pagac et al., 2021).

Para o processo de polimerização, foram desenvolvidas duas configurações como métodos com função de realizar a filtragem da geometria 2D da camada a ser curada na superfície da resina, sendo estas:

- Abordagem de digitalização vetorial ou pontual;
- Projecção de máscara, ou abordagem por camadas.

Estas configurações estão representadas na Figura 22, podendo se observar que na configuração da abordagem de digitalização vetorial ou pontual, Figura 22 a), são necessários lasers para realizar a cura da resina, enquanto na de projecção de máscara ou abordagem por camadas Figura 22 b), é utilizada uma fonte de luz larga, que é filtrada por outro aparelho com a geometria da camada a curar. Em ambas as configurações após a cura de cada camada da resina, a plataforma de impressão necessita de ser movida verticalmente para permitir que uma nova camada de resina fotossensível não curada se forme (Pagac et al., 2021).

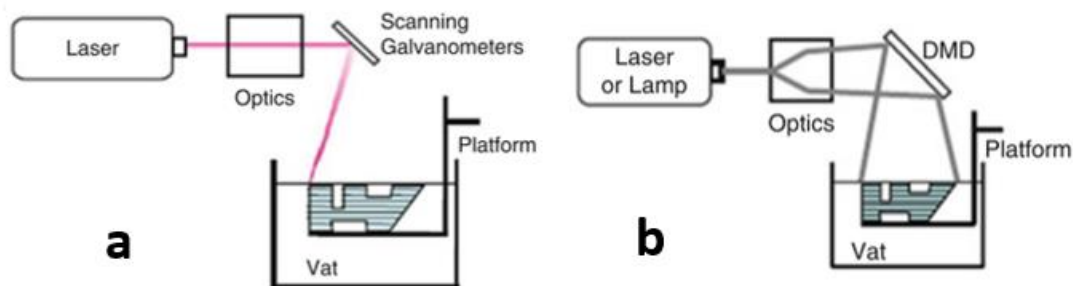


Figura 22 Configurações desenvolvidas para realizar a cura da geometria 2D do objeto para a superfície da resina. a- Abordagem de digitalização vetorial ou pontual; b-Projeção de máscara ou abordagem por camadas. Imagem adaptada (Diegel et al., 2019).

Para além das configurações demonstradas anteriormente, existe ainda uma outra que não necessita que a plataforma de impressão se desloque verticalmente. Esta configuração, representada na Figura 23, é a Abordagem com dois fotões, que consiste essencialmente numa adaptação das abordagens de digitalização vetorial ou pontual, conseguindo apresentar uma maior resolução. Nesta abordagem, tal como representado na figura já mencionada, o processo de polimerização só acontece quando os dois raios laser de digitalização se interseitam, esta característica simplifica e agiliza todo o processo devido ao facto de não ser mais necessário o movimento da plataforma de impressão para acrescentar uma nova camada de resina (Diegel et al., 2019).

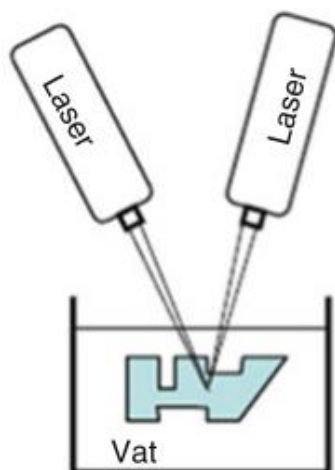


Figura 23 Configurações desenvolvidas para realizar a cura da geometria 2D do objeto para a superfície da resina. c) = Abordagem com dois fotões. Imagem adaptada (Diegel et al., 2019).

Este processo pode ser categorizado em relação ao método de cura em três tecnologias diferentes Estereolitografia (SLA), Processamento digital com luz (DLP) e Produção de Interface Líquida Contínua (CLIP) (Figura 24), existindo dois tipos de estruturas para as máquinas possíveis consoante o *design* do fabricante, sendo estas em relação à orientação de impressão, podendo ser de cima para baixo, *top down* ou de baixo para cima, *bottom up* (Figura 24) (Davoudinejad, 2021; Pagac et al., 2021).

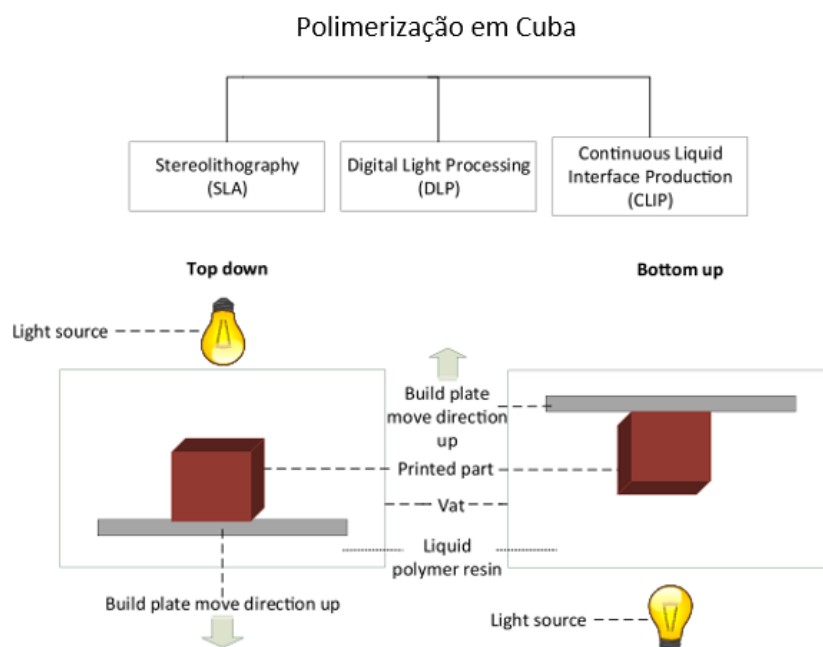


Figura 24 Categorização do processo de Polimerização em Cura em relação a métodos de cura e tipos de estruturas existentes para as tecnologias. Imagem adaptada (Davoudinejad, 2021).

2.5.4.1 Estereolitografia (SLA)

Estereolitografia ou SLA é uma das tecnologias mais antigas de impressão por Polimerização em cura tendo sido estabelecida como método baseado na polimerização de resina líquida monomérica para o fabrico de peças sólidas em 1984 por Charles Hull (Davoudinejad, 2021; Negi et al., 2014; The American Society of Mechanical Engineers, 2016).

Com este método cada camada do objeto a imprimir é produzida através da cura ponto a ponto de resina fotossensível, provocada pela aplicação de um feixe de luz originado por um laser de luz ultravioleta. A primeira camada é sempre curada diretamente na plataforma de impressão sendo as seguintes curadas nas anteriores. Após a solidificação de cada camada seguindo a forma 2D correspondente do objeto a imprimir, a plataforma de impressão é elevada ou descida, dependendo da orientação da máquina, com o intuito de permitir que se forme uma nova camada de resina fotossensível líquida a seguir da já curada (Alghamdi et al., 2021; Pagac et al., 2021). A forma geométrica 2D do objeto a imprimir é transmitida pela reflexão do feixe ultravioleta proveniente do laser pelo espelho digitalizador XY (F. Zhang et al., 2021). Este processo é repetido constantemente até se obter todo o objeto que se pretende imprimir, sendo que este poderá ainda ter que passar por um processo de pós-processamento.

Normalmente após impressas as peças, estas são limpas com uma solução, podendo este ser Álcool Isopropílico (IPA). Após limpeza, estas são colocadas numa câmara com luz ultravioleta para realizar a pós-cura, processo em que solidifica completamente as peças, fornecendo-lhes mais resistência.

Para ser possível realizar a impressão de algumas geometrias complexas e/ou que apresentem secções suspensas, é necessário aplicar a estas, suportes (Figura 25). Estes suportes são produzidos da mesma maneira que a restante peça, apresentando-se como resina solidificada, com função de prevenir falhas durante o processo de impressão como: deformações das secções suspensas devido aos efeitos da gravidade e à falta de apoio ou até mesmo a queda das peças, por falta de superfície de contacto suficiente no reservatório. Estes suportes são posteriormente removidos. Normalmente os suportes são adicionados de uma maneira eficiente pelo software *Slicer*.

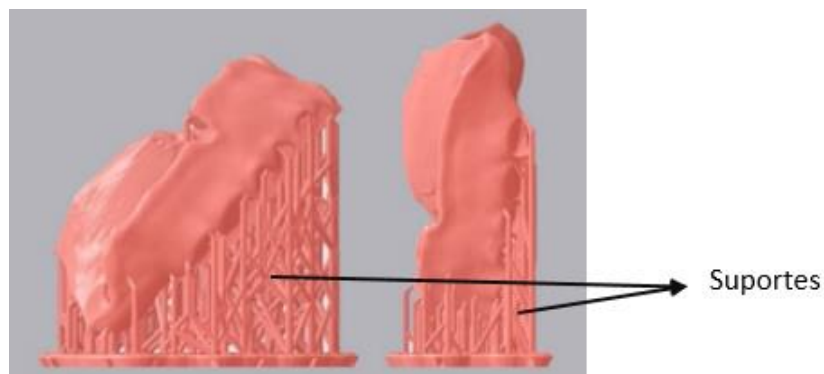


Figura 25 Suportes impressos com o intuito de evitar deformações durante a impressão das peças. Imagem adaptada (Unkovskiy et al., 2021).

Estas tecnologias normalmente são constituídas por uma cuba ou reservatório preenchido com resina líquida fotossensível, por uma plataforma de impressão dentro do reservatório conectada a uma plataforma de elevação, por um laser ultravioleta e por uma janela (Figura 26) (Negi et al., 2014; Pagac et al., 2021).

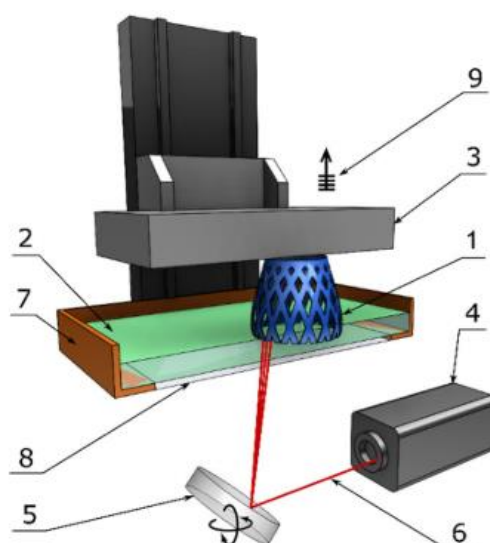


Figura 26 Esquema do processo de Estereolitografia: 1–Peça impressa, 2–Resina fotossensível líquida, 3–Plataforma de impressão, 4–Fonte do laser ultravioleta, 5–Espelho digitalizador XY, 6–Laser ultravioleta, 7–Reservatório de resina, 8–Janela e 9–plataforma de elevação (Pagac et al., 2021).

As vantagens da SLA incluem o acabamento suave da superfície e a elevada precisão na construção de peças, sendo as desvantagens deste processo o pós-processamento moroso e a utilização de material expansivo e tóxico. Tem ainda apresentado grandes potencialidades para aplicações biomédicas, tais como o fabrico de implantes com formato anatómico, dispositivos biomédicos feitos à medida, tendo provado a capacidade de facilitar e acelerar os procedimentos cirúrgicos (Negi et al., 2014).

2.5.4.2 Processamento digital com luz (DLP)

As tecnologias de Processamento digital com luz ou DLP têm este nome devido à fonte de luz que utilizam. Estas tecnologias correspondem à abordagem por camadas ou por projeção de mascaras e diferem das de estereolitografia apenas em relação à maneira como a resina fotossensível é curada (Chaudhary et al., 2023; Pagac et al., 2021; Truxova et al., 2020).

Em vez de se usarem lasers ultravioleta como fonte de luz são utilizados projetores de luz digital (Alghamdi et al., 2021). A luz projetada atravessa um ecrã que realizará a filtragem da luz e que permitirá apenas a cura, na superfície da resina, da geometria 2D do objeto a imprimir (Revilla-León & Özcan, 2019; Schmidleithner et al., 2018). A cura é realizada por toda a camada de um modo simultâneo, tornando este

processo mais rápido que o de estereolitografia, que realiza a cura ponto a ponto (Schmidleithner et al., 2018).

Esta tecnologia foi baseada na tecnologia de projeção de imagens desenvolvida pela *Texas Instruments* na década de 1980, apresentando vantagens devido ao facto de permitir a impressão rápida e precisa de peças personalizadas com grande qualidade (J. Zhang et al., 2020).

Na Figura 27, pode-se evidenciar um esquema simplificado do funcionamento das tecnologias de Processamento digital por luz. Tal como as tecnologias de Estereolitografia, estas são compostas por uma plataforma de impressão conectada a uma plataforma de elevação, por um reservatório onde é inserida a resina fotossensível, por um projetor de luz, e entre estes dois últimos, por um ecrã que utiliza cristais líquidos e polarizadores de luz (ecrã LCD) para filtrar a luz com as geometrias 2D das camadas dos objetos (Truxova et al., 2020).

Apresentando um processo de impressão semelhante às tecnologias de Estereolitografia, subcapítulo 2.5.4.1, mantém-se a necessidade de suportes nos casos mencionados.

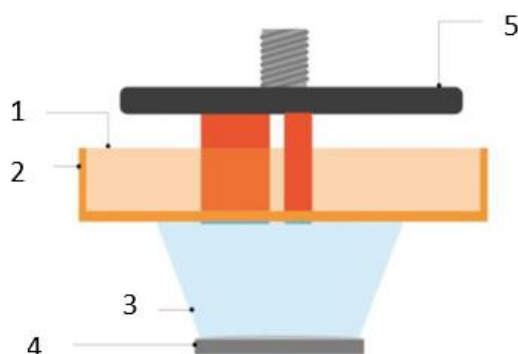


Figura 27 Esquema simplificado das tecnologias de Processamento digital com luz. 1- Resina, 2-Reservatório, 3-Luz projetada que será filtrada, 4-Projetor de luz, 5-Plataforma de impressão conectada a plataforma de elevação (Truxova et al., 2020).

2.5.4.3 Resina fotossensível

Os materiais fotossensíveis foram desenvolvidos no final da década de 1960, no entanto, a utilização de materiais curáveis por luz ultravioleta apenas remonta a meados dos anos 80 com Chuck Hull. São considerados materiais desta categoria todos aqueles que ao passarem por interações diretas ou indiretas com luz sofrem alterações nas suas propriedades físicas e/ou químicas (Davoudinejad, 2021; Gibson et al., 2020).

As resinas comerciais para estereolitografia 3D têm todos os mesmos componentes essenciais, como demonstrado na Figura 28, sendo geralmente compostas por uma mistura de precursores, oligómeros e monómeros com um ou mais fotoiniciadores, combinados com outros materiais. Os precursores são os responsáveis, após polimerização, por formar a rede que conecta todos os constituintes da resina, sendo que são os fotoiniciadores que, tal como o nome indica começam este processo através da absorção e conversão da luz em energia química que provoca as reações. Para além destes, a maioria das fórmulas de produção das resinas, apresentam corantes inertes, que facilitam a absorção da luz incidente e aumentam o controlo sobre o processo de polimerização. Nos casos em que se usa resinas com preenchimento, estas também apresentam aditivos como diluentes e outros estabilizadores (Riccio et al., 2021; Tan et al., 2020).

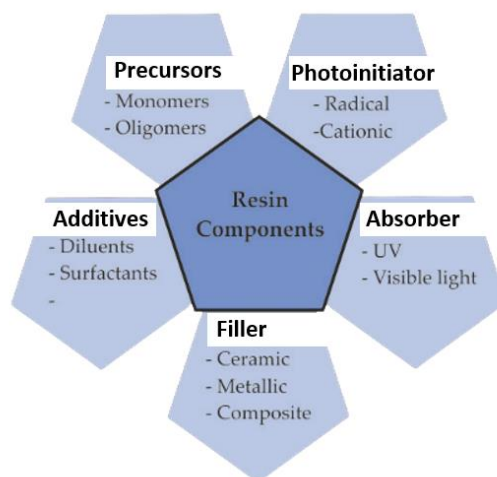


Figura 28 Componentes da resina fotossensível. Imagem adaptada (Schmidleithner et al., 2018).

2.5.4.3.1 Precursores

Os precursores são moléculas líquidas, que podem ser ligadas entre si através do processo de polimerização, que ocorre após exposição à luz, formando uma rede 3D sólida. Dependendo da aplicação e das capacidades desejadas e pretendidas para a peça impressa podem ser utilizados uma variedade de monômeros, oligômeros ou pré-polímeros.

As resinas à base de acrilatos são comuns nos processos de Polimerização em Cuba devido ao facto de apresentarem elevadas reatividades, o que é vantajoso para obter velocidades de impressão mais rápidas. Existem diferentes tipos de acrilatos e estes podem ser utilizados para ajustar as propriedades mecânicas e a resistência térmica, sendo isto possível através por exemplo da alteração do número de grupos reativos ou através da implementação de diferentes oligómeros, como os acrilatos de uretano. A principal desvantagem deste tipo de resinas é a contração que ocorre durante o processo de impressão, provocando deformações nas peças impressas. Para evitar estas ocorrências, combinam-se também metacrilatos. Estas resinas apresentam sensibilidade ao oxigénio, sendo que este retarda a reação de polimerização. As resinas epoxídicas apresentam uma retração significativamente menor do que as suas contrapartes de acrilato. Com o objetivo de explorar as vantagens de ambas as alternativas, foram criados sistemas híbridos. A combinação de resinas à base de acrilato e epóxi conduz a materiais de cura rápida e de baixa retração, sendo atualmente o padrão na maioria dos sistemas comerciais (Schmidleithner et al., 2018).

2.5.4.3.2 Fotoiniciadores

Os fotoiniciadores são os componentes da resina que reagem quando em contacto com luz. Estes componentes quando irradiados por luzes com o comprimento de onda correto convertem essa luz em reações químicas começando o processo de polimerização. Ao escolher um fotoiniciador a ser utilizado na composição da resina é necessário ter em conta a natureza do precursor selecionado. O tipo e a quantidade destes componentes podem influenciar substancialmente a dinâmica da reação, a quantidade de luz necessária, a conversão, a densidade das ligações químicas e, conseqüentemente, as propriedades mecânicas das peças impressas (Schmidleithner et al., 2018).

2.5.4.3.3 Absorventes

Outro componente essencial na maioria dos processos de Polimerização em Cuba é um absorvente de luz, que diminui a entrada desta na resina e restringe o grau de cura da mesma. Sobretudo nos casos em que se pretendem imprimir geometrias complexas com cortes inferiores, esta restrição da cura tem de ser definida com rigor, de modo a evitar uma cura excessiva na direção vertical e a diminuição das propriedades. Os absorventes de UV mais utilizados são os derivados de benzotriazol (Schmidleithner et al., 2018).

2.5.4.3.4 Preenchimento

O fabrico de componentes metálicos ou cerâmicos através de Polimerização em Cuba foi implementado através do preenchimento de resinas com os pós desses materiais, da impressão dos tais componentes e, posteriormente, da remoção e sinterização dos exemplares impressos.

Para realizar a remoção do material ligante, são utilizados processos de pirólise para remover os componentes orgânicos da resina. O processo de pirólise consiste numa queima a altas temperaturas do aglutinante, sendo que esta apresenta-se mais fácil de efetuar para estruturas finas com alto grau de preenchimento, caso tenham este aglutinante podendo formar-se defeitos como fissuras. Na etapa de sinterização subsequente, o pó metálico ou cerâmico remanescente é tratado termicamente com o objetivo de obter estruturas densas (Figura 29). As partículas do material metálico ou cerâmico devem ser mais pequenas do que a espessura da camada. É desejável para evitar fraturas, tal como já mencionado, existir a máxima concentração de partículas (Schmidleithner et al., 2018).

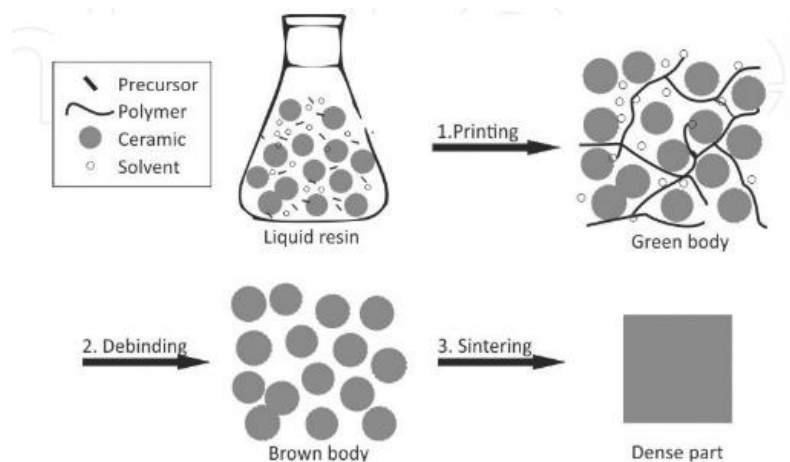


Figura 29 Esquema de impressão utilizando resinas com preenchimento cerâmico. Adaptada por autor (Schmidleithner et al., 2018).

2.5.4.3.5 Aditivos

Os aditivos são utilizados para melhorar o desempenho da resina e remover algumas desvantagens. Por exemplo, quando existe uma grande percentagem de partículas sólidas dentro de uma peça impressa, sobretudo no caso de partículas mais pequenas e com uma grande área de contacto, a viscosidade da mistura aumenta com a quantidade de partículas. Este facto leva a que o comportamento do fluxo da resina seja alterado, interferindo nos mecanismos de revestimento e aumentando a força mecânica necessária para a elevar a plataforma de impressão em geometrias que tendem a bloquear a saída da resina não curada. As soluções adotadas para reduzir a viscosidade são, entre muitas outras, a utilização de diluentes.

Os aditivos como inibidores ou retardadores podem aumentar a concentração de sólidos, para controlar a profundidade de absorção da luz, apresentando-se essenciais para o prolongamento do tempo de vida útil das pastas, assim como da estabilidade durante as impressões mais longas (Schmidleithner et al., 2018; Tan et al., 2020).

2.5.4.4 Parâmetros de processamento e pós-processamento

As propriedades mecânicas dos objetos impressos pelas tecnologias de Polimerização em Cuba são influenciadas por: altura da camada; orientação da peça impressa; suportes; tempo de limpeza; tempo de pós-cura; e temperatura (Figura 30) (Garcia et al., 2020; Pandzic, 2021).

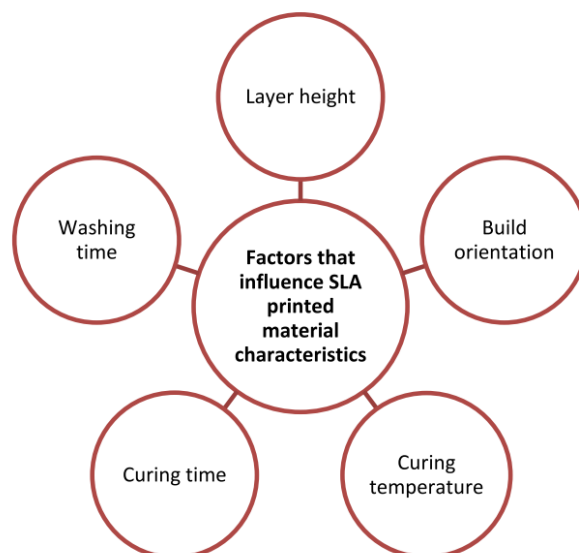


Figura 30 Fatores e parâmetros de impressão que influenciam as características de peças impressas por Polimerização em Cuba (Pandzic, 2021).

2.5.4.4.1 Altura da camada

Normalmente os *softwares* do tipo Slicer, utilizados para preparar o ficheiro STL do modelo 3D da peça a produzir efetuando a divisão em camadas desse modelo, definem automaticamente um valor constante para o espaçamento entre cada uma destas. Este valor é conhecido como altura da camada e pode ser ajustado manualmente no *software* (Piedra-Cascón et al., 2021) sendo que, para os processos de Polimerização em Cuba, são normalmente utilizados valores entre 20 e 100 μm (Ahmad et al., 2020).

O parâmetro da altura é um dos mais importantes e demonstra grande influência nas propriedades mecânicas, uma vez que permite uma mais fácil transmissão da luz ultravioleta projetada realizando a posterior cura de uma maneira mais rápida e eficaz, e também na precisão geométrica das peças impressas, sendo este ultimo possível de evidenciar na Figura 31 B) e C) (Chockalingam et al., 2006; Garcia et al., 2020).

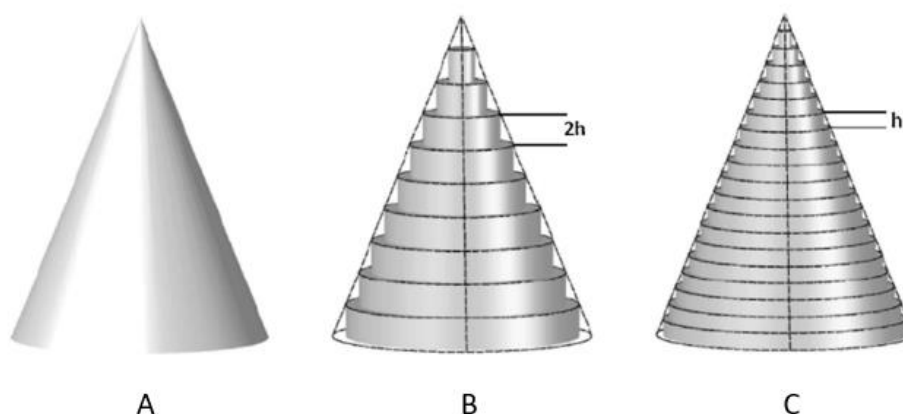


Figura 31 Efeitos da diferença de alturas de camada em relação ao Modelo 3D. A-Modelo 3D da peça a imprimir; B-Divisão do modelo 3D em camadas com $2h$ de altura; C-Divisão do modelo 3D com camadas com h de altura. Imagem adaptada (Quan et al., 2015).

Como possível evidenciar pelo modelo representado na Figura 31 C), comparando com o representado na Figura 31 B), ao utilizar valores mais baixos para a altura das camadas, é possível capturar detalhes mais finos e complexos, fazendo com que a peça impressa se torne mais fidedigna à pretendida, Figura 31 A).

Devido ao facto deste parâmetro controlar a penetração da luz, ao aplicar valores demasiado baixos, pode ocorrer a cura não controlada das camadas anteriores, fazendo com que estas tenham as suas

propriedades mecânicas mais elevadas numa etapa do processo de impressão inicial, podendo dificultar a remoção da peça da plataforma de impressão numa fase final. Quando se utiliza um valor elevado (Figura 31 B)) para a altura da camada, normalmente as peças apresentam valores mais elevados de deformação final e alguma degradação na qualidade da superfície (Garcia et al., 2020; Komjaty et al., 2021).

2.5.4.4.2 Orientação da Impressão

Na fase de preparação do ficheiro 3D no *software* do tipo Slicer é necessário ter em atenção com a orientação com que a peça é colocada durante a impressão. Como verificado por Unkovskiy et al., 2018, diferentes orientações influenciam tanto as propriedades mecânicas como também a precisão dimensional da peça a imprimir.

Normalmente ao realizar a impressão de uma peça com orientação perpendicular à direção de impressão (Figura 32 C)) esta apresentará propriedades mecânicas elevadas devido à existência de uma maior aderência entre camadas, de menor porosidade, de menor deformação e de melhor acabamento superficial, quando comparado com a produção em paralelo à direção de impressão (Figura 32 A)) (Garcia et al., 2020; Volpato et al., 2017; Y. Wang et al., 2021).

Ao aumentar a inclinação (Figura 32 B)) é provocado um aumento da anisotropia devido ao agrupamento das camadas, podendo resultar numa deterioração das características mecânicas do objeto. Por outro lado se um componente for impresso com inclinação, o processo de cura apresenta um melhor controlo, uma vez que a luz é dirigida para a peça num ângulo, o que conduz a um processo de cura mais uniforme e a uma peça mais homogênea. Por outro lado, os modelos impressos na horizontal necessitam de um maior volume de resina que tem de ser curada durante o processo de polimerização de cada nova camada. Com essa orientação, as camadas inferiores da peça são expostas a mais luz de cura do que as camadas superiores, causando mais polimerização e contração na parte inferior da peça e dando origem a tensões internas mais elevadas que podem deteriorar as suas propriedades mecânicas (Garcia et al., 2020; Naik & Kiran, 2018a; Saini et al., 2020; Volpato et al., 2017).

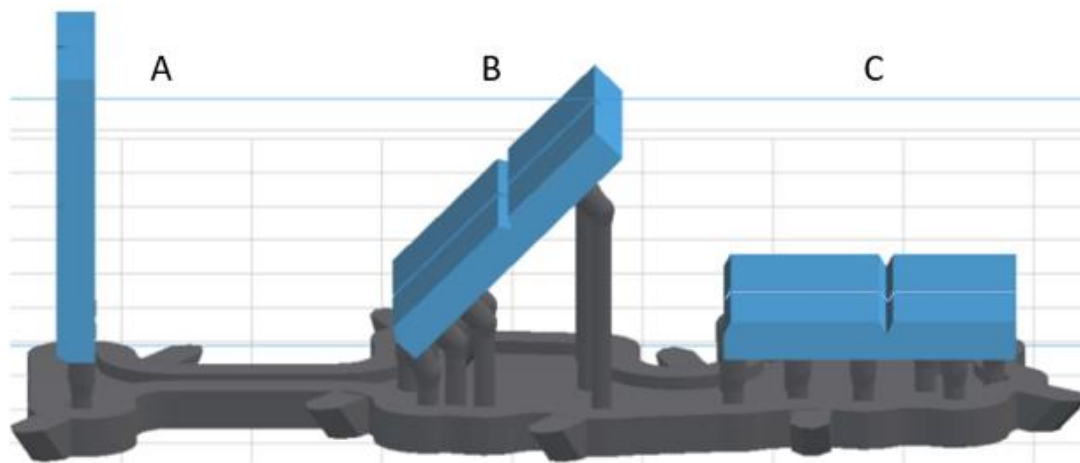


Figura 32 Orientação de impressão. A-0°; B-45°; C-90°. Imagem adaptada (Ahmad et al., 2020).

2.5.4.4.3 Tempo de Exposição

O tempo de exposição é o parâmetro que determina a duração da exposição de cada camada à luz que realiza a cura, sendo importante ter controlo sobre os cuidados e as necessidades em torno da peça (Piedra-Cascón et al., 2021).

Tempos de exposição mais elevados proporcionam que as peças impressas apresentem propriedades mecânicas mais elevadas, como o Módulo de Elasticidade, a Tensão Máxima e os valores de deformação. Ao utilizar-se um maior período de exposição para a cura de cada camada, será realizada uma polimerização com mais intensidade. Caso não se consiga efetuar uma polimerização completa de toda a camada, a parte inferior de cada uma apresentará propriedades mecânicas mais baixas em comparação com a parte superior, quando isto ocorre, toda a peça impressa fica fragilizada (Al Rashid et al., 2021; Garcia et al., 2020).

Deve ter-se em conta que uma exposição excessiva da resina fotossensível ao feixe de luz pode provocar a aderência em excesso das camadas à plataforma de impressão (Garcia et al., 2020).

Consoante o tipo de resina e a fonte de luz a utilizar, o tempo de exposição adequado pode variar entre menos de 2 segundos a vários minutos. Adicionalmente, os problemas que surgem da impressão utilizando um período de exposição curto podem ser reduzidos através da aplicação de uma pós-cura nas peças após impressão (Garcia et al., 2020).

2.5.4.4 Implementação de Suportes

Como mencionado no subcapítulo 2.5, as tecnologias de fabrico aditivo produzem as suas peças camada a camada. Em geometrias simples uma nova camada é curada em cima da anterior, com esta última suportando-a. Este processo é repetido até se obter a peça impressa.

Sendo umas das principais vantagens destas tecnologias o fabrico de peças com geometrias complexas é de esperar que existam zonas em que a geometria da nova camada não corresponda à da camada anterior, existindo secções flutuantes e sem apoio. À medida que a complexidade das peças vai aumentando, também a probabilidade de existirem essas secções flutuantes, sendo necessário a implementação de algum tipo de suportes (Figura 33) para que essas geometrias sejam possíveis de imprimir. Estes suportes têm que ser possíveis e fáceis de remover da peça principal no final de todo o processo (J. Jiang et al., 2018).

A necessidade destes suportes tem sido considerada um inconveniente pouco significativo devido às vantagens apresentadas pelas tecnologias de fabrico aditivo. Vantagens estas como a rápida prototipagem, o baixo custo, e o facto de não ser necessário que esses protótipos apresentem grande qualidade. De qualquer maneira, a necessidade de produzir e depois remover os suportes, faz com que algumas das vantagens destas tecnologias sejam perdidas, uma vez que esta poderá provocar um aumento significativo da quantidade de materiais, de energia e de pós-processamento manual necessários para obter o produto final, fazendo com que o custo também aumente (J. Jiang et al., 2018).

Os suportes são influenciados por fatores como a orientação de impressão, a posição da peça na plataforma de impressão e também pelo volume, tamanho e posicionamento das estruturas que servirão como suportes. Estes fatores podem promover a anisotropia, a instabilidade dimensional e uma elevada rugosidade superficial. É necessário realizar uma investigação prévia para avaliar o efeito da inclinação e da localização dos componentes na plataforma de impressão sobre a precisão, a qualidade superficial e as propriedades mecânicas dos materiais (Alharbi et al., 2016; Arnold et al., 2019; Reymus et al., 2020). Encontrar a posição na plataforma de impressão ou o ângulo ideal para produzir todos os objetos é difícil, devido às variações nos procedimentos, nas impressoras e resinas utilizadas, bem como também as dimensões e geometrias das peças a imprimir (Piedra-Cascón et al., 2021).

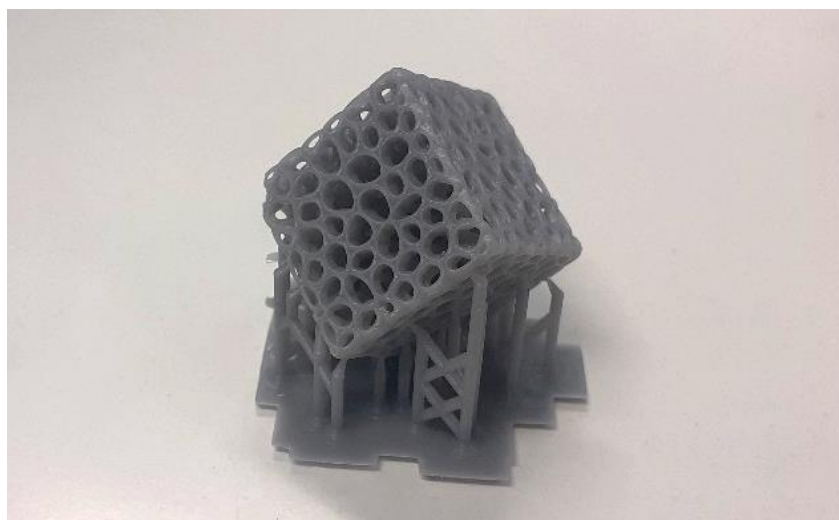


Figura 33 Amostra Voronoi impressa com suportes.

2.5.4.4.5 Limpeza

Após finalizada a impressão, a plataforma de impressão afasta-se do reservatório e a peça em estado verde é removida desta plataforma (Figura 34). A peça passa então por um processo de limpeza com o objetivo de remover a resina não curada (Bardelcik et al., 2021).

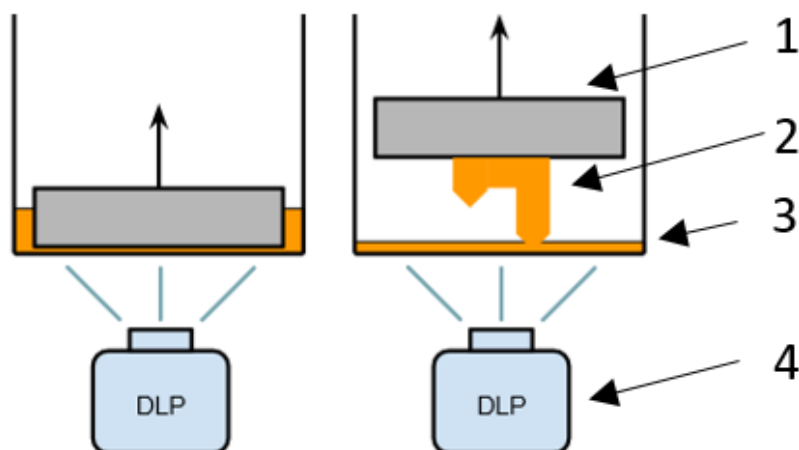


Figura 34 Esquema remoção da peça em verça da resina. 1-Plataforma de impressão; 2-Peça impressa em estado cru; 3-Reservatório de resina; 4-Fonte de luz. Imagem adaptada (Kovalenko et al., 2017).

As peças em estado cru são colocadas submersas numa solução com solventes como etanol, acetona, hidrogel, entre outros, sendo mais utilizados atualmente o álcool isopropílico (IPA), a acetona, a dimetilacetamida e o vertrel XM. Após se encontrarem na solução, esta pode ser agitada para agilizar o processo de remoção da resina não curada ou manter-se parada, ficando as peças em repouso dentro desta. O tempo de limpeza é definido consoante as instruções fornecidas pelo fabricante da resina, tendo desta maneira em conta as necessidades do material. As peças têm que demonstrar resistência suficiente para serem lavadas com a agitação da solução. No caso de peças delicadas, não se utiliza agitação, e ficam apenas em repouso, sendo que esta maneira não é tão eficaz no processo de remoção da resina não curada (Bardelcik et al., 2021; Hardiman, 2019).

A limpeza é um passo essencial para remover a resina não curada e fornecer um melhor acabamento superficial, mas utilizando tempos de limpeza prolongados começam a surgir problemas, como dificuldade de remoção do solvente, inchamento das peças, instabilidade dimensional, extração de constituintes essenciais da resina, entre outros fatores que poderão influenciar as propriedades mecânicas da peça (Bardelcik et al., 2021; Hwangbo et al., 2021; Štaffová et al., 2022).

2.5.4.4.6 Banho por Ultrassons

Banhos por ultrassons são normalmente utilizados com objetos mais pequenos, geralmente com diâmetros internos de eixo. O álcool isopropílico (IPA) é sugerido como agente de limpeza para estes banhos. Uma vez que os vapores criados por este processo podem ser nocivos para a saúde, este deve ser realizado num local bem ventilado utilizando equipamento de proteção pessoal adequado (Hardiman, 2019).

Durante este processo as peças ainda se encontram em estado verde e o prolongado rebentar das bolhas junto delas pode causar erosão ou destruição das mesmas. Por causa disto é necessário confirmar que a duração do processo de limpeza e os parâmetros aplicados, tais como pressão, amplitude e frequência, permitem algum grau de controlo sobre os resultados desejados, evitando comportamentos que poderão danificar o material e as peças (Hardiman, 2019).

É necessário ter cuidado ao limpar os componentes com solventes, uma vez que, como já explicado, a exposição excessiva aos solventes pode diminuir a resistência e aumentar a ductilidade. Também podem ocorrer corrosões químicas, que poderão resultar na degradação irreversível do material, sendo por isso necessário ter cuidado na escolha dos solventes, para estes não reagirem com as resinas (Šafka et al., 2016).

O solvente que está a ser utilizado para limpar e agitar os componentes pode ser utilizado repetidamente antes de ser necessário substituí-lo por um novo solvente. Para assegurar uma limpeza eficaz das peças, alguns materiais exigem que o solvente seja substituído após cada lavagem. Se este ficar demasiado sujo, torna-se um desafio remover o excesso de resíduos de acumulação das peças e pode até estimular a acumulação de resíduos, o que pode levar a que as peças se tornem ainda mais sujas (Hardiman, 2019).

2.5.4.4.7 Pós-cura

Os polímeros de que são feitas as peças impressas necessitam normalmente após-limpeza de uma operação de pós-cura adicional que promova a interligação e melhore as propriedades operacionais dos materiais, como melhor rigidez, resistência e dureza, maior resistência química, estabilidade a temperaturas mais elevadas e menor toxicidade (Hardiman, 2019; Li et al., 2020; Riccio et al., 2021; Zhao et al., 2020).

As peças que, ao longo de todo o processo de impressão, não tenham sido corretamente polimerizadas poderão influenciar o desempenho do produto final, especialmente se os materiais forem expostos à luz solar ou a outras fontes de radiação durante a sua utilização ou armazenamento. Com o intuito de melhorar a estabilidade química e também de fazer com que as peças tenham as melhores qualidades possíveis, estas são, após impressão e limpeza, curadas com ultravioleta, segundo as recomendações fornecidas pelo fabricante (Hardiman, 2019). Normalmente nessas recomendações encontram-se as durações de ciclo e as câmaras de aquecimento sugeridas, bem como o comprimento de onda de exposição UV ideal, frequentemente entre 365 e 405 nm. Para ser possível a obtenção das melhores propriedades de alguns materiais fotossensíveis é necessário combinar calor com a radiação ultravioleta, sendo que a pós-cura realizada em temperaturas mais elevadas também facilita essa obtenção e também acelera o processo de cura (Dizon et al., 2018).

No caso das peças com geometrias complexas e que apresentam espessuras diferentes, é difícil obter os parâmetros estruturais adequados, por isso as certas secções mais finas podem ficar totalmente curadas, enquanto as secções com maior espessura podem não ficar totalmente. É crucial seguir cuidadosamente as instruções de cura fornecidas pelo fabricante, uma vez que a cura excessiva pode desgastar e descolorir os componentes, o que pode prejudicar o seu desempenho mecânico (Hardiman, 2019; O'Neill et al., 2017). Vários estudos comprovam a importância da pós-cura nas peças produzidas pelas tecnologias de Polimerização em Cuba (Reymus et al., 2019; Štaffová et al., 2022).

Para se assegurar que a etapa de pós-cura foi realizada corretamente e se foi eficaz podem ser realizados as seguintes análises:

- **Visual**

Realizando uma análise visual das peças impressas, procurando sinais de fendas, deformações ou descoloração que possam indicar excesso de cura.

- **Mecânica**

Utilizando ensaios de flexão de 3 pontos, pode-se medir a resistência à flexão e com um ensaio de dureza de Rockwell, pode-se medir a dureza dos objetos impressos. Com o primeiro ensaio é possível obter-se o valor da carga máxima que um modelo pode suportar antes de falhar e com o segundo a resistência à penetração, fornecendo ainda algumas informações sobre a resistência mecânica.

- **Térmica**

A Calorimetria Exploratória Diferencial (CED) é uma técnica termoanalítica utilizada para a determinação das temperaturas de transição térmica dos polímeros, tais como a temperatura de transição vítrea (Tg), temperatura de cristalização (Tc) e a temperatura de fusão (Tf). A análise mecânica dinâmica (DMA) é utilizada para medir as alterações da viscoelasticidade consoante as modificações periódicas da tensão, da temperatura ou do tempo. Embora seja utilizada para investigar várias propriedades físicas de um polímero, a técnica é principalmente utilizada para avaliar com precisão a Tg. Pode também ser utilizada para identificar transições secundárias correspondentes a movimentos moleculares (HITACHI High-Tech, n.d.; Lorandi et al., 2016).

- **Química**

Utilizando o princípio de funcionamento do interferômetro de Michelson, o espectrômetro FTIR, análise por espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier, apresenta-se relativamente mais rápida, mais precisa e mais acessível do que outras técnicas, sendo constituído por uma fonte de radiação, um interferômetro, um compartimento de amostra e um detetor de radiação infravermelha. Este teste é utilizado para avaliar a estrutura química do modelo, possibilitando a observação da existência de alterações nas peças durante a fase de pós-cura (Evora et al., 2002; Leonardo Santana, Jorge Lino Alves, Aurélio da Costa Sabino Netto, 2018; Margariti, 2019; Naik & Kiran, 2018a).

Após a Revisão Literária efetuada foi possível perceber-se a importância do desenvolvimento de estruturas que promovam a regeneração óssea, as propriedades e aspetos em volta do osso e das suas fraturas, tendo-se conseguido identificar alguns tamanhos de poros a serem alcançados pelas estruturas a desenvolver. Para além desse conhecimento, conseguiu-se entender o funcionamento do método de fabrico a ser utilizado e os parâmetros de impressão, processamento e pós-processamento ao seu redor e como estes influenciam as propriedades e a qualidade das peças impressas, tendo-se ainda adquirido informações sobre quais análises e testes necessários de realizar.

CAPITULO 3

DESENVOLVIMENTO

3 Desenvolvimento

Concluído o capítulo 2, que corresponde a toda a Revisão Literária, deu-se início ao do Desenvolvimento. Neste, serão identificadas todas as ferramentas e materiais utilizados e é explicado todo o processo de caracterização das resinas e do design, prototipagem e análise das amostras porosas.

3.1 Ferramentas e Materiais utilizados

3.1.1 Softwares utilizados

3.1.1.1 Solidworks

Foi utilizado o Solidworks 2023 (Figura 35), desenvolvido pela SolidWorks Corporation, para realizar os modelos das peças, dos provetes, dos cubos densos e da placa. É um *software* de computação gráfica, funcionando com tecnologia de desenho assistido por computador para permitir a criação de componentes através de modelação 3D. O seu principal objetivo é atender as necessidades dos profissionais das áreas técnicas, principalmente setores como o industrial, o médico, o de construção e o de produção em geral.



Figura 35 Logotipo do software Solidworks.

3.1.1.2 Rhinoceros/Grasshopper

O *software* Rhinoceros 3D versão 6 (Figura 36) em conjunto com o plugin Grasshopper foram utilizados para desenvolver as fórmulas de modelação das estruturas porosas. Realiza modelação baseada em NURBS, sendo esta uma fórmula matemática que permite representar a geometria de curvas, círculos, arcos e superfícies em um espaço 3D. Curvas livres e superfícies podem ser criadas e editadas com alto nível de flexibilidade. Permite ainda a integração de linhas de código computacional.



Figura 36 Logotipo do software Rhinoceros 3D.

3.1.1.3 Chitubox

Foi utilizado o *software* Chitubox V 1.8.1 (Figura 37) para preparar os modelos 3D existentes nos ficheiros STL para impressão na Sonic Mighty 4K. É um *software* do tipo *Slicer* realizando a separação do modelo da peça a imprimir em várias camadas, permitindo ainda a inserção de suportes de um modo rápido e automático.

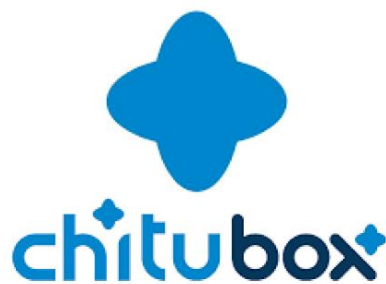


Figura 37 Logotipo do software Chitubox.

3.1.1.4 PreForm

Foi utilizado o *software PreForm* (Figura 38) para preparar os modelos 3D existentes nos ficheiros STL para impressão na Formlabs 3L. É um *software* do tipo *Slicer* realizando a separação do modelo da peça a imprimir em várias camadas, permitindo ainda a inserção de suportes de um modo rápido e automático.



Figura 38 Logotipo do software PreForm.

3.1.1.5 Minitab 19

O *software Minitab 19* (Figura 39) foi utilizado para realizar as análises estatísticas. Este *software* permite a utilização de ferramentas estatísticas tanto dos níveis mais básicos como dos complexos possibilitando uma grande variedade de interpretações e aplicações.



Figura 39 Logotipo do software Minitab 19.

3.1.1.6 Sisvar 5.6

O *software Sisvar 5.6* também utilizado para realizar as análises estatísticas e planeamento de testes. Este permite a utilização de ferramentas estatísticas.

3.1.1.7 OriginLab

O *software OriginLab* (Figura 40) foi utilizado para realizar a análise dos dados e correspondentes gráficos, tendo permitindo obter os Módulos de Elasticidade e as Tensões de Cedência.



Figura 40 Logotipo do software OriginLab.

3.1.2 Ferramentas utilizadas

Para o desenvolvimento deste estudo foi necessário a utilização de várias ferramentas com o propósito de produzir e obter informações sobre as amostras.

- **Impressora 3D:** Para produzir as amostras cubicas utilizou-se duas impressoras 3D de resina, “Phrozen Sonic Mighty 4K” (Figura 41) e “Formlabs 3L” (Figura 41), devido á sua disponibilidade e fácil acesso. Estes equipamentos encontram-se acessíveis, respetivamente, nas instalações da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, no Laboratório de Desenvolvimento de Produto e Serviços (LDPS), e nas instalações do Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial (INEGI). Também foi utilizada uma impressora 3D de filamento, “Original Prusa i3 Mk3s” (Figura 42), que se encontra no LDPS, para produzir uma plataforma de cura dos provetes (Figura 60). Na Tabela 6 é demonstrado a comparação entre características providenciadas pelos fabricantes das duas impressoras do tipo *Vat Photopolymerization* referidas.

Tabela 6 Especificações dos fabricantes das impressoras “Phrozen Sonic Mighty 4K” e “Formlabs 3L” (Phrozen Technology, 2023), (Formlabs, 2023).

	Sonic Mighty 4K	Formlabs 3L
Tecnologia	Digital Light Processing (DLP)	Low Force Stereolithography (LFS)
Slicer Software	Chitubox	PreForm
Resolução XY	52 μm	25 μm
Espessura de Camada	10 – 300 μm	25 – 300 μm
Volume de Impressão	20 x 12.5 x 22 cm	33.5 x 20 x 30 cm
Tamanho da Impressora	29.3 x 29.3 x 43.2 cm	77 x 52 x 74 cm
Especificações LCD	9.3 in 4K Mono LCD	-
Fonte de Luz	405 nm ParaLED Matrix 2.0	2405 nm; 250 Mw; 85 μm spot size lasers
Controlo da Impressora	2.8 in TouchScreen	5.5 in TouchScreen
Sistema de abastecimento de resina	Manual	Automatizado
Temperatura Interna	-	Auto aquecimento até 35°C
Custo (€)	600	11000



Figura 41 Impressoras Sonic Mighty 4K (LDPS); e Formlabs 3L (INEGI).



Figura 42 Impressora Original Prusa i3 Mk3s (LDPS).

- **Balança:** As amostras produzidas foram pesadas numa balança eletrónica “HLD 300” (Figura 43), que se encontra no LDPS. Para realizar a medição de porosidade pelo método de Arquimedes, foi utilizada a balança “Mettler H31AR” (Figura 43), do Laboratório de Materialografia do Departamento de Engenharia Mecânica (DEMec). As especificações da Balança HLD 300, estão representadas na Tabela 7.

Tabela 7 Especificações da Balança HLD 300.

Capacidade	Divisão Standard	Divisão de Alta Resolução	Linearidade	Sensibilidade Interna
300 g	0.05	0.005	0.01	0.0005



Figura 43 Balança HLD 300 (LDPS); e Balança Mettler H31AR (DEMec).

- **Paquímetro Digital:** Para assegurar a qualidade dimensional das amostras produzidas e para obter as medidas necessárias para a análise dos resultados dos testes, utilizou-se um paquímetro digital, “Mitutoyo ABSOLUTE series 500”, com uma resolução de 0,01 mm (Figura 44), do LDPS.



Figura 44 Paquímetro Digital Mitutoyo ABSOLUTE series 500 (LDPS).

- **Equipamento de limpeza:** Uma vez que as amostras após impressas necessitavam de ser limpas para remover a resina não curada, foram utilizadas duas máquinas de lavagem, “Creality UW-01” (Figura 45) (LDPS) e “Formlabs Formwash L” (Figura 45) (INEGI). Para uma lavagem mais detalhada e profunda, utilizou-se uma tina de lavagem por ultrassons “SOLTEC 1200 M S3” (Figura 46) (DEMec).



Figura 45 Equipamentos de limpeza: Creality UW-01 (LDPS); e Formlabs Formwash L (INEGI).



Figura 46 Tina de ultrassons SOLTEC 1200 M S3 (DEMec).

- **Equipamento de pós-cura:** Para realizar a pós-cura das amostras, para obter as melhores propriedades mecânicas, foram utilizadas duas máquinas diferentes, a “Creality UW-01” (Figura 47) (LDPS) e a “Formlabs Formcure L” (Figura 47) (INEGI).



Figura 47 Crealty UW-01 (LDPS); Formlabs Formcure L (INEGI).

- **Máquina de ensaios uniaxial:** Para se realizar os ensaios mecânicos das amostras (Figura 54), foi necessário a utilização de uma máquina de ensaios eletrônica, denominada de "Mecmezin Multitest 2.5 - dV" (Figura 48) (LDPS), com uma célula de carga de 100 N ou 2500 N. Para os testes de compressão foram utilizadas duas máquinas, a "Instron 3387" (Figura 48), com uma célula de carga de 3 kN e a "Instron 8801" (Figura 48), com uma célula de carga de 100 kN, que se encontram nas instalações da FEUP, no Laboratório de Processos Avançados de Ligação do INEGI.



Figura 48 Mecmezin Multitest 2.5 - dV (LDPS); Instron 3387 (INEGI); Instron 8801 (INEGI).

- **Espectrómetro FTIR:** Para realizar análise da composição química da resina e das amostras utilizou-se o espectrómetro "Agilent Cary 630" (Figura 49) do Laboratório de Análise de Lubrificantes do INEGI.



Figura 49 Espectrómetro Agilent Cary 630 FTIR (DEMec).

- **Viscosímetro:** A viscosidade das resinas foi medida, no Laboratório de Análise de Lubrificantes do INEGI, utilizando um " viscosímetro A&D SV-10" (Figura 50).



Figura 50 Viscosímetro SV-10 (DEMec).

- **Controlo da temperatura:** Para realizar o controlo da temperatura da água durante a análise de porosidade pelo método de Arquimedes, utilizou-se um termómetro de mercúrio (Figura 51) (DEMec).



Figura 51 Termómetro de Mercúrio (DEMec).

- **Microscópio estereoscópico:** As imagens de detalhe dos materiais e das estruturas porosas, como também as medições das dimensões dos poros foram realizadas com o microscópio estereoscópico "Olympus SZ-ET" (Figura 52), equipado com uma câmara digital "Zeiss Axiocam 208 colorida" (DEMec).



Figura 52 Microscópio Olympus SZ-ET conetado ao computador (DEMec)

3.1.3 Materiais utilizados

Para este estudo experimental foram utilizados materiais poliméricos e metálicos. As resinas selecionadas foram as “Phrozen ABS-like matte grey”, para a impressora “Sonic Mighty 4K, e “Formlabs Clear V4”, para a impressora “Formlabs 3L”. Esta seleção foi realizada devido às recomendações de cada fabricante das impressoras e também ao facto de apresentarem um preço relativamente mais baixo em comparação com outras existentes no mercado.

As composições químicas e as fichas técnicas de cada resina encontram-se apresentadas nas tabelas 8 a 11.

Tabela 8 Composição química da resina Phrozen ABS-like matte grey.

Substância	Número CAS	Percentagem por peso
Monómeros de acrilato	Proprietário	Proprietário
Diacrilato de epóxi	Proprietário	Proprietário
Óxido de difenil (2,4,6-trimetilbenzoilo) fosfina (fotoiniciador)	75980-60-8	<5%
Dióxido de titânio (pigmento)	13463-67-7	<2%
Carbono negro	1333-86-4	<1%

Tabela 9 Propriedades da resina Phrozen ABS-like matte grey.

Viscosidade (mPa.s)	67
Densidade (g/cm ³)	1.10
Dureza (Shore D)	76
Resistência de tensão máxima (MPa)	10
Módulo de tração	116
Extensão na rutura (%)	3
Impacto IZOD entalhado (J/m)	1.44
Temperatura de deflexão térmica a 0,44MPa (°C)	46

Tabela 10 Composição química da resina Formlabs Clear V4.

Substância	Número CAS	Percentagem por peso
Monómeros de acrilato	72869-86-4	55-75%
Monómero(s) de metacrilato	Proprietário	15-25%
Óxido de difenil (2,4,6-trimetilbenzoilo) fosfina (fotoiniciador)	75980-60-8	<0.9%

Tabela 11 Propriedades da resina Formlabs Clear V4.

	Sem pós-cura	Pós-cura (60 min)
Resistência de tensão máxima (MPa)	38	65
Módulo de tração (GPa)	1.6	2.8
Alongamento à ruptura (%)	12	6.2
Módulo de flexão (GPa)	1.25	2.2
Impacto IZOD entalhado (J/m)	16	25
Temperatura de deflexão térmica a 1,820 MPa (°C)	42.7	58.4
Temperatura de deflexão térmica a 0,455 MPa (°C)	49.7	73.1

As propriedades da resina Formlabs Clear V4 apresentadas na Tabela 11 são de amostras com uma pós-cura de 1.25 mW/cm² com uma luz LED 405 nm realizada durante 60 minutos a uma temperatura de 60 °C. O fabricante da resina Phrozen ABS-like matte grey não especifica se as propriedades apresentadas são com ou sem pós-cura.

3.2 Metodologia de trabalho

O desenvolvimento deste estudo foi dividido em cinco fases, sendo que durante todo o processo foi necessário retroceder várias vezes às fases iniciais e repensar algumas decisões.

A primeira fase do estudo consistiu na integração no projeto, na aprendizagem de um novo *software* de modelação, o Rhinoceros 3D com o plugin Grasshopper e após isso, do design e desenvolvimento das estruturas porosas sempre em simultâneo com o estudo e análise das resinas e impressoras a serem utilizadas, com o intuito de adquirir conhecimentos sobre o funcionamento de todo o processo de impressão, sobre os parâmetros em volta deste e como eles poderiam influenciar as propriedades mecânicas das peças impressas. Foi nesta fase que foi desenvolvida a primeira fórmula de modelação Estocástica (subcapítulo 3.4.1.1) e Periódica (3.4.1.5) e também foi neste momento que foram efetuadas as caracterizações das propriedades das resinas (subcapítulo 3.3).

Após as resinas encontrarem-se analisadas e caracterizadas deu-se início à segunda fase do trabalho, começando a realizar impressões teste das primeiras estruturas porosas, com o intuito de avaliar o comportamento das impressoras e das resinas. Foi assim possível observar imediatamente que um dos maiores desafios seria a remoção da resina não curada de dentro das estruturas porosas, que mantendo os parâmetros de impressão, as estruturas periódicas não conseguiam ser impressas e que a utilização de uma das impressoras teria que ser parada devido ao facto de uma não conseguir realizar a impressão das estruturas porosas estocásticas com poros abertos.

Na etapa final desta fase surgiram dúvidas em relação ao *design* das estruturas porosas, estando estas em volta do modo como as células eram distribuídas, tendo-se pensado substituir a fórmula inicial estocástica (subcapítulo 3.4.1.1) por uma variante (subcapítulo 3.4.1.2). Após algum debate e análise das estruturas existentes no osso decidiu-se não realizar a substituição, tendo-se mantido a fórmula inicial, uma vez que esta fornece uma estrutura porosa semelhante à observada no osso.

A terceira fase foi o momento em que, com conhecimento já adquirido das propriedades das resinas e dos efeitos dos parâmetros de impressão, começaram-se a imprimir amostras porosas, já seguindo um determinado plano, para serem testadas e analisadas. Durante esta fase e simultaneamente aos testes e análises das estruturas porosas estocásticas da primeira fórmula surgiu a preocupação, de que se seria possível com os conhecimentos e capacidades existentes com o *software* de modelação, implementar as estruturas porosas em geometrias mais complexas, uma vez que num futuro próximo seria para as implementar num implante.

Após várias tentativas de desenvolver uma fórmula de implementação, utilizando a de modelação das amostras porosas iniciais como base, percebeu-se que estas duas demonstravam-se incompatíveis e que com os conhecimentos existentes, não se conseguiria implementar as estruturas estudadas. Dessa maneira foi necessário realizar alterações significativas na fórmula inicial, para facilitar o processo de implementação, tendo dado origem a uma nova variante (subcapítulo 3.4.1.3) que teria que ser estudada e à uma fórmula de implementação pretendida (subcapítulo 5.1).

Com a nova fórmula de modelação desenvolvida, deu-se início à quarta fase, tendo sido necessário realizar a impressão e novo estudo de amostras com configurações de estruturas porosas já estudadas com a fórmula inicial (subcapítulo 3.4.1.1), tendo-se aproveitado a oportunidade e a liberdade para estudar os efeitos nas estruturas porosas das diferentes distribuições das células, ideia que tinha sido debatida na segunda fase. Nesta fase, durante o processo de impressão, teste e análise das novas estruturas porosas, foi-se testando a fórmula de implementação em modelos 3D de implantes ortopédicos existentes *online*.

Por fim e como quinta fase, tendo amostras das duas fórmulas de modelação testadas e analisadas, realizou-se um *design* simples e prematuro de uma placa ortopédica (capítulo 6) para mais uma vez testar o comportamento e funcionamento da fórmula de implementação (Figura 53).

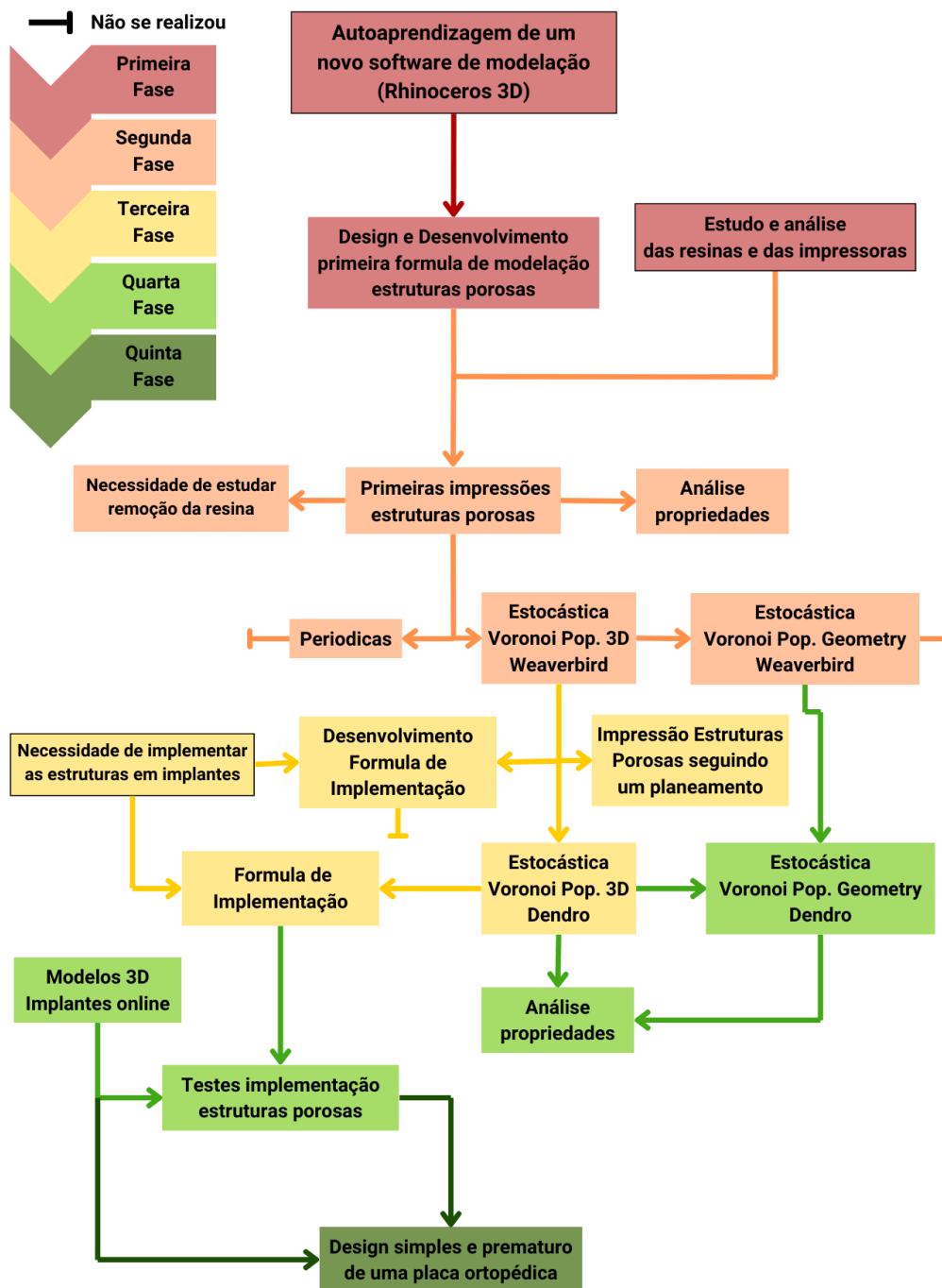


Figura 53 Esquema resumo Metodologia de trabalho.

3.3 Caraterização das resinas

3.3.1 Phrozen ABS-like matte grey

Neste subcapítulo foi estudado o impacto da utilização de diferentes parâmetros de pós processamento, neste caso em relação aos tempos de limpeza e de pós-cura, nas propriedades mecânicas e na estrutura molecular de amostras impressas com a resina Phrozen ABS-like matte grey.

Esta fase teve o seu início com a identificação dos parâmetros de impressão a serem seguidos e dos parâmetros de pós-processamento a serem estudados e analisados, segundo a literatura encontrada (Brighenti et al., 2023). Seguindo as recomendações fornecidas pelo fabricante realizou-se a impressão das amostras num ambiente escuro com temperaturas padronizadas entre 20 e 30 °C. Após finalizadas as impressões efetuou-se, utilizando o paquímetro digital “Mitutoyo ABSOLUTE Digimatic Calliper series 500”, a verificação da qualidade dimensional e, através de uma análise visual, da qualidade das superfícies das amostras. As amostras que se apresentaram aceitáveis, após as verificações mencionadas anteriormente, foram preparadas para passarem por um processo de limpeza numa solução de 96% de álcool isopropílico (IPA) para de seguida serem sujeitas a um processo de pós-cura, com o intuito de lhes fornecer as suas propriedades finais. Após estes dois processos, todas as amostras curadas foram armazenadas num local escuro enquanto não se efetuava os testes de flexão e de FTIR.

Para analisar o efeito dos diferentes tempos de pós-processamento, selecionou-se inicialmente um tempo de limpeza de 2 minutos, enquanto se variava o tempo de pós-cura. Tomou-se esta decisão para evitar que ocorressem anomalias e para controlar e facilitar o processo de análise, restringindo, numa primeira fase, uma das variáveis. Os tempos de pós-cura analisados foram 0, 5, 10, 15, 30 e 60 minutos (Tabela 12). Após se determinar qual o tempo de pós-cura que fornece as melhores propriedades mecânicas, esse valor foi bloqueado e utilizado como padrão para se estudar os efeitos dos diferentes valores de tempo de limpeza selecionados. Sendo estes 2, 10, 20 e 45 minutos (Tabela 12).

Foram impressas e estudadas três amostras para cada conjunto de parâmetros, de tempo de limpeza e de pós-cura.

Tabela 12 Conjunto de parâmetros analisados para determinar os efeitos dos diferentes tempos de limpeza e de pós-cura nas propriedades mecânicas das amostras impressas.

Referência da Amostra	Tempo de Pós-cura (minutos)	Tempo de limpeza (minutos)
1 – 3	0	2
4 – 6	5	
7 – 9	15	
10 - 12	30	
13 - 15	60	
16 - 18		10
19 - 21		20
22 - 24		45

Os tempos foram selecionados em função das capacidades das máquinas e de recolha em artigos, procurando a existência de intervalos específicos entre cada tempo selecionado.

3.3.1.1 Dimensões das amostras

Para a realização da análise dos efeitos, da alteração dos parâmetros de impressão, modelou-se e imprimiu-se, utilizando a resina a ser estudada, provetes de flexão de acordo com a norma ASTM D790 (ASTM INTERNATIONAL, 2002). A modelação dos provetes e a configuração do ficheiro STL para impressão foi realizada no *software* Solidworks 2023. Na seguinte figura são demonstradas as dimensões dos provetes (Figura 54):

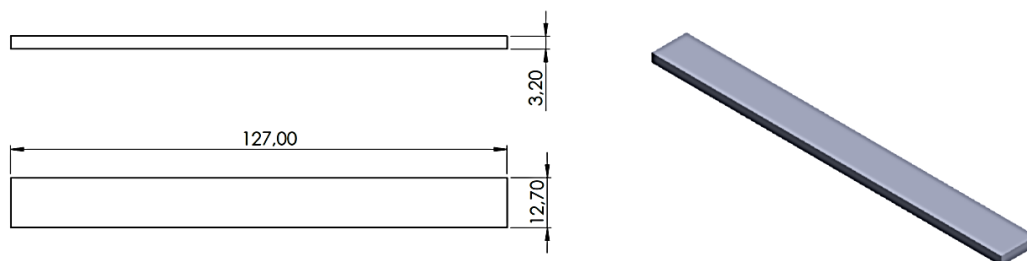


Figura 54 Dimensões dos provetes de flexão em milímetros de acordo com a norma ASTM D790.

3.3.1.2 Parâmetros de impressão

Os parâmetros de impressão como o tempo de exposição, a velocidade de impressão, a resolução das camadas e outras funções essenciais para o processo Polimerização em cuba são definidos no *software Slicer*. O *software* utilizado foi a versão grátis do Chitubox V 1.8.1, que para além de configurar os parâmetros de impressões, também tem a função de dividir o modelo 3D da peça a imprimir, existente no ficheiro STL, em camadas. Como o objetivo deste estudo é analisar os efeitos dos processos de limpeza e de pós-cura, foi decidido utilizar os parâmetros de impressão do *software* recomendados pelo fabricante para tentar obter as propriedades mecânicas fornecidas pela ficha técnica. Devido aos efeitos de anisotropia e o acréscimo de suportes, os provetes foram impressos horizontalmente e diretamente na plataforma, com o objetivo de ficar uma maior área do modelo a imprimir em contato com a superfície desta e também para evitar a necessidade de suportes, como se pode evidenciar na Figura 55 e na Figura 56. Os parâmetros de impressão do *software* que foram utilizados estão indicados na Tabela 13 e foram obtidos diretamente para a impressora 3D e para a resina.

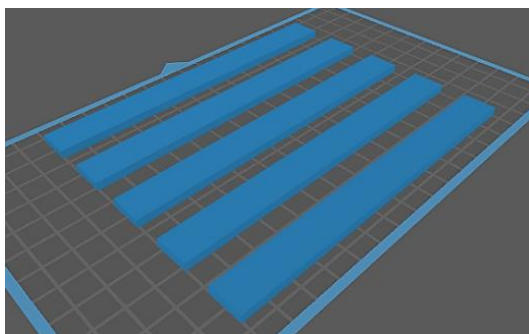


Figura 55 Visualização da orientação dos provetes no software Chitubox V1.8.1.

Tabela 13 Parametros de impressão recomendados para a resina Phrozen ABS-like matte grey.

Informação Básica	Altura da camada (mm)	0,05
	Velocidade de retração (mm/min)	150
Camadas Inferiores	Contagem de camadas	6
	Tempo de exposição (s)	35
	Distância de elevação (mm)	8
	Velocidade de elevação (mm/min)	60
	Duração de interrupção da luz (s)	13
Camadas de transição	Contagem de camadas	6
Camadas Normais	Tempo de exposição (s)	2.5
	Distância de elevação (mm)	8
	Velocidade de elevação (mm/min)	60
	Duração de desligamento da luz (s)	13

3.3.1.3 Impressão dos provetes

Para realizar a impressão dos provetes utilizou-se a impressora 3D Phrozen Sonic Mighty 4K, constituída por um ParaLED Matrix 2.0 de 405 nm, apresentando uma resolução no plano XY de 52 μm e de 10 μm no eixo de Z, com uma velocidade máxima de impressão de 80 mm/h.

Antes de realizar qualquer impressão é necessário seguir um conjunto de passos recomendados pelo fabricante para calibrar a impressora:

- Retirar o tanque de resina e qualquer objeto existente por cima do ecrã LCD;
- Montar e prender a plataforma de impressão ao braço elevatório da impressora;
- Aliviar os parafusos laterais da plataforma de impressão;
- Colocar uma folha de papel A4, com espessuras entre 0,07 e 0,10 mm, em cima do ecrã LCD. Esta folha servirá para nivelar a plataforma de impressão sem danificar o ecrã LCD;
- Baixar a plataforma de impressão até entrar em contacto com a folha de papel;
- Fazer alguma pressão na plataforma de impressão para garantir que esta fica nivelada e enquanto a plataforma se encontra sobre pressão, puxa-se o papel para verificar se este está sob tensão;
- Apertam-se os parafusos laterais da plataforma de impressão enquanto se aplica pressão nesta;
- Puxam-se os quatro cantos da folha de papel para verificar se o papel se encontra bem em tensão.

Após a calibração da impressora, eleva-se a plataforma de impressão, coloca-se e aperta-se o tanque de resina, insere-se a resina que se pretende utilizar (neste caso a Phrozen ABS-like matte grey) e importa-se o ficheiro fornecido pelo *software* Slicer do modelo a imprimir.

No final os provetes foram impressos diretamente na plataforma de impressão como é possível observar na Figura 56.



Figura 56 Provetes impressos com resina Phrozen ABS-like matte grey.

3.3.1.4 Limpeza dos provetes

Realizada a impressão dos provetes, estes são retirados com cuidado da plataforma de impressão através da utilização de uma espátula de metal e de um borrifador com uma concentração de 96% IPA. Tendo todos os provetes removidos da plataforma, estes são colocados na máquina Creality UW-01 para realizar a limpeza e remoção da resina não curada.

As amostras são colocadas num tanque com solução de 96% IPA (Figura 57) ficando submersas e o mesmo, é colocado na máquina Creality UW-01, onde se procede à limpeza dos provetes. Configura-se a máquina para o modo de lavagem em velocidade rápida, com o intuito de aumentar a agitação que ocorrerá na solução do tanque (Figura 58).

Como mencionado no subcapítulo 3.3.1.2 foram utilizados tempos de limpeza de 2, 10, 20 e 45 minutos.



Figura 57 Tanque com solução 96% IPA e máquina Creality UW-01.



Figura 58 Painel da máquina Creality UW-01 configurado para lavagem.

3.3.1.5 Pós-cura dos provetes

Estando a limpeza dos provetes feita e estes não apresentarem vestígios de resina não curada, passaram por uma breve limpeza com papel absorvente com o intuito de remover resíduos da solução IPA, para de seguida serem novamente colocados na máquina Creality UW-01 para serem curados e obter-se as melhores propriedades mecânicas.

Os provetes são colocados numa plataforma que é colocada na máquina Creality UW-01 e esta é colocada no modo de cura em velocidade rápida (Figura 59).



Figura 59 Painel da máquina Creality UW-01 configurado para pós-cura.

Como mencionado no subcapítulo 3.3.1.2, foram seleccionados e utilizados tempos de pós-cura de 0, 5, 16, 30 e 60 minutos.

Percebeu-se que colocando os provetes numa posição horizontal diretamente na plataforma de cura iria provocar que a superfície em contacto não fosse pós-curada do mesmo modo que as restantes. Por isso para fornecer uma distribuição uniforme da luz, decidiu-se desenvolver e imprimir o suporte da Figura 60.

O suporte foi modelado em 3D utilizando o software Solidworks 2023, e foi desenvolvido com o intuito dos provetes se encontrarem posicionados verticalmente durante a etapa de pós-cura, dessa maneira a cura não uniforme apenas ocorrerá numa das pontas do provete, não influenciando os futuros ensaios. Este suporte apresenta três furos com a forma e dimensões do perfil dos provetes para possibilitar a pós-cura de três provetes em simultâneo e estes encontram-se afastados uns dos outros para impedir colisões (Figura 61). Foi fabricado utilizando a impressora Original Prusa i3 Mk3s utilizando filamento PLA.

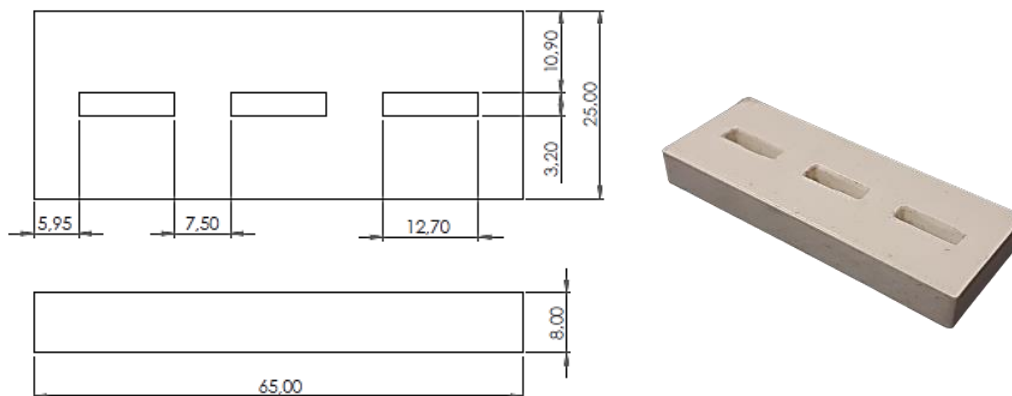


Figura 60 Suporte para os provetes e dimensões.



Figura 61 Pós-cura dos provetes utilizando o suporte.

3.3.1.6 Medições

Utilizando o paquímetro digital Mitutoyo ABSOLUTE series 500 realizou-se 5 medições em cada eixo (x,y e z) dos provetes (Figura 62), obtendo-se depois o valor médio do comprimento, da largura e da espessura. As medições de massa foram realizadas através do uso da balança HLD 300.

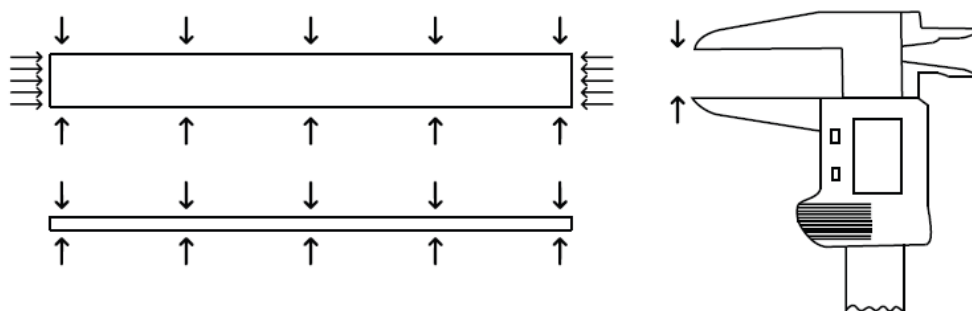


Figura 62 Esquema das medições efetuadas dos provetes (comprimento, largura e espessura).

3.3.1.7 Procedimentos experimentais

3.3.1.7.1 Testes de flexão

Os testes de flexão foram realizados seguindo a norma ASTM D790 utilizando a máquina de ensaios Mecmezin Multitest 2.5 – dV (Figura 48), com uma célula de carga de 100 N a 5 mm/min. Esta máquina fornece automaticamente os valores de deslocação em milímetros e da força aplicada em Newtons, estando estes relacionados uns com os outros e também com o tempo, fornecido em segundos. Após obtenção destes valores, é necessário realizar a conversão da deslocação e da força aplicada para deformação e para tensão (1, (2, respetivamente para que seja possível realizar a posterior análise das propriedades mecânicas, e retirar os valores necessários para realizar as comparações. A deformação “ ε ” foi calculada por:

$$\varepsilon = \Delta L/L \quad (1)$$

Em que “ ΔL ”, corresponde ao valor de deslocação fornecido, neste caso em milímetros, e “ L ”, a altura inicial da amostra/provete, em milímetros, sendo esta obtida com o paquímetro digital antes de se iniciar os testes. A tensão “ σ ”, foi calculada através:

$$\sigma = F/A \quad (2)$$

“ F ”, corresponde ao valor da força aplicada em N (Newtons) e “ A ”, ao valor da área do perfil da amostra testada, sendo este em mm².

3.3.1.7.2 FTIR

O ensaio de espectroscopia de infravermelhos com transformada de Fourier (FTIR) foi realizado no espectrómetro Agilent Cary 630 (Figura 49) em amostras com diferentes tempos de pós-cura e também na resina líquida, com o intuito de analisar os efeitos da pós-cura nas ligações químicas e nos grupos funcionais do material. Este equipamento fornece no final os valores de transmissibilidade em percentagem para os diferentes números de onda em cm⁻¹ (1/comprimento de onda), entre 650 a 4000 cm⁻¹,

3.3.1.7.3 Teste de viscosidade

Foi utilizado um viscosímetro A&D SV-10 (Figura 50) para realizar a medição da viscosidade da resina estudada. A resina fotossensível é inicialmente colocada dentro de um recipiente, medindo-se a viscosidade à temperatura ambiente. Após essa medição, esta é aquecida á temperatura de 80 °C e novamente medida no viscosímetro. Após isso são fornecidos os valores de viscosidade à medida que a temperatura vai arrefecendo de um modo natural durante 40 min. Como o objetivo é a impressão de estruturas porosas e a remoção da resina, poderá apresentar-se um desafio. Realizou-se este teste para verificar se o aquecimento da resina baixaria a viscosidade da resina, e por consequência facilitar a remoção desta de dentro das estruturas.

3.3.2 Formlabs Clear V4

Seguindo a mesma metodologia e objetivo do subcapítulo 3.3.1, serão estudados o impacto da alteração dos diversos parâmetros na composição e nas propriedades mecânicas de amostras impressas em resina Formlabs Clear V4. As variáveis de pós-processamento a serem estudadas foram novamente os tempos de pós-cura e de limpeza, sendo também estudado os efeitos de diferentes orientações e do uso de diferentes tipos de máquinas de limpeza.

Seguindo as recomendações fornecidas pelo fabricante, antes de se começar a impressão das amostras, é necessário pré-aquecer o compartimento de impressão a 35°C. Após obterem-se as amostras impressas, tal como realizado no subcapítulo, efetua-se a avaliação da qualidade dimensional, com o paquímetro digital e das superfícies, de um modo visual. As amostras que passaram a avaliação foram de seguida limpas numa solução de 96% IPA, sendo depois submetidas a pós-cura. Após estas avaliações e estes dois processos, as amostras foram armazenadas e isoladas num ambiente escuro. Para cada conjunto de parâmetros de pós-processamento foram impressas e analisadas 3 amostras.

Para este estudo, tanto as amostras utilizadas, como também as medições de massa e dimensões e os procedimentos experimentais, correspondem aos mesmos descritos no subcapítulo 3.3.1. As amostras foram testadas do mesmo método, mas em vez de usar a célula de carga de 100 N, utilizou-se uma de 2500 N.

O tempo de limpeza foi selecionado, numa primeira fase para 10 minutos, sendo o tempo de pós-cura e a orientação estudadas ao mesmo tempo. Os tempos de pós-cura estudados foram 0, 15 e 45 minutos e as orientações foram 0°, 30° e 45°. Após obtenção dos resultados desta primeira fase, bloqueou-se o valor do tempo de pós-cura para 60 minutos e orientação para 0°, sendo usado para estudo tempos de limpeza de 2, 10, 20 e 45 minutos, para as diferentes máquinas de limpezas.

Tabela 14 Conjunto de parâmetros analisados para determinar os efeitos dos diferentes tempos de limpeza e de pós-cura nas propriedades mecânicas das amostras impressas.

Referência da Amostra	Tempo de Pós-cura (minutos)	Orientação (°)	Tempo de limpeza (minutos)	Máquina de limpeza
1 – 3	0	0	10	Formwash L
4 – 6		30		
7 – 9		45		
10 – 12	15	0		
13 – 15		30		
16 – 18		45		
19 – 21	45	0		
22 – 24		30		
25 – 27		45		
28 – 30		0	2	
31 – 33			20	
34 – 36			45	
37 – 39			2	Creality UW-01
40 – 42			10	
43 – 45			20	
46 – 48			45	

3.3.2.1 Parâmetros de impressão

O software Slicer utilizado para realizar a preparação dos ficheiros STL para impressão foi o PreForm. Foi novamente decidido, utilizar os parâmetros de impressão recomendados pelo fabricante com o objetivo de obter as propriedades mecânicas indicadas na ficha técnica. Neste caso, os parâmetros são confidenciais e não acessíveis ao público. As amostras foram todas impressas com suportes, tendo utilizado se orientações de 0°, 30° e 45°, como demonstrado na Figura 63.

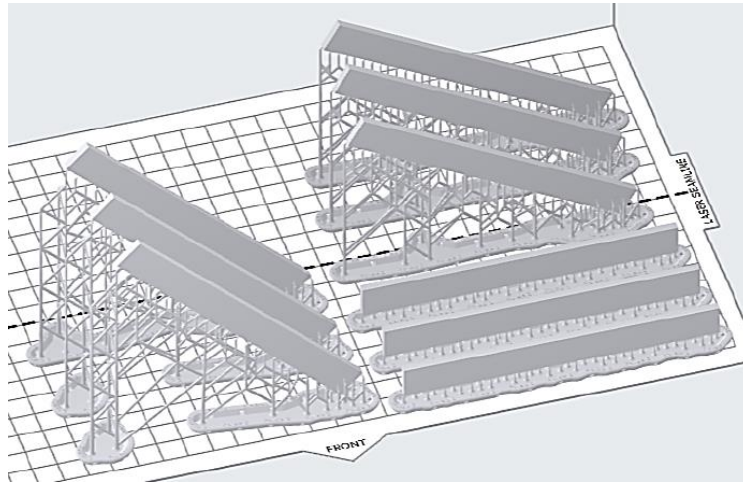


Figura 63 Demonstração do posicionamento e orientação no software PreForm das amostras a serem impressas.

3.3.2.2 Impressão dos provetes

Para realizar a impressão dos provetes utilizou-se a impressora 3D Formlabs 3L que apresenta 2 lasers de 405 nm, 250 mW, 85 μm e uma resolução de 25 μm no plano XY e de 10 μm no eixo de Z.

3.3.2.3 Limpeza

Depois das amostras estarem impressas, estas foram cuidadosamente removidas da plataforma de impressão com uma espátula de metal e colocadas na máquina de limpeza. Como já mencionado anteriormente e possível observar na Figura 64, foram utilizadas duas máquinas de limpeza diferentes, Formlabs Formwash L (Figura 64) e Creality UW-01 (Figura 65).



Figura 64 Interior e exterior da máquina Formlabs Formwash L.



Figura 65 Máquina de limpeza Creality UW-01.

O processo de limpeza utilizando a máquina Formwash L, começa com a inserção das amostras dentro do recipiente existente no tanque desta, ficando imersas na solução de 95% IPA, sendo a limpeza efetuada com agitação realizada por um impulsor acoplado através de forças magnéticas. Após o tempo de limpeza

terminar, o recipiente onde as amostras se encontram é elevado acima da solução de IPA e inclinado a 2° para facilitar a saída da solução. O processo de limpeza com a máquina Creality UW-01 encontra-se explicado no subcapítulo 3.3.1.4. Foram estudados os efeitos na deterioração do material dos tempos de limpeza de 2, 10, 20 e 45 minutos

3.3.2.4 Pós-cura

Depois de limpas as amostras, estas passaram por um processo de pós-cura na máquina de cura FormLabs Formcure L (Figura 47). O pós-processamento neste equipamento é realizado com 45 LEDs multidirecionais com comprimentos de onda de 375 e 405 nm, uma mesa com capacidade de rotação de 360° e espelho refletor, para aproveitar ao máximo a intensidade da de radiação disponível. Para avaliar o efeito da pós-cura, foram escolhidos tempos de 0 (sem pós-cura), 15 e 45 minutos, sendo que esta foi realizada a uma temperatura de 60 °C. Como recomendado pelo fabricante, as amostras antes da pós-cura foram pré-aquecidos a 60 °C durante 10 min.

3.4 Design das Estruturas Porosas

3.4.1 Desenvolvimento e Modelação

Sendo o objetivo deste estudo, o *design* de estruturas porosas para serem implementadas em implantes temporários biodegradáveis produzidos em ferro poroso, foi necessário, aproveitando a capacidade dos softwares de modelação utilizados, mais precisamente as do Rhinoceros 3D com o plugin Grasshopper, desenvolver fórmulas de modelação para os vários tipos de estruturas a serem estudadas. Foram desenvolvidas ao longo do estudo, quatro fórmulas semelhantes para as estruturas do tipo Estocástico, sendo que estas apenas divergem umas das outras em determinados passos da fórmula de modelação, e uma fórmula para as estruturas do tipo Periódico.

Nas estruturas do tipo Estocástico foi utilizada a função Voronoi 3D, fornecida no *software* de modelação já mencionado, para produzir as células aleatórias e as funções do tipo Weaverbird ou Dendro para fornecer a espessura às arestas destas. Em relação à estrutura do tipo Periódico, foi apenas desenvolvida a com células cúbicas. Utilizou-se a função Voronoi pelo facto de esta permitir o desenvolvimento de estruturas com organização de poros semelhante à existente no osso. As estruturas foram desenvolvidas em amostras cúbicas devido às funções utilizadas.

3.4.1.1 Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird

Para a modelação das amostras porosas do tipo Estocásticas Voronoi Populate 3D Weaverbird utilizou-se a seguinte fórmula (Figura 66):

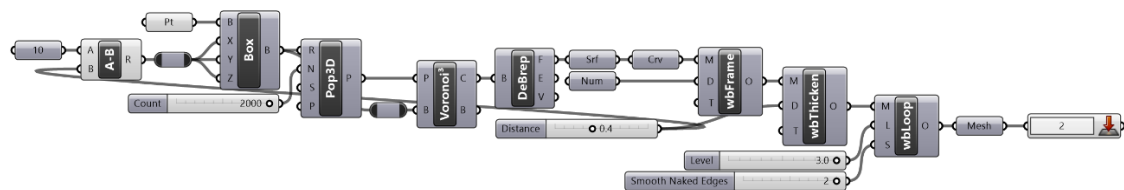


Figura 66 Fórmula de modelação das amostras Estocásticas Voronoi Populate 3D Weaverbird.

Com esta fórmula é fornecido no final o modelo 3D da amostra a imprimir e a ser estudada, sendo que este é produzido em função dos parâmetros inseridos da amostra a imprimir e estudar. Para a conseguir explicar da melhor maneira, serão mencionados os nomes das funções do *software* utilizados e a fórmula será dividida em vários passos. Em cada passo será demonstrado o desenvolvimento da fórmula e os efeitos na pré-visualização do modelo 3D, com o intuito de se perceber a relação entre a fórmula e o modelo e toda a evolução.

• 1º Passo

Neste primeiro passo começa-se por desenvolver a parte da fórmula (Figura 67) que consiste na modelação do cubo, que representará o espaço volumétrico onde serão inseridos todos os pontos e onde serão desenvolvidas as células Voronoi. Para se conseguir modelar este cubo utiliza-se uma função de *Box*, sendo que esta poderá ser a *Center Box* ou a *Domain Box*. A essa conecta-se um componente de *Point*, que terá o propósito de fornecer uma referência das coordenadas no espaço do local onde se pretende inserir a *Box* e um componente *Num*, que representa no valor das medidas que pretendemos que o cubo tenha em cada eixo. Esse valor deve ser adaptado consoante a função de *Box* escolhida, uma vez que com a *Domain Box*, se pretendermos um cubo com 20 mm, é só aplicar diretamente esse valor, aplicando no componente *Num*. Com a *Center Box*, se pretendermos um cubo com a mesma distância, temos que utilizar a metade desse valor, por exemplo pretendendo a mesma distância de 20 mm, o valor a fornecer teria que ser 10, devido ao facto de esta função realizar as medições a partir do centro, que consiste no componente *Point* conectado, para cada direção positiva e negativa do eixo. Após ter esta parte desenvolvida fica-se com uma pré-visualização do cubo na janela do *software* Rhinoceros 3D (Figura 68).

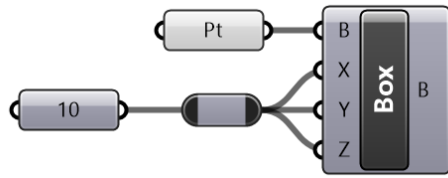


Figura 67 Secção da fórmula que corresponde à modelação do cubo inicial utilizando a função Center Box.

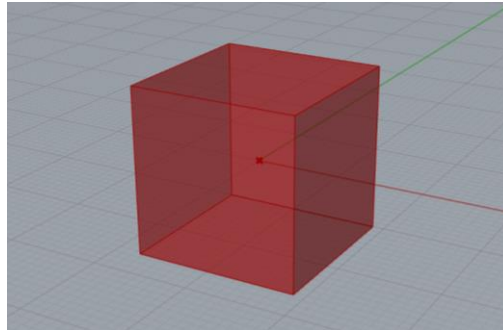


Figura 68 Pré-visualização no Software Rhinoceros da Box criada na 1º parte da fórmula.

Na fórmula desenvolvida para modelar este tipo de amostras porosas, utilizou-se a função *Center Box*, sendo que é importante realçar que a utilização da função *Domain Box* não provocaria nenhuma alteração, apenas como já dito anteriormente, teria que se adaptar o valor do componente *Num*.

• 2º Passo

É necessário agora inserir os pontos, que irão corresponder aos centros para a produção e localização das células Voronoi.

Para realizar essa tarefa podem ser utilizadas as funções *Populate*, mas como se pretende adicionar os pontos numa forma tridimensional deve ser utilizada a função *Populate 3D*, ou a função *Populate Geometry*. No desenvolvimento desta fórmula foi utilizada a função *Populate 3D*, sendo que a variação utilizando a função *Populate Geometry* também foi desenvolvida e analisada, subcapítulo 3.4.1.2. A função *Populate 3D*, como já mencionado, realiza a inserção de um determinado número de pontos dentro de um determinado volume, sendo que os pontos colocados apresentam coordenadas que se situam no interior deste, podendo até se apresentarem como coincidentes a uma das superfícies.

À função *Populate 3D* conectou-se um componente *Num Slider*, que permite e representa o controlo do número de pontos a inserir de uma maneira mais rápida que o componente *Num*, utilizado no 1º passo, para inserir as medidas do cubo (Figura 69). Os efeitos da utilização desta função podem ser visualizados na Figura 70.

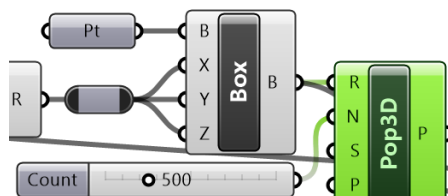


Figura 69 Secção da fórmula que corresponde à inserção de pontos no interior do volume utilizando a função *Populate 3D*.

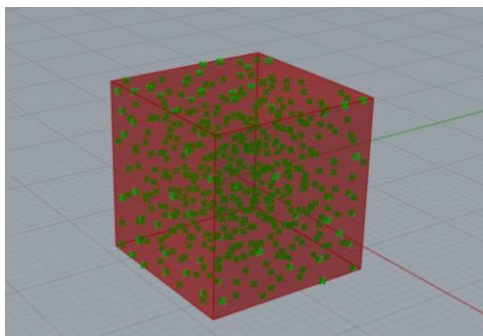


Figura 70 Pré-visualização no Software Rhinoceros dos pontos inseridos no 2º passo da fórmula.

- **3º Passo**

À função *Populate 3D* conecta-se a função *Voronoi* (Figura 71), que irá dividir o cubo, da 1ª parte da fórmula em várias células com volumes semelhantes utilizando os pontos inseridos na 2ª parte. Como mencionado no 2º passo, os pontos inseridos anteriormente servem como centro para a produção das células Voronoi, como se pode evidenciar na Figura 72.

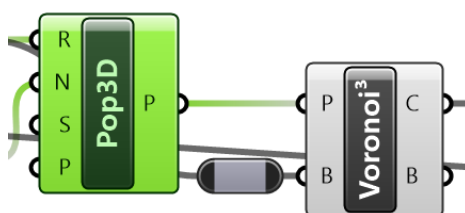


Figura 71 Secção da fórmula que corresponde à criação das células Voronoi.

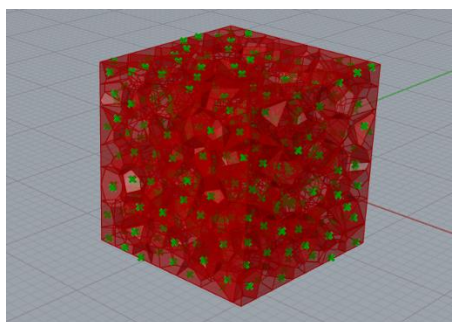


Figura 72 Pré-visualização no Software Rhinoceros da criação das células Voronoi na 3ª parte da fórmula.

- **4º Passo**

Após obtermos o cubo dividido em células Voronoi, é necessário realizar a sua decomposição em linhas, adicionando e utilizando a função *Deconstruct Brep*. Esta função decompõe e separa a geometria em superfícies, arestas e vértices, fornecendo-os como outputs independentes. O output das superfícies desta função é conectado a um componente *Surfaces* e este é posteriormente conectado a um componente *Curves* (Figura 73). Esta última etapa realiza a extração das arestas de cada uma das superfícies (Figura 74).

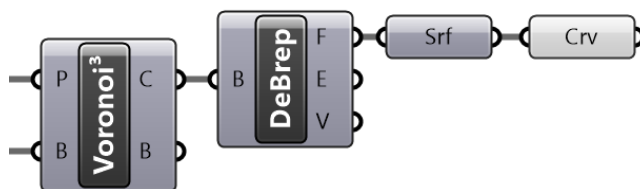


Figura 73 Secção da fórmula que corresponde à extração das arestas das células Voronoi.

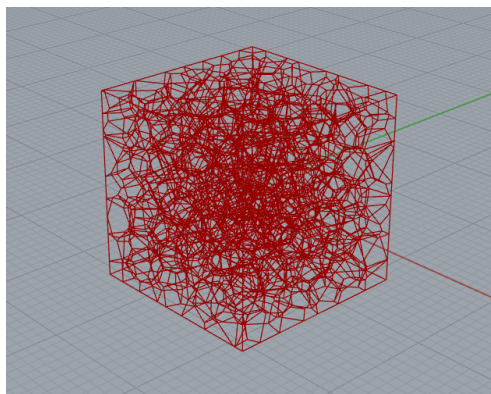


Figura 74 Pré-visualização no Software Rhinoceros da extração das arestas das células Voronoi.

- **5º Passo**

Tendo as arestas das células isoladas no componente *Curves*, este é conectado à função *Weaverbird's Picture Frame* (Figura 75). Esta função recebendo o componente *Curves*, já mencionado, e um componente *Num*, com o valor de 20, produz, utilizando as arestas das células como referência, molduras (Figura 76). Estas não apresentam nenhuma espessura, sendo por isso necessário acrescentar à fórmula e conectar a função *Weaverbird's Picture Frame* à função *Weaverbird's Mesh Thicken*, ligando também a esta última um componente *Num Slider*, que terá o valor da espessura que pretendemos que as molduras apresentem (Figura 77).

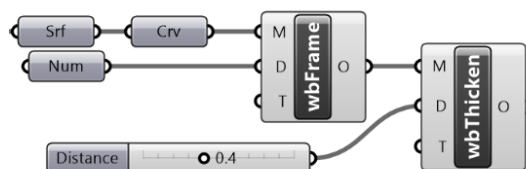


Figura 75 Secção da fórmula que corresponde à criação das molduras e da aplicação de espessura.

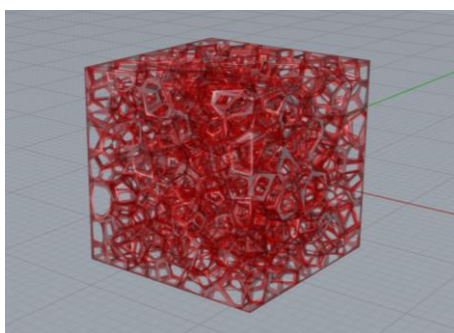


Figura 76 Pré-visualização no Software Rhinoceros das molduras desenvolvidas.

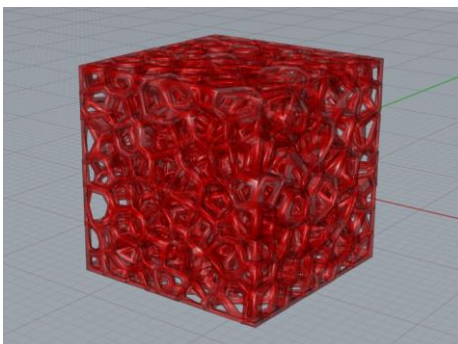


Figura 77 Pré-visualização no Software Rhinoceros das molduras desenvolvidas com espessura.

- 6º Passo

Com as molduras modeladas e com espessura, temos a estrutura porosa desenvolvida, mas uma vez que se pretende que esta apresente uma forma mais orgânica conecta-se à função *Weaverbird's Mesh Thicken*, do passo anterior, a função *Weaverbird's Loop Subdivision* (Figura 78), sendo que a esta conectam-se dois componentes *Num*, um que define o tipo de suavização a ser realizado, e outro que define a força deste. Após este último passo, fazemos *Bake*, comando que torna a pré-visualização numa geometria existente na janela do *software* Rhinoceros e temos a estrutura porosa final desenvolvida e pronta a exportar (Figura 79).

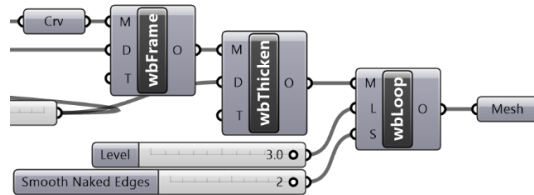


Figura 78 Secção da fórmula que corresponde à suavização da estrutura desenvolvida.

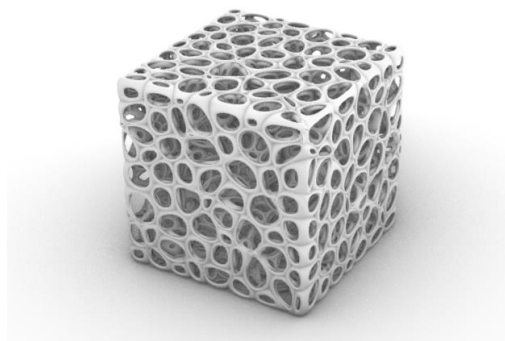


Figura 79 Amostra final desenvolvida tipo Estocásticas Voronoi Populate 3D Weaverbird.

3.4.1.2 Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Weaverbird

Para a modelação das amostras porosas do tipo Estocásticas Voronoi Populate Geometry Weaverbird, utilizou-se a seguinte formula (Figura 80).

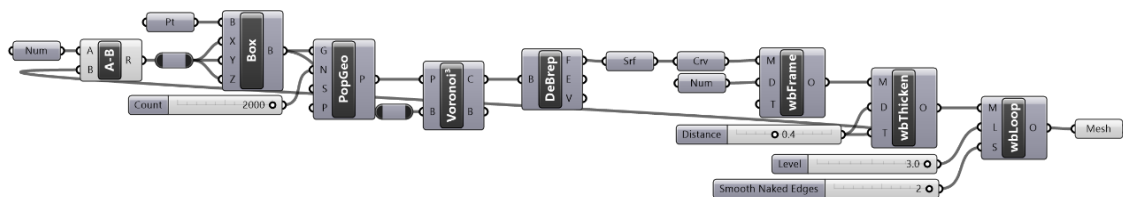


Figura 80 Formula de modelação das amostras Estocásticas Voronoi Populate Geometry Weaverbird.

Esta fórmula apenas diverge da explicada no subcapítulo 3.4.1.1, no Passo 2, no momento da inserção dos pontos, por esta razão e para não repetir informação será apenas abordada e explicada essa diferença na fórmula e os efeitos desta nos seguintes passos.

Como já mencionado, a diferença entre as duas fórmulas encontra-se na utilização da função *Populate Geometry* no lugar da *Populate 3D* no Passo 2 (Figura 81). Enquanto a 1ª função realiza a inserção de um determinado número de pontos em todo um volume, a função *Populate Geometry* apenas realiza a inserção nas superfícies desse (Figura 82). Tal como com a função *Populate 3D*, com a *Populate Geometry* conectou-se um componente *Num Slider*, que permite e representa o controlo do número de pontos a inserir.

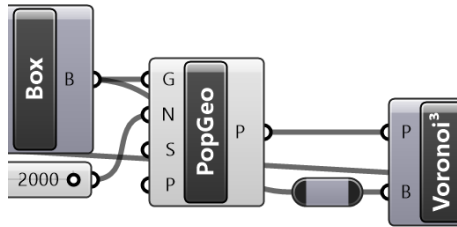


Figura 81 Secção da fórmula onde se altera a função Pop. 3D para a Populate Geometry.

Como é de esperar a alteração efetuada no Passo 2 apresenta consequências nas pré-visualizações dos passos consecutivos. Por isso no resto da explicação desta fórmula será apenas explicado e demonstrado o efeito dessas alterações.

Devido ao facto dos pontos, que correspondem ao centro das células, encontrarem-se posicionados apenas nas superfícies do volume da amostra (Figura 82), as células Voronoi são produzidas em direção ao centro do volume, fazendo com que a estrutura da amostra apresente um núcleo mais denso e células com uma aparência cónica rumo ao núcleo (Figura 83).

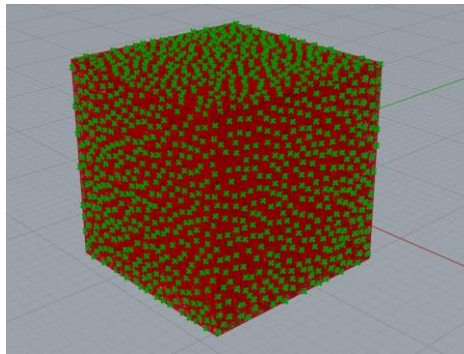


Figura 82 Pré-visualização no Software Rhinoceros da criação das células Voronoi e da inserção dos pontos com a função Populate Geometry.

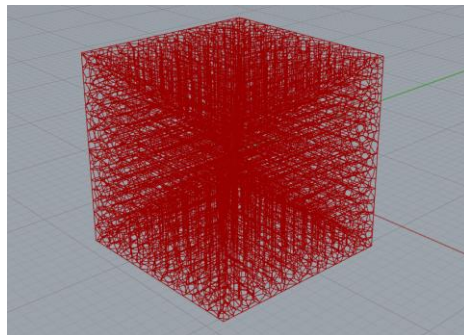


Figura 83 Pré-visualização no Software Rhinoceros do efeito da aplicação da função Populate Geometry nas células da estrutura a ser desenvolvida.

Seguindo o processo explicado no subcapítulo 3.4.1.1, com as alterações mencionadas neste subcapítulo, conseguir-se-á obter as amostras do tipo Estocásticas Voronoi Populate Geometry Weaverbird (Figura 84). Com estas alterações percebe-se a nível visual, que com o mesmo número de pontos, este tipo de estrutura apresenta tamanhos de poros menores.

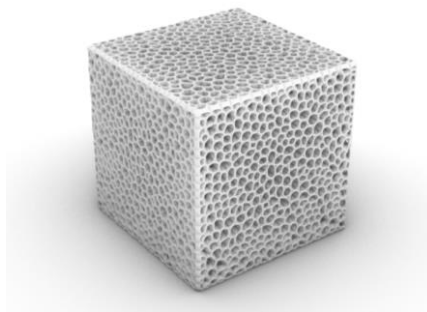


Figura 84 Amostra final desenvolvida tipo Estocásticas Voronoi Populate Geometry Weaverbird.

3.4.1.3 Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro

Devido ao propósito final de implementar as configurações das estruturas porosas desenvolvidas e estudadas em implantes e tendo em conta que estes poderão apresentar geometrias complexas, começou-se a estudar e desenvolver o processo de implementação.

Durante o desenvolvimento da fórmula que permitiria a implementação das estruturas surgiram dificuldades no processo de modificação das geometrias, *mesh's*, originadas pelas funções *Weaverbird*, sendo que após muitas tentativas, chegou-se à conclusão que seria necessário desenvolver estruturas que não utilizassem essas funções e que assim, permitissem a tal implementação. Seguindo esta abordagem, surgiram as versões das estruturas porosas Estocásticas Voronoi Populate 3D e Populate Geometry com a função *Dendro*, que serão apresentadas neste e no próximo subcapítulo.

A fórmula utilizada (Figura 85) para a modelação de amostras deste tipo é semelhante à explicada no subcapítulo 3.4.1.1, divergindo, tal como já mencionado, na troca das funções *Weaverbird's* pelas *Dendro* no Passo 5 e 6 (Figura 86).

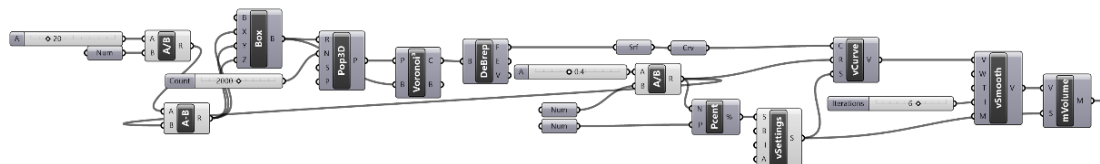


Figura 85 Formula de modelação das amostras Estocásticas Voronoi Populate 3D Dendro.

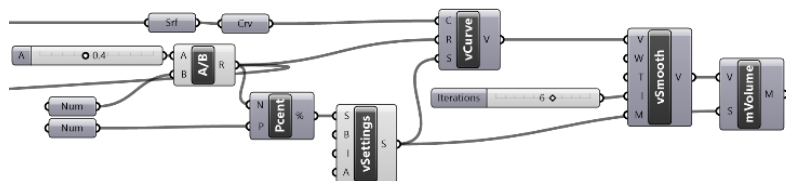


Figura 86 Secção da fórmula onde se altera as funções Weaverbird's para as Dendro.

Com esta alteração, evidenciada na Figura 86, o componente *Curves* é conectado à função *Curve to Volume*. Esta função tem o propósito de produzir a estrutura fornecendo espessura às curvas fornecidas pelo componente *Curves*. É necessário inserir nesta função as configurações para o volume e o valor de raio para a espessura, sendo que este é obtido pela seguinte equação (3):

$$\text{espessura total pretendida} / 2$$

(3)

Sendo que no caso da fórmula evidenciada na Figura 85 e para as estruturas desenvolvidas, o valor da espessura total pretendida é equivalente a 0.4 mm e o valor do raio é obtido de forma automática através da aplicação de componentes *Num*, com valor de 2 e *Num Slider*, com o valor da espessura total pretendida, numa função *Result*, neste caso do tipo de divisão 8 (Figura 87).

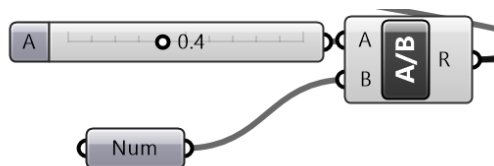


Figura 87 Secção da fórmula que corresponde à (3).

Após termos a estrutura obtida, conecta-se a função *Curve to Volume* à função *Smooth Volume*. A esta última conecta-se as configurações de volume usadas anteriormente e um componente *Num Slider*, com o número de interações. Com esta conexão entre as funções, a estrutura é suavizada, tornando-se mais orgânica. Após todos estes passos ficamos com a geometria da estrutura final a imprimir.

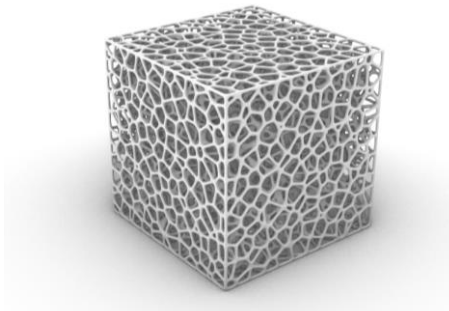


Figura 88 Amostra final desenvolvida tipo Estocásticas Voronoi Populate 3D Dendro.

3.4.1.4 Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro

A fórmula utilizada (Figura 89) para a modelação de amostras deste tipo é idêntica á explicada no subcapítulo 3.4.1.2, divergindo apenas na troca das funções *Weaverbird's* pelas *Dendro* como explicado no subcapítulo 3.4.1.3. No final obtém-se a geometria da estrutura final a imprimir (Figura 90).

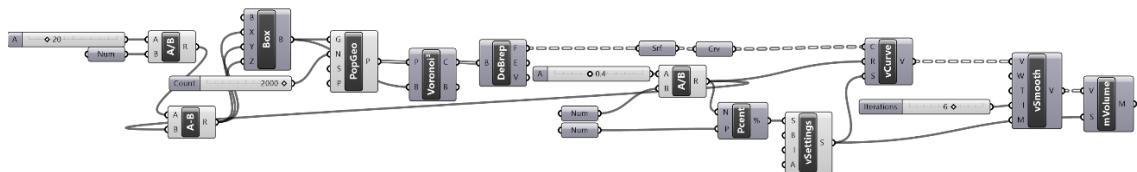


Figura 89 Formula de modelação das amostras Estocásticas Voronoi Populate Geometry Dendro.

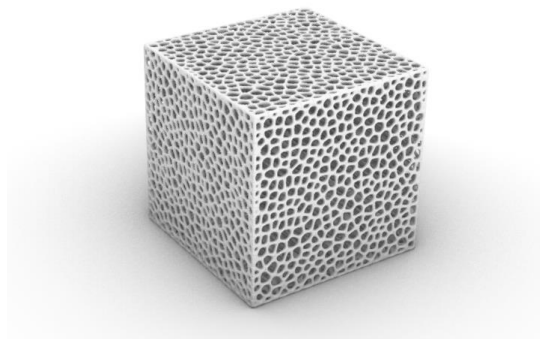


Figura 90 Amostra final desenvolvida tipo Estocásticas Voronoi Populate Geometry Dendro.

Nota fórmulas estruturas Estocásticas Voronoi

Em todas as fórmulas para as estruturas Estocásticas Voronoi, foi necessário subtrair ao valor da medida da Box inicial o valor da espessura. Esta subtração é necessário para garantir que a nível de *design*, as estruturas mantenham as dimensões de 20 mm³, não realizando esta subtração, as estruturas ficariam com 24 mm³.

3.4.1.5 Periódicas com Célula Cubica

Para desenvolver estruturas desta tipologia, desenvolveu-se a seguinte formula (Figura 91):

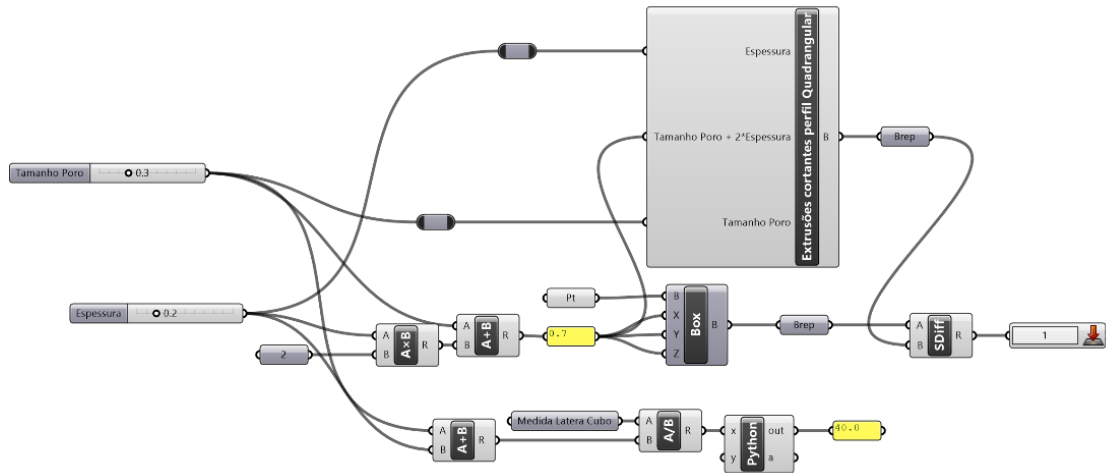


Figura 91 Formula de modelação das amostras Periódicas com célula cúbica.

Esta fórmula fornece, consoante os dados inseridos, o modelo 3D de uma das células cubicas e também o número de repetições, que se terá que realizar com essa célula para preencher um determinado volume. Devido ao facto desta fórmula se apresentar complexa, a sua explicação será dividida em duas partes, a modelação da célula cubica e a repetição da célula.

1. Modelação da célula cubica

Para ser possível o desenvolvimento da célula cubica (Figura 92) são necessários identificar dois valores, o tamanho máximo do poro (Figura 92.a) e a espessura (Figura 92.b).

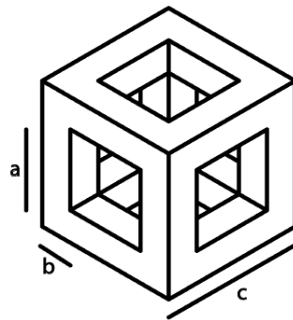


Figura 92 Composição de uma célula cubica: (a) dimensão máximo do poro; (b) espessura; (c) dimensão da célula.

Depois desses dois valores, tamanho máximo do poro e espessura se apresentarem definidos, prosseguimos para a modelação do cubo que irá representar o volume total da célula cubica. Para obter as dimensões desse cubo, correspondente ao tamanho da célula, é necessário seguir a equação (4).

$$\text{tamanho máximo do poro (a)} + 2 * \text{espessura (b)} = \text{tamanho da célula (c)}$$

(4)

Após se obter o tamanho da célula, utiliza-se a função *Domain Box* do software, para modelar o cubo (Figura 93) e obtendo-se a sua geometria (Figura 94), faltando apenas para completar o processo de modelação da célula cubica, a criação de furos, que representarão o poro.

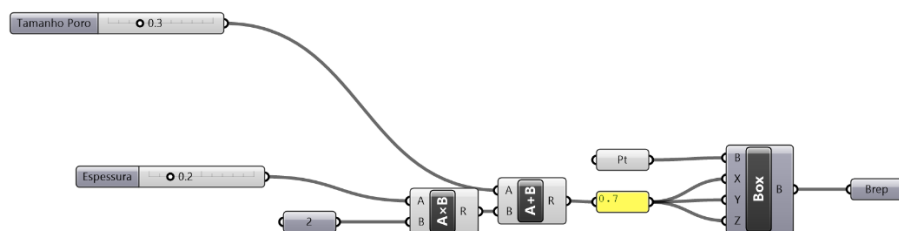


Figura 93 Secção da fórmula de modelação que obtém a medida do tamanho da célula e produz o cubo que representa o volume total da célula cubica.

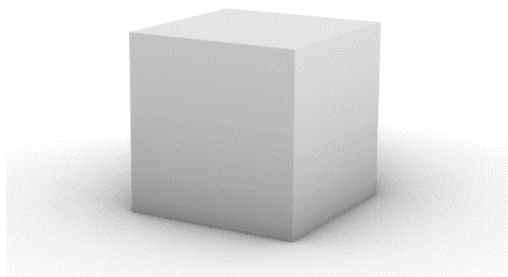


Figura 94 Cubo que representa o volume total da célula cubica.

Para que seja possível efetuar esses furos é necessário utilizar a mesma função que é usada para desenvolver o cubo, *Domain Box*, mas desta vez modelam-se três paralelepípedos, com perfis quadrangulares de dimensões correspondentes ao tamanho do poro (a), com uma profundidade igual ao tamanho da célula e perpendiculares aos três planos principais, xz, xy e yz. Na fórmula de modelação, esta parte onde se modelam os paralelepípedos está comprimida dentro do *cluster* “Extrusões cortantes perfis Quadrangulares”, como se pode evidenciar na Figura 95 e na Figura 96, devido ao facto de esta estar automatizada e a sua presença no ecrã principal causar alguma poluição visual. No conjunto *cluster* são inseridos à esquerda os valores necessários para a criação dos paralelepípedos; a espessura, o tamanho da célula e o tamanho do poro, e à direita é onde será extraída a informação do modelo 3D.

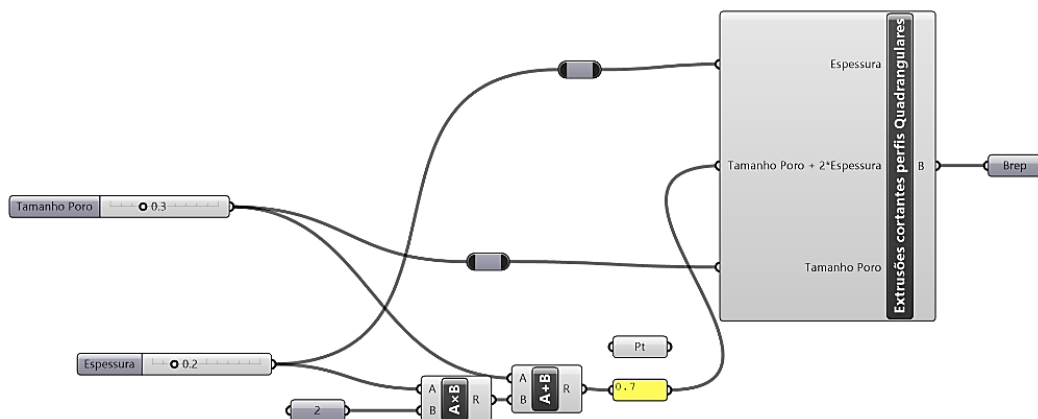


Figura 95 Secção da fórmula de modelação onde se produz os paralelepípedos.

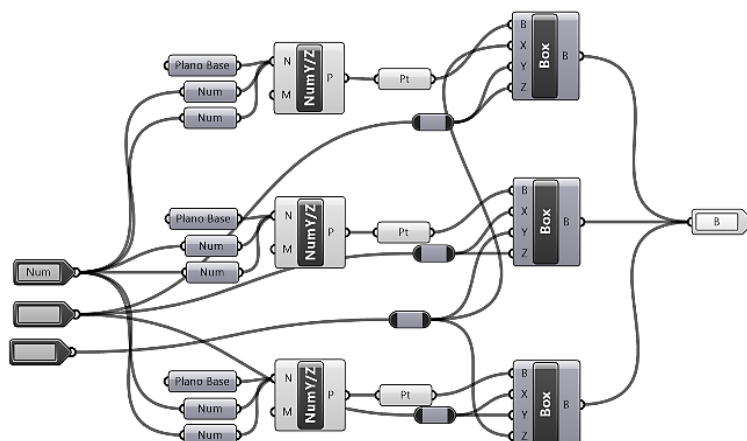


Figura 96 Secção da fórmula de modelação que desenvolve os paralelepípedos, que se encontra comprimida dentro do cluster “Extrusões cortantes perfis Quadrangulares”.

Dentro do cluster “Extrusões cortantes perfis Quadrangulares” (Figura 96), os paralelepípedos são modelados da mesma maneira que os cubos, divergindo apenas no facto de, em vez de a função *Domain Box* receber apenas um único valor, esta recebe dois valores diferentes, correspondentes ao perfil quadrangular, tamanho do poro e à profundidade, correspondendo esta ao tamanho da célula. Como já mencionado, são necessários três paralelepípedos, cada um perpendicular a um dos planos principais, xz, xy e yz, por isso é que se evidencia uma repetição de parte da fórmula de modelação, três vezes dentro do cluster e também é por causa desse aspeto, os perfis situarem-se em planos diferentes, que as posições das ligações da esquerda de cada função *Domain Box*, não se apresentam semelhantes, divergindo consoante o plano em que se pretende adicionar o furo. Também foi necessário o uso da função *Numbers to Points*, para obter um ponto base em cada plano para os perfis de cada paralelepípedo, tendo esse ponto, como coordenadas o valor da espessura nos dois eixos principais do plano. Após a modelação dos três paralelepípedos perpendiculares encontrar-se efetuada, a informação destes é extraída para o exterior do cluster para o componente *Brep*, como se pode evidenciar na Figura 95. De seguida utiliza-se a função *Solid Difference*, com o intuito de remover a geometria correspondente a esses paralelepípedos do cubo que representa o volume total da célula, (Figura 97), dando forma à célula cubica pretendida (Figura 98).

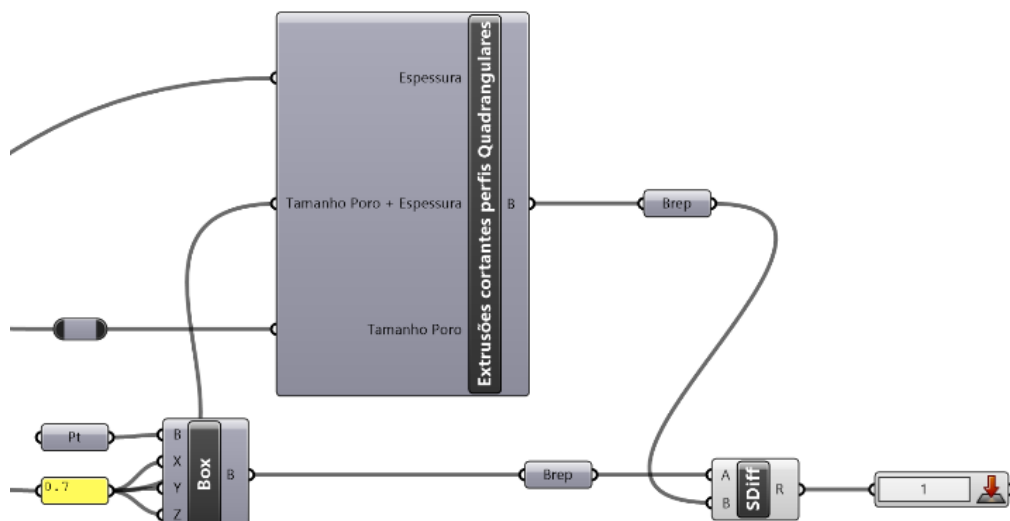


Figura 97 Secção da fórmula de modelação onde se efetua os furos no Cubo, formando a célula cubica.

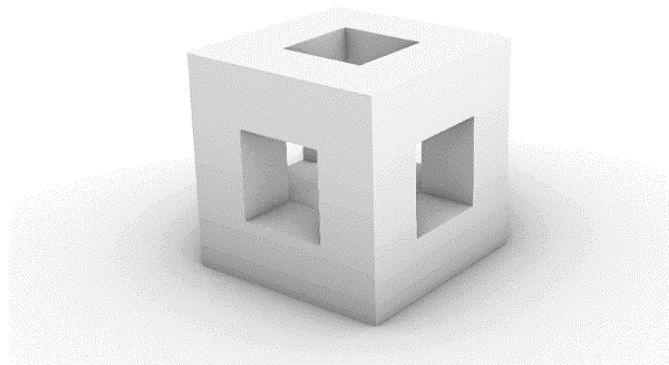


Figura 98 Célula Cubica desenvolvida pela fórmula.

2. Repetição da célula

Tendo a célula cubica desenvolvida e modelada é necessário realizar a repetição desta com o intuito de preencher o volume pretendido para as amostras, 20x20x20 mm³. Para realizar a já mencionada repetição da célula cubica, utiliza-se a função *Array* para o fazer nos 3 eixos principais, x, y e z. O número de repetições a serem realizadas é definido pela equação (5, sendo que a dimensão da amostra (d) corresponde à medida lateral da amostra em cada eixo (Figura 99), e o tamanho máximo do poro e a espessura correspondem aos utilizados no desenvolvimento da célula (Figura 92).

$$\text{Dimensão da amostra (d)} / (\text{tamanho máximo do poro (a)} + \text{espessura (b)})$$

(5)

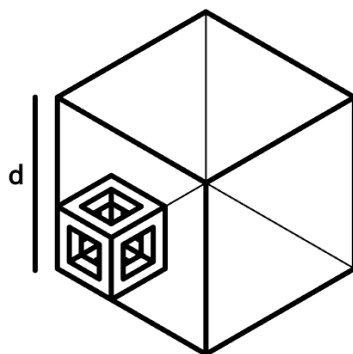


Figura 99 Inserção de célula cubica no volume a preencher.

Nos casos em que o valor de número de repetições, fornecido pela (5, apresente casas decimais, independente de quais forem os valores decimais, é necessário realizar o arredondamento por excesso. Desta maneira irão ser produzidos geometrias fora do volume da amostra a preencher e as partes dessas geometrias que se encontrarem fora serão posteriormente removidas utilizando a função *Solid Difference*. Durante a utilização da função *Array*, é necessário fornecer o número de repetições e também a distância entre cada uma destas, sendo que o valor para esta ultima é obtido na (6. Procedendo desta maneira os limites ficarão coincidente. Utilizando como exemplo as repetições no eixo vertical para melhor explicar este aspeto, e utilizando o valor na (6, os limites verticais da célula 1, ficarão coincidentes com os limites verticais da célula 2.

$$(\text{tamanho máximo do poro (a)} + \text{espessura (b)})$$

(6)

Para facilitar o processo de obtenção do número de repetições a serem efetuadas, na mesma fórmula onde se desenvolve a célula, acrescentou-se as equações para que estas sejam feitas de um modo automático (Figura 100). Este último passo da utilização da função *Array* e *Solid Difference* não podem ser automatizados em fórmula, uma vez que aumentavam em demasiado a carga computacional, o que

provocava que o *software* falhasse. Após todos estes passos, obtém-se a estrutura Periodica com a célula cubica modelada (Figura 101).



Figura 100 Secção da fórmula que fornece de modo automático o número de repetições a realizar.

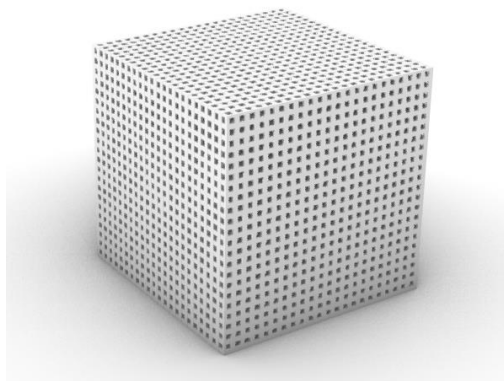


Figura 101 Estrutura final desenvolvida.

3.4.1.6 Análise e conhecimentos adquiridos

O processo de desenvolvimento das fórmulas de modelação das estruturas porosas foi realizado em simultâneo com a prototipagem de amostras, tendo existido a necessidade de constante evolução das mesmas, sendo essa a razão de terem sido desenvolvidas as 4 fórmulas semelhantes Voronoi e também a das estruturas Periodic.

As primeiras fórmulas desenvolvidas e produzidas foram as do tipo Estocásticas Voronoi Pop. 3D e Pop. Geometry Weavervbird, subcapítulo 3.4.1.1 e 3.4.1.2, respetivamente, sendo que após algum estudo e durante o desenvolvimento da fórmula de implementação (subcapítulo 5.1), percebeu-se que não era possível implementar estas em formas que não fossem geometricamente regulares, como cubos e paralelepípedos. Uma vez que o objetivo final é a implementação destas estruturas, desenvolveram-se, após algum estudo, novas fórmulas do tipo Dendro, subcapítulo 3.4.1.3 e 3.4.1.4, que fornecessem essa capacidade. As estruturas do tipo Periodic foram desenvolvidas com o objetivo de procurar uma relação entre a espessura e o tamanho do poro, tendo sido essa a razão para se terem usados apenas células cúbicas.

Durante os processos de modelação das estruturas Estocásticas Voronoi percebeu-se a existência de dois valores que poderiam ser variados no estudo, a espessura e o número dos pontos, que representam o número de células. Após alguma discussão e reflexão, decidiu-se fixar o valor da espessura em 0,4 milímetros, estudando apenas o efeito nas estruturas da alteração do número de células a inserir. Na modelação das do tipo Estocásticas Voronoi Pop.3D, percebeu-se que o limite para o número de pontos a ser inserido seria 6000, uma vez que tentando aumentar ainda mais esse valor, provocava falhas no *software* e/ou no computador. Nas do tipo Estocásticas Pop.Geom, o limite percebido foi 4000 pontos, uma vez que valores a cima desse produziam estruturas com os poros tapados.

No processo de modelação das estruturas do tipo Periodic, os valores que poderiam ser variados consistiam no tamanho do poro e na espessura.

3.5 Prototipagem das amostras

3.5.1 Primeiras Impressões

Após ser possível determinar os tempos de limpeza e de pós-cura que maximizam as propriedades mecânicas das amostras impressas em resina, subcapítulo 3.3.1 e 3.3.2, estes foram aplicados no pós-processamento das estruturas porosas impressas em resina. Estas estruturas foram implementadas em amostras com geometria cubica de 20 mm³ (Figura 102), como mencionado no subcapítulo 3.4, para realizar as impressões e posteriores estudos. Foi decidido também imprimir amostras densas, com as mesmas dimensões das porosas, para ser possível a comparação da aplicação destas nas propriedades.

Foram utilizadas as impressoras 3D de resina, Sonic Mighty 4K (Figura 41) e Formlabs 3L (Figura 41), para as impressões das primeiras amostras, que tinham o propósito de validar as primeiras estruturas desenvolvidas, sendo estas modeladas com as fórmulas dos subcapítulos 3.4.1.1 e 3.4.1.5, e também analisar a capacidade de produção das impressoras. Após análise destas primeiras amostras (subcapítulo 3.5.1.1), foi decidido utilizar apenas a primeira impressora, a Sonic Mighty 4K.

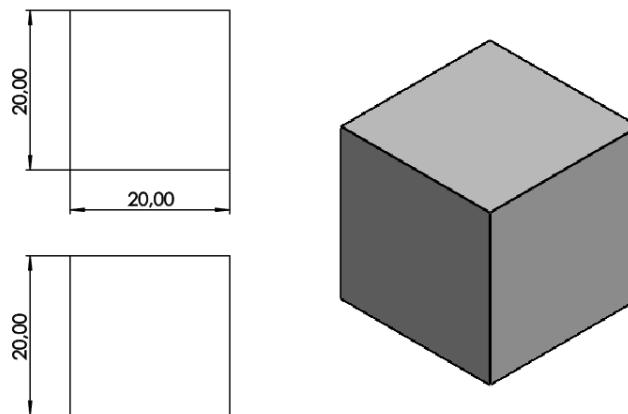


Figura 102 Geometria cubica (dimensões em mm) onde serão inseridas as estruturas porosas.

O *design* e a posterior conversão das estruturas em ficheiro STL foi realizado utilizando o software Rhinoceros 6 com o plugin Grasshopper. Os parâmetros de impressão utilizados foram os mesmos que descritos no subcapítulo 3.3.1.2. Devido à geometria dos cubos apresentar-se mais complexa que a dos provetes, estes foram impressos com suportes e orientações de 45° em relação a cada plano (Figura 103).

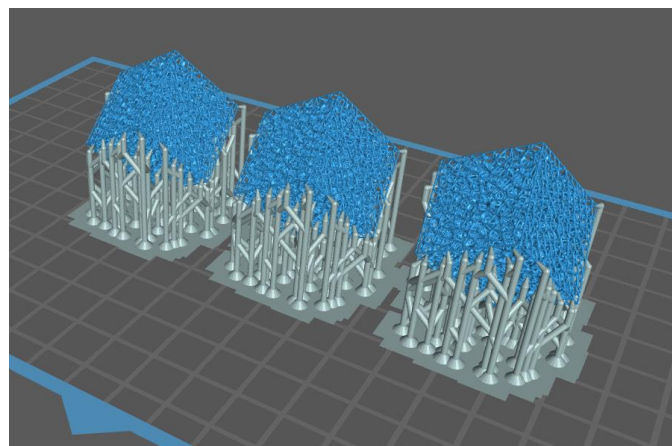


Figura 103 Orientação das amostras cubicas porosas no software Chitubox V1.8.1.

3.5.1.1 Limitações da resina Formlabs clear V4

Foram impressas inicialmente, utilizando as resinas Phrozen ABS-like matte grey e Formlabs clear V4, e as impressoras Sonic Mighty 4K (Figura 41) e Formlabs 3L (Figura 41), várias amostras das estruturas porosas a estudar com o intuito de observar e analisar as suas capacidades de impressão, tendo também, desta

maneira percebido os passos que seriam necessários seguir, os obstáculos que poderiam manifestar-se e as limitações existentes. Foi possível observar facilmente, logo após as impressões, que utilizando a resina Formlabs Clear V4 que seria demasiado difícil imprimir estruturas com os tamanhos de poros recomendados para os suportes ósseos, previamente mencionados na revisão da literatura (subcapítulo 2.2.2). Com esta resina, à medida que o tamanho de poro da estrutura diminuía (aumentando o número de pontos nas Estocásticas e diminuindo o valor diretamente nas Periódicas) os poros saíam totalmente preenchidos com resina já curada (Figura 104). Devido ao limite de tempo existente, foi decidido continuar o restante estudo apenas com a resina Phrozen ABS-like matte grey e com a impressora Sonic Mighty 4K (Figura 41), uma vez que esta apresentou melhor capacidade de impressão das estruturas porosas a estudar.



Figura 104 Amostra impressa em resina Formlabs Clear V4 com poros preenchidos.

3.5.2 Pós-processamento das amostras

Com as primeiras impressões, para além de definir-se a impressora Sonic Mighty 4K para ser utilizada no restante trabalho, também se percebeu a necessidade de desenvolver melhor o processo de limpeza, utilizando os dados fornecidos após o estudo realizado no subcapítulo 3.3.1.4, para garantir uma maior eficácia na remoção da resina.

Foi definido um método para realizar o pós-processamento, começando este com a extração das amostras da impressora 3D Sonic Mighty 4K e posterior limpeza durante 45 minutos na máquina Creality UW-01 (Figura 45) numa concentração de 96% de álcool isopropílico. Imediatamente após esta limpeza, as amostras são secadas cuidadosamente com papel absorvente, passando depois por um período de 48 horas numa caixa de cartão com interior revestido com papel absorvente e com um saco de sílica (Figura 105), com o intuito que este promova a desumidificação. Esta caixa de cartão encontra-se num ambiente controlado e sem luz, com o objetivo de evitar a cura não controlada das amostras.



Figura 105 Amostras na caixa de cartão revestida com papel absorvente e com um saco de Sílica.

Após este período de 48 horas de secagem na caixa, as amostras são lavadas por ultrassons na máquina Soltec 1200 M S3 (Figura 46) durante 2 minutos num recipiente com concentração de álcool isopropílico de 96% (Figura 106). Depois desta lavagem as amostras voltam a passar por um período de 48 horas de secagem dentro da caixa de cartão, nas mesmas condições que o primeiro período. Após este último período de secagem de 48 horas, os cubos foram curados durante 1 hora, na máquina Creality UW-01 (Figura 45). No final da cura estar realizada, os suportes das amostras são retirados cuidadosamente, e as

amostras são medidas (Figura 107) e pesadas, tal como no subcapítulo 3.3.1.6, ficando prontas para serem testadas.



Figura 106 Lavagem das amostras por ultrassons na tina Soltec 1200 M S3 num recipiente com concentração de 96% de álcool isopropílico.

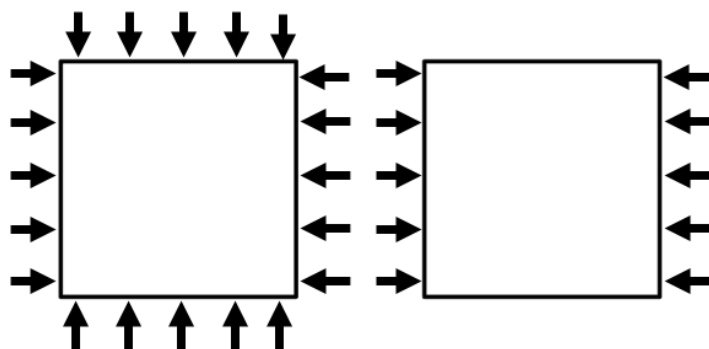


Figura 107 Pontos de medição nos três eixos das amostras.

Na Figura 108, apresenta-se as amostras armazenadas para serem testadas, após impressão, pós-processamento e remoção dos suportes.



Figura 108 Amostras porosas após remoção dos suportes.

3.5.3 Procedimentos Experimentais

3.5.3.1 Análise da Massa

Para confirmar se o método de pós-processamento adotado era adequado para a remoção da resina não curada, ao longo deste determinou-se a massa das amostras na balança HLD 300 (Figura 43). As medições foram realizadas em 5 momentos, sendo estes:

- M1: Imediatamente após a lavagem de 45 minutos;
- M2: Após a limpeza com papel absorvente;
- M3: Após o primeiro período de 48 horas;

- M4: Após lavagem por ultrassons;
- M5: E por fim após o segundo período de 48 horas.

3.5.3.2 Análise Microscópica

Como mencionado no subcapítulo 2.2.2, o tamanho do poro é um fator crucial no desenvolvimento de componentes para implantes ortopédicos, uma vez que têm um papel muito importante na manutenção e no crescimento das células. Uma vez que não é possível realizar o controle direto dos tamanhos de poros das estruturas Voronoi, em consequência de estes serem o resultado da combinação do número de pontos, do volume onde estes serão inseridos e da espessura, e estas após serem impressas apresentam tamanhos irregulares, foi necessário realizar a medição utilizando o Microscópio SZ-ET (Figura 52) (Figura 109), com o propósito de procurar a relação deste parâmetro com o número de pontos. Devido à fase inicial do processo (amostras em resina) e à falta de acesso a equipamento não foi possível realizar uma análise por microtomografia de raios X, que forneceria medições mais detalhadas e precisas dos tamanhos dos poros e da sua interconectividade (Hanke et al., 2016). O processo consiste em colocar as amostras numa plataforma ligada ao microscópio, depois tira-se uma foto ampliada e no computador ligado ao aparelho consegue-se retirar as medidas.

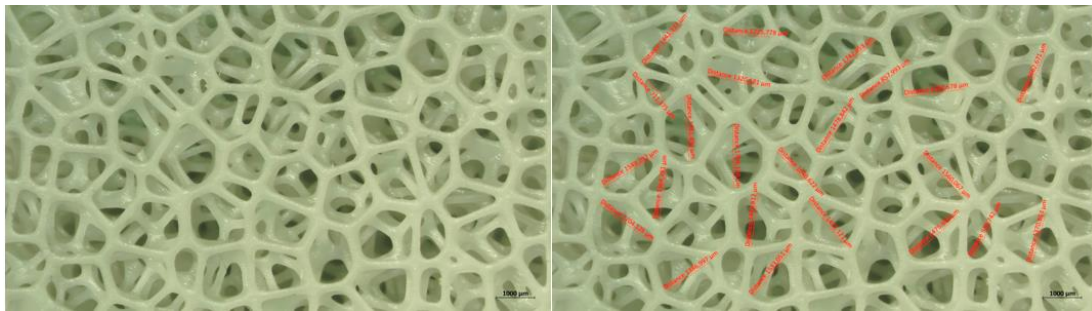


Figura 109 Medição do tamanho de poro utilizando o Microscópio SZ-ET.

3.5.3.3 Medições de Porosidade

Os valores de porosidade aparente das amostras foram obtidos através da realização de testes pelo Método de Arquimedes (Campos et al., 2017). Seguindo este método as amostras são pesadas, e depois imersas durante 24 horas num gobelé com água destilada. Após esse período de tempo são novamente pesadas, inicialmente ainda dentro do gobelé e depois após a sua remoção. Com este processo obtém-se três medidas de massa, a seca (M_s), a molhada (M_m) e a imersa (M_i). As medições foram realizadas na balança Mettler H31AR (Figura 43) e o controlo de temperatura foi feito com o auxílio de um termómetro de mercúrio (Figura 51), com o objetivo de obter os valores da densidade da água (ρ_a). A porosidade (PA) por este método é calculada seguindo a (7).

$$PA = \left(\frac{M_m - M_s}{M_m - M_i} \right) * \rho_a * 100 \quad (7)$$

O valor de porosidade foi ainda calculado seguindo outra abordagem, utilizando a (8). Com esta abordagem, M_f corresponde ao peso final da amostra porosa já sem suportes e V_f ao volume aparente da amostra porosa, que com as amostras utilizadas é 8 cm^3 , sendo que ρ_t é a densidade teórica do material puro, neste caso $1,13 \text{ g/cm}^3$.

$$PA = \left(1 - \frac{\frac{M_f}{V_f}}{\rho_t} \right) * 100 \quad (8)$$

3.5.3.4 Testes de Compressão

Para avaliar e analisar as propriedades mecânicas das amostras impressas, foram realizados testes de compressão na máquina de ensaios Instron 8801 (Figura 48) com uma célula de carga de 100kN para as

amostras densas. Para as primeiras amostras porosas Voronoi utilizou-se a Instron 3387 (Figura 48) com uma célula de carga de 30kN, sendo utilizada posteriormente para os seguintes testes a máquina de ensaios Mecmezin Multitest 2.5 - dV (Figura 48) com uma célula de carga de 2500N. Ambos os testes foram realizados à velocidade de 2mm/min e ambas as máquinas de ensaios fornecem automaticamente valores de deslocamento em milímetros em função da carga aplicada em Newtons para cada instante em segundos. Os valores foram depois convertidos em valores de tensão de compressão e deformação, utilizando a equação (1 e (2 do subcapítulo 3.3.1.7.1.

3.5.4 Amostras impressas

3.5.4.1 Amostras Densas

Como mencionado anteriormente foram impressas três amostras densas, com o propósito de possibilitar a comparação dos dados obtidos com os das amostras porosas e perceber o efeito causado pela utilização destas estruturas.

3.5.4.2 Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird

Tal como realizado com as amostras densas, foram impressas três amostras de cada configuração, número de pontos mais espessura, estando estas representadas na Tabela 15. Só foram impressas amostras até 2000 pontos, uma vez que foi necessário realizar alteração na fórmula de modelação e decidiu-se não investir mais material e tempo neste tipo de estruturas.

Tabela 15 Amostras das estruturas impressas do tipo Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird.

Número de Pontos:	Espessura:	Imagem:
500	0,4	Figura 110 A)
750	0,4	Figura 110 B)
1000	0,4	Figura 110 C)
1500	0,4	Figura 110 D)
2000	0,4	Figura 110 E)

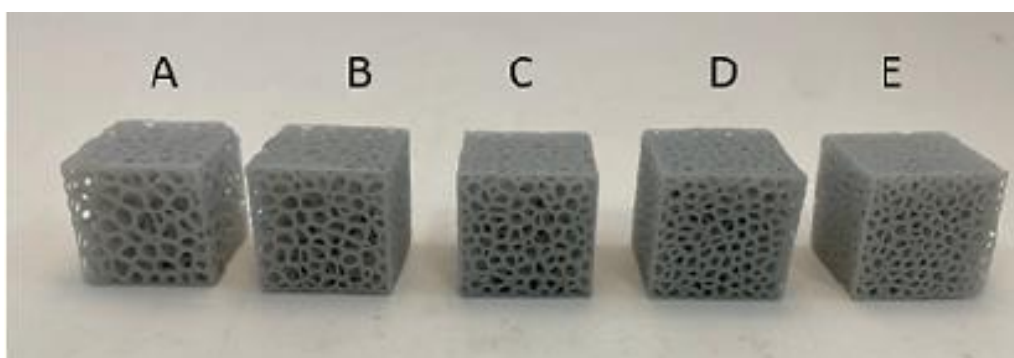


Figura 110 Amostras das estruturas Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird.

3.5.4.3 Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Weaverbird

Não foram impressas nenhuma amostra deste tipo de estruturas, uma vez que, no momento em que estas iam ser realizadas percebeu-se, a necessidade de abandonar as estruturas desenvolvidas com as fórmulas com funções Weaverbird e desenvolver as com as Dendro para ser possível realizar a implementação das estruturas porosas em geometrias mais complexas. Uma vez que as Weaverbird não permitem a sua implementação nos implantes, foi decidido não investir material nem tempo para produção de amostras.

3.5.4.4 Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro

Tal como realizado no subcapítulo 3.5.4.1 e no 3.5.4.2, foram impressas três amostras de cada configuração, número de pontos e espessura, estando estas representadas na Tabela 16.

Tabela 16 Amostras das estruturas impressas do tipo Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro.

Número de Pontos:	Espessura:	Imagem:
500	0,4	Figura 111 A)
750	0,4	Figura 111 B)
1000	0,4	Figura 111 C)
2000	0,4	Figura 111 D)
3000	0,4	Figura 111 E)
4000	0,4	Figura 111 F)
5000	0,4	Figura 111 G)
6000	0,4	Figura 111 H)

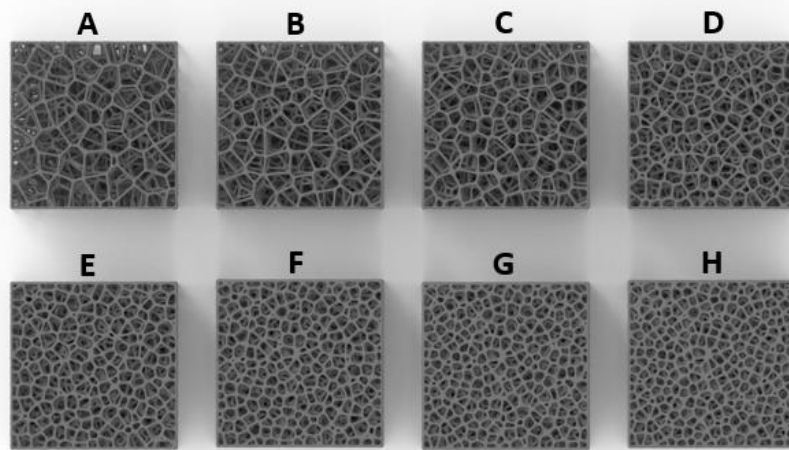


Figura 111 Amostras das estruturas impressas do tipo Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro.

3.5.4.5 Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro

Tal como realizado no subcapítulo 3.5.4.1 e no 3.5.4.2, foram impressas três amostras de cada configuração, número de pontos e espessura, estando estas representadas na Tabela 16. Destas amostras, ao contrário das apresentadas no subcapítulo anterior, só se imprimiu configurações com números de pontos até 4000, uma vez que a nível de modelação as amostras de 5000 pontos já exibiam poros preenchidos.

Tabela 17 Amostras impressas do tipo Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro.

Número de Pontos:	Espessura:	Imagem:
500	0,4	Figura 112 A)
750	0,4	Figura 112 B)
1000	0,4	Figura 112 C)
2000	0,4	Figura 112 D)
3000	0,4	Figura 112 E)
4000	0,4	Figura 112 F)

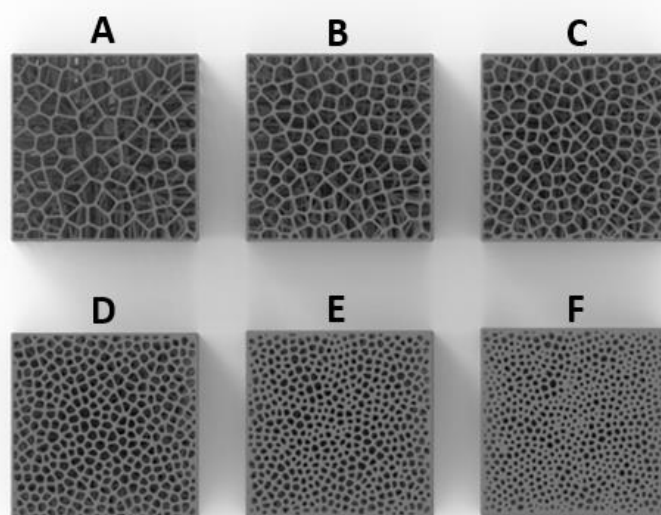


Figura 112 Amostras das estruturas impressas do tipo Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro.

3.5.4.6 Periódicas com Célula Cubica

As amostras deste tipo de estruturas ao serem impressas pelo mesmo método que as Estocásticas, e passarem pelo mesmo processo de limpeza, subcapítulo 3.5.2, apresentavam poros totalmente preenchidos, e dificuldade na remoção dos suportes (Figura 113). Devido a esse facto, decidiu-se não prosseguir o estudo destas, tendo-se parado a impressão de mais amostras.

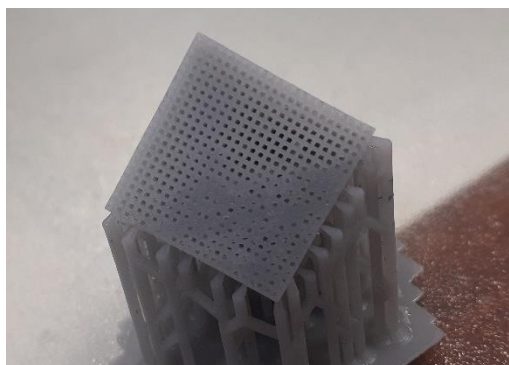


Figura 113 Amostras das estruturas Periódicas com poros preenchidos.

CAPITULO 4

ANÁLISE E DISCUSSÃO

4 Análise e discussão dos resultados

4.1 Caracterização das resinas

Como já mencionado nos subcapítulos 3.3.1 e 3.3.2, foi realizada a caracterização das resinas com o objetivo de obter os parâmetros ideais para o pós-processamento das estruturas porosas.

4.1.1 Phrozen ABS-like matte grey

4.1.1.1 Tempo de Pós-cura

Após os provetes impressos na resina Phrozen ABS-like matte grey com diferentes tempos de pós-cura serem testados na máquina de ensaios Mecmezim Multitest 2.5 – dV (Figura 48), subcapítulo 3.3.1.7.1, foi possível realizar a extração dos seguintes dados:

- Tensão Máxima à Flexão em MPa (Mega Pascal);
- Módulo de Elasticidade à flexão.

Com estes dados, Tabela 18, foi possível definir qual o tempo de pós-cura a ser utilizado para os provetes a serem analisados em relação ao tempo de limpeza e também para as estruturas porosas impressas em resina, tendo ficado definido um tempo de pós-cura de 60 minutos.

Tabela 18 Valores médios de Tensão Máxima e do Módulo de Elasticidade à flexão dos provetes em resina Phrozen ABS-like matte grey, variando o tempo de pós-cura.

Tempo de pós-cura (min)	Tensão Máxima (MPa) *	Módulo de Elasticidade (GPa) *
0	23,15 ± 2,36	0,62 ± 0,05
5	32,61 ± 1,06	0,96 ± 0,06
15	44,37 ± 1,27	1,29 ± 0,08
30	47,10 ± 1,91	1,30 ± 0,06
60	58,06 ± 1,77	1,53 ± 0,05

*Tensão e Módulo de Elasticidade à flexão.

Através de análise estatística de variância, ANOVA, avaliou-se os efeitos do aumento do tempo de pós-cura e com os valores de p, possíveis de evidenciar na Tabela 19 e na Tabela 20, confirmou-se que pelo menos um tempo de pós-cura é significativo, uma vez que esses valores são inferiores a 0,05.

Tabela 19 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de pós-cura na Tensão Máxima de provetes impressos na resina Phrozen ABS-like matte grey testados em flexão ($\alpha = 95\%$).

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Pós-cura	4	2186,27	545,567	181,22	0,00
Erro	10	30,16	3,016		
Total	14	2216,43			

Nota: GL = Graus de Liberdade; SQ = Soma dos Quadrados; MQ = Média dos Quadrados

Tabela 20 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de pós-cura no Módulo de Elasticidade de provetes impressos na resina Phrozen ABS-like matte grey testados em flexão ($\alpha = 95\%$).

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Pós-cura	4	1,51666	0,379164	102,54	0,00
Erro	10	0,03698	0,003698		
Total	14	1,55363			

Os gráficos da Figura 114 apresentam os valores médios das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade à Flexão dos provetes com pós-cura de 0, 5, 15, 30 e 60 minutos e também da comparação estatística entre os valores médios das condições que foi efetuada através de um teste Tukey.

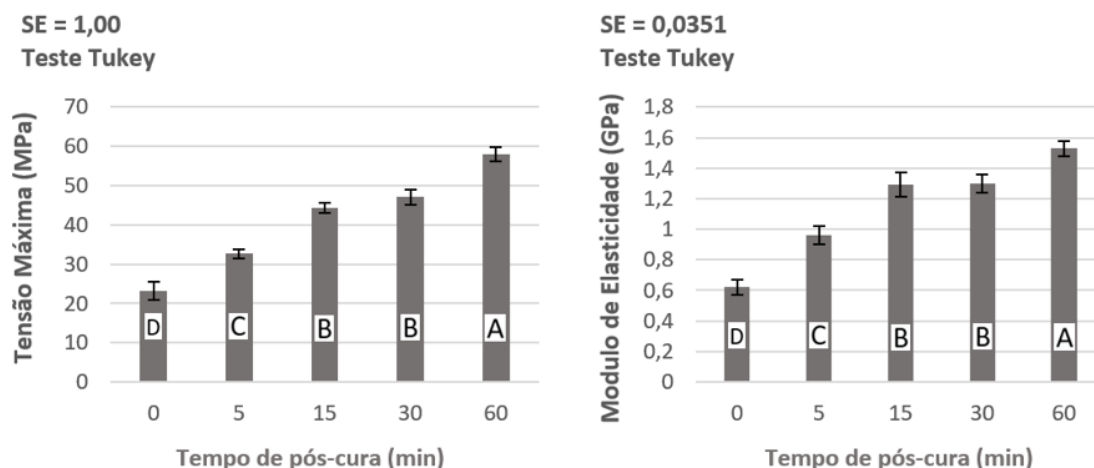


Figura 114 Teste Tukey das amostras da resina Phrozen ABS-like matte grey: Média das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade de acordo com os diferentes tempos de pós-cura.

As diferenças estatísticas evidenciadas, entre cada condição de tempo de pós-cura, estão representadas pela letra “A”, “B”, “C” ou “D”. No caso em que duas condições se apresentam como estatisticamente iguais, estas são colocadas no mesmo grupo, sendo dessa maneira identificadas pela mesma letra. Com estes dados, observou-se estatisticamente que ambas as propriedades mecânicas a serem analisadas, Tensão Máxima e Módulo de Elasticidade, apresentam valores mais baixos quando as amostras não passaram pelo processo de pós-cura e mais altos, nas amostras em que foi efetuada uma pós-cura de 60 minutos. As amostras desta última condição apresentam um aumento de 150,80% no valor de Tensão Máxima e de 144,66% no de Módulo de Elasticidade, quando comparadas com os valores obtidos das não curadas.

Após analisados os dados obtidos comprova-se a importância do tempo de exposição à luz UV depois da impressão 3D, como mencionado no subcapítulo 2.5.4.4.3. Como Ambrosio et al., 2020, concluiu, o efeito do tempo de pós-cura revelou-se dependente da composição química dos polímeros, tendo um papel relevante apenas para as resinas que não completam o processo de polimerização durante a impressão e que, por isso, necessitam ainda de tratamento posterior. Esta situação ocorre no presente estudo, confirmando-se que os provetes impressos não foram devidamente polimerizados durante o processo de impressão, e aumentando nestes a exposição à luz UV, promove a formação de ligações cruzadas das suas cadeias poliméricas, aumentando dessa maneira as suas propriedades mecânicas. Concluiu-se também que não existiu sobre cura do material dos provetes, pois as suas propriedades mecânicas nem se estabilizaram, nem foram diminuindo ao longo do tempo.

4.1.1.2 Tempo de Limpeza

Com o tempo de pós-cura definido para 60 minutos, analisou-se o tempo de limpeza, testando os provetes com diversos tempos de limpeza e com o tempo de cura definido na máquina de ensaios Mecmezin Multitest 2.5 – dV (Figura 48), obtendo-se os resultados demonstrados na Tabela 21.

Tabela 21 Valores médios de Tensão Máxima e de Módulo de Elasticidade à flexão dos provetes em resina Phrozen ABS-like matte grey variando o tempo de limpeza.

Tempo de limpeza (min)	Tensão Máxima (MPa) *	Módulo de Elasticidade (GPa) *
2	58,06 ± 1,77	1,53 ± 0,05
10	57,96 ± 1,43	1,68 ± 0,14
20	58,72 ± 0,94	1,73 ± 0,15
45	60,38 ± 1,65	1,65 ± 0,10

Semelhante ao realizado na análise dos efeitos do tempo de pós-cura subcapítulo 4.1.1.1, a influência do tempo de limpeza também foi avaliada através de uma análise estatística de variância, ANOVA. Uma vez que o valor de p, demonstrado na Tabela 22 e na Tabela 23, apresentou-se superior a 0,05, pode-se concluir que o tempo de limpeza não afeta significativamente os valores de Tensão Máxima e o Módulo de Elasticidade à flexão.

Tabela 22 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de limpeza na Tensão Máxima de provetes impressos na resina Phrozen ABS-like matte grey. ($\alpha = 95\%$)

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Limpeza	3	11,26	3,752	1,71	0,242
Erro	8	17,55	2,193		
Total	11	28,8			

Tabela 23 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de pós-cura no Módulo de Elasticidade dos provetes impressos na resina Phrozen ABS-like matte grey. ($\alpha = 95\%$)

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Limpeza	3	0,06546	0,02182	1,69	0,246
Erro	8	0,10326	0,01291		
Total	11	0,16872			

Os gráficos da Figura 115 demonstram os valores de Tensão Máxima e de Módulo de Elasticidade em função dos tempos de limpeza estipulados, 2, 10, 20 e 45 minutos. Os resultados demonstram que o contacto entre as amostras e a solução de 96% álcool isopropílico até 45 minutos não degrada nem danifica as cadeias de ligações cruzadas que são responsáveis pelas propriedades mecânicas das amostras.

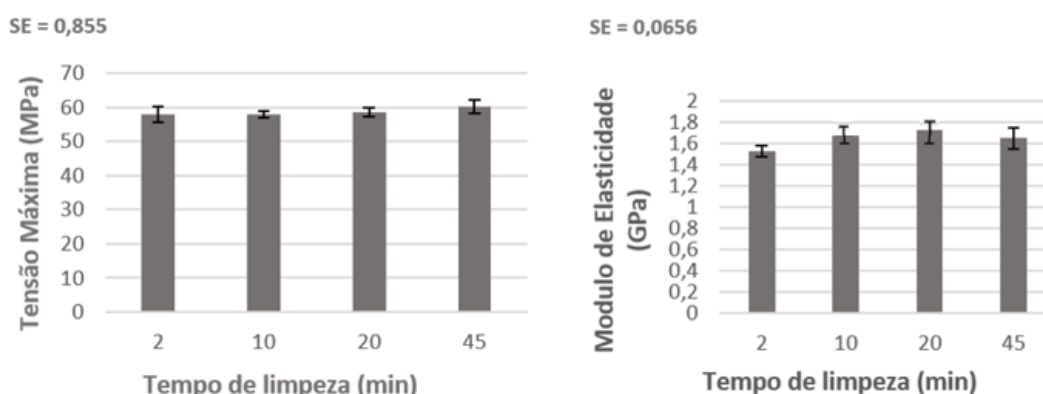


Figura 115 Média das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade das amostras em resina Phrozen ABS-like matte grey de acordo com os diferentes tempos de limpeza.

4.1.1.3 FTIR

As curvas resultantes de cada amostra de resina são apresentadas na Figura 116. Cada curva é caracterizada pelos seus picos. Cada pico é delimitado por uma das sete regiões destacadas (I, II, III, IV, V, VI e VII), e está associado a um grupo funcional molecular. Na Tabela 24 estão apresentadas cada região, e respetivos picos e números de onda, identificados no ensaio de espectroscopia.

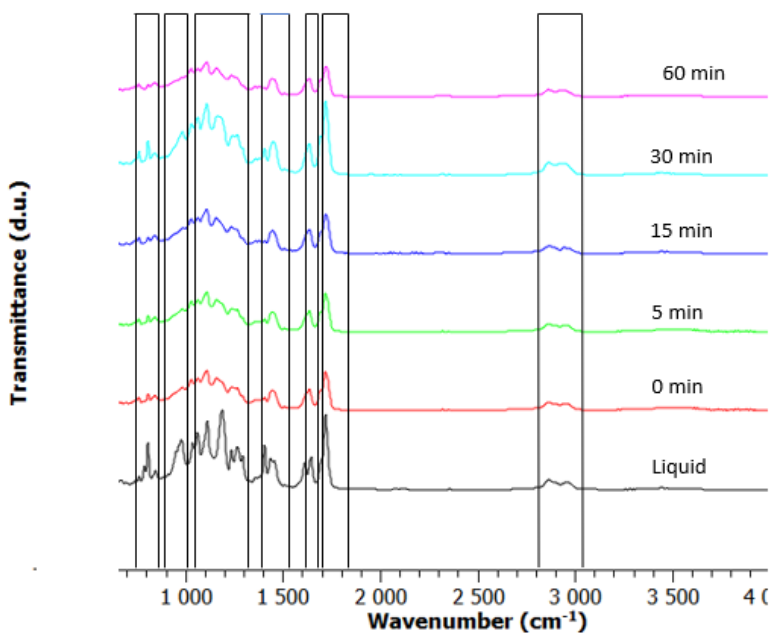


Figura 116 Phrozen ABS-like matte grey: Curvas de análise FTIR.

Tabela 24 Phrozen ABS-like matte grey: Resultados da análise FTIR por regiões delimitadas nas curvas.

Tempo de Pós-cura (min)	Região I	Região II	Região III	Região IV	Região V	Região VI	Região VII
Líquido	2960;2865	1721	1647	1438;1407	1295;1267; 1237; 1189; 1113; 1063; 1039	982	847; 809
0	2948;2865	1720	1636	1448; 1407	1261; 1239; 1162; 1111; 1064; 1031	985	845; 810
5	2949;2867	1723	1637	1448	1267, 1238; 1161; 1111; 1066; 1031	966	845; 810
15	2947;2866	1722	1637	1448	1267, 1238; 1161; 1110; 1066; 1031		844; 810
30	2934;2866	1721	1637	1451; 1407	1267; 1246; 1164; 1111; 1063; 1032	984	844; 809
60	2935;2884	1724	1637	1449; 1378	1267, 1236; 1160; 1110; 1066; 1031		844; 810

Verificam-se determinadas alterações moleculares, que provam, como esperado, que a resina sofreu transformações químicas do estado líquido para o sólido, e também durante a fase de pós-cura.

- **Região I**

O pico na região I - 2960 cm⁻¹ - (para a resina líquida) corresponde ao modo de alongamento assimétrico em que duas ligações C-H do grupo metílico estão a expandir-se enquanto a terceira está a contrair-se (vasCH₃). Os picos na região I -2865; 2884 cm⁻¹ - estão relacionados com o alongamento simétrico (vsCH₃), em que as três ligações C-H se expandem e contraem em cadeia. Na Tabela 24 é possível evidenciar a existência de um deslocamento de 2960 para 2935 cm⁻¹, o que indica a formação de alongamento assimétrico do grupo metileno (vasCH₂) (Gaidukovs et al., 2018; Silverstein et al., 1962).

- **Região II**

Os picos na região II estão relacionados com a banda de absorvência de alongamento C=O do grupo éster (Salih et al., 2015; Silverstein et al., 1962).

- **Região III**

O pico que se encontra na região III é provocado pelas vibrações de alongamento C=C (Silverstein et al., 1962; Voet et al., 2018).

- **Região IV**

Os picos registados na região IV - 1451;1438 cm⁻¹ - poderão estar associados à vibração assimétrica do grupo metilo (δsCH₂), e a passagem de 1407 para 1378 cm⁻¹ é possivelmente devido à constituição de vibrações de flexão assimétricas do grupo metileno (δasCH₃) (Silverstein et al., 1962).

- **Região V**

Estes dados indicam que a região V é classificada como alongamento C-O-C, sendo que a passagem da banda de 1189 para 1160 cm⁻¹ é uma evidência do sucesso da polimerização da resina durante a exposição à radiação UV (Silverstein et al., 1962; Voet et al., 2018).

- **Região VI**

Os picos da região VI constituído pela oscilação de alongamento de C=C-C=O, pelo que a diminuição da sua intensidade se deve à radiação UV (Hong et al., 2005).

- **Região VII**

A região VII é composta por oscilações de flexão fora do plano de C-H (Silverstein et al., 1962).

É possível concluir que o tempo de exposição à luz UV afeta a estrutura química do material, sendo que estes resultados demonstram uma mudança clara na composição química, sugerindo que quanto maior for o tempo de exposição, mais significativas serão as alterações na estrutura química. Esta alteração na composição também pode ser relacionada com a melhoria das propriedades mecânicas

4.1.1.4 Teste de Viscosidade

Na Tabela 25 é demonstrado o valor da viscosidade da resina, tendo sido este medido à temperatura ambiente, sendo demonstrado no gráfico da Figura 117, a variação da viscosidade em função da temperatura.

Tabela 25 Valor de viscosidade à temperatura ambiente da resina Phrozen ABS-like matte grey.

Resina	Temperatura (°C)	Viscosidade mPa.s
Phrozen ABS-like matte grey	18,5	134

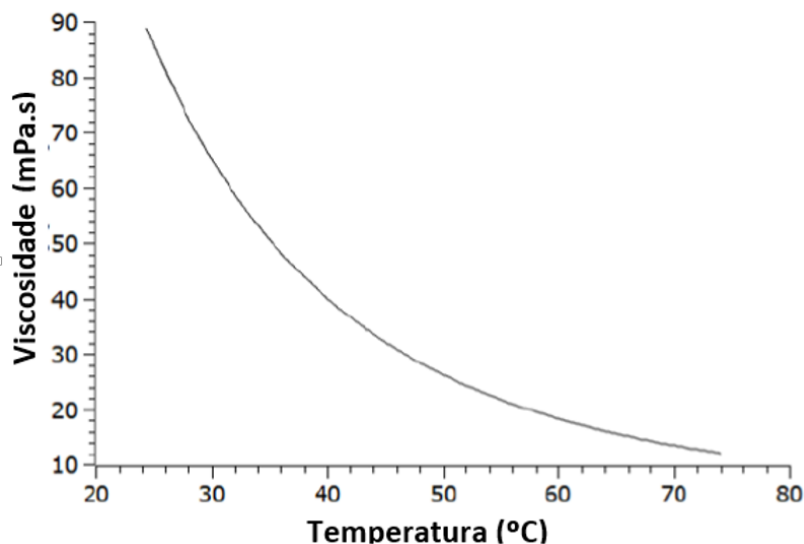


Figura 117 Variação da viscosidade da resina Phrozen ABS-like matte grey, em função da temperatura.

Os resultados obtidos demonstram que o aumento da temperatura provoca que a viscosidade da resina diminua exponencialmente, uma vez que as suas partículas ficam mais agitadas juntando-se umas às outras durante períodos de tempo mais curtos. Este aspeto reduz o atrito interno, e por consequência a viscosidade. Estas conclusões são confirmadas pelo estudo de Seeton, 2006. Apesar de estar confirmado que um aumento da temperatura leva a uma redução da viscosidade da resina, testes iniciais também demonstraram que as propriedades mecânicas sofrem redução quando aplicadas a tratamentos térmicos. Por essa razão, esqueceu-se a hipótese de utilizar fontes de calor para remover a resina não curada.

4.1.2 Formlabs Clear V4

4.1.2.1 Tempo de Pós-cura e Orientação

Após realizados os ensaios de flexão nos provetes, obteve-se os valores de Tensões Máximas e de Módulos de Elasticidade em função de diferentes tempos de pós-cura e orientações, estando estes apresentados na Tabela 26.

Tabela 26 Valores médios de Tensão Máxima e de Módulo de Elasticidade à flexão dos provetes em resina Formlabs Clear V4, variando o tempo de pós-cura e as orientações em que foram impressos.

Tempo de Pós-cura (min)	Orientação (°)	Tensão Máxima (MPa) *	Módulo de Elasticidade (GPa) *
0	0	46,09 ± 4,62	0,98 ± 0,15
0	30	55,01 ± 1,79	1,22 ± 0,04
0	45	52,51 ± 2,66	1,16 ± 0,06
15	0	73,75 ± 0,61	1,39 ± 0,77
15	30	81,02 ± 2,05	2,05 ± 0,04
15	45	82,43 ± 1,60	2,01 ± 0,04
45	0	84,12 ± 1,60	2,01 ± 0,04
45	30	90,95 ± 0,66	2,16 ± 0,04
45	45	90,66 ± 1,54	2,18 ± 0,01

Através de uma análise estatística (ANOVA) avaliou-se o efeito do tempo de pós-cura e das orientações. De acordo com os valores de p obtidos, Tabela 27 e

Tabela 28, verificou-se que pelo menos uma das condições é relevante para ambas as variáveis.

Tabela 27 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de pós-cura e das diferentes orientações na Tensão Máxima de provetes impressos na resina Formlabs Clear V4, testados à flexão ($\alpha = 95\%$).

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Pós-cura	2	6790,29	3395,15	735,88	0,00
Orientação	2	333,4	166,7	36,13	0,00
Erro	22	101,5	4,61		
Falta de Encaixe	4	13,33	3,33	0,68	0,615
Erro Puro	18	88,18	4,9		
Total	26	7225,19			

Tabela 28 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de pós-cura e das diferentes orientações no Módulo de Elasticidade de provetes impressos na resina Formlabs Clear V4, testados à flexão. ($\alpha = 95\%$)

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Pós-cura	2	5,13021	2,56511	687,28	0,00
Orientação	2	0,23362	0,1681	31,3	0,00
Erro	22	0,08211	0,00373		
Falta de Encaixe	4	0,01086	0,00271	0,69	0,611
Erro Puro	18	0,07125	0,00396		
Total	26	5,44594			

Na Figura 118, são apresentados os gráficos com os valores médios das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade em função do tempo de pós-cura estudado, independentemente da orientação. Os gráficos da Figura 119 apresentam os valores médios das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade em função da orientação estudada, independentemente do tempo de pós-cura.

Ambos os gráficos apresentam também comparações estatísticas do teste de Scott-Knott realizadas com os valores médios das condições.

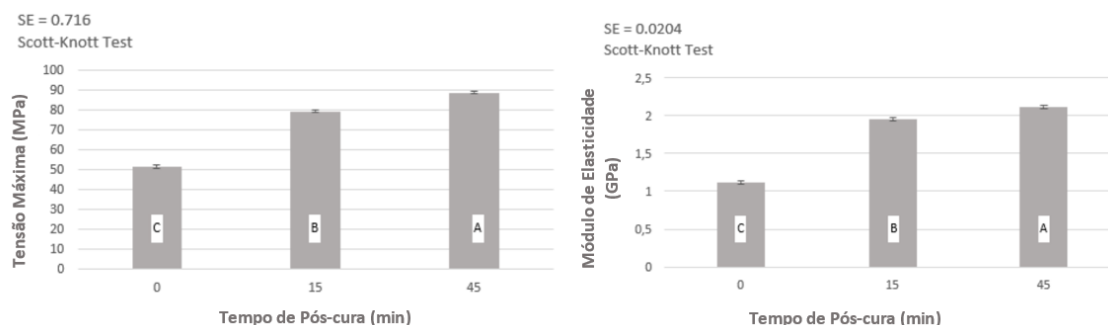


Figura 118 Teste Scott-Knott das amostras da resina Formlabs Clear V4: Média das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade de acordo com os diferentes tempos de pós-cura.

Como observado no subcapítulo 4.1.1.1, os valores mais elevados de Tensão Máxima e de Módulo de Elasticidade ocorrem nas amostras que tiveram um tempo de pós-cura superior, sendo que os valores mais baixos correspondem às amostras não curadas. As amostras que passaram por um processo de pós-cura de 45 minutos apresentam, em relação às amostras não curadas um aumento de 72,99% e 84,49%, nos valores de Tensão Máxima e Módulo de Elasticidade, respetivamente. Estes resultados demonstram mais uma vez que o processo de polimerização durante a impressão das amostras não é completo e que exposição prolongada a luz UV, contribui para a formação de ligações cruzadas das cadeias poliméricas aumentando as propriedades mecânicas.

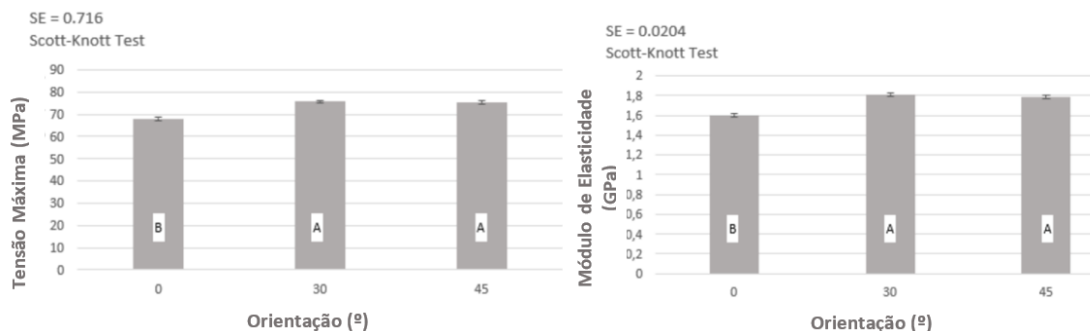


Figura 119 Teste Scott-Knott das amostras da resina Formlabs Clear V4: Média das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade de acordo com diferentes orientações.

Através da análise estatística, chega-se à conclusão que as amostras impressas com uma orientação de 0° têm os valores de Tensão Máxima e de Módulo de Elasticidade mais baixos, sendo que as orientações de 30° e 45° apresentam valores estatisticamente iguais.

As amostras impressas com orientações de 30° e 45° demonstram um aumento de 11,29% e 10,61% nos valores de Tensão Máxima e de 13,03% e 11,40% quando comparado com as com orientação 0°. Estes resultados são apoiados pelo estudo semelhante de Saini et al., 2020. Esta diferença pode ser causada pelo facto das amostras impressas paralelamente à plataforma de impressão necessitarem de um maior volume de resina que tem de ser curada quando se constrói uma nova camada. Além disso, as camadas inferiores da peça são expostas a mais luz de cura do que as camadas superiores, o que leva a tensões internas mais elevadas. Para além disso, quando um componente é impresso com orientação inclinada, o processo de pós-cura pode ser melhor controlado (Naik & Kiran, 2018b; Saini et al., 2020).

4.1.2.2 Tempo de Limpeza

4.1.2.2.1 Formwash L

Na Tabela 29 são demonstrados os resultados médios das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade em função de diferentes tempos de limpeza.

Tabela 29 Valores médios de Tensão Máxima e de Módulo de Elasticidade à flexão dos provetes em resina Formlabs Clear V4 variando o tempo de limpeza na máquina Formwash L.

Tempo de limpeza (min)	Tensão Máxima (MPa) *	Módulo de Elasticidade (GPa) *
2	94,57 ± 0,63	2,44 ± 0,05
10	84,12 ± 1,60	2,05 ± 0,06
20	86,79 ± 1,66	2,01 ± 0,00
45	83,14 ± 1,46	2,03 ± 0,10

A influência do tempo de limpeza foi avaliada através da análise estatística (ANOVA) e de acordo com os valores de p fornecidos pela Tabela 30 e pela Tabela 31, foi possível confirmar que pelo menos um tempo de limpeza é significativo.

Tabela 30 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de limpeza na Tensão Máxima de provetes impressos na resina Formlabs Clear V4 na máquina Formwash L. ($\alpha = 95\%$).

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Limpeza	3	241,43	80,477	41,09	0,00
Erro	8	15,67	1,959		
Total	11	257,1			

Tabela 31 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de limpeza no Módulo de Elasticidade de provetes impressos na resina Formlabs Clear V4 na máquina Formwash L. ($\alpha = 95\%$).

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Limpeza	3	0,62616	0,208721	110,92	0,00
Erro	8	0,01505	0,001882		
Total	11	0,64122			

Os gráficos da Figura 120 apresentam os valores médios da Tensão Máxima e do Módulo de Elasticidade em função do tempo de limpeza, apresentando ainda uma comparação estatística realizada pelo teste Scott-Knott.

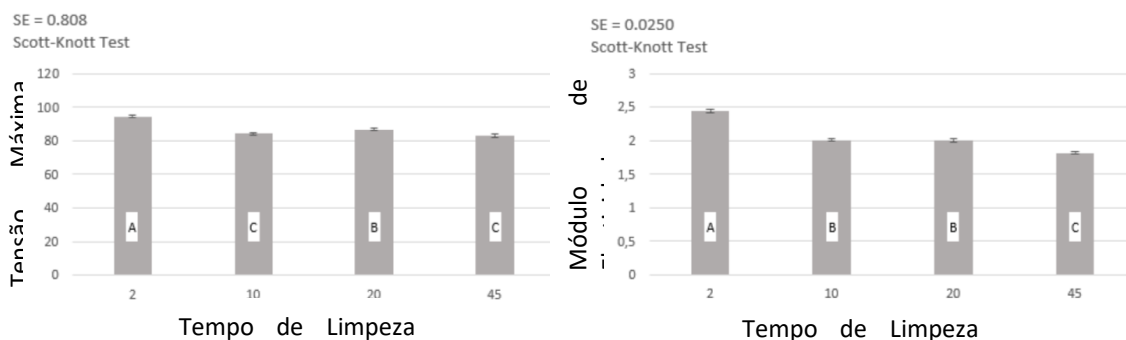


Figura 120 Teste Scott-Knott das amostras da resina Formlabs Clear V4 na máquina Formwash L: Média das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade de acordo com os tempos de limpeza.

Nestes gráficos é possível observar que estatisticamente falando, os valores de Tensão Máxima e de Modulo de Elasticidade, são os mais baixos para as amostras que passaram por um processo de limpeza de 45 min, e os mais elevados nas amostras de 2 minutos.

Hwangbo et al., 2021, utilizou a resina Formlabs Denture Teeth A2, com a impressora 3D Formlabs 2 e com uma solução de 90% álcool isopropílico para avaliar a influência da utilização de diferentes tempos de limpeza, nas propriedades mecânicas do material, mais especificamente os efeitos nos valores de Tensão Máxima e de Modulo de Elasticidade. Tendo sido estudado os efeitos de realizar limpeza, durante 0, 3, 5, 10, 15, 30, 60 e 90 minutos. Este estudo demonstrou que a resistência à flexão apresentava resultados significativamente mais altos nas amostras que não passaram por um processo de lavagem, não existindo tendência para que esta resistência fosse diminuindo ao longo do tempo. Xu et al., 2021 obteve resultados semelhantes tendo estudados os efeitos de 0 e 60 minutos de tempo de limpeza. Ambos estes autores observaram que o Modulo de Elasticidade diminuía para tempos de limpeza de 12 horas, concluindo-se que o tempo de limpeza mais prolongado afeta a resistência à flexão, devido ao facto das moléculas de solução entrarem da superfície para a matriz de resina, fazendo com que a rede de polímeros relaxe. Todos estes estudos comprovam os resultados obtidos na Figura 120, sendo que o teste de análise estatística Scott-Knott demonstra a existência de diminuição do valor do Modulo de Elasticidade ao longo do tempo. Ignorando as amostras submetidas a uma limpeza de 2 minutos, observa-se que os valores absolutos de Modulo de Elasticidade se apresentam similares, sendo que os resultados das amostras de 10 e de 45 minutos apresentam uma diferença inferior a 1 MPa.

4.1.2.2.2 Creality UW-01

Na Tabela 32 são demonstrados os valores médios de Tensão Máxima e de Módulo de Elasticidade das amostras com diferentes tempos de limpeza.

Tabela 32 Valores médios de Tensão Máxima e de Módulo de Elasticidade à flexão dos provetes em resina Formlabs Clear V4 variando o tempo de limpeza na máquina Creality UW-01.

Tempo de limpeza (min)	Tensão Máxima (Mpa) *	Módulo de Elasticidade (GPa) *
2	99,28 ± 1,64	2,12 ± 0,02
10	98,37 ± 1,66	2,31 ± 0,03
20	97,55 ± 0,67	2,32 ± 0,08
45	94,33 ± 1,12	2,19 ± 0,11

Foi avaliado utilizando uma análise estatística (ANOVA) a influência do tempo de limpeza nas amostras. Pelo que é possível observar na Tabela 33 e na Tabela 34, confirma-se que pelo menos um tempo de limpeza é significativo para a Tensão Máxima, sendo que os valores são estatisticamente iguais para o Módulo de Elasticidade, significando que o tempo de limpeza de 45 min não influencia o do material.

Tabela 33 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de limpeza na Tensão Máxima de provetes impressos na resina Formlabs Clear V4 na máquina Creality UW-01. ($\alpha = 95\%$).

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Limpeza	3	31,59	10,531	5,67	0,027
Erro	7	13,01	1,859		
Total	10	44,60			

Tabela 34 Análise estatística de variância (ANOVA) dos efeitos do tempo de limpeza no Módulo de Elasticidade de provetes impressos na resina Formlabs Clear V4 na máquina Creality UW-01. ($\alpha = 95\%$).

Fonte	GL	Adj. SQ	Adj QM	Valor F	Valor p
Tempo de Limpeza	3	0,04879	0,01626	1,41	0,319
Erro	7	0,08092	0,01156		
Total	10	0,12971			

Os gráficos presentes na Figura 121 demonstram os valores médios das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade relacionados com os diferentes tempos de limpeza, estando ainda representada a análise Scott-Knott.

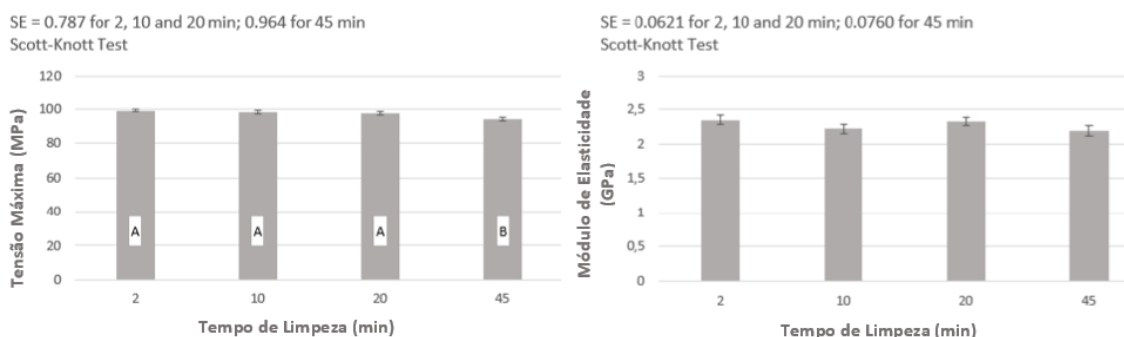


Figura 121 Teste Scott-Knott das amostras da resina Formlabs Clear V4 na máquina Creality UW-01: Média das Tensões Máximas e dos Módulos de Elasticidade de acordo com tempos de limpeza.

Os valores de Tensão Máxima das amostras com tempo de limpeza de 45 minutos, apresentam-se estatisticamente mais baixos, que os das amostras com os restantes tempos, 0, 10 e 20 minutos. Esta diferença corresponde a menos de 5 MPa, não sendo possível desta maneira concluir que o tempo de exposição à solução e de limpeza até 45 minutos, afeta significativamente as propriedades mecânicas do

material. É necessário realçar que uma das amostras que teve um tempo de limpeza de 45 minutos não foi devidamente testada devido a problemas na máquina de ensaios que resultou a problemas na exportação dos resultados. O gráfico dos valores de Módulos de Elasticidade, não apresenta a divisão com as letras, uma vez que os valores não apresentaram diferença estatística.

4.1.2.2.3 Comparação das duas tecnologias

Analisando e comparando os resultados obtidos, torna-se evidente que as amostras que foram limpas na máquina Formlabs Formwash L apresentam uma deterioração das suas propriedades mecânicas, em relação às amostras que foram limpas na Creality UW-01.

Vários fatores podem provocar essa diminuição das propriedades mecânicas durante o processo de limpeza, como por exemplo a temperatura, as altas pressões, a solução utilizada, a exposição UV, entre outros. Seguindo as especificações fornecidas pelos fabricantes de ambas as máquinas, não existiu, durante os processos de limpeza, nenhuma manipulação dos parâmetros de temperatura, da pressão ou da radiação UV, sendo então sugerido que a diferença se encontra na composição química das soluções.

Ainda que ambas as soluções sejam constituídas por 96% de álcool isopropílico, estas podem diferenciar-se em termos dos seus componentes. Estas alterações sugerem que uma das soluções é propensa a atacar o material, já a outra não aparenta causar um impacto significativo, até 45 minutos de exposição a esta.

4.1.2.3 FTIR

Na Figura 122, pode-se observar as curvas obtidas pelo teste FTIR nas resina líquidas e nas amostras, sendo possível observar na Tabela 35 cada região, e respetivos picos delimitados nas curvas.

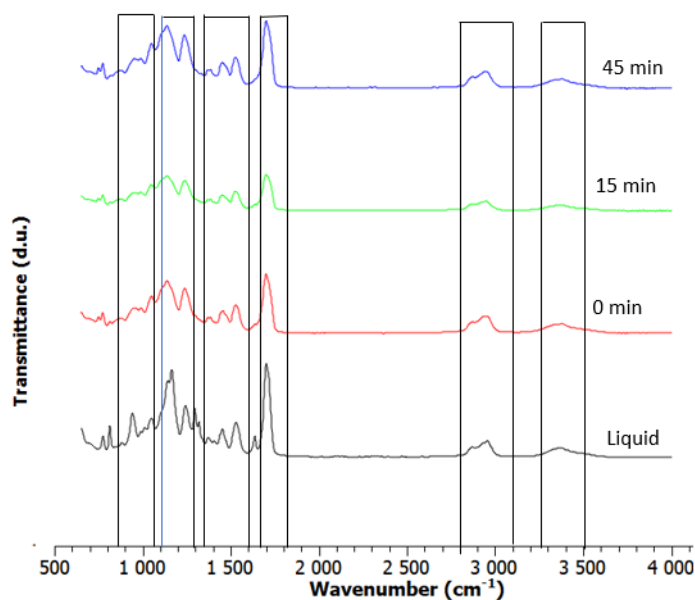


Figura 122 Formlabs Clear V4: Curvas de análise FTIR.

Consegue-se observar (Figura 122 e Tabela 35) que ocorrem alterações moleculares relacionados com mudanças químicas. Os picos evidenciados na região I estão relacionados com a banda de alongamento –OH. Os picos - 2955; 2871 cm^{-1} - estão associados às ligações de alongamento simétricas e assimétricas do grupo metílico, os picos da região II -1701; 1702 cm^{-1} - com a banda de absorção de alongamento C=O do grupo éster, e os picos referentes à região V estão relacionados com o alongamento C-O-C, sendo possível concluir que a polimerização teve sucesso, devido à existência de um deslocamento da banda de 1166 para 1137 cm^{-1} (Silverstein et al., 1962; Voet et al., 2018). É possível verificar a diminuição da intensidade do pico com número de onda 814 cm^{-1} , que é característico da ligação dupla carbono-carbono na função metacrilato, na região VI, e o aparecimento do pico a 991 cm^{-1} , que é uma oscilação de flexão típica do grupo vinilo (-CH =CH₂) (Buruiana et al., 2009; Sain et al., 2020; Sanches et al., 2013; Silverstein et al., 1962). Com estes resultados é possível observar que a resina analisada sofre alterações na sua composição química à medida que é curada.

Tabela 35 Formlabs Clear V4: Resultados da análise FTIR por regiões delimitadas nas curvas.

Tempo de Pós-cura (min)	Região I	Região II	Região III	Região IV	Região V	Região VI
Líquida	3374	2953; 2871	1702	1529; 1453; 1377	1296; 1243; 1166; 1052	942; 884; 814; 775
0	3374	2955; 2871	1701	1527; 1458; 1377	1238; 1138; 1051	991; 950; 880; 774
15	3381	2950; 2871	1702	1528; 1451; 1377	1238; 1137; 1051	991; 962; 880; 774
45	3375	2953; 2871	1702	1527; 1451; 1378	1237; 1137; 1051	991; 952; 880; 774

4.1.2.4 Teste de Viscosidade

Na Tabela 36 é possível observar o valor de viscosidade medido à temperatura ambiente, sendo possível observar na Figura 123 a variação com o aumento da temperatura.

Tabela 36 Valor de viscosidade à temperatura ambiente da resina Formlabs Clear V4.

Resina	Temperatura (°C)	Viscosidade mPa.s
Formlabs Clear V4	19,6	1330

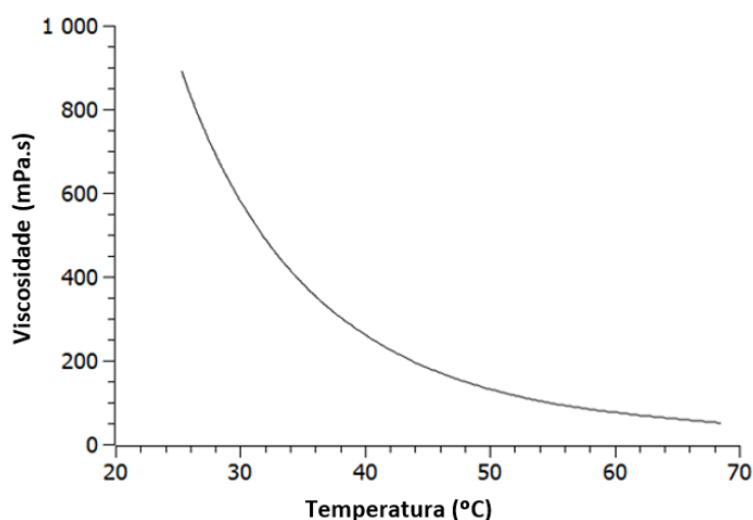


Figura 123 Variação da viscosidade da resina Formlabs Clear V4, em função da temperatura.

Como também observado no subcapítulo 4.1.1.4, aumentando a temperatura provoca uma grande diminuição da viscosidade. Sendo esta conclusão comprovada por Seeton, 2006.

4.1.2.4.1 Comparação da viscosidade: Phrozen ABS-like matte grey e Formlabs Clear V4

Como já explicado anteriormente, as estruturas impressas na resina Formlabs Clear V4 impressas, não foram testadas, uma vez que não se conseguia obter amostras com poros desobstruídos, todas as amostras impressas ficava com os poros tapados com resina curada. A geometria e as propriedades mecânicas das amostras poderão ser influenciadas pelas máquinas utilizadas, pelo processo de fabrico e pelos parâmetros de impressão e pelo material utilizado.

A impressora 3D Formlabs é mais robusta e dispendiosa, apresentando mais funcionalidades e melhor resolução do que a Sonic Mighty 4K. Foram utilizados os parâmetros de impressão recomendados pelos fabricantes para cada resina. Parâmetros como orientação foram iguais para ambas as impressoras.

É provável que a razão das estruturas porosas em resina Formlabs Clear V4 saírem impressas com os poros preenchidos, ser a viscosidade mais elevada apresentada por esta. Quando comparada a viscosidade das duas resinas, conclui-se que à temperatura ambiente, a da Formlabs tem 9,93 vezes mais viscosidade que a da Phrozen. Durante a impressão na impressora Sonic Mighty 4K, a resina da Phrozen não é pré-aquecida, podendo-se afirmar que a viscosidade da resina nesse momento é a da temperatura ambiente, enquanto a impressora Formlabs 3D, realiza o pré-aquecimento a uma temperatura de 35°C. Como mencionado no subcapítulo anterior, o aumento da temperatura provoca uma redução da viscosidade, e observando o gráfico da Figura 123, determina-se que a viscosidade da resina Formlabs Clear V4 á temperatura de 35°C é 383 mPa.s, sendo esta 2,86 vezes superior á apresentada pela resina Phrozen ABS-like matte grey.

4.2 Estruturas

4.2.1 Amostras densas

Na Tabela 37 apresentam-se demonstrados os resultados de todos os testes realizados nas amostras densas. Estes servirão, como mencionado anteriormente, para permitir comparações com os dados obtidos das estruturas porosas e entender o efeito da aplicação destas.

Tabela 37 Massa, Porosidade, Modulo de Elasticidade e Tensão de Cedência das amostras densas.

	Amostras densas
Massa (g)	9,12
Porosidade por Arquimedes (%)	0,052
Porosidade teorética (Resina Curada) (%)	---
Módulo de Elasticidade (compressão) (GPa)	740.22
Tensão de Cedência à Compressão (MPa)	25,947

Os valores de Modulo de Elasticidade foram obtidos automaticamente num gráfico desenvolvido no *software* Originlab. Os valores da Tensão de Cedência foram obtidos através da criação de uma reta paralela á utilizada para obter o Modulo de Elasticidade nesse mesmo gráfico, sendo que esta é desenhada utilizando os mesmos valores de tensão com a deformação original somada com 0,002, simulando uma pré-deformação de 2% (Figura 124).

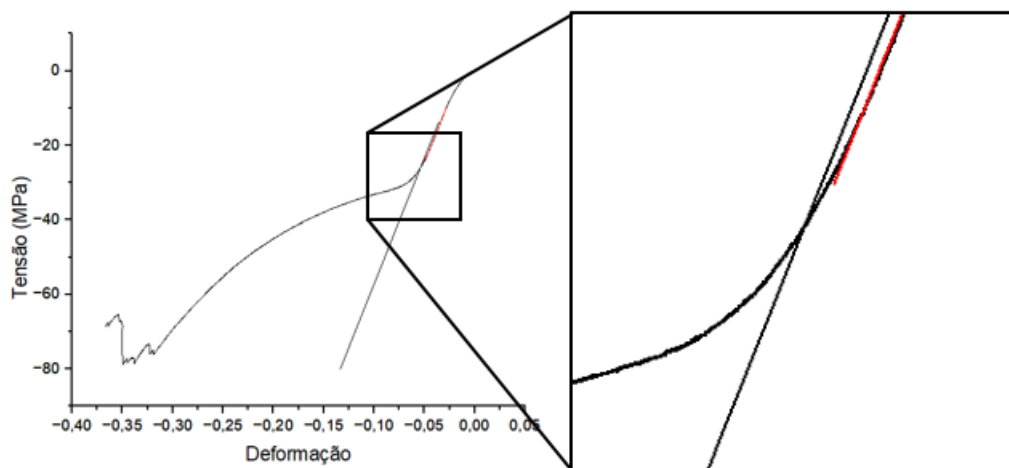


Figura 124 Gráfico do Originlab com linha paralela para obter Tensão de Cedência.

4.2.2 Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird

4.2.2.1 Massa

Na Tabela 38 e no gráfico da Figura 125 estão demonstrados os valores médios das massas das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird em cada etapa do processo de limpeza definidas no subcapítulo 3.5.3.1, sendo estas:

- M1: Imediatamente após a lavagem de 45 minutos;
- M2: Após a limpeza com papel absorvente;
- M3: Após o primeiro período de 48 horas;
- M4: Após lavagem por ultrassons;
- M5: E por fim após o segundo período de 48 horas.

Tabela 38 Valores médios das massas das amostras Estocásticas Voronoi Pop.3D Weaverbird em cada etapa do processo de limpeza.

Número de pontos	M1 (g)	M2 (g)	M3 (g)	M4 (g)	M5 (g)
500	5,13	4,70	3,85	4,61	3,84
750	6,23	5,60	4,65	5,45	4,61
1000	6,24	5,55	4,62	5,47	4,55
1500	7,21	6,55	5,37	6,38	5,30
2000	7,41	6,42	4,98	5,96	4,94

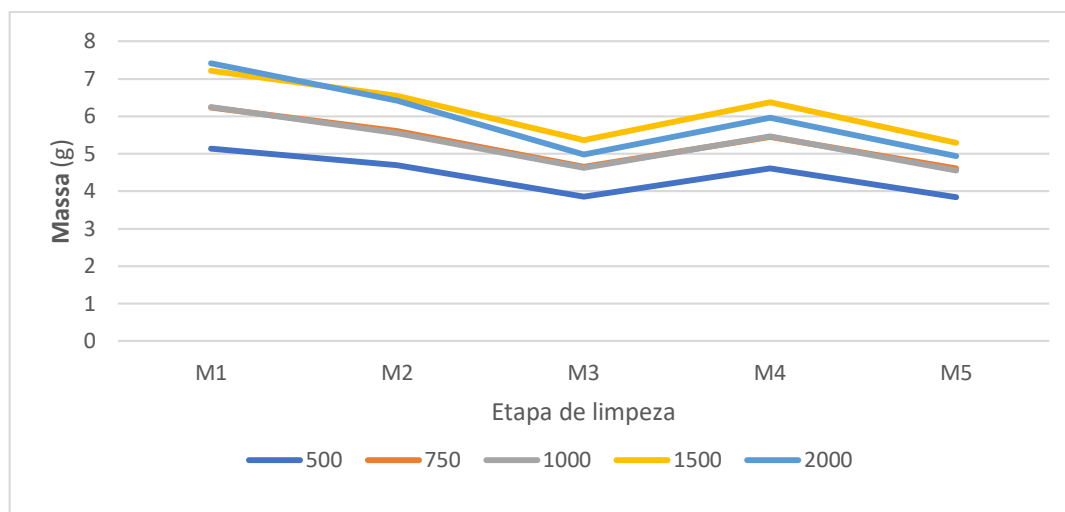


Figura 125 Valores média da massa das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird em função de cada etapa do processo de limpeza.

Os valores evidenciados demonstram a importância do método de limpeza definido, sendo possível observar uma redução em todas as configurações porosas impressas de cerca de 27,5% da primeira etapa (M1), após a lavagem de 45 minutos na solução de álcool isopropílico, para a última (M5), após o segundo período de secagem de 48 horas. Também é possível observar a importância da etapa de lavagem por ultrassons (M3), uma vez que se evidencia uma redução de cerca de 0,94% entre as massas obtidas após o primeiro período de 48 horas de secagem (M3) e o segundo (M5), demonstrando a possível existência até à lavagem por ultrassons de resina não curada.

Na Tabela 39 e no gráfico da Figura 126 estão representadas as medições das massas finais (sem suportes) das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird.

Tabela 39 Medição médias das massas finais das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird.

Número de pontos	Massa (sem suportes) (g)
500	1,97
750	2,29
1000	2,52
1500	3,09
2000	3,36

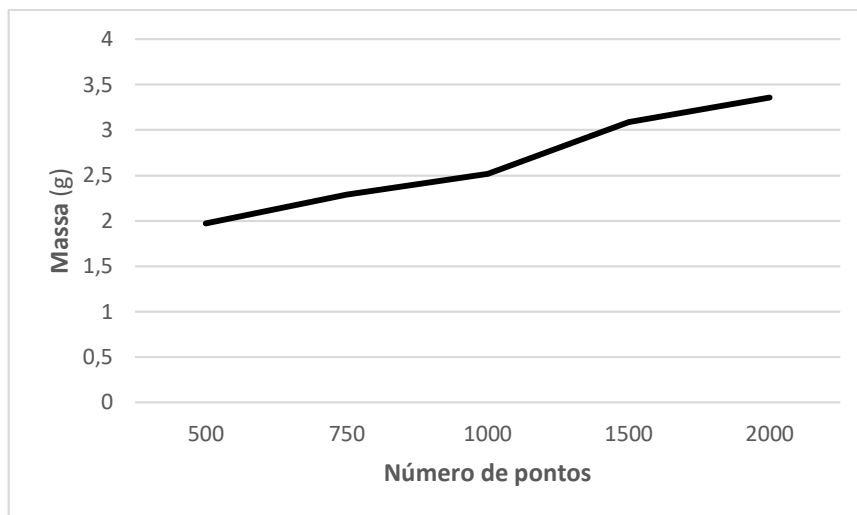


Figura 126 Gráfico representativo do aumento da massa das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird em função do aumento do número de pontos.

Analisando estes dados, observa-se que aumentando o número de pontos dentro de um mesmo volume, a massa também aumenta, sendo que comparando com a massa das amostras de 500 pontos, as de 2000 apresentam um aumento de 70,5%. Em relação às amostras densas, que apresentam uma massa média de 9,12 gramas, observa-se que quando aplicada a configuração de 500 pontos existe uma diminuição de 78,4%, enquanto a redução quando aplicada à de 2000 é 63,2%.

4.2.2.2 Análise Microscópica

Na Tabela 40 e no gráfico da Figura 127 indicam-se os valores médios dos tamanhos dos poros em função do número de pontos.

Tabela 40 Medição do tamanho dos poros das amostras Estocásticas Voronoi Pop.3D Weaverbird.

Número de pontos	Tamanho Poros (mm)
500	2,88
750	2,00
1000	2,22
1500	2,12
2000	1,71

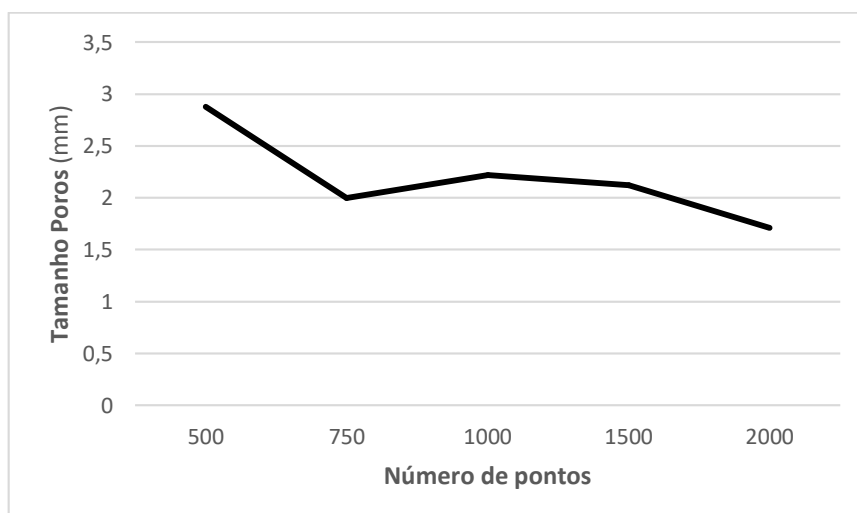


Figura 127 Gráfico representativo da diminuição do tamanho dos poros das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird em função do aumento do número de pontos.

Para além de ser possível observar os valores médios dos tamanhos de poros criados por cada configuração, ficando com informações sobre quais as configurações a aplicar para obter determinados tamanhos, também se observa a existência de uma redução de cerca de 40,6% dos tamanhos de poros produzidos pela configuração com 2000 pontos em relação à de 500. Também se observa que por alguma razão não definida os valores dos tamanhos de poros da configuração de 750 pontos apresentam-se inferiores aos esperados.

4.2.2.3 Medições Porosidade

Na Tabela 41, na Tabela 42 e no gráfico da Figura 128 indica-se os valores médios das porosidades das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird, obtidos através do método de Arquimedes e através de cálculos teóricos com a densidade da resina curada.

Tabela 41 Medição das porosidades pelo Método de Arquimedes das amostras Estocásticas Voronoi Pop.3D Weaverbird.

Número de pontos	Porosidade Aparente (%)
500	37.80
750	37.80
1000	38.53
1500	34.91
2000	36.17

Tabela 42 Medição das porosidades através de cálculos teóricos das amostras Estocásticas Voronoi Pop.3D Weaverbird

Número de pontos	Porosidade (Resina Curada) (%)
500	76,16
750	72,44
1000	69,93
1500	63,97
2000	59,44

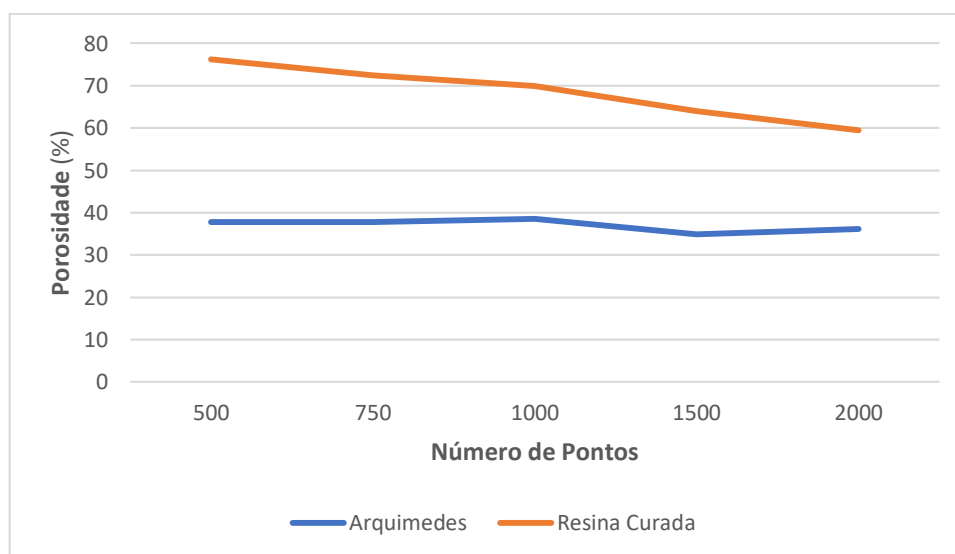


Figura 128 Comparação dos resultados de porosidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird, segundo dois métodos.

Analisando os valores médios da porosidade aparente fornecida pelo Método de Arquimedes da Tabela 41 e no gráfico da Figura 128, nota-se uma discrepância entre o comportamento esperado e o evidenciado, no sentido em que, pela lógica, aumentando o número de pontos e por consequência o número de células dentro de um mesmo volume, o espaço no interior livre dentro da amostra diminui e

por isso a porosidade deveria diminuir, mas o observado é um aumento de 1,93% da porosidade entre a configuração de 1000 pontos em relação às de 500 e 750 pontos e novamente um aumento de 3,60% entre as de 2000 em relação às de 1500.

Observando os valores médios da porosidade aparente fornecida através dos cálculos teóricos demonstrados na Tabela 42, notam-se mais semelhanças com o comportamento esperado, podendo observar uma redução quase linear da porosidade consoante o aumento do número de pontos inseridos, sendo demonstrada uma redução de 22% na porosidade da configuração de 2000 pontos em relação à de 500.

Comparando os valores de porosidade fornecidos pelos dois métodos (Figura 128), é evidente que o dos cálculos teóricos com a densidade da resina curada apresenta uma redução mais intensa da porosidade consoante se vai aumentando o número de pontos a serem inseridos, sendo que a existente entre a configuração de 500 para a de 2000 pontos é de 22% enquanto com o método de Arquimedes é apenas de 4,31%. Com todos estes resultados observa-se que provavelmente existiu falhas durante a realização das medições segundo o método de Arquimedes, ou este não é viável para a análise da porosidade de estruturas deste tipo.

4.2.2.4 Testes de Compressão

Na Tabela 43 e nos gráficos da Figura 129 e Figura 130 apresenta-se os valores médios das Tensões de Cedência e dos Módulos de Elasticidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird.

Tabela 43 Valores médios das Tensões de Cedência e dos Módulos de Elasticidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird.

Número de pontos	Tensão de Cedência (MPa) *	Módulo de Elasticidade (GPa) *
500	0,53	10,25
750	0,53	9,92
1000	0,52	8,54
1500	0,76	11,31
2000	0,92	15,52

*Tensão de Cedência e Modulo de Elasticidade á compressão.

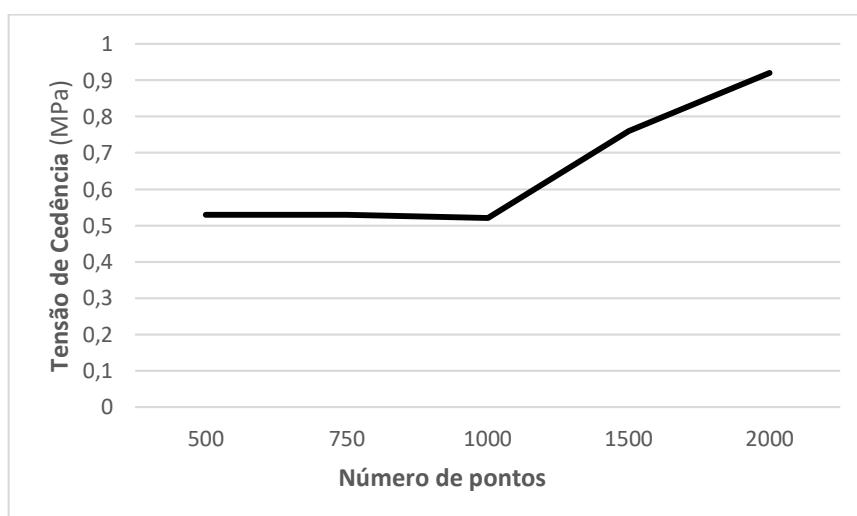


Figura 129 Gráfico representativo do aumento da Tensão de Cedência das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird em função do aumento do número de pontos.

Analisando os valores médios das Tensões de Cedência demonstrados na Tabela 43 e no gráfico da Figura 129, observa-se que aumentando o número de pontos dentro de um mesmo volume, a Tensão de

Cedência apresenta tendência a também aumentar, tendo existido um aumento 73,6% do valor das amostras da configuração de 2000 pontos em relação às de 500.

Comparando com o valor da Tensão de Cedência médio das amostras densas, 25,947 MPa, as amostras com configuração de 500 pontos apresentaram uma redução de 97,96% e as de 2000 apresentaram de 96,4%.

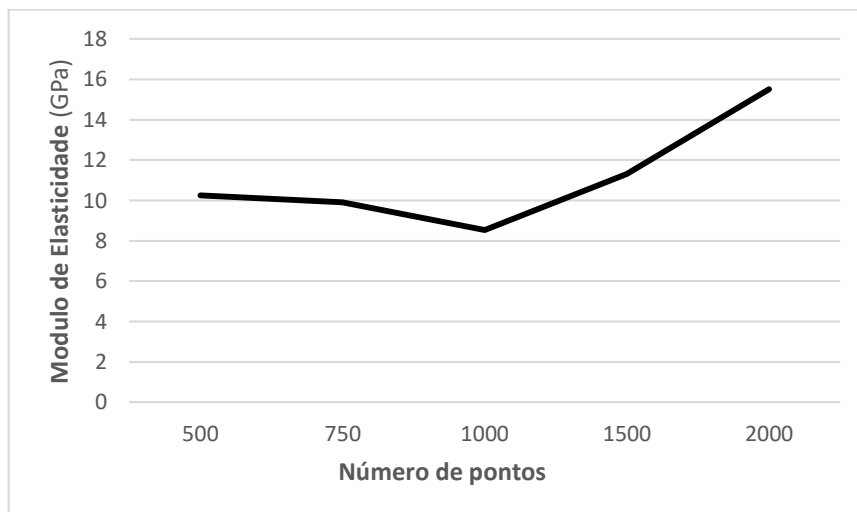


Figura 130 Gráfico representativo do aumento do Módulo de Elasticidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Weaverbird em função do aumento do número de pontos.

Em relação aos valores médios dos Módulos de Elasticidade demonstrados na Tabela 43 e no gráfico da Figura 130, observa-se que aumentando o número de pontos, o valor do Módulo de Elasticidade também tende a aumentar, sendo que do valor das configurações de 500 pontos para as de 2000, existiu um aumento de cerca 51,4%.

Comparando com o valor do Módulo de Elasticidade médio das amostras densas, 740,22 GPa, as amostras com configuração de 500 pontos apresentaram uma redução de 98,6% e as de 2000 apresentaram de 97,9%.

4.2.3 Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro

4.2.3.1 Medição Massa

Na Tabela 44 e no gráfico da Figura 131 estão demonstrados os valores médios das massas das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro em cada etapa do processo de limpeza definidas no subcapítulo 3.5.3.1.

Tabela 44 Valores médios das massas das amostras Estocásticas Voronoi Pop.3D Dendro em cada etapa do processo de limpeza.

Número de pontos	M1 (g)	M2 (g)	M3 (g)	M4 (g)	M5 (g)
500	3,36	2,89	2,49	2,79	2,38
750	3,79	3,10	2,58	2,93	2,45
1000	4,16	3,58	2,97	3,49	2,81
2000	5,62	4,81	3,71	4,34	3,54
3000	6,36	5,53	4,33	5,09	4,11
4000	9,60	9,19	7,70	8,80	7,50
5000	8,76	7,03	5,72	6,88	5,5
6000	11,38	10,84	9,27	10,81	9,01

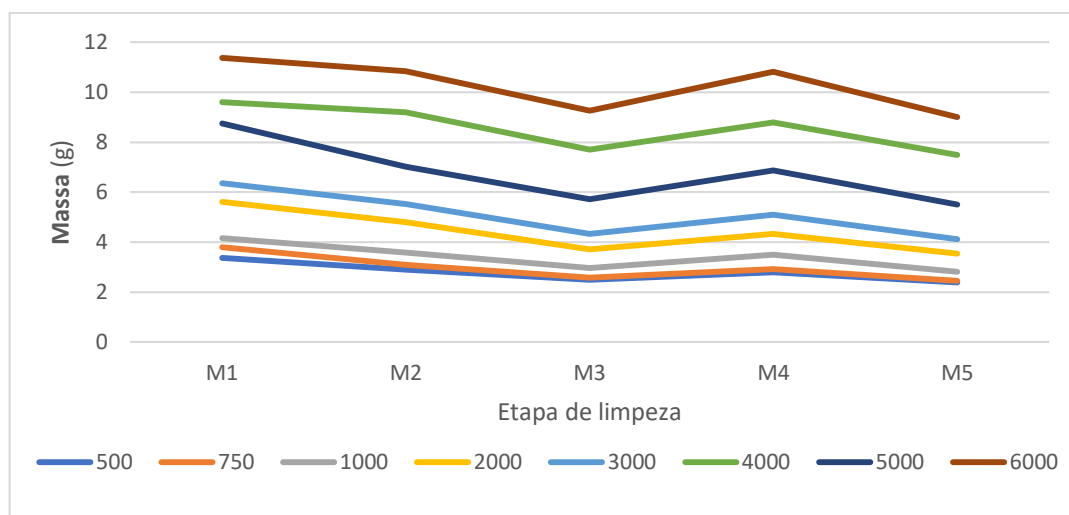


Figura 131 Valores média da massa das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro em função de cada etapa do processo de limpeza.

Os valores evidenciados demonstram a importância do método de limpeza definido, sendo possível observar uma redução em todas as configurações porosas impressas de cerca de 31% da primeira etapa (M1), após a lavagem de 45 minutos na solução de álcool isopropílico, para a última (M5), após o segundo período de secagem de 48 horas. Também é possível observar a importância da etapa de lavagem por ultrassons (M3), uma vez que se evidencia uma redução de cerca de 4% entre as massas obtidas após o primeiro período de 48 horas de secagem (M3) e o segundo (M5), demonstrando a possível existência até à lavagem por ultrassons de resina não curada.

Na Tabela 45 e no gráfico da Figura 132 estão representadas as medições das massas finais (sem suportes) das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro.

Tabela 45 Medição das massas das massas finais das amostras Estocásticas Voronoi Pop.3D Dendro.

Número de pontos	Massa (sem suportes) (g)
500	0,53
750	0,69
1000	0,86
2000	1,60
3000	2,29
4000	2,83
5000	3,57
6000	4,03

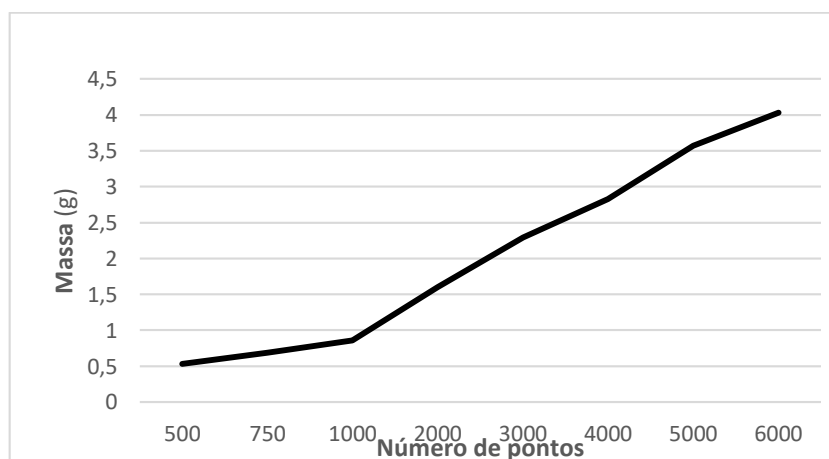


Figura 132 Gráfico representativo do aumento da massa das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro em função do aumento do número de pontos.

Analisando estes dados, observa-se que aumentando o número de pontos dentro de um mesmo volume, a massa apresenta tendência a também aumentar, sendo que comparando com a massa das amostras de 500 pontos, as de 2000 apresentam um aumento de 201,8%, as de 4000 apresentam de 434% e as de 6000 de 660,4%. Em relação às amostras densas, que apresentam uma massa média de 9,12 gramas, observa-se que quando aplicada a configuração de 500 pontos existe uma diminuição de 94,2%, quando aplicada a de 2000 é 84,5%, quando aplicada a de 4000 é de 68,9% e por fim, quando aplicada a de 6000 é de 55,8%.

4.2.3.2 Análise Microscópica

Na Tabela 46 e no gráfico da Figura 133 estão demonstrados os valores médios dos tamanhos dos poros em função do número de pontos das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro.

Tabela 46 Medição do tamanho dos poros das amostras Estocásticas Voronoi Pop.3D Dendro.

Número de pontos	Tamanho Poros (mm)
500	3,59
750	3,27
1000	2,96
2000	2,24
3000	1,77
4000	1,66
5000	1,40
6000	1,37

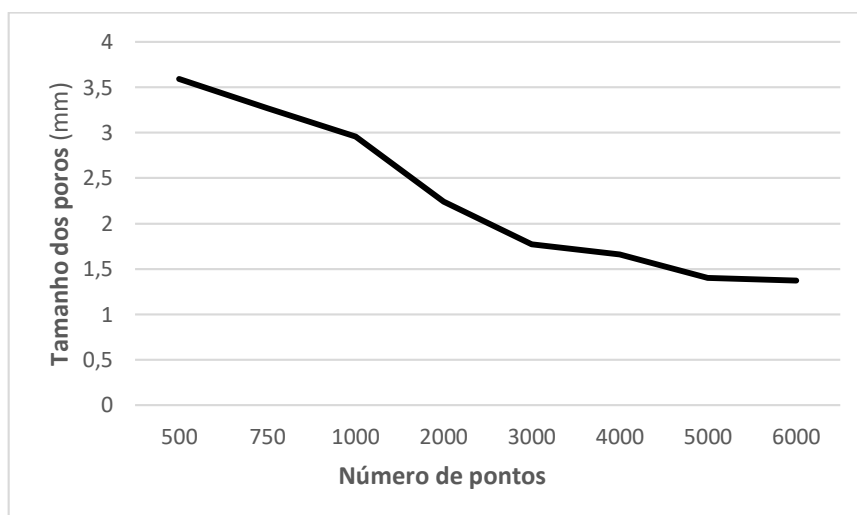


Figura 133 Gráfico representativo da diminuição do tamanho dos poros das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro em função do aumento do número de pontos.

Para além de ser possível observar os valores médios dos tamanhos de poros criados por cada configuração, ficando com informações sobre quais configurações a aplicar para obter determinados tamanhos, também se observa a existência de uma redução de cerca de 37,6% dos tamanhos de poros produzidos pela configuração com 2000 pontos em relação com a de 500. Mantendo a mesma comparação com os tamanhos das configurações de 500, existe uma redução de 53,7% com as de 4000 e de 61,8% com as de 6000 pontos.

4.2.3.3 Medições Porosidade

Na Tabela 47, na Tabela 48 e no gráfico da Figura 134 estão demonstrados os valores médios das porosidades das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro, obtidos através do método de Arquimedes e através de cálculos teóricos com a densidade da resina curada.

Tabela 47 Medição das porosidades pelo Método de Arquimedes das amostras Estocásticas Voronoi Pop.3D Dendro.

Número de pontos	Porosidade Aparente (%)
500	48
750	51
1000	58
2000	58
3000	55
4000	54
5000	47
6000	46

Tabela 48 Medição das porosidades através de cálculos teóricos das amostras Estocásticas Voronoi Pop.3D Dendro.

Número de pontos	Porosidade (Resina Curada) (%)
500	94
750	92
1000	91
2000	83
3000	75
4000	69
5000	61
6000	56

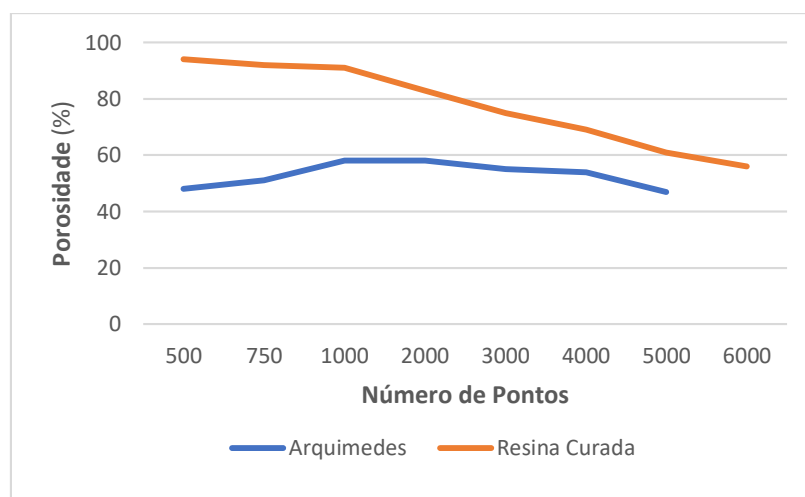


Figura 134 Comparação dos resultados de porosidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro, segundo dois métodos.

Analisando os valores médios da porosidade aparente fornecida pelo Método de Arquimedes demonstrados na Tabela 47 e no gráfico da Figura 134, nota-se uma discrepância inicial entre o comportamento esperado e o evidenciado, no sentido em que, pela lógica, aumentando o número de pontos e por consequência o número de células dentro de um mesmo volume, o espaço no interior livre dentro da amostra diminui e por isso a porosidade deveria diminuir, mas o observado é um aumento de 20% da porosidade entre as configurações de 2000 e 1000 pontos em relação à de 500 pontos, sendo observada apenas a diminuição esperada a partir da configuração 2000.

Observando os valores médios da porosidade aparente fornecida através dos cálculos teóricos demonstrados na Tabela 48, notam-se mais semelhanças com o comportamento esperado, podendo observar uma redução quase linear das porosidades consoante o aumento do número de pontos inseridos, sendo demonstrada uma redução de 11,7% na porosidade da configuração de 2000 pontos em

relação á de 500. Mantendo a mesma comparação com os tamanhos das configurações de 500, existe uma redução de 26,6% com as de 4000 e de 40,4% com as de 6000 pontos.

Comparando os valores de porosidade fornecidos pelos dois métodos (Figura 128), é evidente que o dos cálculos teóricos com a densidade da resina curada apresenta uma redução mais intensa da porosidade consoante se vai aumentando o número de pontos a serem inseridos, sendo que a existente entre a configuração de 500 para a de 2000 pontos é de 11,7% enquanto com o método de Arquimedes é de -21%. Mantendo a mesma comparação com a configuração de 500 pontos, a redução da porosidade pelos cálculos teóricos para as configurações de 4000 e 6000 é, tal como indicado acima, de 26,6% e 40,4%, respetivamente e a pelo método de Arquimedes é -12,5% e 4,16%, respetivamente.

4.2.3.4 Testes de Compressão

Na Tabela 49 e nos gráficos da Figura 135 e Figura 136 estão demonstrados os valores médios das Tensões de Cedência e dos Módulos de Elasticidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro.

Tabela 49 Valores Tensão de Cedência e Modulo de Elasticidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro.

Número de pontos	Tensão de Cedência (MPa) *	Módulo de Elasticidade (GPa) *
500	0,088	02,070
750	0,021	01,705
1000	0,251	06,855
2000	0,214	16,577
3000	0,333	25,927
4000	1,482	27,631
5000	1,663	30,870
6000	2,137	35,461

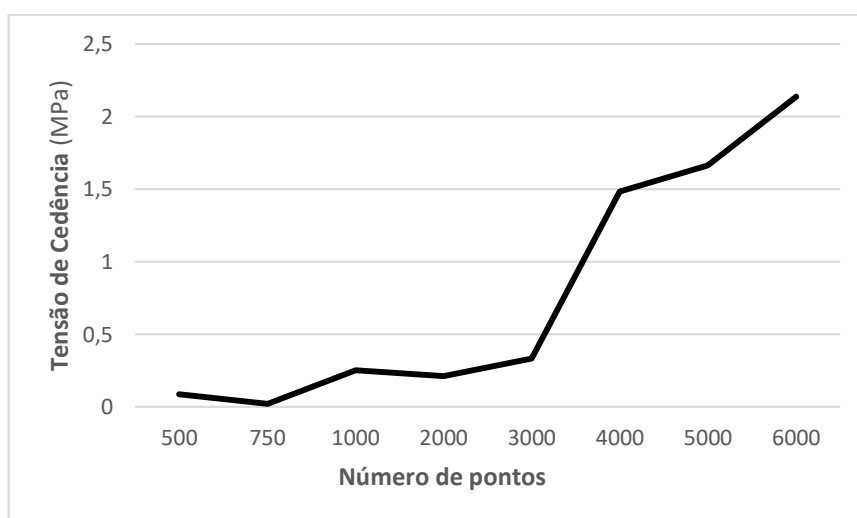


Figura 135 Gráfico representativo do aumento da Tensão de Cedência das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro em função do aumento do número de pontos.

Analisando os valores médios das Tensões de Cedência demonstrados na Tabela 49 e no gráfico da Figura 135, observa-se que aumentando o número de pontos dentro de um mesmo volume, a Tensão de Cedência apresenta tendência a também aumentar, tendo existido um aumento 143% do valor das amostras da configuração de 2000 pontos, de 1584% nas amostras de 4000 e de 2328% nas de 6000, em relação às de 500.

Comparando com o valor da Tensão de Cedência médio das amostras densas, 25,947 MPa, as amostras com configuração de 500 pontos apresentaram uma redução de 99,66%, as de 2000 apresentaram 99,17%, as de 4000, 94,28% e as de 6000, 91,76%.

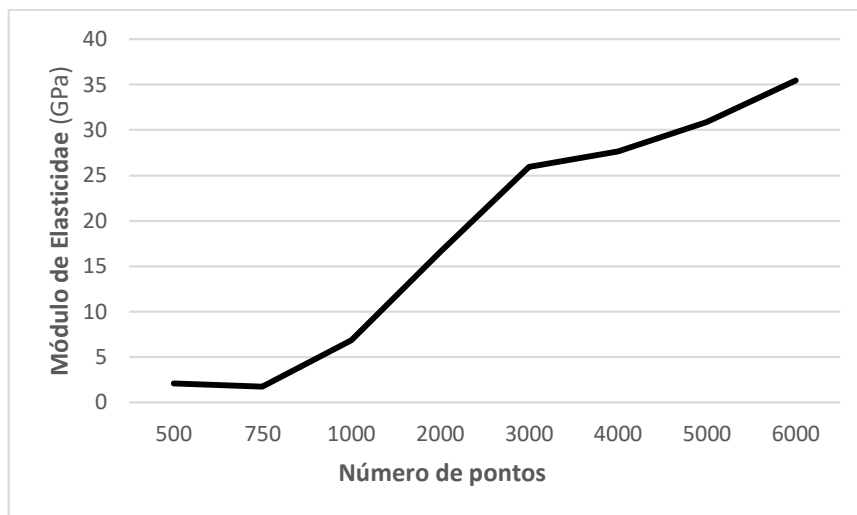


Figura 136 Gráfico representativo do aumento do Módulo de Elasticidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro em função do aumento do número de pontos.

Em relação aos valores médios dos Módulos de Elasticidade demonstrados na Tabela 43 e no gráfico da Figura 136, observa-se que aumentando o número de pontos, o valor do Módulo de Elasticidade também tende a aumentar, sendo que do valor das configurações de 500 pontos para as de 2000, existiu um aumento de cerca 700%, para as de 4000, um de 1234% e para as de 6000 um de 1613%.

Comparando com o valor do Módulo de Elasticidade médio das amostras densas, 740,22 GPa, as amostras com configuração de 500 pontos apresentaram uma redução de 99,72%, as de 2000 apresentaram de 97,76%, as de 4000 de 96,40% e as de 6000 de 95,20%.

4.2.4 Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro

4.2.4.1 Medição Massa

Na Tabela 50 e no gráfico da Figura 137 estão demonstrados os valores médios das massas das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro em cada etapa do processo de limpeza definidas no subcapítulo 3.5.3.1.

Tabela 50 Valores médios das massas das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro em cada etapa do processo de limpeza.

Número de pontos	M1 (g)	M2 (g)	M3 (g)	M4 (g)	M5 (g)
500	3,50	2,92	2,45	2,81	2,31
750	3,86	3,28	2,71	3,02	2,52
1000	4,26	3,59	2,97	3,39	2,81
2000	6,55	5,53	4,67	5,30	4,52
3000	8,21	7,06	5,39	6,21	5,14
4000	10,75	8,89	7,47	9	7,29

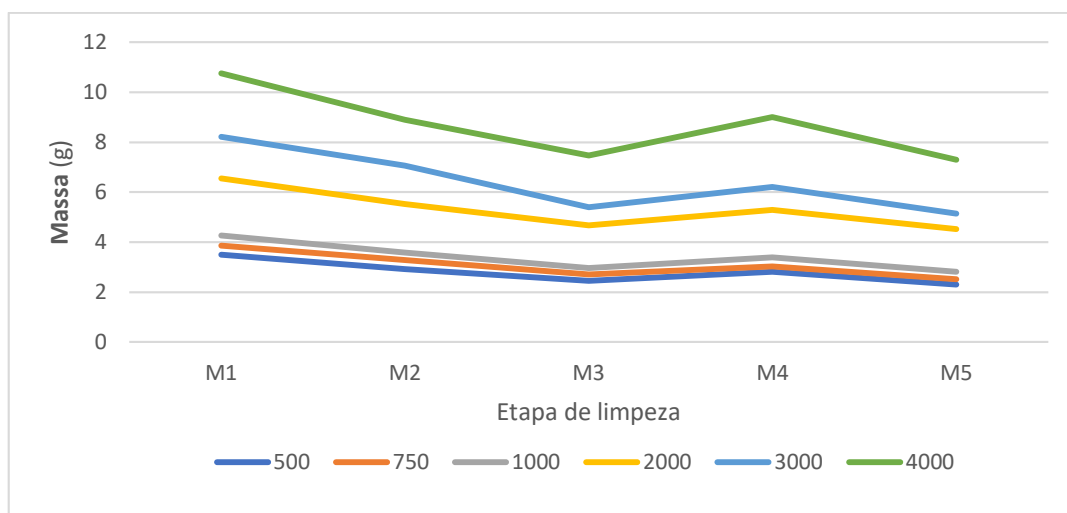


Figura 137 Valores média da massa das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro em função de cada etapa do processo de limpeza.

Os valores evidenciados demonstram a importância do método de limpeza definido, sendo possível observar uma redução em todas as configurações porosas impressas de cerca de 33,85% da primeira etapa (M1), após a lavagem de 45 minutos na solução de álcool isopropílico, para a última (M5), após o segundo período de secagem de 48 horas. Também é possível observar a importância da etapa de lavagem por ultrassons (M3), uma vez que se evidencia uma redução de cerca de 4,7% entre as massas obtidas após o primeiro período de 48 horas de secagem (M3) e o segundo (M5), demonstrando a possível existência até à lavagem por ultrassons de resina não curada.

Na Tabela 51 e no gráfico da Figura 138 estão representadas as medições das massas finais (sem suportes) das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro.

Analisando estes dados, observa-se que aumentando o número de pontos dentro de um mesmo volume, a massa apresenta tendência a também aumentar, sendo que comparando com a massa das amostras de 500 pontos, as de 2000 apresentam um aumento de 269% e as de 4000 apresentam de 750%. Em relação às amostras densas, que apresentam uma massa média de 9,12 gramas, observa-se que quando aplicada a configuração de 500 pontos existe uma diminuição de 94,29%, quando aplicada a de 2000 é 78,95% e quando aplicada a de 4000 é de 51.5%.

Tabela 51 Medição das massas das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro.

Número de pontos	Massa (g)
500	0,52
750	0,73
1000	0,96
2000	1,92
3000	3,08
4000	4,42

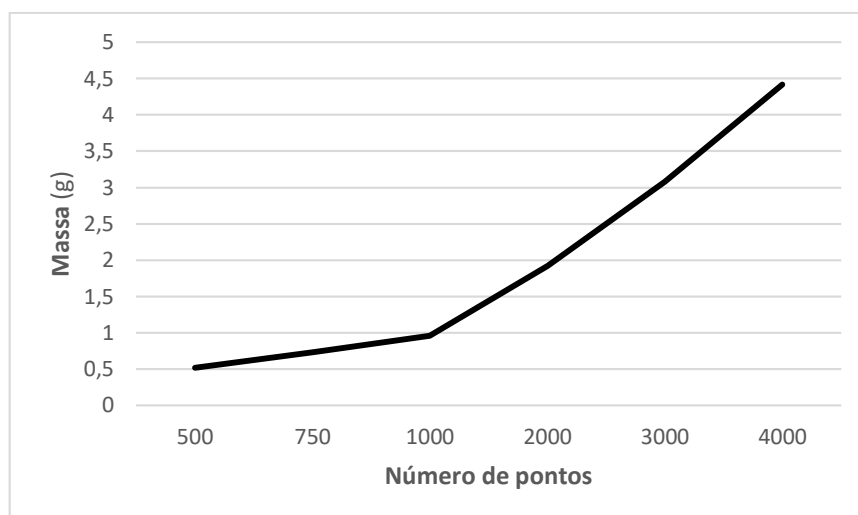


Figura 138 Gráfico representativo do aumento da massa das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro em função do aumento do número de pontos.

4.2.4.2 Análise Microscópica

Na Tabela 52 e no gráfico da Figura 139 estão demonstrados os valores médios dos tamanhos dos poros em função do número de pontos das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Dendro.

Tabela 52 Medição do tamanho dos poros das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro.

Número de pontos	Tamanho Poros (mm)
500	2,70
750	2,03
1000	1,75
2000	1,13
3000	0,92
4000	0,66

Para além de ser possível observar os valores médios dos tamanhos de poros criados por cada configuração, ficando com informações sobre quais configurações a aplicar para obter determinados tamanhos, também se observa a existência de uma redução de cerca de 58.14% dos tamanhos de poros produzidos pela configuração com 2000 pontos em relação com a de 500. Mantendo a mesma comparação com os tamanhos das configurações de 500, existe uma redução de 75,5% com as de 4000.

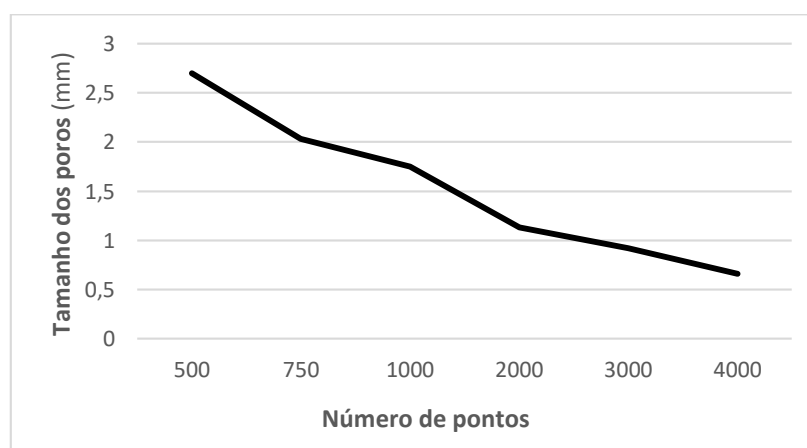


Figura 139 Gráfico representativo da diminuição do tamanho dos poros das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro em função do aumento do número de pontos.

4.2.4.3 Medições Porosidade

Na Tabela 53, na Tabela 54 e no gráfico da Figura 140 estão demonstrados os valores médios das porosidades das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro, obtidos através do método de Arquimedes e através de cálculos teóricos com a densidade da resina curada.

Tabela 53 Medição das porosidades pelo Método de Arquimedes das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro.

Número de pontos	Porosidade Aparente (%)
500	46
750	54
1000	48
2000	52
3000	51
4000	42

Tabela 54 Medição das porosidades através de cálculos teóricos das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro.

Número de pontos	Porosidade (Resina Curada) (%)
500	94
750	92
1000	90
2000	79
3000	66
4000	52

Analisando os valores médios da porosidade aparente fornecida pelo Método de Arquimedes demonstrados na Tabela 53 e no gráfico da Figura 140, nota-se uma discrepância inicial entre o comportamento esperado e o evidenciado, no sentido em que, pela lógica, aumentando o número de pontos e por consequência o número de células dentro de um mesmo volume, o espaço no interior livre dentro da amostra diminui e por isso a porosidade deveria diminuir, mas o observado é um aumento de 17,39% da porosidade entre a configuração de 750 pontos em relação à de 500 pontos e de 8,33% entre a de 2000 em relação à de 1000 pontos. Sendo observada apenas a diminuição esperada a partir da configuração 2000.

Observando os valores médios da porosidade aparente fornecida através dos cálculos teóricos demonstrados na Tabela 54, notam-se mais semelhanças com o comportamento esperado, podendo observar uma redução quase linear das porosidades consoante o aumento do número de pontos inseridos, sendo demonstrada uma redução de 15,96% na porosidade da configuração de 2000 pontos em relação à de 500. Mantendo a mesma comparação com os tamanhos das configurações de 500 existe uma redução de 44,68 % com as de 4000.

Comparando os valores de porosidade fornecidos pelos dois métodos (Figura 140), é evidente que o dos cálculos teóricos com a densidade da resina curada apresenta uma redução mais intensa da porosidade consoante se vai aumentando o número de pontos a serem inseridos, sendo que a existente entre a configuração de 500 para a de 2000 pontos é de 15,96% enquanto com o método de Arquimedes é de -13,04%. Mantendo a mesma comparação com a configuração de 500 pontos, a redução da porosidade pelos cálculos teóricos para as configurações de 4000 é, tal como indicado acima, de 44,68% e a pelo método de Arquimedes é 8.69%.

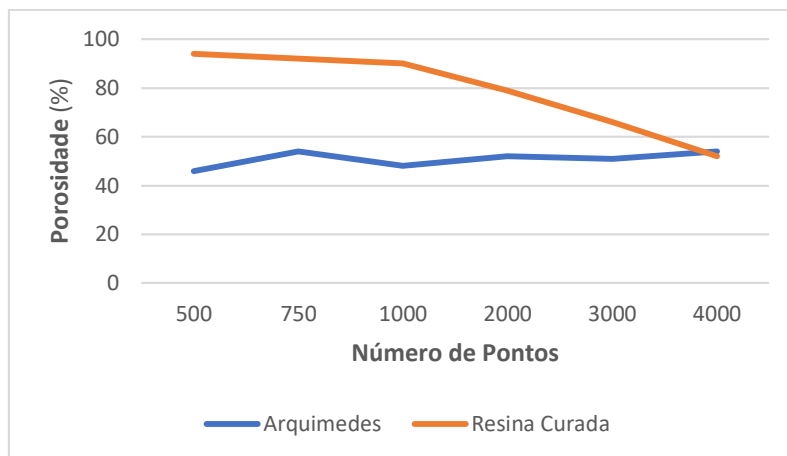


Figura 140 Comparação dos resultados de porosidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. 3D Geometry, segundo dois métodos.

4.2.4.4 Testes de Compressão

Na Tabela 55 e nos gráficos da Figura 141 e Figura 142 estão demonstrados os valores médios das Tensões de Cedência e dos Módulos de Elasticidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro.

Tabela 55 Valores Tensão de Cedência e Modulo de Elasticidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro.

Número de pontos	Tensão de Cedência (MPa) *	Módulo de Elasticidade (GPa) *
500	0,0291	1.9313
750	0.1421	4.8888
1000	0.2183	7.3221
2000	0.7031	18.4856
3000	1.5088	29.7066
4000	2.7696	35.5909

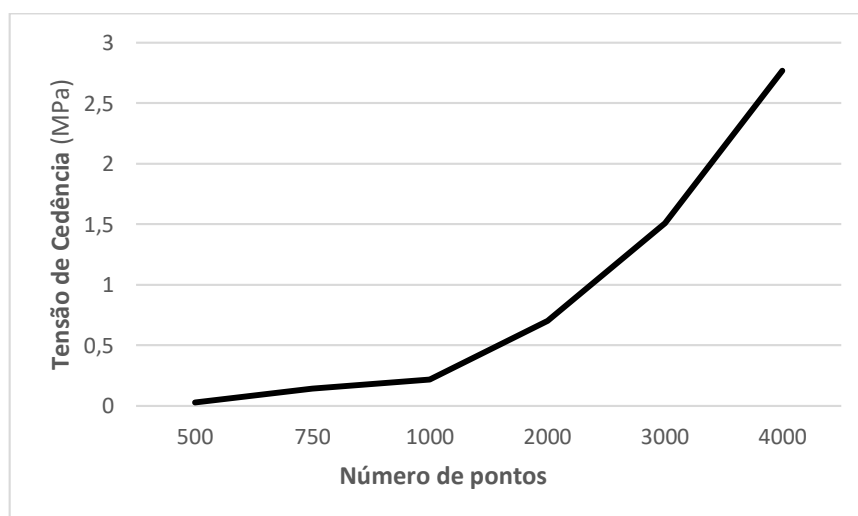


Figura 141 Gráfico representativo do aumento da Tensão de Cedência das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro em função do aumento do número de pontos.

Analisando os valores médios das Tensões de Cedência demonstrados na Tabela 55 e no gráfico da Figura 141, observa-se que aumentando o número de pontos dentro de um mesmo volume, a Tensão de Cedência apresenta tendência a também aumentar, tendo existido um aumento 2316,15% do valor das amostras da configuração de 2000 pontos e de 9417,5% nas amostras de 4000, em relação às de 500.

Comparando com o valor da Tensão de Cedência médio das amostras densas, 25,947 MPa, as amostras com configuração de 500 pontos apresentaram uma redução de 99,88%, as de 2000 apresentaram de 97,29% e as de 4000 de 89,33%.

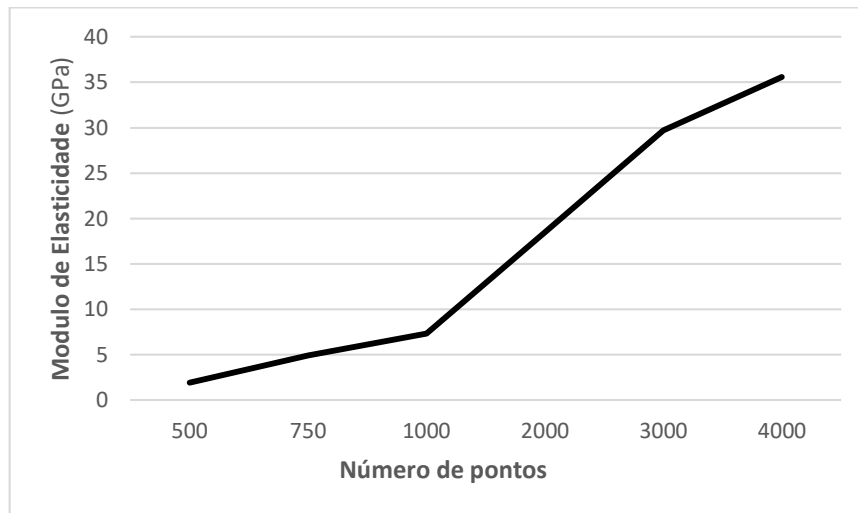


Figura 142 Gráfico representativo do aumento do Módulo de Elasticidade das amostras Estocásticas Voronoi Pop. Geometry Dendro em função do aumento do número de pontos.

Em relação aos valores médios dos Módulos de Elasticidade demonstrados na Tabela 43 e no gráfico da Figura 142, observa-se que aumentando o número de pontos, o valor do Módulo de Elasticidade também tende a aumentar, sendo que do valor das configurações de 500 pontos para as de 2000, existiu um aumento de cerca 857% e para as de 4000, um de 1742.8%.

Comparando com o valor do Módulo de Elasticidade médio das amostras densas, 740,22 GPa, as amostras com configuração de 500 pontos apresentaram uma redução de 99,7%, as de 2000 apresentaram de 97,5% e as de 4000 de 95 %.

CAPITULO 5

IMPLEMENTAÇÃO DAS ESTRUTURAS

5 Implementação das estruturas

5.1 Formula

Devido à necessidade de, eventualmente ser necessário realizar a implementação das estruturas porosas estudadas em geometrias complexas, foi desenvolvida uma fórmula de modelação que facilitasse esse processo (Figura 143). Foi devido a esta fórmula que se abandonou o desenvolvimento e estudo das estruturas Estocásticas Voronoi Weaverbird, subcapítulo 3.4.1.3, uma vez que as funções Weaverbird não permitiam efetuar a terceira parte da fórmula.

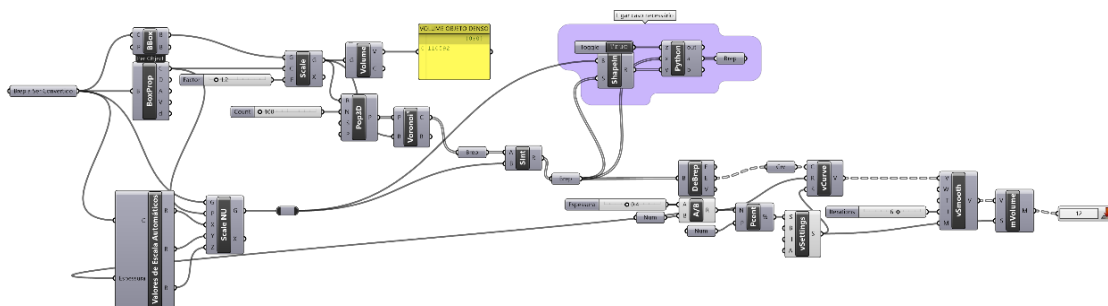


Figura 143 Formula de modelação que possibilita a implementação das estruturas porosas em geometrias complexas.

Esta fórmula de implementação foi desenvolvida com o intuito de aceitar a importação de ficheiros provenientes do *software* Solidworks, exportados em formato STEP. Esta característica permite que os *designs* sejam realizados no Solidworks, sendo o Rhinoceros 3D apenas utilizado para realizar a implementação das estruturas nestes. A fórmula desenvolvida pode ser dividida e explicada em 4 secções, sendo estas:

- **Primeira Parte:** A importação do objeto a ser convertido na fórmula e a posterior criação de uma caixa em volta da peça, sendo esta produzida automaticamente pelo Rhinoceros 3D tendo em conta os limites máximos do objeto a ser convertido. A esta caixa é aplicada uma função de escala com o objetivo de fornecer tolerâncias e evitar que as paredes desta caixa toquem nas superfícies da peça convertida. Por fim é realizada a extração do valor do volume da caixa escalada (Figura 144);

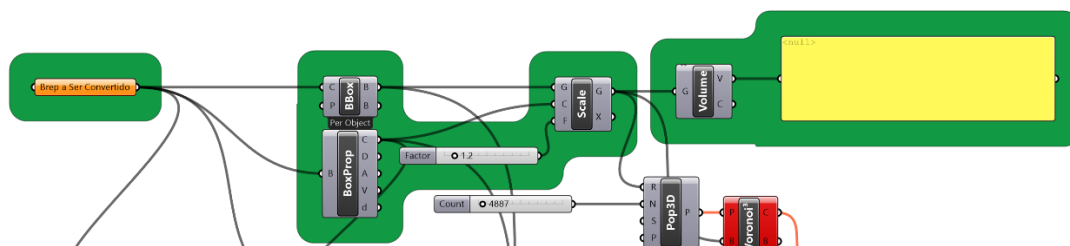


Figura 144 Secção da primeira parte da fórmula de implementação. Criação da caixa que envolve o objeto a ser convertido, sua consequente escala e extração do valor do volume.

- **Segunda Parte:** A realização da escala do objeto a ser convertido com o intuito de manter as suas dimensões originais cancelando desta maneira o efeito do aumento das dimensões totais que ocorre quando se fornece a espessura á estrutura, tal como acontecia com os cubos. Desta maneira cria-se uma réplica do objeto a converter, sendo que este apresenta dimensões inferiores ao original, devido ao facto de ter já subtraídas as dimensões que serão acrescentadas com a espessura (Figura 145) (Figura 146);

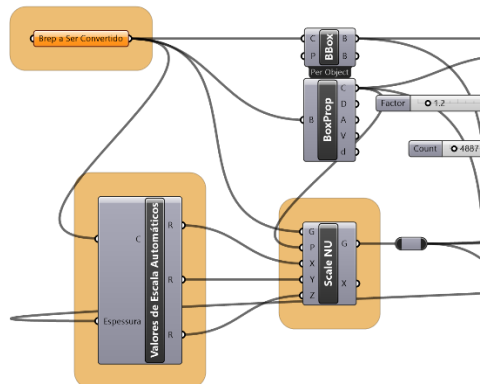


Figura 145 Secção da segunda parte da fórmula de implementação. Modelação da réplica com dimensões inferiores á original.

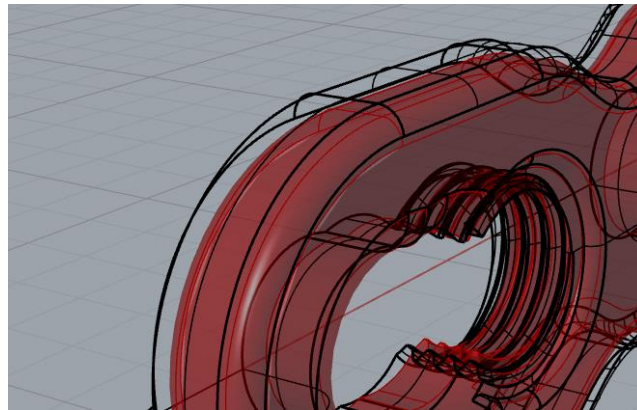


Figura 146 Modelo original da peça a converter e a vermelho, a réplica desenvolvida pelo segundo passo.

- **Terceira Parte:** Construção das células Voronoi no interior da caixa escalada desenvolvida no primeiro passo e posterior filtragem e corte da geometria e posição destas, através da função *Solid Interference* utilizando a réplica desenvolvida na segunda parte como filtro;

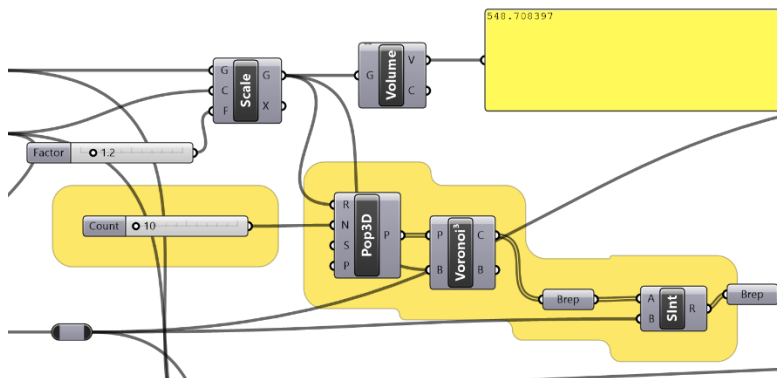


Figura 147 Secção da terceira parte da fórmula de implementação. Criação das células Voronoi e consequente filtragem e corte da geometria e posição destas.

- **Quarta Parte:** Extração das arestas limitadoras de todas as células filtradas e cortadas na terceira parte e posterior fornecimento de espessura a estas, dando origem a uma nova réplica produzida apenas pela estrutura porosa (Figura 148) (Figura 149).

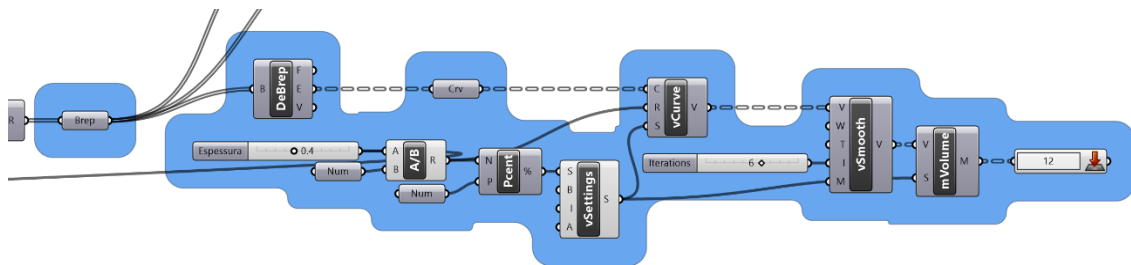


Figura 148 Secção da quarta parte da fórmula de implementação. Extração das arestas das células filtradas e cortadas e posterior fornecimento de espessura.

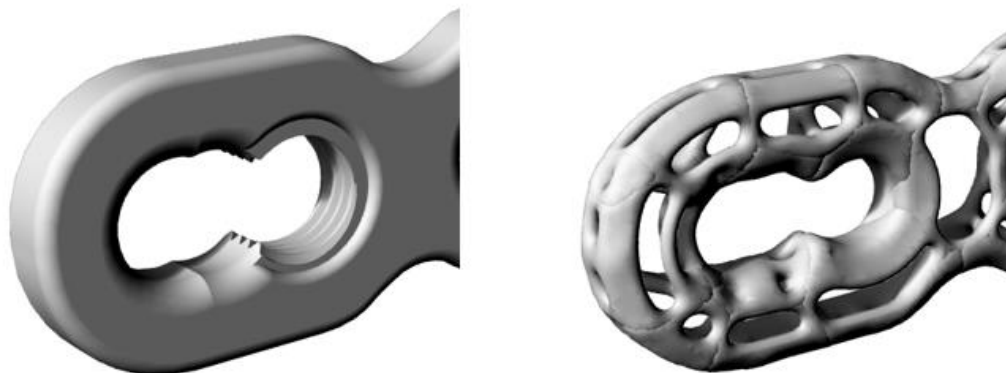


Figura 149 Geometria antes e depois da implementação das estruturas porosas.

Para conseguir extrapolar alguns dos dados adquiridos com o estudo das estruturas porosas para as peças mais complexas, desenvolveu-se um ficheiro de Excel, que realiza um cálculo automático necessário para obter o número de pontos que permitirão teoricamente obter os mesmos efeitos que o determinado cubo escolhido (Figura 150). Este cálculo é efetuado seguindo a (9, sendo que V_c corresponde ao Volume do cubo poroso selecionado como base, N_p ao número de pontos do cubo poroso selecionado como base, V_t ao volume da peça onde serão implementadas as estruturas, obtido durante a primeira parte da fórmula e finalmente N_t , é o número de pontos a serem inseridos na peça para que sejam implementadas estruturas semelhantes á do cubo base. No ficheiro Excel, apenas é necessário procurar o cubo base que se pretende e adicionar o valor de V_t . O valor de N_t poderá necessitar no final de ser arredondado para cima, uma vez que o *software* ou insere um ponto na peça ou não coloca, não aceita casas decimais.

$$N_t = V_t / \left(\frac{V_c}{N_p} \right)$$

(9)

Cubos	Espessura	Numero de Pontos	Volume	Relação	Peça a converter	Volume da peça a Converter	Numero de Pontos necessários	Arredondado
Vor_Den_500_0,4	0,4	500	7529,536	15,059072	Provete	8918,69184	592,2471079	593
Vor_Den_1000_0,4	0,4	1000	7529,536	7,529536	Provete	8918,69184	1184,494216	1185
Vor_Den_2000_0,4	0,4	2000	7529,536	3,764768	Provete	8918,69184	2368,988432	2369
Vor_Den_3000_0,4	0,4	3000	7529,536	2,509845333	Provete	8918,69184	3553,482648	3554
Vor_Den_4000_0,4	0,4	4000	7529,536	1,882384	Provete	8918,69184	4737,976863	4738
Vor_Den_5000_0,4	0,4	5000	7529,536	1,5059072	Provete	8918,69184	5922,471079	5923
Vor_Den_6000_0,4	0,4	6000	7529,536	1,254922667	Provete	8918,69184	7106,965295	7107

Figura 150 Tabela exemplo do ficheiro Excel, que efetua o cálculo automático para obter o número de pontos equivalentes para ser possível obter os cubos de 0,4 mm de espessura.

5.2 Componentes porosos

Com o intuito de testar e aprimorar a fórmula de implementação introduzida no subcapítulo 5.1 em geometrias complexas, utilizou-se alguns modelos existentes *online* de placas ortopédicas para realizar essa testagem. A fórmula apresentou sucesso como é possível observar comparando a Figura 151 com a Figura 152.



Figura 151 Modelos 3D extraídos da internet de placas ortopédicas densas para serem convertidas em placas porosas.



Figura 152 Modelos 3D extraídos da internet de placas ortopédicas convertidos em porosos tendo um cubo Estocástico Voronoi 3D Dendro 4000 pontos 0,4 de espessura como base.

CAPITULO 6

DESIGN PLACA LC-DCP PARA FÉMUR

6 Design Placa LC-DCP para fémur

Para testar novamente a fórmula de implementação das estruturas porosas, e também para recolher já algum estudo para futuros trabalhos decidiu-se realizar um *design* simples e prematuro de uma placa ortopédica. Para o fazer, utilizou-se um modelo 3D de um Fémur existente na internet, tendo-se simulado neste uma fratura (Figura 153). Foi realizada uma pesquisa com o objetivo de recolher informações sobre os tipos de placas existentes no mercado, mas mais importante, sobre o *design* destas, tentando fazer uma recolha das normas existentes e das dimensões, tendo se percebido que maior parte das informações sobre o design das placas ortopédicas variam de fabricante para fabricante e não se encontram disponíveis.



Figura 153 Fratura simulada num modelo 3D de um fémur.

Durante o processo de recolha de informação foi encontrada uma análise realizada por Moline Rueda, 2018 das dimensões de placas LC-DCP, estando esta representada na Tabela 56.

Tabela 56 Dimensões placas ortopédicas LC-DCP (Moline Rueda, 2018).

	LC-DCP 3,5mm	LC-DCP 4,5mm
Comprimento	$(n \times 14) \text{ mm}^*$	$(n \times 18.5) \text{ mm}^*$
Larguras	12 mm	16 mm
Espessura	4 mm	5,5 mm
Separação dos Furos	14 mm	18,5 mm
Curvatura dos Furos (min)	$r = 3 \text{ mm}$	$r = 4 \text{ mm}$

*n = número de furos

Placas Ortopédicas LC-DCP são placas de compressão dinâmica com contacto ósseo limitado, a sua principal vantagem é, como o nome indica o pouco contacto existente entre a placa e o osso, permitindo que este último tenha liberdade para regenerar, este contacto é reduzido através do *design* de cortes em baixo da placa na zona de contacto com o osso, como demonstrado na Figura 154 (Technique, n.d.).



Figura 154 Corte em baixo da placa LC-DCP na zona de contacto com o osso (Technique, n.d.).

Para o *design* da placa LC-DCP pretendida, decidiu-se optar por um personalizado para um fémur fraturado, utilizando as medidas da LC-DCP 4,5 mm demonstradas na Tabela 56.

Realiza-se o *design* através da importação do modelo 3D do osso já fraturado. Tendo-se decidido desenvolver uma placa com 8 furos, esta, segundo os dados fornecidos na Tabela 56, terá que ter um comprimento máximo de 148 milímetros e uma largura de 16 milímetros. Selecionou-se a superfície do fémur onde a placa estará situada e realizou-se uma extração dessa superfície cortando-a com uma forma retangular utilizando o comprimento e largura definidos. À superfície produzida é fornecida uma espessura de 5,5 mm dando origem assim ao paralelepípedo que se tornará a placa (Figura 155).

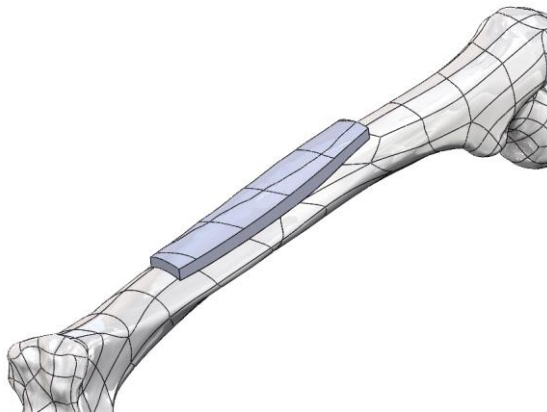


Figura 155 Paralelepípedo base para a Placa LC-DCP a desenhar.

De seguida são realizados neste paralelepípedo 8 furos para os parafusos (Figura 156), tendo sido definidos 5 parafusos Corticais/HA 4,5 e 3 Trabeculares/HB 6,5, as dimensões e a geometria destes foram definidas segundo 5835:1991, n.d., as dimensões dos furos foram os D1, correspondentes aos parafusos estando as dimensões definidas pela Standard & Preview, 2006.

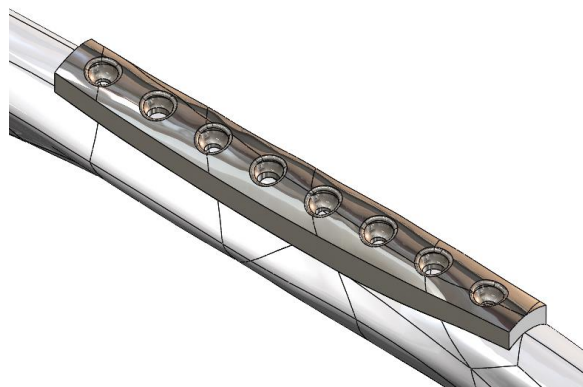


Figura 156 Placa LC-DCP com os furos modelados.

Com os furos realizados são cortados caminhos na superfície que estará em contacto com o osso de maneira a limitar o contacto da placa com este (Figura 157). Estando este passo feito, arredondam-se as arestas vivas da placa e temos esta modelada (Figura 158). Para garantir maior resistência nas zonas desta que estarão em contacto com os parafusos, estas são isoladas, para que no processo de implementação

das estruturas mantenham-se densas. O modelo 3D é guardado em ficheiro STEP e importado para o *software* Rhinoceros 3D, que com a fórmula de implementação nos dará a placa porosa (Figura 159).



Figura 157 Placa LC-DCP modelada com rasgos na superfície de contacto com o osso.

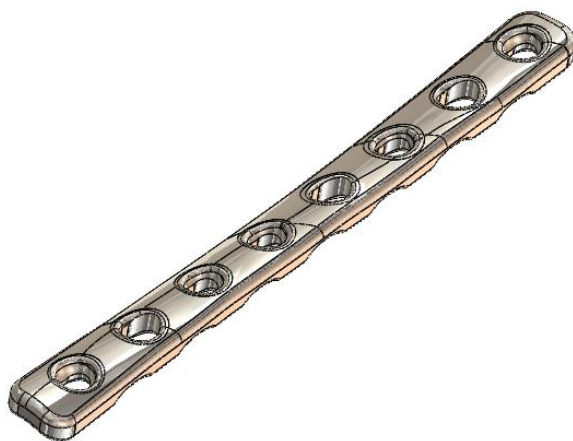


Figura 158 Placa LC-DCP final.



Figura 159 Placa LC-DCP porosa; Voronoi Pop. Geometry e Pop.3D Dendro, respetivamente.

CAPITULO 7

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

7 Conclusões e Trabalhos futuros

7.1 Conclusões

Todo o esforço de investigação empregue foi o que tornou possível este estudo sobre temas tão complexos e abrangentes como o fabrico aditivo, *design* de estruturas em rede, estruturas ósseas, e embora o processo de fabrico estudado permita que qualquer pessoa rapidamente se torne hábil a utilizá-lo, lidar com inúmeras variáveis de design, de impressão e de pós-processamento complica o processo de investigação, tendo sido necessário ao longo de todo o decorrer, uma procura interminável para obter as informações que permitissem entender, resolver e ultrapassar qualquer obstáculo que pudesse surgir. Toda essa procura forneceu competências para que fosse possível efetuar uma avaliação mais completa e fidedigna dos diferentes resultados da experiência.

❖ Caraterização das Resinas

- Foi possível confirmar que os diferentes parâmetros de processamento e de pós-processamento estudados influenciam diretamente as propriedades mecânicas e a qualidade dos componentes impressos;
- Concluiu-se que quanto maior for o tempo de pós-cura maiores serão a Tensão Máxima e o Módulo de Elasticidade, uma vez que são criadas mais ligações entre os constituintes de ambas as resinas;
- Observou-se que não surge qualquer tipo de degradação das propriedades mecânicas das amostras impressas na resina Phrozen ABS-like matte grey se se aumentar o tempo de limpeza, estando confirmado que até 45 minutos de presença nas soluções não causa efeitos negativos nessas amostras;
- As amostras impressas com 0° de inclinação demonstraram resultados inferiores em relação à Tensão Máxima e ao Módulo de Elasticidade em comparação com as impressas a 30° e 45°;
- É evidenciado que as duas soluções de álcool Isopropílico, uma vez que existiram peças a apresentar diferentes comportamentos mecânicos para o mesmo tempo de limpeza, no momento em que estava a comparar as duas máquinas de limpeza. E uma vez que o tempo era o mesmo e as máquinas funcionam segundo o mesmo princípio, só é possível ser a solução a causadora das diferenças;
- A viscosidade da resina Phrozen ABS-like matte grey é inferior à Formlabs Clear V4, tanto à temperatura ambiente como à temperatura de impressão;
- A análise FTIR providenciou conhecimentos que provocaram um melhor entendimento da composição química das resinas, como também dos efeitos da exposição durante diversos períodos de tempo a radiação ultravioleta.

❖ Estruturas Porosas

- A análise de massa efetuada demonstrou a importância da lavagem e da limpeza, tendo sido possível observar uma grande diferença nos valores das massas entre a primeira pesagem, logo após a lavagem de 45 minutos e a terceira, após o primeiro período de secagem de 48 horas. Existindo também diminuição dos valores das massas após passarem pela lavagem por ultrassons.
- É demonstrado que à medida que o número de pontos inserido aumenta, também as propriedades mecânicas, a massa aumentam, enquanto o tamanho de poro e a porosidade diminuem.
- Resultados demonstram que a alta viscosidade da resina Formlabs Clear V4 dificultam o processo de impressão de estruturas porosas com tamanhos de poros pretendidos;
- As amostras estocásticas Voronoi do tipo Pop. Geometry demonstram mais facilmente os efeitos do aumento do número de pontos, em comparação com as do tipo Pop. 3D;
- Com os conhecimentos do *software* existentes não é possível realizar a implementação das estruturas Weaverbird em geometrias mais complexas;

- Mantendo os parâmetros de impressão utilizados para as estruturas Estocásticas Voronoi, não é possível imprimir as Periódicas;
- É necessário realizar outros tipos de análises para estudar a diferença entre as estruturas Estocásticas Voronoi Pop 3D. e Pop. Geometry;
- Observou-se a existência de uma relação entre o Volume e o número de pontos, permitindo obter peças com tamanhos de poros semelhantes;
- Deve-se estudar os efeitos da alteração da espessura das estruturas, mantendo o mesmo número de pontos.
- Após todo este estudo foi possível cumprir o objetivo principal de realizar o *design* e o desenvolvimento de estruturas porosas e implementá-las em objetos que apresentem geometrias complexas e, sendo que existe informações sobre os efeitos da aplicação destas nas propriedades mecânicas em relação às peças densas devido à análise realizada, é possível escolher o melhor tipo e configuração de estrutura para obter reduções específicas.
- Em relação à placa ortopédica desenvolvida, percebeu-se que existe falta de informações disponíveis sobre as dimensões normalizadas e geometrias destas, sendo que isto dificultará um processo de design mais aprofundado.
- Serão necessários mais estudos em geometrias mais complexas, para ser possível identificar o melhor tipo de estruturas para serem implementadas, tendo-se percebido no momento do teste da fórmula de implementação, que as Voronoi Pop. 3D Dendro, se apresentam mais eficazes.

7.2 Trabalhos futuros

Em desenvolvimentos futuros deste trabalho acredito que:

- ❖ Devem ser comparadas as soluções de álcool isopropílico utilizadas pelas duas máquinas de lavagem;
- ❖ Devem ser estudados os efeitos da alteração da espessura das estruturas Estocásticas, mantendo o mesmo número de pontos, nas propriedades mecânicas, na porosidade e no tamanho do poro;
- ❖ Deve ser investigada e analisada uma possível relação entre o número de pontos e espessura, que possa ser utilizada para controlar até ao certo ponto os tamanhos dos poros;
- ❖ Impressão de amostras porosas em material metálico;
- ❖ Análise de amostras porosas metálicas com o intuito de obter as suas propriedades mecânicas e perceber a existência de alguma relação entre os resultados obtidos com as resinas e os metálicos;
- ❖ Verificar a veracidade do método de Arquimedes para avaliar a porosidade das amostras porosas;
- ❖ Verificar os efeitos de biocompatibilidade do material no corpo humano;
- ❖ Estudar a degradação do material metálico
- ❖ Estudar os efeitos da alteração dos parâmetros de design, espessura e número de pontos, na degradação das estruturas;
- ❖ Realizar um design mais preciso e final de um implante ortopédico.

CAPITULO 8

BIBLIOGRAFIA

8 Bibliografia

- 5835:1991, I. (n.d.). *Implants for surgery - Metal bone screws with hexagonal drive connection, spherical under-surface of head, asymmetrical thread - dimensions*.
- Abbasi, N., Hamlet, S., Love, R. M., & Nguyen, N. T. (2020). Porous scaffolds for bone regeneration. *Journal of Science: Advanced Materials and Devices*, 5(1), 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.jsamd.2020.01.007>
- Abdulhameed, O., Al-Ahmari, A., Ameen, W., & Mian, S. H. (2019). Additive manufacturing: Challenges, trends, and applications. *Advances in Mechanical Engineering*, 11(2), 1–27. <https://doi.org/10.1177/1687814018822880>
- Adekanye, S. A., Mahamood, R. M., Akinlabi, E. T., & Owolabi, M. G. (2017). Additive manufacturing: The future of manufacturing: Dodajalna (3D) Tehnologija: Prihodnost Proizvajanja. *Materiali in Tehnologije*, 51(5), 709–715. <https://doi.org/10.17222/mit.2016.261>
- Ahmad, K. W. H., Mohamad, Z., Othman, N., Man, S. H. C., & Jusoh, M. (2020). The mechanical properties of photopolymer prepared via 3d stereolithography printing: The effect of uv curing time and anisotropy. *Chemical Engineering Transactions*, 78, 565–570. <https://doi.org/10.3303/CET2078095>
- Ahmed, M., Punshon, G., Darbyshire, A., & Seifalian, A. M. (2013). Effects of sterilization treatments on bulk and surface properties of nanocomposite biomaterials. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 101(7), 1182–1190. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.32928>
- Al Rashid, A., Ahmed, W., Khalid, M. Y., & Koç, M. (2021). Vat photopolymerization of polymers and polymer composites: Processes and applications. *Additive Manufacturing*, 47(February), 102279. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.102279>
- Alghamdi, S. S., John, S., Choudhury, N. R., & Dutta, N. K. (2021). Additive manufacturing of polymer materials: Progress, promise and challenges. *Polymers*, 13(5), 1–39. <https://doi.org/10.3390/polym13050753>
- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.002>
- Ambrosio, D., Gabrion, X., Malécot, P., Amiot, F., & Thibaud, S. (2020). Influence of manufacturing parameters on the mechanical properties of projection stereolithography–manufactured specimens. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 106. <https://doi.org/10.1007/s00170-019-04415-5>
- Ananth, H., Kundapur, V., Mohammed, H. S., Anand, M., Amarnath, G. S., & Mankar, S. (2015). A review on biomaterials in dental implantology. *International Journal of Biomedical Science*, 11(3), 113–120.
- Angelucci, G., & Mollaioli, F. (2018). Voronoi-like grid systems for tall buildings. *Frontiers in Built Environment*, 4(December). <https://doi.org/10.3389/fbuil.2018.00078>
- Ansari, M. (2019). Bone tissue regeneration: biology, strategies and interface studies. *Progress in Biomaterials*, 8(4), 223–237. <https://doi.org/10.1007/s40204-019-00125-z>
- Anusavice, K. J. (2003). Kenneth. In *Restorative Dentistry*.
- Archunan, M. W., & Petronis, S. (2021). Bone Grafts in Trauma and Orthopaedics. *Cureus*, 13(9), 1–5. <https://doi.org/10.7759/cureus.17705>
- Arnold, C., Monsees, D., Hey, J., & Schweyen, R. (2019). Surface quality of 3D-printed models as a function of various printing parameters. *Materials*, 12(12), 1–15. <https://doi.org/10.3390/ma12121970>
- ASTM INTERNATIONAL. (2002). Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials. D790. *Annual Book of ASTM Standards, April*, 1–12. <https://doi.org/10.1520/D0790-10>.
- Attaran, M. (2017). The rise of 3-D printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. *Business Horizons*, 60(5), 677–688. <https://doi.org/10.1016/j.bushor.2017.05.011>

- Bardelcik, A., Yang, S., Alderson, F., & Gadsden, A. (2021). The effect of wash treatment on the mechanical properties and energy absorption potential of a 3D printed polymethyl methacrylate (PMMA). *Materials Today Communications*, 26(May 2020), 101728. <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2020.101728>
- Bergh, C., Wennergren, D., Möller, M., & Brisby, H. (2021). Fracture incidence in adults in relation to age and gender: A study of 27,169 fractures in the Swedish Fracture Register in a well-defined catchment area. *PLoS ONE*, 15(12 December). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0244291>
- Bigham-Sadeh, A., & Oryan, A. (2015). Basic concepts regarding fracture healing and the current options and future directions in managing bone fractures. *International Wound Journal*, 12(3), 238–247. <https://doi.org/10.1111/iwj.12231>
- Bose, S., Roy, M., & Bandyopadhyay, A. (2012). Recent advances in bone tissue engineering scaffolds. *Trends in Biotechnology*, 30(10), 546–554. <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2012.07.005>
- Bourell, D., Kruth, J. P., Leu, M., Levy, G., Rosen, D., Beese, A. M., & Clare, A. (2017). Materials for additive manufacturing. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 66(2), 659–681. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2017.05.009>
- Brighenti, R., Marsavina, L., Marghitas, M. P., Montanari, M., Spagnoli, A., & Tatar, F. (2023). The effect of process parameters on mechanical characteristics of specimens obtained via DLP additive manufacturing technology. *Materials Today: Proceedings*. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2023.01.092>
- Buonamici, F., Carfagni, M., Furferi, R., Volpe, Y., & Governi, L. (2020). Generative design: An explorative study. *Computer-Aided Design and Applications*, 18(1), 144–155. <https://doi.org/10.14733/cadaps.2021.144-155>
- Buruiana, T., Melinte, V., Stroea, L., & Buruiana, E. C. (2009). Urethane dimethacrylates with carboxylic groups as potential dental monomers. Synthesis and properties. *Polymer Journal*, 41(11), 978–987. <https://doi.org/10.1295/polymj.PJ2009131>
- Cameron, R. E., & Kamvari-Moghaddam, A. (2008). Synthetic bioresorbable polymers. In *Degradation Rate of Bioresorbable Materials: Prediction and Evaluation* (pp. 43–66). <https://doi.org/10.1533/9781845695033.2.43>
- Campos, J. V., Lavagnini, I. R., Ferreira, J. A., Montrazi, E. T., Bonagamba, T. J., & Pallone, E. M. de J. A. (2017). Análise comparativa entre diferentes ensaios porosimétricos em alumina macroporosa. *Revista Materia*, 22. <https://doi.org/10.1590/S1517-707620170005.0265>
- Castiello, L. (2021, August 24). *What is a fracture?* MedicalNewsToday. <https://www.medicalnewstoday.com/articles/173312>
- Chandran, M., Brind'Amour, K., Fujiwara, S., Ha, Y. C., Tang, H., Hwang, J. S., Tinker, J., & Eisman, J. A. (2023). Prevalence of osteoporosis and incidence of related fractures in developed economies in the Asia Pacific region: a systematic review. In *Osteoporosis International*. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1007/s00198-022-06657-8>
- Chaudhary, R., Fabbri, P., Leoni, E., Mazzanti, F., Akbari, R., & Antonini, C. (2023). Additive manufacturing by digital light processing: a review. *Progress in Additive Manufacturing*, 8(2), 331–351. <https://doi.org/10.1007/s40964-022-00336-0>
- Chevalier, J., & Gremillard, L. (2011). Zirconia as a Biomaterial. *Comprehensive Biomaterials*, 1, 95–108. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-055294-1.00017-9>
- Chockalingam, K., Jawahar, N., & Chandrasekhar, U. (2006). Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*, 12(2), 106–113. <https://doi.org/10.1108/13552540610652456>
- Chowdhury, A. (2021, September 6). *Designing the Future: The Benefits of Generative Design*. <https://itchronicles.com/artificial-intelligence/designing-the-future-the-benefits-of-generative-design/>
- Christodoulou, C., & Cooper, C. (2003). What is osteoporosis? *Postgraduate Medical Journal*, 79(929),

- 133–138. <https://doi.org/10.1136/pmj.79.929.133>
- Cowan, P. T., & Kahai, P. (2022). *Anatomy, Bones*. NCBI Bookshelf. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537199/?report=printable>
- Cunha, S. (2009). *Desenvolvimento de substituto ósseo injectável para regeneração óssea*.
- Davoudinejad, A. (2021). Vat photopolymerization methods in additive manufacturing. In *Additive Manufacturing* (Issue 1m). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818411-0.00007-0>
- Diegel, O., Nordin, A., & Motte, D. (2019). Additive Manufacturing Technologies. In *Springer Series in Advanced Manufacturing*. https://doi.org/10.1007/978-981-13-8281-9_2
- Dilberoglu, U. M., Gharehpapagh, B., Yaman, U., & Dolen, M. (2017). The Role of Additive Manufacturing in the Era of Industry 4.0. *Procedia Manufacturing*, 11(June), 545–554. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2017.07.148>
- Dittmer, K. E., & Firth, E. C. (2017). Mechanisms of bone response to injury. *Journal of Veterinary Diagnostic Investigation*, 29(4), 385–395. <https://doi.org/10.1177/1040638716679861>
- Dizon, J. R. C., Espera, A. H., Chen, Q., & Advincula, R. C. (2018). Mechanical characterization of 3D-printed polymers. *Additive Manufacturing*, 20, 44–67. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2017.12.002>
- Duraccio, D., Mussano, F., & Faga, M. G. (2015). Biomaterials for dental implants: current and future trends. *Journal of Materials Science*, 50(14), 4779–4812. <https://doi.org/10.1007/s10853-015-9056-3>
- Eshraghi, S., & Das, S. (2010). Mechanical and microstructural properties of polycaprolactone scaffolds with one-dimensional, two-dimensional, and three-dimensional orthogonally oriented porous architectures produced by selective laser sintering. *Acta Biomaterialia*, 6, 2467–2476. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2010.02.002>
- Evora, M. C., González, O. L., Dutra, R. C. L., Diniz, M. F., Wiebeck, H., & Andrade e Silva, L. G. De. (2002). A Comparison of Transmission, Reflection and Photoacoustic FTIR Techniques in the Analysis of Recycled and Irradiated Polyamide-6. *Polímeros*, 12, 60–68.
- Farah, S., Anderson, D. G., & Langer, R. (2016). Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, 367–392. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.06.012>
- Ferracini, R., Martínez Herreros, I., Russo, A., Casalini, T., Rossi, F., & Perale, G. (2018). Scaffolds as structural tools for bone-targeted drug delivery. *Pharmaceutics*, 10(3), 1–26. <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics10030122>
- Filippi, M., Born, G., Chaaban, M., & Scherberich, A. (2020). Natural Polymeric Scaffolds in Bone Regeneration. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8(May). <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00474>
- Formlabs. (2023, April 23). *Formlabs*.
- FRANKEL, V. H. (1980). *Basic biomechanics of the skeletal system* (F. L. & Febiger (ed.)).
- FUCHS, R. K., WARDEN, S. J., & TURNER, C. H. (2009). 2 - Bone anatomy, physiology and adaptation to mechanical loading. In J. A. Planell, S. M. Best, D. Lacroix, & A. B. T.-B. R. B. Merolli (Eds.), *Woodhead Publishing Series in Biomaterials* (pp. 25–68). Woodhead Publishing. <https://doi.org/https://doi.org/10.1533/9781845696610.1.25>
- Gaidukovs, S., Medvids, A., Onufrijevs, P., & Grase, L. (2018). UV-light-induced curing of branched epoxy novolac resin for coatings. *Express Polymer Letters*, 12(10), 918–929. <https://doi.org/10.3144/expresspolymlett.2018.78>
- Garcia, E. A., Ayranci, C., & Qureshi, A. J. (2020). Material property-manufacturing process optimization for form 2 VAT-photo polymerization 3D printers. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, 4(1). <https://doi.org/10.3390/jmmp4010012>
- Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T., & Ong, J. L. (2014). Current Trends in Dental Morphology Research. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.*, 40, 50–60.

- Geng, J. P. A., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585–598. <https://doi.org/10.1067/mp.2001.115251>
- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2020). Additive manufacturing technologies. In *Additive Manufacturing Technologies*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>
- Grupo Longdom SA. (n.d.). *Implantes ortopédicos*. Orthopedic Implants Journals Articles. Retrieved September 9, 2023, from <https://portuguese.longdom.org/scholarly/orthopedic-implants-journals-articles-ppts-list-2967.html>
- Guo, N., & Leu, M. C. (2013). Additive manufacturing: Technology, applications and research needs. *Frontiers of Mechanical Engineering*, 8(3), 215–243. <https://doi.org/10.1007/s11465-013-0248-8>
- Hanawa, T. (2019). Titanium-tissue interface reaction and its control with surface treatment. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 7(JUL). <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00170>
- Hanke, R., Fuchs, T., Salamon, M., & Zabler, S. (2016). *X-ray Microtomography for Materials Characterization* (pp. 45–79). <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100040-3.00003-1>
- Hardiman, K. (2019). *Post processing of 3d printed biomedical polymers*.
- Hart, N. H., Newton, R. U., Tan, J., Rantalainen, T., Chivers, P., Siafarikas, A., & Nimphius, S. (n.d.). *Biological basis of bone strength: anatomy, physiology and measurement*. <http://www.ismni.org>
- Helou, M., & Kara, S. (2018). Design, analysis and manufacturing of lattice structures: An overview. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, 31(3), 243–261. <https://doi.org/10.1080/0951192X.2017.1407456>
- Henkel, J., Woodruff, M. A., Epari, D. R., Steck, R., Glatt, V., Dickinson, I. C., Choong, P. F. M., Schuetz, M. A., & Hutmacher, Di. W. (2013). Bone Regeneration Based on Tissue Engineering Conceptions-A 21st Century Perspective. *Bone Research*, 1(3), 216–248. <https://doi.org/10.4248/BR201303002>
- HITACHI High-Tech. (n.d.). *Principle of Differential Scanning Calorimetry (DSC)*. <https://www.hitachi-hightech.com/global/en/knowledge/analytical-systems/thermal-analysis/basics/dsc.html>
- Hong, B., Shin, K., & Kim, D. (2005). Ultraviolet-curing behavior of an epoxy acrylate resin system. *Journal of Applied Polymer Science*, 98, 1180–1185. <https://doi.org/10.1002/app.22130>
- Hwangbo, N. K., Nam, N. E., Choi, J. H., & Kim, J. E. (2021). Effects of the washing time and washing solution on the biocompatibility and mechanical properties of 3d printed dental resin materials. *Polymers*, 13(24). <https://doi.org/10.3390/polym13244410>
- ISO/ASME International. (2015). *Additive manufacturing-General principles-Terminology* COPYRIGHT PROTECTED DOCUMENT. 5. www.iso.org/iso/astm.org/STANDARDS/PREVIEW/ISO/ASTM52900:2015<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/d9adc3ce-ca51-4c21-b508-00fbbe01687d/iso-astm-52900-2015>
- Jiang, J., Xu, X., & Stringer, J. (2018). Support structures for additive manufacturing: A review. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, 2(4). <https://doi.org/10.3390/jmmp2040064>
- Jiang, L., & Zhang, J. (n.d.). 7 Biodegradable and Biobased Polymers. In *Applied Plastics Engineering Handbook* (Second Edi). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-39040-8/00007-9>
- Jin, W., & Chu, P. K. (2019). Orthopedic implants. In *Encyclopedia of Biomedical Engineering* (Vols. 1–3). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.10999-7>
- Karageorgiou, V., & Kaplan, D. (2005). Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*, 26(27), 5474–5491. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.02.002>
- Kayabasi, O., Yuzbasioglu, E., & Erzincanlı, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, 37, 649–658. <https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2006.02.004>
- Kholil, A., Asyaefudin, E., Pinto, N., & Syaripuddin, S. (2022). Compression Strength Characteristics of ABS and PLA Materials Affected by Layer Thickness on FDM. *Journal of Physics: Conference Series*, 2377(1). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/2377/1/012008>

- Kim, T., See, C. W., Li, X., & Zhu, D. (2020). Orthopedic implants and devices for bone fractures and defects: Past, present and perspective. *Engineered Regeneration*, 1(April), 6–18. <https://doi.org/10.1016/j.engreg.2020.05.003>
- Komjaty, A., Wisznovszky (Muncut), E. S., & Culda, L. I. (2021). Study on the influence of technological parameters on 3D printing with sla technology. *MATEC Web of Conferences*, 343, 01003. <https://doi.org/10.1051/mateconf/202134301003>
- Kovalenko, I., Verron, S., Garan, M., Šafka, J., & Moučka, M. (2017). Implementation of Non-Destructive Evaluation and Process Monitoring in DLP-based Additive Manufacturing. *Open Engineering*, 7(1), 100–105. <https://doi.org/10.1515/eng-2017-0016>
- Lee, D., Kwon, J., Kim, D. J., Wang, X., Wu, T., Lee, Y., Kim, S., Miguez, P., & Ko, D. C. (2017). Effect of pore size in bone regeneration using polydopamine- laced hydroxyapatite collagen calcium silicate scaffolds fabricated by 3D mold printing technology. *Physiology & Behavior*, 176(5), 139–148. <https://doi.org/10.1111/ocr.12261>
- Lee, J., Byun, H., Madhurakkat Perikamana, S. K., Lee, S., & Shin, H. (2019). Current Advances in Immunomodulatory Biomaterials for Bone Regeneration. *Advanced Healthcare Materials*, 8(4), e1801106. <https://doi.org/10.1002/adhm.201801106>
- Leitão, A., & Ferreira, B. (2016). Design Generativo Para BIM. *1º Congresso Portugues de BIM*, 1, 251–261.
- Leonardo Santana, Jorge Lino Alves, Aurélio da Costa Sabino Netto, C. M. (2018). Estudo comparativo entre PETG e PLA para Impressão 3D através de caracterização térmica , química e mecânica A comparative study between PETG and PLA for 3D Printing through thermal , chemical and mechanical characterization. *Revista Materia*, 23, 1–28. <https://www.scielo.br/pdf/rmat/v23n4/1517-7076-rmat-23-4-e12267.pdf>
- Li, J., Qin, L., Yang, K., Ma, Z., Wang, Y., Cheng, L., & Zhao, D. (2020). Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. *Journal of Materials Science and Technology*, 36, 190–208. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.07.024>
- Lorandi, N. P., Odila, M., Cioffi ++, H., & Ornaghi, H. +. (2016). Análise Dinâmico-Mecânica de Materiais Compósitos Poliméricos Dynamic Mechanical Analysis (DMA) of Polymeric Composite Materials. *Scientia Cum Industria (Sci. Cum Ind.)*, 4(13), 48–60. <http://dx.doi.org/10.18226/23185279.v4iss1p48>
- Lúcio, M. A. do M. (2008). *PROPRIEDADES MECÂNICAS E ESTRUTURAIS DO OSSO TRABECULAR Miguel Angel do Monte Lúcio Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica Júri.*
- Madfa, A. A., Al-Sanabani, F. A., Al-Qudami, N. H., Al-Sanabani, J. S., & Amran, A. G. (2014). Use of Zirconia in Dentistry: An Overview. *The Open Biomaterials Journal*, 5(1), 1–7. <https://doi.org/10.2174/1876502501405010001>
- Mahmoud, D., & Elbestawi, M. A. (2017). Lattice structures and functionally graded materials applications in additive manufacturing of orthopedic implants: A review. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, 1(2), 1–19. <https://doi.org/10.3390/jmmp1020013>
- Margariti, C. (2019). The application of FTIR microspectroscopy in a non-invasive and non-destructive way to the study and conservation of mineralised excavated textiles. *Heritage Science*, 7(1), 1–15. <https://doi.org/10.1186/s40494-019-0304-8>
- McKnight, M. (2017). Generative Design: What it is? How is it being used? Why it's a game changer. *KnE Engineering*, 2(2), 176. <https://doi.org/10.18502/keg.v2i2.612>
- Miles, D. (2022). *What Is Generative Design, and How Can It Be Used in Manufacturing?* <https://redshift.autodesk.com/articles/what-is-generative-design>
- Moline Rueda, E. F. (2018). *Manufacturing of Orthopedic Plates and Screws for the Internal Fixation of Bone Fractures.*
- Mukrimaa, S. S., Nurdyansyah, Fahyuni, E. F., YULIA CITRA, A., Schulz, N. D., د. غ سان, Taniredja, T., Faridli, E. M., & Harmianto, S. (2016). Introductory Biomechanics From cells to Organisms. In *Jurnal Penelitian Pendidikan Guru Sekolah Dasar* (Vol. 6, Issue August).

- Murphy, C. M., & O'Brien, F. J. (2010). Understanding the effect of mean pore size on cell activity in collagen-glycosaminoglycan scaffolds. *Cell Adhesion and Migration*, 4(3), 377–381. <https://doi.org/10.4161/cam.4.3.11747>
- Murugan, R., & Ramakrishna, S. (2005). Development of nanocomposites for bone grafting. *Composites Science and Technology*, 65(15-16 SPEC. ISS.), 2385–2406. <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2005.07.022>
- Nahian, A., & Davis, D. D. (2022, December 29). *Histology, Osteoprogenitor Cells*. StatPearls [Internet]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559160/>
- Naik, D. L., & Kiran, R. (2018a). On anisotropy, strain rate and size effects in vat photopolymerization based specimens. *Additive Manufacturing*, 23(June), 181–196. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.08.021>
- Naik, D. L., & Kiran, R. (2018b). On anisotropy, strain rate and size effects in vat photopolymerization based specimens. *Additive Manufacturing*, 23(August), 181–196. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.08.021>
- Nandal, D. S., Ghalaut, D. P., Shekhawat, D. H., & Nagar, D. P. (2011). Osseointegration in Dental Implants: A Literature Review. *Indian Journal of Applied Research*, 4(7), 411–413. <https://doi.org/10.15373/2249555x/july2014/129>
- Negi, S., Dhiman, S., & Sharma, R. K. (2014). Basics and applications of rapid prototyping medical models. *Rapid Prototyping Journal*, 20(3), 256–267. <https://doi.org/10.1108/RPJ-07-2012-0065>
- Niinomi, M., Kuo, C. K., & Ma, P. X. (1998). Niinomi-1998-Mechanical properties.pdf. *Biomaterials*, 22(6), 511–521.
- Nogueira, P., Castresana, K., Magrinho, J., Silva, M. B., de Deus, A. M., & Vaz, M. F. (2023). Computational evaluation of the compressive properties of different lattice geometries to be used as temporary implants. *Procedia Computer Science*, 217(2022), 928–937. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2022.12.290>
- O'Brien, F. J. (2011). Biomaterials & scaffolds for tissue engineering. *Materials Today*, 14(3), 88–95. [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(11\)70058-X](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(11)70058-X)
- O'Neill, P. F., Kent, N., & Brabazon, D. (2017). Mitigation and control of the overcuring effect in mask projection micro-stereolithography. *AIP Conference Proceedings*, 1896, 26–28. <https://doi.org/10.1063/1.5008249>
- Okazaki, Y. (2012). Development trends of custom-made orthopedic implants. *Journal of Artificial Organs*, 15(1), 20–25. <https://doi.org/10.1007/s10047-011-0584-6>
- Oliveira, A. (2015). *DEVELOPMENT OF AN INJECTABLE MODIFIED CALCIUM PHOSPHATE (BONELIKE)-DEXTRIN HYDROGEL BIOMATERIAL FOR BONE REGENERATION*. FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO.
- Oryan, A., Alidadi, S., Moshiri, A., & Maffulli, N. (2014). Bone regenerative medicine: Classic options, novel strategies, and future directions. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 9(1), 1–27. <https://doi.org/10.1186/1749-799X-9-18>
- Osteoporosis Foundation. (n.d.). *EPIDEMIOLOGY OF OSTEOPOROSIS AND FRAGILITY FRACTURES*. Retrieved June 28, 2023, from <https://www.osteoporosis.foundation/facts-statistics/epidemiology-of-osteoporosis-and-fragility-fractures>
- Pagac, M., Hajnys, J., Ma, Q., Jancar, L., Jansa, J., Stefek, P., & Mesicek, J. (2021). A Review of Vat Photopolymerization Technology : Materials. *Polymers*, 13(13), 598.
- Pandzic, A. (2021). Influence of Layer Height, Build Orientation and Post Curing on Tensile Mechanical Properties of SLA 3D Printed Material. *Annals of DAAAM and Proceedings of the International DAAAM Symposium*, 32(1), 200–208. <https://doi.org/10.2507/32nd.daaam.proceedings.030>
- Park, K. M., Min, K. S., & Roh, Y. S. (2022). Design Optimization of Lattice Structures under Compression: Study of Unit Cell Types and Cell Arrangements. *Materials*, 15(1). <https://doi.org/10.3390/ma15010097>

- Pereira, H. F., Cengiz, I. F., Silva, F. S., Reis, R. L., & Oliveira, J. M. (2020). Scaffolds and coatings for bone regeneration. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 31(3). <https://doi.org/10.1007/s10856-020-06364-y>
- Phrozen Technology. (2023, April 20). *Phrozen 3D Sonic Mighty Printer and Resin*.
- Piedra-Cascón, W., Krishnamurthy, V. R., Att, W., & Revilla-León, M. (2021). 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *Journal of Dentistry*, 109(January). <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103630>
- Prakash, K. S., Nancharai, T., & Rao, V. V. S. (2018). Additive Manufacturing Techniques in Manufacturing -An Overview. *Materials Today: Proceedings*, 5(2), 3873–3882. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2017.11.642>
- Pruitt, L. A., & Chakravartula, A. M. (2004). *Mechanics of Biomaterials Teaching mechanical and structural biomaterials concepts for successful medical implant design , this self-contained text provides a complete grounding for students and newcomers to the field . Divided into three sections – Mater* (Issue 2009).
- Qu, H., Fu, H., Han, Z., & Sun, Y. (2019). Biomaterials for bone tissue engineering scaffolds: A review. *RSC Advances*, 9(45), 26252–26262. <https://doi.org/10.1039/c9ra05214c>
- Quan, Z., Wu, A., Keefe, M., Qin, X., Yu, J., Suhr, J., Byun, J. H., Kim, B. S., & Chou, T. W. (2015). Additive manufacturing of multi-directional preforms for composites: Opportunities and challenges. *Materials Today*, 18(9), 503–512. <https://doi.org/10.1016/j.mattod.2015.05.001>
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146–158. <https://doi.org/10.1111/jopr.12801>
- Reymus, M., Fabritius, R., Keßler, A., Hickel, R., Edelhoff, D., & Stawarczyk, B. (2020). Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 24(2), 701–710. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02952-7>
- Reymus, M., Lümekemann, N., & Stawarczyk, B. (2019). 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *International Journal of Computerized Dentistry*, 22, 231–237.
- Riccio, C., Civera, M., Grimaldo Ruiz, O., Pedullà, P., Rodriguez Reinoso, M., Tommasi, G., Vollarò, M., Burgio, V., & Surace, C. (2021). Effects of Curing on Photosensitive Resins in SLA Additive Manufacturing. *Applied Mechanics*, 2(4), 942–955. <https://doi.org/10.3390/applmech2040055>
- Robert Lanza, Robert Langer, Joseph P. Vacanti, A. A. (2020). *Principles of TISSUE ENGINEERING*. In Elsevier.
- Roberts, T. T., & Rosenbaum, A. J. (2012). Bone grafts, bone substitutes and orthobiologics. *Organogenesis*, 8(4), 114–124. <https://doi.org/10.4161/org.23306>
- Šafka, J., Ackermann, M., & Martis, D. (2016). Chemical resistance of materials used in additive manufacturing. *MM Science Journal*, 2016, 1573–1578. https://doi.org/10.17973/MMSJ.2016_12_2016185
- Şahin, A., & Hatipoğlu, B. (2017). *EXAMINING THE USE OF VORONOI DIAGRAMS IN ARCHITECTURE ON A STUDENT PROJECT*.
- Sain, S., Åkesson, D., & Skrifvars, M. (2020). Synthesis and properties of thermosets from tung oil and furfuryl methacrylate. *Polymers*, 12(2), 1–16. <https://doi.org/10.3390/polym12020258>
- Saini, J. S., Dowling, L., Kennedy, J., & Trimble, D. (2020). Investigations of the mechanical properties on different print orientations in SLA 3D printed resin. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 234, 095440622090410. <https://doi.org/10.1177/0954406220904106>
- Salgado, A., Coutinho, O., & Reis, R. L. (2004). Bone Tissue Engineering: State of the Art and Future Trends.

- Macromolecular Bioscience*, 4, 743–765. <https://doi.org/10.1002/mabi.200400026>
- Salih, A. M., Ahmad, M. Bin, Ibrahim, N. A., HjMohd Dahlan, K. Z., Tajau, R., Mahmood, M. H., & Yunus, W. M. Z. W. (2015). Synthesis of radiation curable palm oil-based epoxy acrylate: NMR and FTIR spectroscopic investigations. *Molecules*, 20(8), 14191–14211. <https://doi.org/10.3390/molecules200814191>
- Sanches, N. B., Pedro, R., Diniz, M. F., Mattos, E. da C., Cassu, S. N., & Dutra, R. de C. L. (2013). Infrared spectroscopy applied to materials used as thermal insulation and coatings. *Journal of Aerospace Technology and Management*, 5(4), 421–430. <https://doi.org/10.5028/jatm.v5i4.265>
- Sartori, T. A. I. da C., Ferreira, J. A., Osiro, D., Colnago, L. A., & Pallone, E. M. de J. A. (2018). Formation of different calcium phosphate phases on the surface of porous Al₂O₃-ZrO₂ nanocomposites. *Journal of the European Ceramic Society*, 38(2), 743–751. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2017.09.014>
- SBQ. (2020). *O que é bursite trocantérica ou do quadril?* <https://www.sbquadril.org.br/bursite-trocanterica/>
- Schaffler, M. B., & Kennedy, O. D. (2012). Osteocyte signaling in bone. *Current Osteoporosis Reports*, 10(2), 118–125. <https://doi.org/10.1007/s11914-012-0105-4>
- Schmidleithner, C., Kalaskar, D. M., [w], & [red], D. C. (2018). Stereolithography, fr. 3D printing; IntechOpen. *IntechOpen*.
- Schwaar, C. (2022). *The Best Generative Design Software of 2022*.
- Seeton, C. J. (2006). Viscosity-temperature correlation for liquids. *Tribology Letters*, 22(1), 67–78. <https://doi.org/10.1007/s11249-006-9071-2>
- Sidambe, A. T. (2014). Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants-A review. *Materials*, 7(12), 8168–8188. <https://doi.org/10.3390/ma7128168>
- Silverstein, R. M., Webster, F. X., & Kiemle, D. J. (1962). *Silverstein - Spectrometric Identification of Organic Compounds 7th ed.pdf*.
- Sousa, M. De. (2006). *FACULDADE DE ENGENHARIA DO PORTO DA UNIVERSIDADE Aos meus pais “... que o sonho comanda a vida , que sempre que um homem sonha , o mundo pula e avança”*
- Sozen, T., Ozisik, L., & Calik Basaran, N. (2017). An overview and management of osteoporosis. *European Journal of Rheumatology*, 4(1), 46–56. <https://doi.org/10.5152/eurjrheum.2016.048>
- Štaffová, M., Ondráš, F., Svatík, J., Zbončák, M., Jančář, J., & Lepcio, P. (2022). 3D printing and post-curing optimization of photopolymerized structures: Basic concepts and effective tools for improved thermomechanical properties. *Polymer Testing*, 108(January). <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2022.107499>
- Staiger, M. P., Pietak, A. M., Huadmai, J., & Dias, G. (2006). Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review. *Biomaterials*, 27(9), 1728–1734. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.10.003>
- Standard, I., & Preview, T. S. (2006). *INTERNATIONAL STANDARD ISO iTeh STANDARD iTeh STANDARD PREVIEW. 2006*.
- Steele, R. (2009). Gray’s Anatomy. The Anatomical Basis of Clinical Practice, 40th Edition, Susan Standring (Ed.). Churchill Livingstone Elsevier (2008), Editor-in Chief, ISBN: 978 0 8089 2371 8. *The Surgeon*, 7, 320. [https://doi.org/10.1016/s1479-666x\(09\)80013-9](https://doi.org/10.1016/s1479-666x(09)80013-9)
- Tabata, Y. (2000). Tissue engineering. *Japanese Journal of Artificial Organs*, 29(5), 614–615.
- Tan, L. J., Zhu, W., & Zhou, K. (2020). Recent Progress on Polymer Materials for Additive Manufacturing. *Advanced Functional Materials*, 30(43). <https://doi.org/10.1002/adfm.202003062>
- Tang, S. Y. (2017). Natural composites: The structure-function relationships of bone, cartilage, tendon/ligament, and the intervertebral disc. In *Biomedical Composites* (Second Edi). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/b978-0-08-100752-5.00001-9>

- Tapscott, D. C., & Wottowa, C. (2023). *Orthopedic Implant Materials*.
- Technique, S. (n.d.). *DCP™ and LC-DCP™ Systems*.
- The American Society of, & Mechanical Engineers. (2016). ASME Historic Mechanical Engineering Landmark. *Stereolithography The First 3D Printing Technology*, 8. [https://www.asme.org/wwwasmeorg/media/resourcefiles/aboutasme/who we are/engineering history/landmarks/261-stereolithography.pdf](https://www.asme.org/wwwasmeorg/media/resourcefiles/aboutasme/who%20we%20are/engineering%20history/landmarks/261-stereolithography.pdf)
- Truxova, V., Safka, J., Seidl, M., Kovalenko, I., Volesky, L., & Ackermann, M. (2020). Ceramic 3d printing: Comparison of SLA and DLP technologies. *MM Science Journal*, 2020(June), 3905–3911. https://doi.org/10.17973/MMSJ.2020_06_2020006
- Unkovskiy, A., Bui, P. H. B., Schille, C., Geis-Gerstorfer, J., Huettig, F., & Spintzyk, S. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*, 34(12), e324–e333. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.011>
- Unkovskiy, A., Schmidt, F., Beuer, F., Li, P., Spintzyk, S., & Fernandez, P. K. (2021). Stereolithography vs. Direct light processing for rapid manufacturing of complete denture bases: An in vitro accuracy analysis. *Journal of Clinical Medicine*, 10(5), 1–14. <https://doi.org/10.3390/jcm10051070>
- Van Gaalen, S., Kruij, M., Meijer, G., Mistry, A., Mikos, A., Beucken, J. V. D., Jansen, J., De Groot, K., Cancedda, R., Olivo, C., Yaszemski, M., & Dhert, W. (2008). *Tissue Engineering of Bone* (Elsevier Inc. (ed.)). <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-370869-4.00019-7>
- Virtualexpo Group. (n.d.). *Cirurgia Ortopédica: Como escolher uma placa óssea*. Medical Expo. Retrieved September 9, 2023, from <https://guide.medicalexpo.com/pt/como-escolher-uma-placa-ossea/>
- Voet, V. S. D., Strating, T., Schnelting, G. H. M., Dijkstra, P., Tietema, M., Xu, J., Woortman, A. J. J., Loos, K., Jager, J., & Folkersma, R. (2018). Biobased Acrylate Photocurable Resin Formulation for Stereolithography 3D Printing. *ACS Omega*, 3(2), 1403–1408. <https://doi.org/10.1021/acsomega.7b01648>
- Volpato, N., Ahrens, C., Munhoz, A., Costa, C., De Carvalho, J., dos Santos, J., Silva, J., Foggiatto, J., & Fernandes de Lima, M. S. (2017). *Manufatura Aditiva - Tecnologias e aplicações da impressão 3D*.
- Wang, W., & Yeung, K. W. K. (2017). Bone grafts and biomaterials substitutes for bone defect repair: A review. *Bioactive Materials*, 2(4), 224–247. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2017.05.007>
- Wang, Y., Li, X., Chen, Y., & Zhang, C. (2021). Strain rate dependent mechanical properties of 3D printed polymer materials using the DLP technique. *Additive Manufacturing*, 47(May), 102368. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.102368>
- Watts, N. B., Bilezikian, J. P., Camacho, P. M., Greenspan, S. L., Harris, S. T., Hodgson, S. F., Kleerekoper, M., Luckey, M. M., McClung, M. R., Pessah Pollack, R., & Petak, S. M. (n.d.). *AMERICAN ASSOCIATION OF CLINICAL ENDOCRINOLOGISTS MEDICAL GUIDELINES FOR CLINICAL PRACTICE FOR THE DIAGNOSIS AND TREATMENT OF POSTMENOPAUSAL OSTEOPOROSIS*.
- Whedon, G. D., & Heaney, R. P. (2023, May 25). *Bone, anatomy*. Britannica. <https://www.britannica.com/science/bone-anatomy>
- Wong, K. V., & Hernandez, A. (2012). A Review of Additive Manufacturing. *ISRN Mechanical Engineering*, 2012, 1–10. <https://doi.org/10.5402/2012/208760>
- Xu, Y., Xepapadeas, A. B., Koos, B., Geis-Gerstorfer, J., Li, P., & Spintzyk, S. (2021). Effect of post-rinsing time on the mechanical strength and cytotoxicity of a 3D printed orthodontic splint material. *Dental Materials*, 37(5), e314–e327. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.01.016>
- Yuki, T. (2017). Estudo das propriedades do osso humano e dos procedimentos de ensaios mecânicos utilizados. In *BMC Public Health* (Vol. 5, Issue 1). <https://ejournal.poltektegal.ac.id/index.php/siklus/article/view/298%0Ahttp://repositorio.unan.edu.ni/2986/1/5624.pdf%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.jana.2015.10.005%0Ahttp://www.biomedcentral.com/1471-2458/12/58%0Ahttp://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&P>
- Zhang, F., Zhu, L., Li, Z., Wang, S., Shi, J., Tang, W., Li, N., & Yang, J. (2021). The recent development of vat

photopolymerization: A review. *Additive Manufacturing*, 48(October).
<https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.102423>

Zhang, J., Hu, Q., Wang, S., Tao, J., & Gou, M. (2020). Digital light processing based three-dimensional printing for medical applications. *International Journal of Bioprinting*, 6(1), 12–27.
<https://doi.org/10.18063/ijb.v6i1.242>

Zhao, J., Yang, Y., & Li, L. (2020). A comprehensive evaluation for different post-curing methods used in stereolithography additive manufacturing. *Journal of Manufacturing Processes*, 56(February), 867–877. <https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2020.04.077>

Design, desenvolvimento e análise
de Estruturas Porosas
a serem implementadas em implantes
Rui Pedro Moreira Rodrigues

SEDE ADMINISTRATIVA FACULDADE DE BELAS ARTES
FACULDADE DE ENGENHARIA

