



Caraterização mecânica de elementos com estruturas baseadas em biomimética obtidos por fabrico aditivo

Bruna Alexandra Adrião Gonçalves (a38732)

Dissertação apresentada à Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Bragança para obter o grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientado por:

Professor Doutor João Eduardo Pinto Castro Ribeiro

Bragança

Outubro de 2024



Caraterização mecânica de elementos com estruturas baseadas em biomimética obtidos por fabrico aditivo

Bruna Alexandra Adrião Gonçalves (a38732)

Dissertação apresentada à Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Bragança para obter o grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientado por:

Professor Doutor João Eduardo Pinto Castro Ribeiro

Bragança

Outubro de 2024

Agradecimentos

Agradeço muito à minha família pais, irmãos, tios e avós pelo apoio moral e psicológico, e por sempre acreditarem e incentivarem a nunca desistir dos meus sonhos.

Ao Professor Doutor João Eduardo Pinto Castro Ribeiro, agradeço, pelos ensinamentos, conselhos e pela disponibilidade. Muito obrigada!

Agradeço ao Eng. Jorge Santos, responsável pelo FabLab onde foram impressas as peças em 3D, pela ajuda e por ser sempre prestável.

Agradeço ainda à Eng. Luísa Barreira, responsável pelo laboratório LERM, onde foram conduzidos os ensaios experimentais e pela ajuda na realização dos mesmos.

Aos meus amigos e, em especial, ao meu namorado pelo apoio incondicional durante este projeto.

Por fim, desejo agradecer à minha escola, Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança, pela oportunidade e disponibilidade para a realização deste projeto.

Resumo

Os processos de Fabrico Aditivo (FA) têm vindo a sofrer um grande desenvolvimento e seu campo de aplicação tem crescido significativamente nos últimos anos. Estes, são utilizados para criar protótipos, moldes e peças funcionais, apropriados para cumprir as exigências necessárias nas aplicações de engenharia. As técnicas de FA, particularmente, o Fabrico por Filamento Fundido (FFF), possibilitam a produção rápida e económica de peças geometricamente complexas, com ótica precisão dimensional. Contudo, a resistência mecânica destas peças é um aspeto que ainda requer melhorias, mediante a otimização dos parâmetros de impressão do processo e a definição de geometrias otimizadas. Nesse aspeto, tem-se observado a mimetização de estruturas biológicas que foram otimizadas ao longo de milhares de anos pela própria natureza e que têm propriedades de resistência mecânica muito elevadas para um peso relativamente baixo.

Uma das estruturas mais estudadas e mimetizadas é a do osso trabecular. Este, apresenta uma estrutura altamente porosa, heterogénea e anisotrópica, que pode ser encontrada nas epífises dos ossos longos e nos corpos vertebrais. Tendo em conta que o osso trabecular é o principal osso que suporta carga nos corpos vertebrais e, para além disso, transfere a carga das articulações para o osso compacto do córtex dos ossos longos, é fundamental estudar as suas características mecânicas. Uma outra estrutura biológica bastante estudada e utilizada em compósitos são os favos de mel.

Na atualidade, os métodos de elementos finitos têm sido bastante utilizados para estudar e avaliar as propriedades mecânicas do osso trabecular e, ainda, conceder ferramentas para interpretar e modelar os testes mecânicos.

O objetivo desta pesquisa é elaborar diversas estruturas que avaliem a carga máxima, o deslocamento total e o campo de tensões de von Misses, de estruturas celulares semelhantes ao osso e à favo de mel, impressos em 3D.

Palavras-chave: Fabrico Aditivo; FFF; Osso Trabecular; Favo de mel; Testes Mecânicos.

Abstract

Additive manufacturing (AM) processes have been undergoing a great development and their field of application has grown significantly, in recent years. These are used to create prototypes, molds and functional parts, suitable to meet the requirements required in engineering applications. FA techniques, particularly Fused Filament Fabrication (FFF), enable the rapid and economical production of geometrically complex parts with optimal dimensional accuracy. However, the mechanical strength of these parts is an aspect that still needs improvement, through the optimization of process printing parameters and the definition of optimized geometries. In this respect, it has been observed the mimicry of biological structures that have been optimized over thousands of years, by nature itself, and that have very high mechanical strength properties for a relatively low weight.

One of the most studied and mimicked structures is that existing in the trabecular bone. This, presents a highly porous, heterogeneous and anisotropic structure, which can be found in the epiphyses of long bones and vertebral bodies. Considering that the trabecular bone is the main bone that supports load in the vertebral bodies and, in addition, transfers the load from the joints to the compact bone of the cortex of long bones, it is essential to study its mechanical characteristics. Another biological structure that has been studied and used in composites is honeycomb.

Currently, finite element methods have been widely used to study and evaluate the mechanical properties of trabecular bone and also provide tools to interpret and model mechanical tests.

The objective of this research is to develop several structures that evaluate the maximum load, total displacement and stress field of von Misses, of cellular structures similar to bone and honeycomb, printed in 3D.

Keywords – Additive Manufacturing; FFF; Trabecular Bone; Honeycomb; Mechanical Tests.

índice

1. Introdução	9
1.1. Contextualização	9
1.2. Objetivos	11
1.3. Estrutura da Dissertação	12
2. Revisão Bibliográfica	13
2.1. Biomimética e Estruturas biológicas	13
2.1.1. Osso Trabecular e Favo de Mel	14
2.2. Fabrico Aditivo	16
2.2.1. Fabrico Aditivo vs Fabrico Subtrativo	17
2.2.2. Tipos de Fabrico Aditivo	19
2.2.3. Materiais	22
2.3. Fabrico por Filamento Fundido	23
2.3.1. Processo e Materiais utilizados	23
2.3.2. Aplicações	28
2.3.3. Parâmetros de impressão	28
2.4. PLA	35
2.4.1. Vantagens do PLA	37
2.5. Ensaio de Compressão	38
3. Metodologia	40
3.1. Modelação e impressão dos provetes	40
3.1.1. Impressora e Software	41
3.1.2. Materiais	41
3.1.3. Parâmetros utilizados	42
3.2. Ensaio de compressão	43
3.2.1. Máquina de ensaios universal	45
3.2.2. Fundamentos	45
3.3. Simulação computacional	46
4. Resultados e sua análise	51
4.1. Ensaio de compressão	51
4.1.1. Deformação	57
4.1.2. Influência do momento de inércia	58
4.2. Simulação computacional	60
4.2.1. Convergência da Malha	60

4.2.2. Deslocamento Total	62
4.2.3. Campo de Tensões Equivalentes de Von Misses	63
5. Conclusões e trabalhos futuros	66
Referências Bibliográficas	68

Lista de Figuras

Figura 1- a) Fabrico Subtrativo vs b) Fabrico Aditivo (Adaptado de [51]).	18
Figura 2- Processo do Fabrico Aditivo (Adaptado de [39]).	19
Figura 3- Processo FFF [11].	24
Figura 4- Diferentes tipos de impressoras FFF e respetivos mecanismos. a) Creality Ender 3 (Cartesiana); b) SeeMeCNC RostockMAX (Delta); c) Polar 3D (Polar); d) Dobot M1 (Scara) [37].	25
Figura 5- Ilustração esquemática da técnica do processo FFF [60].	26
Figura 6- Sistema de Extrusão [94].	26
Figura 7- Parâmetros que influenciam o processo de Fabrico por Filamento Fundido [60].	27
Figura 8- Várias orientações de Impressão [95].	29
Figura 9- Diâmetros do Nozzle mais comuns [96].	30
Figura 10- Diferentes Densidades de Preenchimento [70].	32
Figura 11- Diferentes Padrões de Preenchimento [98].	32
Figura 12- Vários ângulos do Cordão [99].	33
Figura 13- Altura da Camada [71].	34
Figura 14- Representação do Air Gap [72].	34
Figura 15- Esquema de alguns parâmetros de Impressão [73].	35
Figura 16- Enantiómeros L- e D-ácido láctico [77].	36
Figura 17- Processo de Polimerização do PLA [79].	37
Figura 18- Modelação no software SolidWorks.	40
Figura 19- Provetes após a impressão.	40
Figura 20- Impressora com os provetes impressos.	41
Figura 21- Posição dos provetes para proceder ao ensaio de compressão.	43
Figura 22- Posição do osso trabecular para o ensaio de compressão.	43
Figura 23- Posição do favo de mel para o ensaio de compressão.	44
Figura 24- Posição do paralelepípedo para o ensaio de compressão.	44
Figura 25- Máquina Instron 4485.	45
Figura 26- Malha do Osso Trabecular.	48
Figura 27- Malha do Favo de mel.	48
Figura 28- Malha do Paralelepípedo.	49
Figura 29- Representação da força aplicada e do suporte físico no Osso Trabecular.	49
Figura 30- Representação da força aplicada e do suporte físico no Favo de mel.	50
Figura 31- Representação da força aplicada e do suporte físico no Paralelepípedo.	50
Figura 32- Ensaio de compressão do Osso Trabecular.	51
Figura 33- Gráfico Ensaio de Compressão dos Ossos Trabeculares.	52
Figura 34- Ensaio de compressão do Favo de mel.	53

Figura 35- Gráfico Ensaio de Compressão dos Favos de mel.	53
Figura 36- Ensaio de Compressão dos Paralelepípedos.	54
Figura 37- Gráfico Ensaio de Compressão dos Paralelepípedos.....	54
Figura 38- Detalhes descobertos ao longo dos Ensaio de Compressão.....	55
Figura 39- Interior da estrutura quando aplicada carga na direção Z.	56
Figura 40-Interior da estrutura quando aplicada carga na direção Y.	56
Figura 41- Convergência da Malha (20 N) do Osso Trabecular.	60
Figura 42- Convergência da Malha (20 N) do Favo de Mel.....	61
Figura 43- Convergência da Malha (20 N) do Paralelepípedo.....	61
Figura 44- Deslocamento Total do Osso Trabecular.....	62
Figura 45- Deslocamento Total do Favo de Mel.	62
Figura 46- Deslocamento Total do Paralelepípedo.	63
Figura 47- Campo de Tensões Equivalentes de Von Mises do Osso Trabecular.	63
Figura 48- Campo de Tensões Equivalentes de Von Mises do Favo de Mel.	64
Figura 49- Campo de Tensões Equivalentes de Von Mises do Paralelepípedo.....	64

Lista de Tabelas

Tabela 1- Classificação dos processos de FA pela ASTM International [48]).	21
Tabela 2- Propriedades disponibilizadas pela Stratasys [40].	27
Tabela 3- Classificação de parâmetros de impressão em relação às suas propriedades mecânicas [69].	29
Tabela 4- Temperaturas de extrusão para diferentes materiais [97].	31
Tabela 5- Material de impressão.	41
Tabela 6- Propriedades do PLA indicadas pelo fornecedor Ultimaker [73].	42
Tabela 7- Parâmetros utilizados na impressão dos provetes.....	42
Tabela 8- Propriedades do PLA [91].	47
Tabela 9- Medições dos provetes depois do teste de Compressão.	57
Tabela 10- Deformação dos Provetes.	57
Tabela 11- Percentagem de Deformação dos provetes.	58
Tabela 12- Resultados para uma carga de 20 N.	65

Abreviaturas

3D	Tridimensional
ABS	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i>
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
CNC	<i>Computerized Numerical Control</i>
FA	Fabrico Aditivo
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
FFF	Fabrico por Filamento Fundido
ISO	<i>International Standardization Organization</i>
Micro-CT	Microtomografia Computadorizada
PC	<i>Polycarbonate</i>
PEEK	<i>Polyether Ether Ketone</i>
PEI	<i>Polyetherimide</i>
PLA	<i>Polylactic Acid</i>
SLA	<i>Stereolithography</i>
STL	<i>Standard Triangle Language</i>

1. Introdução

1.1. Contextualização

Durante mais de 3,8 mil milhões de anos [1], a natureza desenvolveu estruturas complexas para cumprirem funções específicas, de acordo com as restrições impostas pelo próprio organismo. O estudo das estruturas biológicas é benéfico para o avanço da tecnologia, nomeadamente, em aplicações de engenharia.

Estes organismos biológicos facilitam vários recursos para criar designs revolucionários, na otimização de tecnologias humanas e serviram, também, de inspiração para inúmeros desenvolvimentos tecnológicos, entre os quais, a produção de energia, sistemas propulsivos, materiais, voo e robótica [2].

Uma definição de Biomimética é “inovação inspirada pela natureza” ou “a emulação consciente do génio da natureza” [3]. A biodiversidade desempenha um papel fundamental como fonte de inspiração e informação para engenheiros e designers [4].

A Biomimética pode tomar variadas formas no Fabrico Aditivo, particularmente, a personalização de peças, tais como, próteses médicas e implantes, ou, ainda, a otimização para determinadas propriedades, como rigidez e leveza, úteis, por exemplo, em peças para aplicações aeroespaciais [5].

A complexidade do Fabrico Aditivo (FA) possibilita a produção de verdadeiras estruturas biomiméticas, contudo, é necessário compreender a sua estrutura biológica [5].

A biomimética no FA disponibiliza ferramentas que permitem a produção de projetos complexos. Os designs biomiméticos, para além de funcionais, são esteticamente bonitos.

Embora exista uma elevada complexidade, adotaram-se algumas regras de design para o FA, que melhoram a capacidade de criação e a fiabilidade deste tipo de peças.

Com isto, é essencial que os parâmetros deste procedimento sejam otimizados, de forma a assegurar a integridade estrutural e garantir uma fabricação de alta qualidade, uma vez que os erros de fabrico podem alterar essas peças mais do que as tradicionais. Isto exige um fator de segurança e um controlo mais eficiente.

Tendo em conta que existem inúmeras características complexas pouco visíveis “a olho nu”, este controlo torna-se mais desafiante, sendo a técnica microCT a mais conveniente a utilizar [5].

Existe uma certa desconfiança face a esta nova tecnologia, por parte dos engenheiros, visto que, as peças produzidas através de biomimética são extremamente diferentes das tradicionais, no que toca à sua aparência.

O Fabrico Aditivo ou a impressão 3D, são excelentes alternativas como tecnologias de processamento, relativamente aos processos tradicionalmente utilizados, pois têm a capacidade de mudar facilmente de design, sem ser necessário construir novos moldes, e, para além disso, permitem a construção de estruturas complexas e personalizáveis [6,7]

Entre as variadas tecnologias de impressão 3D, o Fabrico por Filamento Fundido (FFF) exhibe uma elevada quantidade de materiais empregáveis, uma execução simples e um custo reduzido [8].

Os polímeros termoplásticos ABS [9] e PLA [10], são os mais usados no FFF, pois apresentam propriedades térmicas e reológicas, bastante adequadas para este procedimento.

O PLA (ácido polilático) é um polímero biodegradável e biocompatível de longa duração, originado através de recursos renováveis, como por exemplo, cana-de-açúcar, milho e batata.

Algumas das suas características mais vantajosas são a baixa temperatura de fusão, elevada resistência, rigidez e um coeficiente de expansão térmica reduzido. Estas propriedades permitem a melhoria da qualidade de impressão, uma vez que reduzem o risco de adulterações nas peças impressas [11].

1.2. Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é o de desenvolver estruturas otimizadas para a resistência mecânica à compressão baseadas em biometria e obtidas pelo processo de fabrico aditivo designado por Fabrico por Filamento Fundido (FFF). O material utilizado será o PLA e as estruturas biológicas que serão mimetizadas correspondem ao osso trabecular e ao favo de mel (*honeycomb*) dadas as suas características de elevada resistência à compressão e baixa densidade. Serão, também, realizadas simulações numéricas com o método dos elementos finitos para melhor caracterizar as deformações e estado de tensão destas estruturas. Algumas simulações numéricas serão comparadas e validadas pelos resultados experimentais.

Para alcançar tais objetivos, o presente estudo foi dividido em duas fases.

A primeira fase foca-se na obtenção ótima de parâmetros de impressão, que maximize a resistência mecânica estática à compressão. Para isso, foram selecionados alguns parâmetros considerados mais importantes. Pretende-se, também, observar e compreender o mecanismo de fratura dos provetes, quando submetidos a esforços de compressão, através de ensaios de compressão. Com os resultados obtidos, os comportamentos das diferentes amostras são comparados.

Na segunda fase, serão realizadas simulações numéricas com elementos finitos, nas quais iremos comparar o deslocamento total e o campo de tensões de Von Mises das amostras.

1.3. Estrutura da Dissertação

A presente dissertação é estruturada da seguinte forma:

- Capítulo 1 – Introdução: Consiste numa pequena introdução do tema da presente dissertação, onde estão descritos os objetivos do trabalho realizado e a estrutura da dissertação.
- Capítulo 2 – Revisão Bibliográfica: Contém uma revisão bibliográfica sobre o FA, como processo alternativo ao de Fabrico Subtrativo e, também, sobre a tecnologia FFF, explorando com mais detalhe os parâmetros de impressão e os materiais utilizados.
- Capítulo 3 – Metodologia: É feita uma introdução do estudo a realizar e uma descrição de todos os ensaios realizados, incluindo os equipamentos e *software* usados, no decorrer deste experimento.
- Capítulo 4 – Resultados Experimentais: São apresentados os resultados experimentais obtidos e realiza-se uma análise crítica dos mesmos.
- Capítulo 5 – Conclusões: Inclui os principais resultados obtidos, as conclusões que sintetizam a análise feita no capítulo anterior e, por último, são apresentadas sugestões para futuros trabalhos.

2. Revisão Bibliográfica

2.1. Biomimética e Estruturas biológicas

A beleza que se avista na natureza é uma fonte de inspiração, especialmente no âmbito da Engenharia Mecânica Funcional, como se verifica nos mais recentes avanços do Fabrico Aditivo (FA). Este encanto é visível devido às curvas arredondadas, formas orgânicas [12] e, também, devido à sua multifuncionalidade, no campo da engenharia. Algumas maravilhas da engenharia são ainda, a hierarquia estrutural, a ordem ou falta dela e as associações com outras estruturas.

Essencialmente, o osso trabecular apresenta uma estrutura única, bem como um espaçamento e orientação específicos, das trabéculas, de forma a suportar forças mecânicas.

É importante realçar a capacidade que este osso tem de remodelar e manter a sua resistência e funcionalidade. Teoricamente, a lei de Wolf sugeria que a estrutura trabecular era construída consoante a carga aplicada [13].

A biomimética, em engenharia, relaciona-se com o estudo de sistemas biológicos, tendo como objetivo a resolução de adversidades, bem como o uso destes em aplicações de engenharia, utilizando informações descobertas através da natureza.

Idealmente, o FA consegue transformar o design biomimético inovador em objetos físicos, com as propriedades e funcionalidades mais adequadas [14].

Na área da engenharia, o termo “biomimético” é referido inúmeras vezes, pelo que é necessário esclarecer as suas distintas formas e abordagens e, mais importante, saber distingui-las. Isto é, o insucesso de um projeto que se diz biomimético, mas que não utiliza informações da natureza, pode descredibilizar a biomimética, logo, é fundamental ter em conta que se não estamos na presença de um dado biológico, este projeto, na realidade, não é biomimético [15].

Quando se fala em estruturas celulares, alguns engenheiros referem-se a todas as estruturas porosas produzidas a partir da biomimética, devido ao facto de estas serem

bastante similares a materiais porosos naturais, tais como, favo de mels ou, ainda, ao osso trabecular [16].

Uma das técnicas utilizadas para estudar pormenores complexos de estruturas biológicas em 3D, para aplicações biomiméticas, é a tomografia de raios X [17].

As estruturas biológicas são bastante adequadas para estudos biomiméticos, devido às propriedades mecânicas dos materiais naturais, especialmente a elevada tenacidade à fratura, dos mesmos [18].

2.1.1. Osso Trabecular e Favo de Mel

As colisões e impactos resultantes de diversos desastres constituem uma séria ameaça à segurança da vida humana e dos seus bens. Assim, existe uma procura constante de diferentes estruturas que possuam alta capacidade de dissipação de energia, devido às suas características de resistência a colisões e impactos [19].

Estruturas celulares de densidade reduzida estão bastante presentes na natureza e possuem propriedades mecânicas notáveis, como rigidez específica, resistência e tenacidade [20].

As estruturas celulares aparecem na natureza em diversas formas, tamanhos e configurações. Alguns exemplos bem conhecidos incluem, favos de mel, células da madeira e osso esponjoso (osso trabecular) [21].

A estrutura biológica utilizada com maior frequência é o favo de mel, que apresenta uma grande diversidade de aplicações em arquitetura, transporte, engenharia química, entre outras [22].

Existe uma vasta quantidade de informação acerca do impacto da estrutura do favo de mel, na área da engenharia, que podem adotar diferentes materiais e configurações geométricas [23].

Os métodos mais utilizados para investigar as propriedades mecânicas dos favos de mel são, essencialmente, testes experimentais, simulação numérica e análise teórica [24].

A estrutura em favo de mel é vastamente utilizada devido à sua leveza, rigidez, resistência ao impacto, elevado módulo de corte e, ainda, isolamento térmico e acústico [25].

Os favos de mel são, de um modo geral, estruturas leves, capazes de absorver uma grande quantidade de energia cinética, através dos processos de deformação, que ocorrem durante o colapso celular [26].

Segundo alguns estudos foi possível concluir que o aumento da parede celular, da espessura e a diminuição do comprimento da aresta levam ao aumento da resistência ao esmagamento e melhoram a resistência a impactos nos favos de mel [27].

As propriedades de resistência a choques nos favos de mel foram investigadas, por Meran et al. (2013), de forma experimental e numérica. Estes consideraram que as propriedades do material, a geometria, o ângulo da parede celular, a espessura da mesma e o tamanho da célula, tinham influência sobre a absorção de energia [27].

A estrutura celular do osso trabecular é bastante complexa, leve e apresenta competências notáveis de absorção de energia [28].

O osso trabecular é a estrutura esponjosa, acoplada à pela medula óssea, que se situa dentro do espaço poroso do osso [29]. A estrutura óssea trabecular é constituída por suportes e placas trabeculares, que lhe asseguram uma estrutura rígida e dúctil. Além do mais, a medula óssea preenche os espaços intertrabeculares.

O design trabecular está organizado de modo a potenciar a transferência de carga. As propriedades mecânicas do tecido ósseo trabecular são definidas a partir da sua composição em minerais e colagénio [30].

No que toca ao esqueleto apendicular, o osso trabecular transfere cargas mecânicas da superfície articular para o osso cortical. No caso dos corpos vertebrais, este osso corresponde à principal estrutura de suporte de carga.

Utilizam-se vários recursos numéricos para investigar as propriedades mecânicas do osso trabecular, desde a sua constituição até o nível do órgão [31]. Um exemplo destes recursos são os métodos de elementos microfinitos.

As propriedades mecânicas do osso dependem da orientação em que o osso é estudado. Posto isto, constata-se que a orientação longitudinal é muito mais resistente do que a orientação transversal [32].

Desde há muito, os investigadores presumem que as notáveis propriedades mecânicas do osso se baseiam nas características estruturais do seu núcleo celular, uma vez que este se apresenta bem organizado e é constituído por redes ordenadas de trabéculas, ligadas entre si [33].

Ainda que o osso trabecular não seja produzido, especificamente, para absorver energia, foi possível demonstrar que este conta com aspetos estruturais singulares, que contribuem para uma melhor absorção da mesma [34].

Ghazlan et al.20 investigaram o comportamento de uma estrutura celular similar ao osso trabecular, sob compressão e, com isso, comprovaram a sua elevada absorção de energia, quanto a estruturas hexagonais e reentrantes [35].

Zhang et al.7 criaram uma estrutura, com forma em favo de mel, inspirada em élitros de besouros e verificaram avanços significativos na absorção de energia, relativamente a uma estrutura comum de favo de mel submetida a efeitos de compressão [36].

2.2. Fabrico Aditivo

O Fabrico Aditivo (FA) consiste na produção de uma peça por adição contínua de material, a partir de um modelo digital [37].

O processo inicia-se criando um arquivo CAD digital em 3D e, posteriormente, este é fatiado em inúmeras camadas, pelo *software* de preparação. Cada camada é formada mediante a deposição seletiva de material, de modo a originar uma peça [38].

No início da década de 50, Otto John Munz criou uma tecnologia que pode ser considerada a origem da Estereolitografia (SLA) moderna. Passados 30 anos, esta tecnologia foi elaborada e patenteada por Charles W. Hull, em 1986, nascendo assim o FA, como é conhecido nos dias de hoje [39].

Os sistemas de FA eram utilizados para a produção de protótipos, de forma a realizá-la mais rapidamente, quando comparada com os restantes. Nos dias que correm, o FA segue com o fabrico de protótipos, porém evoluiu de tal forma que passou a produzir peças funcionais em vários materiais, quando necessários em baixo volume ou no caso de produção customizada [40].

A utilização do FA ainda está numa fase inicial, pelo que grande parte do seu potencial ainda não foi reconhecido. Posto isto, ainda há espaço para melhorias e avanços deste sistema, para que as diferentes indústrias comecem a utilizar o FA, como o método de fabrico predominante [41].

Alguns consumidores e indústrias, dependentes de prototipagem de baixa a média precisão do design do produto, estimulam a evolução desta técnica no mercado. Para além disto, algumas empresas que estão a tentar vingar neste meio, criaram impressoras 3D revolucionárias e de custo reduzido para termoplásticos [42].

2.2.1. Fabrico Aditivo vs Fabrico Subtrativo

A propriedade característica dos processos de FA é a sua capacidade de fabricar em camadas, permitindo a conceção de quase qualquer forma geométrica complexa.

Isto contrapõe os processos subtrativos, uma vez que estes limitam a liberdade de design, devido à necessidade de várias ferramentas, à probabilidade de ocorrerem colisões e à dificuldade que a ferramenta apresenta ao aproximar-se de zonas mais profundas e invisíveis [43].

É possível afirmar que as técnicas de FA são o “oposto” das técnicas de Fabrico Subtrativo, no qual a peça final obtém-se a partir de um bloco maior, de onde é eliminado o material, que não é necessário, até se obter a forma final desejada (Figura 1).

Ao utilizar o Fabrico Aditivo não existe um custo adicional, pois não são requeridas ferramentas adicionais, reinstalação e elevada experiência do operador [44].

No sistema de fabricação tradicional, as tolerâncias dimensionais gerais e específicas e, ainda, as permissões de Fabrico Subtrativo, fundamentadas de acordo com as normas ISO e EUA, são indispensáveis para a garantia de qualidade [45].

Os processos convencionais, são muito eficazes, no que toca ao tempo e custo de produção em massa, apesar do custo inicial elevado [46]. Independentemente de os processos de FA serem mais longos, são os mais apropriados para a produção de pequenas quantidades de peças, já que a presença de ferramentas de inicialização não é precisa [47].

No ano de 2009, o comité internacional *American Society for Testing and Materials* (ASTM) reuniu-se com peritos da indústria para normalizar a nomenclatura e terminologia referente ao FA. Posto isto, criou-se a norma ASTM F2792 da qual se entende a definição de FA como: “processo de união de materiais para fazer objetos a partir de dados de um modelo 3D, geralmente, camada sobre camada, em oposição a metodologias de manufatura subtrativas, como a maquinagem tradicional.” [48]. Esta definição diferencia, nitidamente, os processos de FA dos processos de Fabrico Tradicional por subtração [39, 49].

Alguns anos depois, foi anunciada uma nova norma, a ISO/ASTM 52900, com a finalidade de normalizar a nomenclatura universalmente [50].

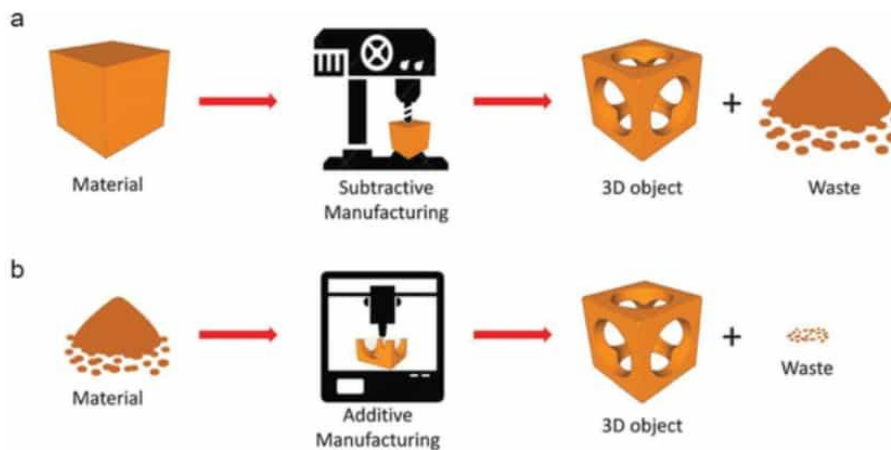


Figura 1- a) Fabrico Subtrativo vs b) Fabrico Aditivo (Adaptado de [51]).

2.2.2. Tipos de Fabrico Aditivo

Na atualidade, existem várias tecnologias de FA, contudo todas se processam da mesma forma. Este processo é constituído por oito etapas diferentes que levam à formação de um produto final.

Na primeira etapa, é concebido um modelo CAD que é produzido a partir de um *software* de modelação CAD.

Tendo em conta o *software* a utilizar no decorrer do processo, a etapa que se segue é a conversão do modelo CAD para um ficheiro no formato STL. A resolução deste ficheiro deve ser devidamente elevada, de forma a não interferir na qualidade da peça impressa (Figura 2).



Figura 2- Processo do Fabrico Aditivo (Adaptado de [39]).

Seguidamente, o ficheiro STL é aberto num *software* de *slicing*, como o Cura ou o Simplify3D, que “fatia” o modelo em camadas finas. Neste são inseridos os parâmetros, tamanho, posição e orientação da impressão.

Na quarta etapa é necessário realizar a preparação e configuração da impressora, para que esta fique devidamente pronta para a impressão, considerando as restrições e os parâmetros escolhidos. Alguns exemplos desta preparação e configuração são a substituição do *nozzle*, em função da altura de camada e do material escolhidos e a limpeza da cama de impressão.

A seguinte etapa consiste na impressão da peça. Este passo pode sofrer alterações dependendo do processo escolhido.

A sexta e sétima etapa são dadas pelo final da impressão da peça e pela remoção desta da máquina, para realizar o pós-processamento. Este consiste, não só na limpeza e tratamento das peças, como também na remoção de suportes, se houve necessidade de

utilizá-los na impressão, no polimento, que melhora o acabamento superficial, na pintura ou ainda em processos que aperfeiçoam as características da peça.

Apenas após estas sete etapas será possível utilizar a peça [53, 54]. Com o decorrer do tempo, os processos de fabricação aditiva, foram agrupados de diferentes formas, tendo sido uma das primeiras elaboradas por Jean Pierre Kruth [52]. Este classificou-os por sistemas, segundo o estado de aplicação do material, podendo este ser líquido, em pó ou sólidos e, também, pelo tipo de construção do objeto. Atualmente, as normas ASTM F2792 e ISO/ASTM 52900 também categorizam os processos em sete grupos diferentes, onde são explicadas do seguinte modo [53–59], [54]:

1. *Binder Jetting* – “... a liquid bonding agent is selectively deposited to join powder materials.”.

2. *Direct Energy Deposition* – “... focused thermal energy is used to fuse materials by melting as they are being deposited.”.

3. *Material Extrusion* – “... material is selectively dispensed through a nozzle or orifice.”.

4. *Material Jetting* – “... droplets of build material are selectively deposited.”.

5. *Powder Bed Fusion* – “... thermal energy selectively fuses regions of a powder bed.”.

6. *Sheet Lamination* – “... sheets of material are bonded to form an object.”.

7. *Vat Photopolymerization* – “... liquid photopolymer in a vat is selectively cured by light-activated polymerization.”.

Na Tabela 1 estão descritos os diferentes processos existentes em cada categoria, sendo esta a categorização mais utilizada, nos dias de hoje.

Tabela 1- Classificação dos processos de FA pela ASTM International [48]).

Categorias	Tecnologias	“Tinta” impressa	Fonte de energia	Vantagens/Desvantagens
Extrusão de Material	FFF	Termoplásticos, Pastas Cerâmicas, Pastas Metálicas	Energia Térmica	- Máquina de Extrusão barata - Impressão de vários materiais - Resolução de peça limitada - Acabamento superficial fraco
	Criação de contorno			
Fusão em leito de Pó	Sinterização Seletiva a laser (SLA)	Poliamidas/ polímeros	Raio Laser de alta potência	- Alta precisão e detalhes - Partes totalmente densas - Elevada resistência específica e rigidez
	Sinterização Direta de Metal a laser (DMLS)	Pó de metal atomizado (aço inoxidável 17-4 PH, CoCr, Titânio Ti6Al-4V), Pó Cerâmico		
	Fusão Seletiva a Laser (SLM)			
	Fusão por Feixe de Eletrões (EBM)		Feixe de Eletrões	- Manuseio e reciclagem de pós estruturas de suporte e ancoragem
Fotopolimerização em Cuba	Estereolitografia (SLA)	Fotopolímeros, Cerâmicos (alumina, Dióxido de Zircónio)	Laser Ultravioleta	- Alta velocidade de construção - Boa resolução da peça - Sobrecorrente - Custo elevado de materiais
Jato de Material	Polijato/Impressão a jato de tinta	Fotopolímeros, Ceras	Energia Térmica/Fotopolimerização	- Impressão de vários materiais - Bom acabamento superficial - Materiais de baixa resistência
Jato de Agente Aderente	Impressão a jato de tinta indireta (Binder 3DP)	Pó de Polímero (Gesso, Resina), Pó de cerâmico, Pó de metal	Energia Térmica	- Impressão de objetos coloridos - Ampla seleção de materiais - Requer infiltração durante o pós-processamento - Porosidade elevada nas peças finais
Laminação de Folha	Manufatura de Objeto Laminado (LOM)	Filme plástico, Folha metálica, Fita Cerâmica, Papel	Raio Laser	- Bom acabamento superficial - Custos de material, máquina e processo reduzidos - Problemas na decubagem
Deposição Direta de Energia	Modelagem de Rede projetada a Laser (LENS)	Pó de metal fundido	Raio Laser	- Reparação de peças danificadas/desgastadas
	Soldadura por Feixe Eletrónico (EBW)			- Impressão de material com classificação funcional - Requer máquina de pós-processamento

No decorrer deste estudo, o procedimento de fabrico aditivo aplicado é o Fabrico por Filamento Fundido, *Fused Filament Fabrication* (FFF), também denominado *Fused Deposition Modeling* (FDM), integrante da categoria de Extrusão de Material.

2.2.3. Materiais

Com o decorrer da evolução dos processos de FA, os materiais utilizados tentam assimilar a mesma, para se adaptarem aos processos, já que desempenham um papel fundamental nestes. Contudo, a sua diversidade permanece limitada [55].

Com isto, compreende-se que para que as tecnologias de FA sejam aplicadas com sucesso, os materiais têm de ser modificados para a forma de matéria-prima apropriada e possuir características convenientes para o processamento em FA [56].

Os materiais aplicados no Fabrico Aditivo podem ser classificados em diferentes categorias: Polímeros, Metais e Outros.

- Polímeros – Estes podem exibir distintas formas e propriedades, daí serem utilizados constantemente. No FA, os polímeros podem ser usados na forma de filamento, resina ou pó, e são agrupados em dois grupos, conforme o seu comportamento térmico.
 - Termoplásticos – Estes polímeros têm a capacidade de ser fundidos e solidificados várias vezes, porém perdem características ao longo de cada ciclo. Posto isto, podem sofrer degradação, enquanto sujeitos a um elevado número de ciclos. Estes são facilmente processáveis, contudo vacilam na estabilidade térmica e dimensional.
 - Termoendurecíveis – São polímeros que começam como um fluído viscoso e são submetidos a um tratamento de cura, para se tornarem sólidos. Após ficarem no estado sólido, estes não se fundem, mas podem sofrer uma perda de integridade estrutural, quando sujeitos a temperaturas elevadas.
- Metais – Para poderem ser utilizados no FA, devem apresentar-se na forma de pó. Algumas das propriedades a ter em conta, no momento da seleção de um pó metálico, são a distribuição do tamanho, a forma e a fluidez das partículas.

- Outros – Podem incluir materiais cerâmicos e compósitos, tais como, pó cerâmico, carbono, alumínio, grafite ou vidro. Estes são adicionados a polímeros com o propósito de melhorar as suas propriedades mecânicas.

2.3. Fabrico por Filamento Fundido

Ao longo deste trabalho experimental foram usadas amostras fabricadas por FA por meio de uma tecnologia chamada Fabrico por Filamento Fundido (FFF).

Steven Scott Crump criou e patenteou a tecnologia Fused Deposition Modelling (FDM). Uma das suas primeiras patentes foi apresentada a 9 de junho de 1989, para um "Aparelho e Método para Criar Objetos Tridimensionais". Assim, este originou a Stratasys [57].

Nos dias que correm a impressão 3D está disponível para o público e, por consequência, uma impressora básica de modelagem, por deposição fundida (FDM), pode ser facilmente adquirida em qualquer estabelecimento comercial.

A tecnologia FDM é extraordinariamente mais acessível, a nível de custo, relativamente a outras técnicas de fabrico aditivo, uma vez que é mais simples [58,59].

2.3.1. Processo e Materiais utilizados

O FFF é uma das tecnologias de FA mais aplicadas, na atualidade, porque é um processo eficaz, seguro e de baixo custo. Este é, também, capaz de fabricar designs com maior duração e com propriedades mecânicas ótimas.

O material é, geralmente, produzido na forma de filamento de diâmetro entre 1.75mm e 3mm, enrolado numa bobina, sendo arrastado para a cabeça de impressão. O *nozzle* força a passagem deste e orienta, com rigor, o material fundido, de modo a construir um elemento estrutural, camada por camada.

O FFF é uma tecnologia de fabrico aditivo, cujo processo é idêntico ao de todas as técnicas de FA, tal como referido anteriormente. Posto isto, é possível observar este procedimento na Figura 3.

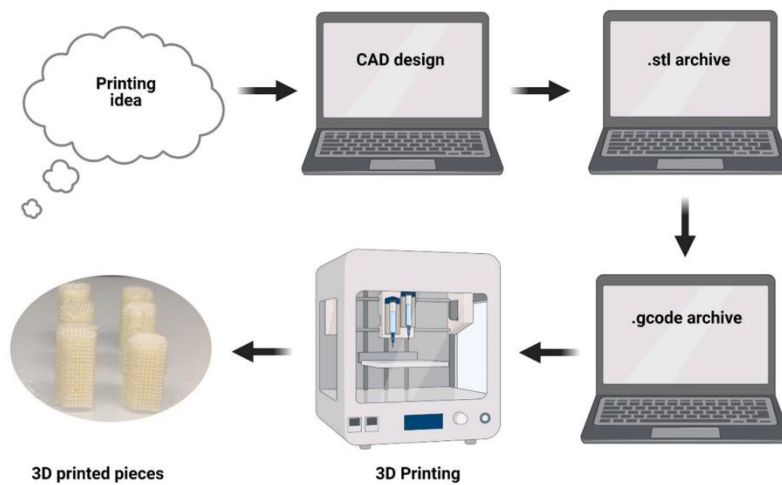


Figura 3- Processo FFF [11].

Existem diferentes tipos de impressoras 3D onde é aplicada a tecnologia FFF, sendo estas distintas entre si, pelo seu mecanismo cinemático.

- Cartesiano Retilíneo – Mecanismo mais básico que utiliza os eixos X, Y e Z do plano cartesiano, todos independentes entre si. Geralmente a cama move-se no eixo Z e a cabeça de impressão nos eixos X e Y (Figura 4 a).
- Cartesiano Delta – As impressoras Delta apresentam um mecanismo mais complexo. A cama de impressão é fixa e o movimento da cabeça de impressão resulta da associação de movimentos de 3 eixos conjugados (Figura 4 b).
- Polar – É um mecanismo utilizado com menos frequência, que opera com os eixos do plano polar, também independentes entre si. Assim sendo, a cabeça de impressão movimenta-se no eixo Z e a cama nos eixos r e θ , o que significa que pode rodar e deslocar-se de forma linear (Figura 4 c).
- Cartesiano Scara – Este utiliza um braço robótico que controla o movimento da cabeça de impressão (Figura 4 d).

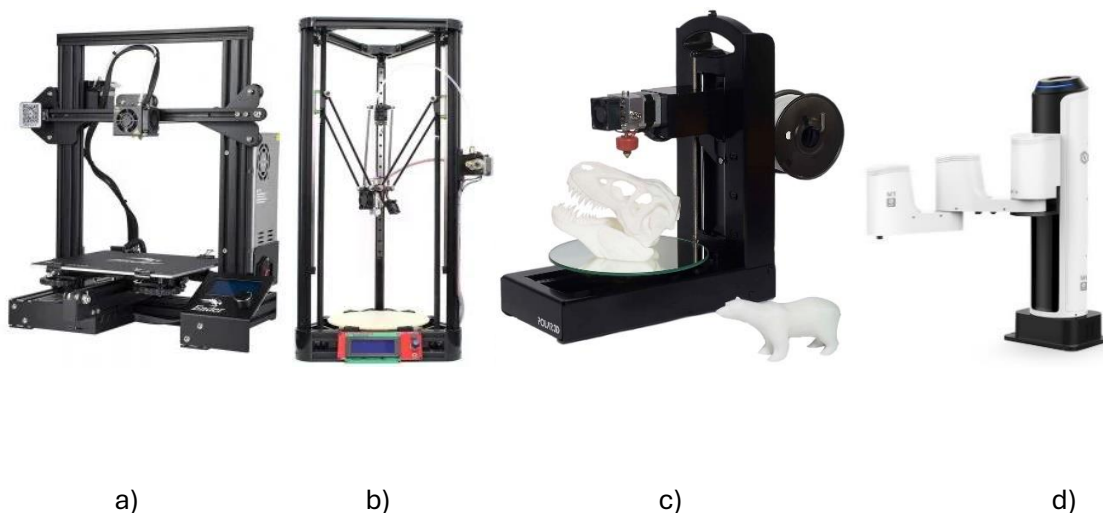


Figura 4- Diferentes tipos de impressoras FFF e respetivos mecanismos. a) Creality Ender 3 (Cartesiana); b) SeeMeCNC RostockMAX (Delta); c) Polar 3D (Polar); d) Dobot M1 (Scara) [37].

As impressoras 3D de FFF são compostas pelos mesmos grupos de elementos principais. Estes encontram-se identificados na Figura 5, nomeadamente:

- Sistema de Extrusão - Constituído por dois conjuntos de componentes, o *cold-end* e o *hot-end* (Figura 6). O *cold-end* está encarregue da alimentação do filamento para o *hot-end*. Já este é responsável pelo aquecimento e extrusão do filamento de material. Um dos componentes mais relevantes de uma impressora 3D é o *nozzle*, que está localizado no final do *hot-end*, por onde é extrudido o filamento fundido.
- Plataforma de impressão – Local onde o material fundido é depositado de modo a produzir a peça. Habitualmente é feita de vidro e pode ou não ser aquecida.
- Filamento – É a matéria-prima aplicada no processo de FFF, que se encontra, usualmente, enrolado numa bobina. Na Figura 5 é possível observar a representação esquemática do processo FFF e na Figura 6 o pormenor do sistema extrusão.

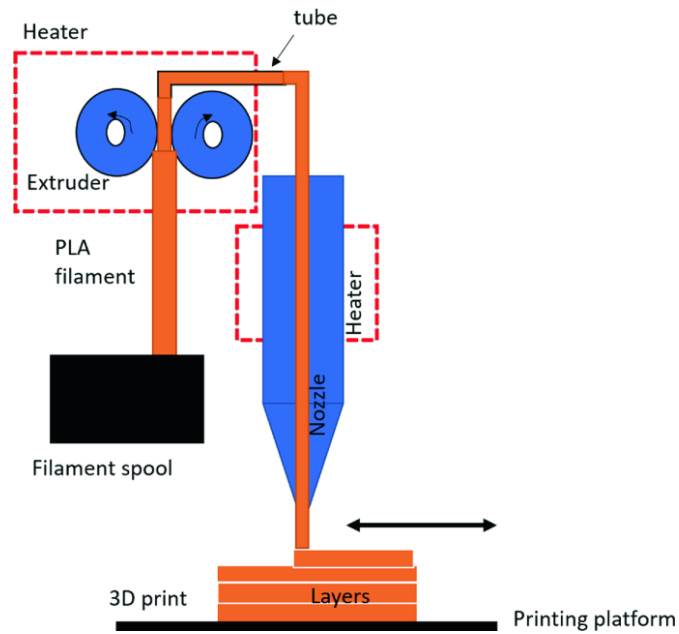
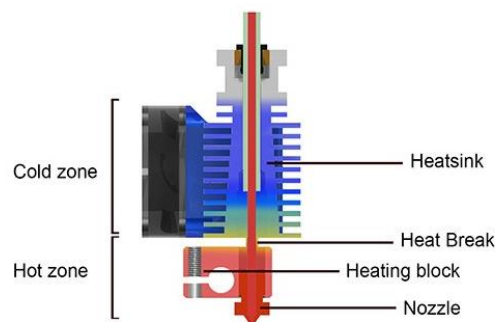


Figura 5-Ilustração esquemática da técnica do processo FFF [60].



www.mfgrobots.com

Figura 6- Sistema de Extrusão [94].

O Fabrico por Filamento Fundido (FFF) pode ser afetado por diversos parâmetros, como podemos constatar na Figura 7.

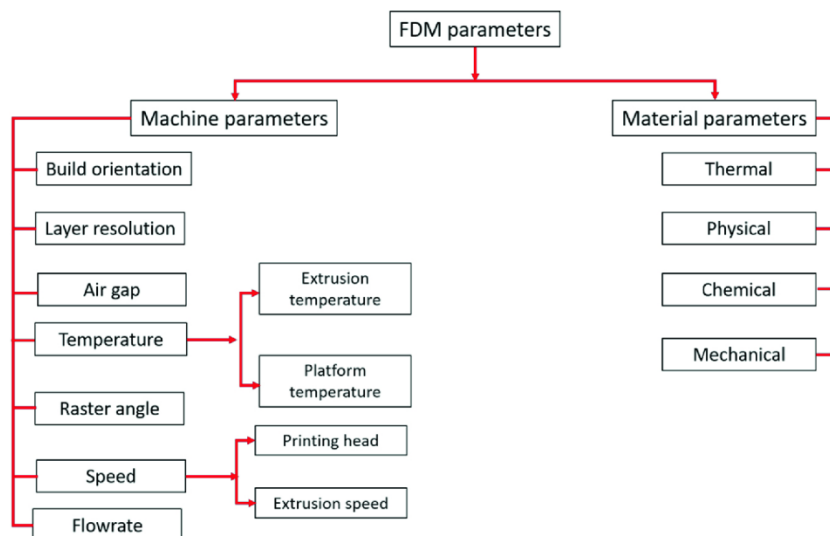


Figura 7- Parâmetros que influenciam o processo de Fabrico por Filamento Fundido [60].

Existem inúmeros materiais aplicáveis no FFF, sendo o PLA o mais apropriado para impressoras 3D, a nível doméstico e industrial.

Os polímeros termoplásticos mais baratos e simples de imprimir são o PLA e o ABS, o que faz deles os mais utilizados. Temos também o Policarbonato (PC), que dispõe de um custo mais elevado e um melhor desempenho, e, ainda, o Poli-éter éter cetona (PEEK) e a Poli-eterimida (PEI), que são extremamente caros, mas apresentam um excelente desempenho [60].

As propriedades de alguns destes materiais fornecidos pela Stratasys encontram-se destacadas na Tabela 2.

Tabela 2- Propriedades disponibilizadas pela Stratasys [40].

Property	ABSplus-P430	ABSi	ABS-M30	ABS-M30i	ABS-ESD7	PC (polycarbonate)	PC-ABS	PC-ISO	PPSF/PPSU	ULTEM* 9085
Mechanical properties										
Tensile strength (MPa)	37	37	36	36	36	68	41	57	55	71.6
Tensile modulus (MPa)	2320	1920	2400	2400	2400	2300	1900	2000	2100	2200
Tensile elongation (%)	3	4.4	4	4	3	5	6	4	3	6
Flexural strength (MPa)	53	62	61	61	61	104	68	90	110	115.1
Flexural modulus (MPa)	2250	1920	2300	2300	2400	2200	1900	2100	2200	2500
IZOD impact, notched (J m ⁻¹)	106	96.4	139	139	111	53	196	86	58.7	106
IZOD impact, unnotched (J m ⁻¹)	N/A	191.1	283	283	55	320	481	53	165.5	613.8
Thermal properties										
Heat deflection (HDT) @ 66 psi (°C)	96	86	96	96	96	138	110	133	N/A	N/A
Heat deflection (HDT) @ 264 psi (°C)	82	73	82	82	82	127	96	127	189	153
Vicat softening temperature (rate B/50)	N/A	N/A	99	99	99	139	112	161	N/A	N/A
Glass transition (Tg) (°C)	N/A	116	108	108	108	161	125	139	230	186
Coefficient of thermal expansion (flow) (10 ⁻⁵ mm mm ⁻¹ °C ⁻¹)	108	12.1	8.82	8.82	8.82	N/A	N/A	N/A	5.5	—
Coefficient of thermal expansion (xflow) (10 ⁻⁵ mm mm ⁻¹ °C ⁻¹)	N/A	N/A	8.46	8.46	8.46	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

2.3.2. Aplicações

A tecnologia FFF surgiu como um dos métodos mais evolutivo para fabricar protótipos e ferramentas rápidas de produtos complexos, em porções baixas e médias [61].

Existe uma adesão sucessiva da técnica FFF na indústria de brinquedos e outras indústrias conectadas, tanto como um método de fabricação direta [62] ou para fabrico de peças, para moldagem por injeção para tais indústrias [63].

Graças à versatilidade e capacidade de produzir perfis complexos, o FFF pode ser aplicado na criação de produtos personalizados, tais como, brinquedos, peças de automóveis, elementos de design de interiores, implantes, produtos de beleza, entre outros [62].

No âmbito da medicina, o FFF também é utilizado para produzir moldes para implantes e dispositivos médicos. A aplicação mais surpreendente é a impressão 3D de designs para fundição de implantes médicos [64].

No processo de fundição tradicional, usam-se moldes metálicos, bem como metais de sacrifício, para criar as formas complexas de qualquer implante. Por conseguinte, o uso de moldes impressos em 3D não exige o uso de material de sacrifício, logo ocorre uma redução do custo, tempo e desperdício de material.

Outras aplicações de FFF abrangem a impressão de células eletroquímicas, para dispositivos de armazenamento de energia [65], microtreliças para estruturas biológicas [66], medicamentos na indústria farmacêutica [67], impressão de condutores para a indústria eletrónica [68], etc.

2.3.3. Parâmetros de impressão

A precisão, eficácia e propriedades da peça fabricada estão dependentes dos parâmetros escolhidos. Existem, então, estudos importantes acerca dos diferentes parâmetros, que devem ser compreendidos em todas as experiências que visam construir peças funcionais e fiáveis, através do processo FFF.

A técnica de impressão FFF depende de vários parâmetros citados em seguida.

O impacto de parâmetros como a Resistência à Tração Máxima, o Módulo de Elasticidade e a Curva de Fadiga, nas propriedades mecânicas consta na Tabela 3.

Tabela 3- Classificação de parâmetros de impressão em relação às suas propriedades mecânicas [69].

Influence	Tensile Strength	Flexural Strength	Compressive Strength
Critical	Filament material	Filament material	Filament material
Considerable	Raster Angle	Build Orientation	Layer Thickness
Highly	Air Gap	Raster Angle	Build Orientation
Greatly	Infill %	Layer Thickness/Infill%	Raster width/Infill%
Quite	Number of Shell	Air Gap	Air Gap/Infill Pattern
Little	Raster width	Raster width	Extrusion Temperature
Insignificant	Environment temperature	Print Speed	Environment temperature

Orientação da impressão

A orientação da impressão é o modo como a peça se dispõe na plataforma de impressão no que diz respeito aos eixos X, Y e Z. As orientações mais usadas são: XY / Flat (Orientação 1); YZ / On-edge (Orientação 2); XZ / Upright (Orientação 3) que se encontram na Figura 8.

A definição deste parâmetro consiste no tipo e direção das cargas a que a peça vai ser sujeita.

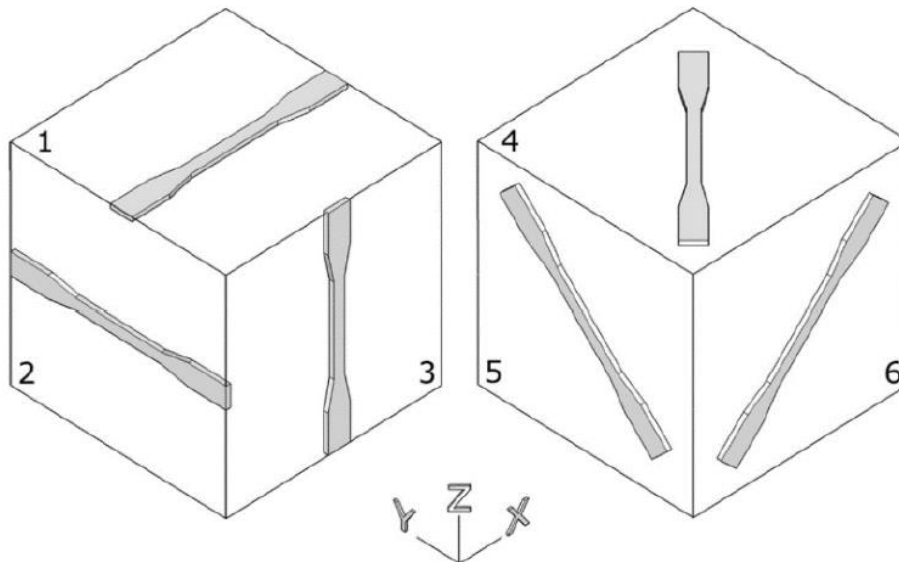


Figura 8- Várias orientações de Impressão [95].

Diâmetro do Nozzle

O tamanho do orifício do bocal por onde o material fundido é extrudido, denomina-se diâmetro do *nozzle*. Este está justamente associado a outros parâmetros de impressão, tais como, a altura de camada e a largura do cordão, que dependem diretamente do diâmetro deste.

O diâmetro do *nozzle* influencia indiretamente as características da peça, dado que é a partir desta dimensão que os parâmetros são definidos. O diâmetro do *nozzle* é normalizado e existem vários diâmetros diferentes, tal como se pode constatar na Figura 9.



Figura 9- Diâmetros do Nozzle mais comuns [96].

Os tamanhos do Nozzle mais comuns são 0,4 *mm* e 0,25 *mm*, pois são os que apresentam a melhor combinação entre o detalhe e o tempo de impressão.

Temperatura da Câmara

A temperatura da câmara consiste na temperatura do ar envolvente a peça que será impressa. Este parâmetro é, facilmente, monitorizado se a impressora apresentar uma câmara de temperatura controlada, porém, este também é influenciado pela Temperatura da cama de impressão. Este é um fator essencial relativamente à ligação entre camadas, visto que o ar envolvente está mais quente e o gradiente térmico é mais reduzido.

Temperatura da Extrusão

A temperatura é um dos principais critérios que condicionam o resultado e a execução da impressão por FFF. A temperatura de extrusão é aquela a que o material impresso é aquecido, no *hot-end* do sistema de extrusão (Figura 6).

Esta temperatura possibilita o controlo da viscosidade do material, contudo, a sua escolha depende do material utilizado e de outros parâmetros de impressão, como por exemplo, a velocidade de impressão ou o *flow rate*.

É importante destacar ainda que, a temperatura de extrusão deve ser estabelecida acima da temperatura de fusão do material, de forma que este adquira a viscosidade ideal para ser extrudido.

Na Tabela 4, encontram-se algumas temperaturas ideais de impressão, consoante os materiais utilizados.

Tabela 4- Temperaturas de extrusão para diferentes materiais [97].

Thermoplastic Materials	Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS)	Polylactic Acid (PLA)	Polyether Ether Ketone (PEEK)	Polyether Imide (PEI)
Printing temperature (°C)	220–250	190–220	350–400	355–390

Densidade de Preenchimento

A estrutura interna, ou *infill*, de uma peça impressa por FFF pode apresentar formas, tamanhos e padrões distintos, nos quais os cordões se podem encontrar mais juntos ou separados, dentro da mesma camada.

A Densidade de Preenchimento baseia-se na percentagem do volume da peça preenchida por material, demonstrado na Figura 10. Esta é habitualmente estabelecida entre os 10% e 50% para peças de uso casual, e entre os 50% e 100% para as aplicações de engenharia.

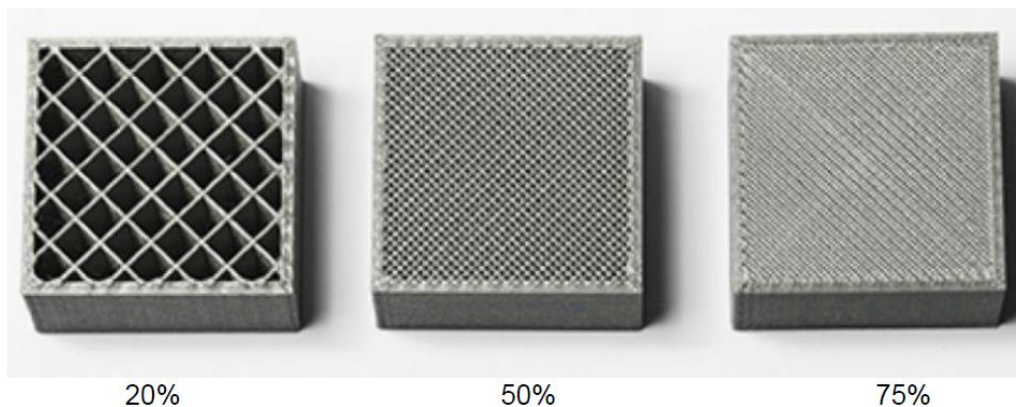


Figura 10- Diferentes Densidades de Preenchimento [70].

No caso de a Densidade de Preenchimento ser 0% e 100%, estamos na presença de um objeto oco e um totalmente preenchido, respectivamente.

Padrão de Preenchimento

A estrutura interna de uma peça pode possuir padrões de preenchimento distintos (Figura 11). Alguns exemplos destes são, linear, rede, cubico, triangular, favo de mel, tri-hexagonal e concêntrico. Cada um tem as suas vantagens e desvantagens, no que diz respeito ao tempo de impressão, consumo de material, resistência mecânica e flexibilidade.

Entre os padrões lineares, existem os alinhados e os cruzados, onde as camadas se encontram desfasadas 90°. Geralmente, as geometrias mais simples abordam a redução do tempo e custo de impressão, enquanto as mais complexas focam-se mais na otimização da resistência estrutural da peça, relativamente à quantidade de material aplicado.

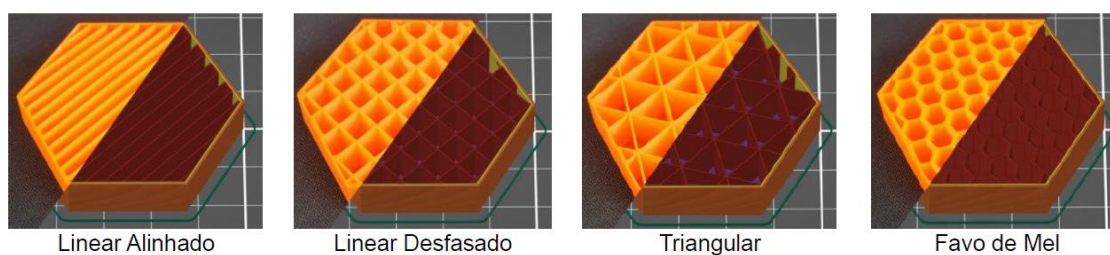


Figura 11- Diferentes Padrões de Preenchimento [98].

Ângulo do Cordão de Preenchimento

No caso dos padrões de preenchimento linear, existe a possibilidade de estabelecer o ângulo dos cordões referentes à orientação da peça. Os ângulos utilizados com maior frequência são os de 0° , 45° , 90° , $0^\circ/90^\circ$ e $45^\circ/-45^\circ$, representados na Figura 12. A Orientação de Impressão e a definição do ângulo do cordão baseiam-se no tipo e direção dos esforços a que a peça final estará sujeita.

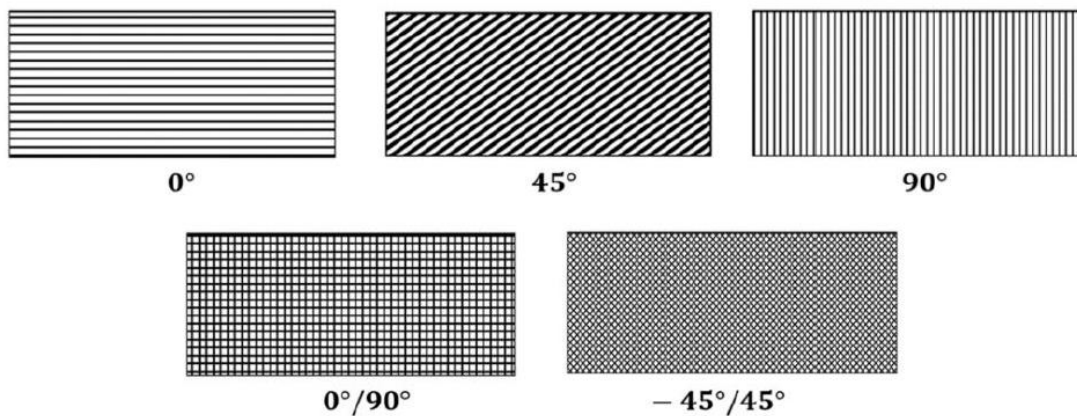


Figura 12- Vários ângulos do Cordão [99].

Altura da Camada

A altura de camada é a espessura que o cordão impresso apresenta, na teoria. Na prática, a altura de camada tem de ser sempre inferior à estabelecida graças à pressão aplicada pelo *nozzle*. Esta pressão “esmaga” as camadas de forma a aprimorar a aderência entre elas, como demonstrado na Figura 13.

Este parâmetro tem um efeito significativo na resistência mecânica da peça final, pois interfere na adesão entre as camadas. As camadas inferiores possuem uma área menor de contacto entre cordões, o que diminui a adesão. Em contrapartida, as camadas superiores têm maior área de contacto entre cordões, todavia, os espaços vazios entre os cordões são maiores.

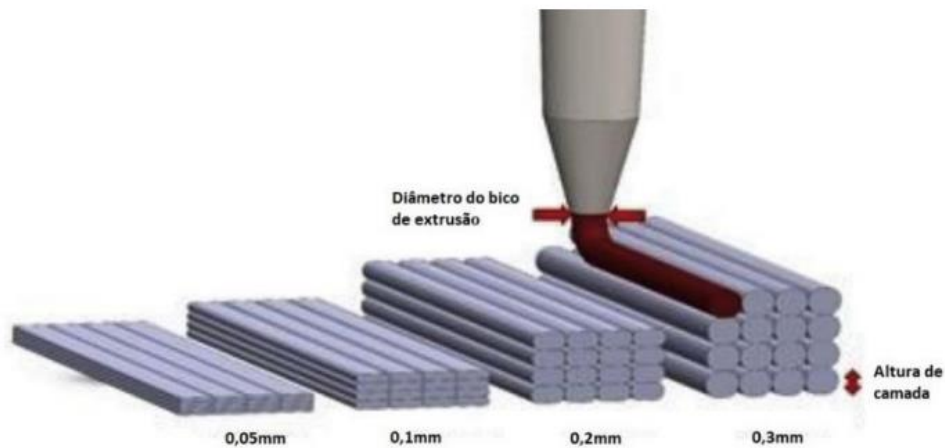


Figura 13- Altura da Camada [71].

Air Gap

Este parâmetro remete ao distanciamento entre cordões, numa mesma camada. Há três tipos de *Air Gap* (Figura 14): o *Air Gap* entre cordões do preenchimento, o *Air Gap* entre contornos e o *Air Gap* entre o preenchimento e os contornos. Estes são capazes de apresentar valores positivos e negativos.

De facto, os que assumem valores positivos formam um espaço vazio entre cordões, e os que exibem valores negativos, impõem que os cordões sejam impressos semelhantemente aos que já existem.

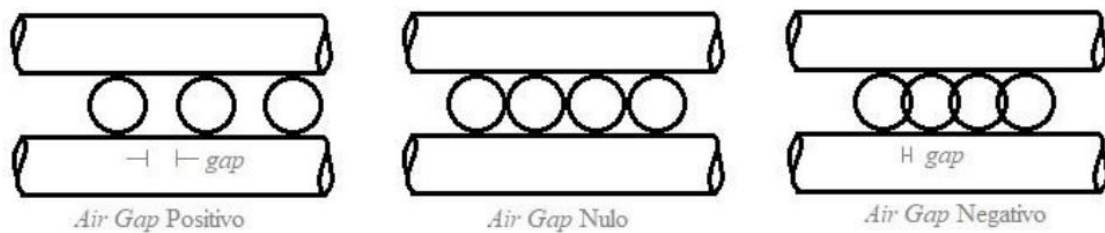


Figura 14- Representação do Air Gap [72].

Flow Rate e Velocidade de Impressão

O *Flow Rate* é a quantidade de material extrudido pelo *nozzle*, por unidade de tempo. A velocidade de impressão é a velocidade a que a cabeça de impressão se movimenta, durante a extrusão do material.

Estes parâmetros estão ligados entre si e têm de ser definidos consoante a temperatura de extrusão. Ao ditar uma velocidade de impressão superior, é fundamental aumentar o *flow rate*. Este facto exige, assim, o aumento da temperatura de extrusão.

Isto acontece porque o material tem menos tempo para ser aquecido até à temperatura ideal, durante o seu percurso no *hot-end*. A velocidade de impressão é um dos critérios que tem maior impacto sobre a porosidade do preenchimento da peça impressa.

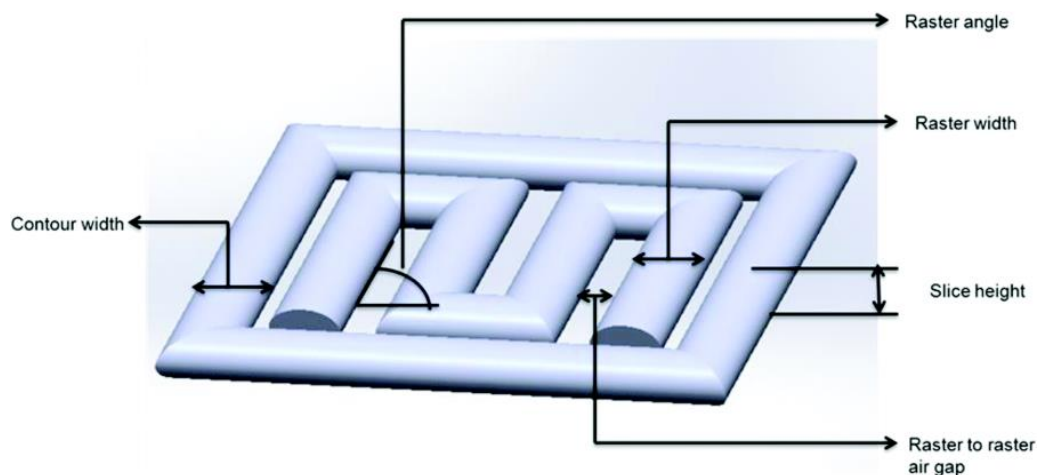


Figura 15- Esquema de alguns parâmetros de Impressão [73].

Todos os parâmetros referidos (Figura 15) influenciam as propriedades mecânicas das peças resultantes e, é por esse motivo que todos eles têm sido um objeto de interesse, por meio da comunidade científica, de forma tentar compreender quais os que mais influenciam as propriedades mecânicas dos materiais.

2.4. PLA

O PLA é um polímero termoplástico biodegradável de origem natural, fabricado por meio de recursos renováveis. É um dos polímeros com maior potencial, por mérito das suas propriedades mecânicas e biológicas, tais como, biocompatibilidade e biodegradabilidade, o que faz dele bastante interessante para o uso biomédico [74,75].

Este polímero é formado por moléculas de ácido lático. Este ácido é uma molécula quiral, que apresenta dois enantiómeros, L- e D-ácido lático, ou seja, estes são a imagem

especular um do outro, não sendo possível a sua sobreposição. Estes enantiómeros estão representados na Figura 16 [76].

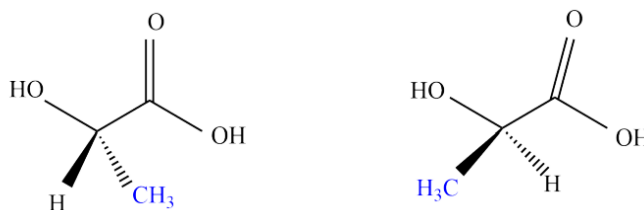


Figura 16- Enantiómeros L- e D-ácido láctico [77].

O desenvolvimento do PLA inclui o processamento e polimerização dos monómeros de ácido láctico, mencionados anteriormente. A existência de mais de 20% de D-ácido láctico na cadeia polimérica de PLA torna o material totalmente disforme. Já a quantidade reduzida (<2%) deste, torna o material extremamente cristalino [74].

O ácido láctico é produzido, habitualmente, nos músculos de mamíferos, contudo, é possível prepará-lo através da fermentação de melão, amido de batata ou milho, também conhecido como dextrose, ou, também mediante matéria-prima petroquímica.

A via petroquímica deixou de ser empregue, assim que se desenvolveu um método de fermentação mais acessível. Este novo método de fermentação transforma as matérias-primas naturais em ácido láctico, utilizando uma estirpe otimizada da bactéria *Lactobacillus*. O enantiómero produzido no decorrer deste método é o L-ácido láctico [74], [78].

A polimerização dos monómeros de ácido láctico pode ser atingido de duas diferentes maneiras, representadas na Figura 17.

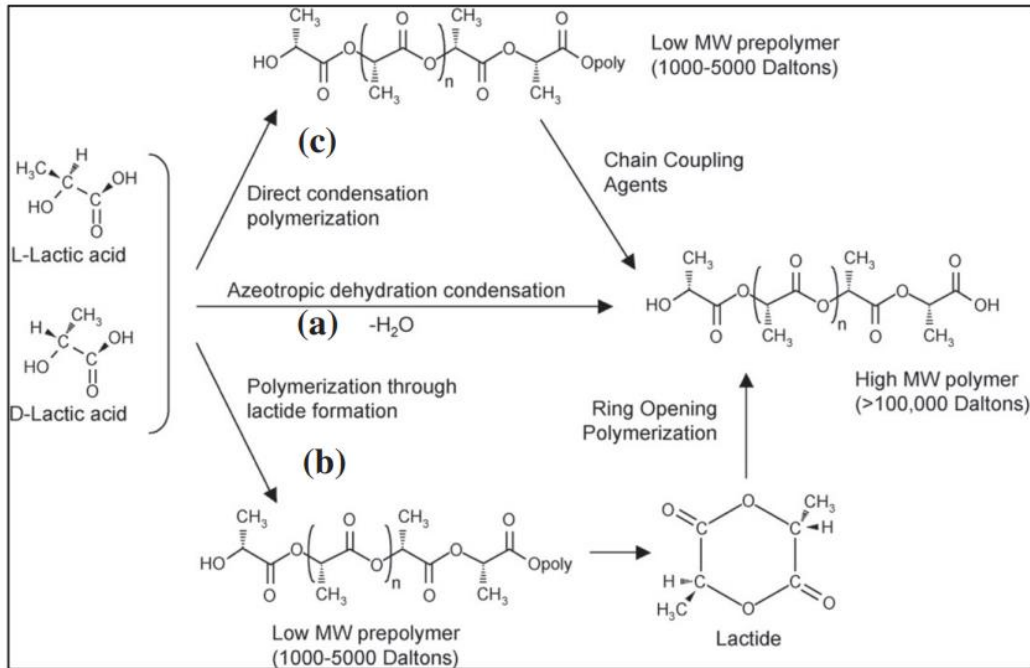


Figura 17- Processo de Polimerização do PLA [79].

O PLA é um material simples de processar, pois exige uma menor energia e temperatura de extrusão (190°C-220°C). Assim, aumenta a precisão geométrica e reduz a probabilidade de ocorrer deformação, visto que o gradiente de temperaturas é menor, sendo necessário que a cama seja aquecida a uma temperatura baixa (60°C). Após ser impresso, torna-se mais vulnerável que o ABS e a resistência às condições ambientais é menor.

2.4.1. Vantagens do PLA

O ácido polilático (PLA) é ecológico e não expõe riscos para a saúde humana e animal. O PLA é fabricado a partir de fontes renováveis, como milho, cana-de-açúcar ou trigo [80]. Assim sendo, é indicado, por exemplo, para a fabricação de copos destinados a bebidas geladas.

O PLA tem uma temperatura de transição vítrea que varia entre 50 e 70 °C e uma temperatura de ponto de fusão entre 180 e 220 °C [81]. Este é mais resistente do que o acrilonitrila butadieno estireno (ABS), embora o primeiro tenha maior atrito, em comparação com o ABS, o que o torna mais suscetível ao bloqueio de extrusão.

Os plásticos PLA são compostáveis e decompõem-se rapidamente, contrariamente aos outros plásticos, que apresentam sérias dificuldades na eliminação. Entre todos os biopolímeros, o PLA degrada-se em gases naturais não tóxicos, água, biomassa e sais inorgânicos, assim que exposto a condições naturais, hidrólise ou até quando incinerado.

O PLA está disponível no mercado numa variedade enorme de cores e texturas. Isto torna-o bastante atrativo para consumidores, particularmente especialistas em impressoras 3D, domésticas e decorativas. A ampla diversidade de cores e texturas impulsionou os mercados para designers de CAD e admiradores de brinquedos.

Portanto, os designers podem elaborar ideias interessantes e colocá-las em diversos bancos de dados, tais como, Cults3D, 3DSquirrel e Thingsverse, onde os apreciadores de brinquedos podem comprar, descarregar ou imprimir uma extensa paleta de cores e designs de textura dos filamentos PLA.

2.5. Ensaio de Compressão

O teste de compressão dita as propriedades mecânicas dos materiais submetidos a cargas de esmagamento. O teste de compressão é comumente utilizado e representa o oposto do teste de tração, visto que a amostra é comprimida em vez de esticada.

Este baseia-se no mesmo que o teste de tração, pois a carga aplicada à amostra é medida para calcular a tensão da mesma. Durante todo o teste é feito um registo da tensão e da deformação da amostra, com o objetivo de produzir curvas de tensão-deformação [82].

O teste de compressão tem como vantagem a capacidade de testar tecidos moles com cargas fisiologicamente significativas, num ambiente hidratado [83].

Os efeitos de atrito desempenham um papel fundamental na credibilidade deste teste. Algum atrito presente entre a superfície da placa e a amostra, pode influenciar, de forma negativa, a exatidão dos registos de tensão-deformação, ultrapassando a estimativa da tensão estabelecida [84].

Existem diversos critérios de fratura aplicados à ciência dos materiais que foram utilizados na mecânica óssea. O critério de Von Mises é um dos métodos que prevê a fratura óssea [85,86].

Provou-se que este critério não é adequado para antever fraturas, já que não tem em conta a ausência de simetria, no que toca à resistência em compressão e tração [87]. O critério de tensão principal máxima [88], o critério de deformação principal máxima [87] e o critério de tensão de corte e deformação máxima [88] foram também empregues para antecipar a fratura óssea.

3. Metodologia

3.1. Modelação e impressão dos provetes

Inicialmente, após uma pesquisa, adquiriu-se um ficheiro STL de uma parte de um osso trabecular que foi gerado a partir de uma imagem micro CT ampliada 10x [89]. Posteriormente, desenhou-se no Software *SolidWorks* o favo de mel e o paralelepípedo com medidas 25,5x30,5x20 e 30x30x20 mm, respetivamente. Por fim, recortou-se uma parte do osso trabecular inicial com as mesmas medidas do Paralelepípedo (Figura 18).

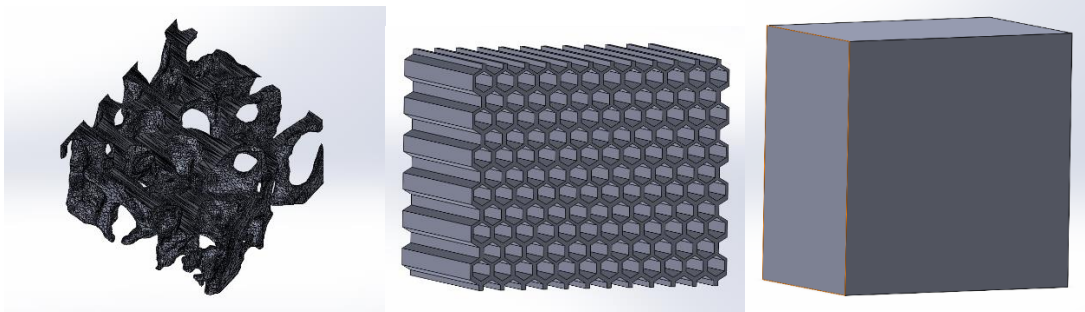


Figura 18- Modelação no software SolidWorks.

Após este passo, já com os ficheiros STL prontos, executou-se o fabrico aditivo dos provetes em PLA, como se pode observar na Figura 19.

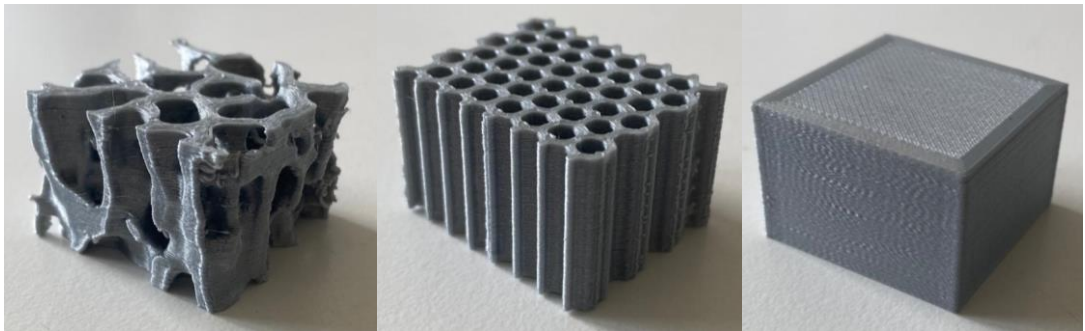


Figura 19- Provetes após a impressão.

3.1.1. Impressora e Software

A impressora de FFF utilizada neste processo foi a Ultimaker 3 Extended e o software usado foi o Ultimaker Cura. Este software permite preparar, otimizar e gerenciar impressões 3D em escala. Na figura 20, pode ver-se a impressora com os provetes já impressos.



Figura 20- Impressora com os provetes impressos.

3.1.2. Materiais

Na Tabela 5 é possível ver as especificações do material PLA.

Tabela 5- Material de impressão.

Material	Fornecedor	Cor	Diâmetro	Filamento
PLA	Ultimaker	Cinza	2,85 mm	750 g

Na Tabela 6, é possível observar as propriedades do PLA, dadas pelo Fornecedor Ultimaker. Neste caso, o Fornecedor Ultimaker obtém as propriedades através da impressão 3D, impressas no plano XY, utilizando o perfil de qualidade normal no Cura

2.1, numa impressora Ultimaker 2+. Os parâmetros usados foram: um bocal de 0,4 mm, 90% de enchimento, temperatura do bocal de 210 °C e da placa de impressão de 60 °C. Os valores representam a média de 5 amostras brancas e 5 amostras pretas para os testes de tração, flexão e impacto.

Tabela 6- Propriedades do PLA indicadas pelo fornecedor Ultimaker [73].

	Valor Típico	Método do Teste
Densidade	1,24 g/cm ³	ASTM D1505
Alongamento na rutura	5,2%	ISO 527
Resistência à flexão	103,0 MPa	ISO 178
Módulo de Flexão	3150,0 MPa	ISO 178

3.1.3. Parâmetros utilizados

No software Ultimaker Cura, os parâmetros escolhidos para efetuar a impressão dos provetes encontram-se na Tabela 7.

Tabela 7- Parâmetros utilizados na impressão dos provetes.

Parâmetros	
Diâmetro do Nozzle	0,4 mm
Espessura da parede	1,5 mm
Espessura superior e inferior	1,0 mm
Altura da Camada	0.2 mm
Densidade de Preenchimento	100%
Padrão do preenchimento	Linear desfasado
Temperatura da Câmara	60 ° C
Temperatura de extrusão	205 ° C
Ângulo do cordão	45°/-45°
Velocidade de impressão	25 mm /s

Os provetes foram todos impressos na mesma orientação, neste caso na Orientação 2.

3.2. Ensaios de compressão

Os ensaios de compressão foram realizados de acordo com a norma ASTM D695-15 – *Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics* [90]. Nestes ensaios foram utilizados 3 lotes de 3 amostras, nos quais uma amostra de cada lote se encontra numa posição diferente, como se pode observar na Figura 21.

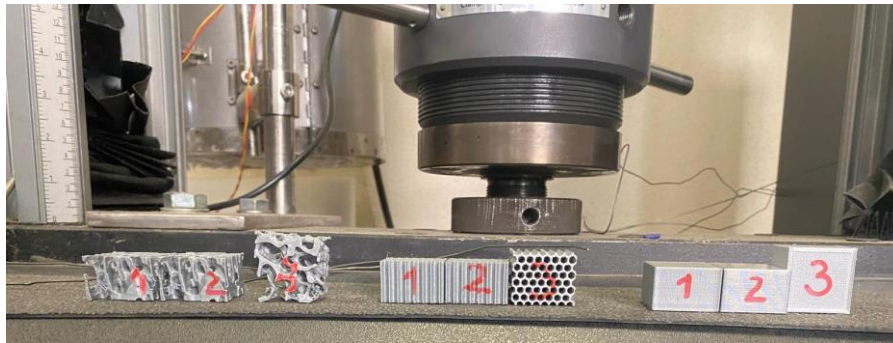


Figura 21- Posição dos provetes para proceder ao ensaio de compressão.

Para compreender melhor a posição em que foram colocadas as amostras para realizar o teste de compressão, seguem-se as Figuras 22, 23 e 24.

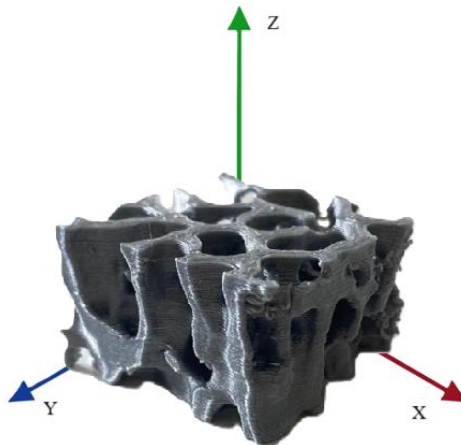


Figura 22- Posição do osso trabecular para o ensaio de compressão.

De acordo com a Figura 22, conseguimos observar que o ensaio 1 e 2, do Osso Trabecular, foram feitos na direção do eixo Z, ao contrário do ensaio 3, que foi realizado na direção Y.

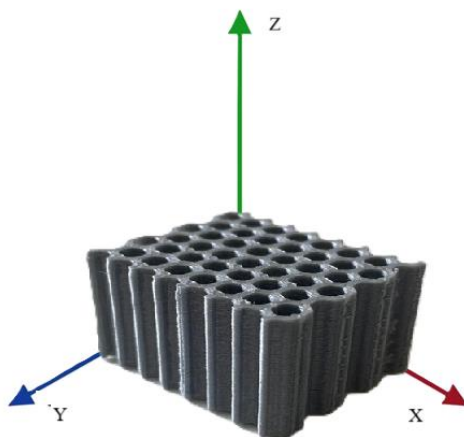


Figura 23- Posição do favo de mel para o ensaio de compressão.

Relativamente ao Favo de mel, como podemos ver na Figura 23, os ensaios 1 e 2 foram feitos na direção do eixo Z, em contrapartida, o ensaio 3 foi realizado na direção Y.

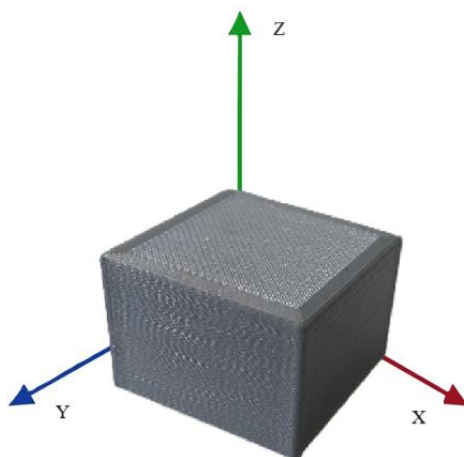


Figura 24- Posição do paralelepípedo para o ensaio de compressão.

No que diz respeito ao Paralelepípedo, os ensaios 1 e 2 foram feitos na direção do eixo Z, contrariamente ao ensaio 3, que foi realizado na direção Y.

3.2.1. Máquina de ensaios universal

Os ensaios foram realizados numa máquina de ensaios universal Instron 4485, equipada com uma célula de carga de ± 200 kN (Figura 25).



Figura 25- Máquina Instron 4485.

Os dados do ensaio foram adquiridos através do software Instron Series IX.

3.2.2. Fundamentos

De acordo com a norma ASTM D695-15, os ensaios foram conduzidos a uma velocidade constante de $1,3 \text{ mm/min}$, à temperatura ambiente (aproximadamente, 20°C), de maneira a determinar o Módulo de Elasticidade, a Tensão Máxima e de Cedência, e respectivas extensões. O ensaio inicia-se com a aplicação de uma pré-carga de 100 N e dá-se como terminado quando a deformação iguala os 35% .

Os dados provenientes do software são a carga aplicada e o deslocamento.

3.3. Simulação computacional

A microtomografia computadorizada de raios X (microCT) define-se como um método não destrutivo de visualização de espécimes em três dimensões, na escala micrométrica. Um método utilizado para aproximar a resposta estrutural de sistemas a cargas mecânicas é a análise de elementos finitos (FEA). Estes dois métodos estão, facilmente, interligados, no que toca à análise de elementos microfinitos (microFEA). A imagem microCT, na forma discretizada de voxels, pode ser transformada numa malha de elementos finitos. Isto possibilita que materiais com microestruturas complexas sejam modelados [100].

O método dos elementos finitos, associado a imagens obtidas por micro-CT, é frequentemente utilizado no estudo da mecânica do osso trabecular. Este método tem como vantagem a competência de testar cada amostra trabecular múltiplas vezes, seja com distintos modos ou direções de carga.

O ensaio de compressão das amostras foi reproduzido pelo método dos elementos finitos, no *Software Ansys Workbench*. Antes de dar início à simulação, os ficheiros devem ser convertidos em Parasolid, para, posteriormente, serem importados pelo software.

Posto isto, constatou-se que não foi possível importar a geometria do osso trabecular no formato Parasolid, para contornar esta dificuldade a referida geometria foi importada no formato STL, através do *Ansys space claim*. O ficheiro foi corrigido automaticamente e convertido num sólido, antes de ser exportado para o *Ansys Mechanical*.

De seguida, foi necessário elaborar uma análise estrutural estática, onde foram introduzidas, no *Engineering Data*, as propriedades mecânicas do material, de acordo com a Tabela 8.

Tabela 8- Propriedades do PLA [91].

Propriedades	Valor e Unidade
Densidade	1250 Kg/m ³
Módulo de Young	3,45 x10 ⁹ Pa
Coefficiente de Poisson	0,39
Módulo de compressibilidade	5,2273 x10 ⁹ Pa
Módulo de cisalhamento	1,241 x10 ⁹ Pa
Resistência à tração no Limite de Escoamento	5,41 x10 ⁷ Pa
Resistência à tração Máxima	5,92 x10 ⁷ Pa

Depois de inserir estas propriedades, o próximo passo da análise numérica foi criar uma malha de elementos finitos adequada. No caso do osso trabecular, foi utilizado o método de conformidade com *patch*, onde os elementos da malha são tetraedros de segunda ordem (Tet10) quadráticos, de acordo com [92].

Relativamente ao modelo do osso trabecular, o elemento utilizado foi o SOLID187, de ordem superior 3D com 10 nós, cada um com três graus de liberdade. Este tem um comportamento de deslocamento quadrático e é adequado para modelar malhas irregulares. O elemento tem plasticidade, hiperelasticidade, fluência, rigidez de tensão e elevada capacidade de deformação [93].

Em relação à geometria em favo de mel e ao paralelepípedo, o elemento finito utilizado foi o SOLID186, de ordem superior 3D com 20 nós, cada um com três graus de liberdade. Este exibe comportamento de deslocamento quadrático e suporta plasticidade, hiperelasticidade, fluência, rigidez de tensão e grande capacidade de deformação. Para além disso, possui capacidade de formulação mista, para simular deformações de materiais elastoplásticos quase incompressíveis e materiais hiperelásticos totalmente incompressíveis [93].

O estudo da malha foi realizado com uma carga aplicada de 20 N e, após várias tentativas, foi escolhida a malha adequada, que conseguimos observar nas Figuras 26, 27 e 28.

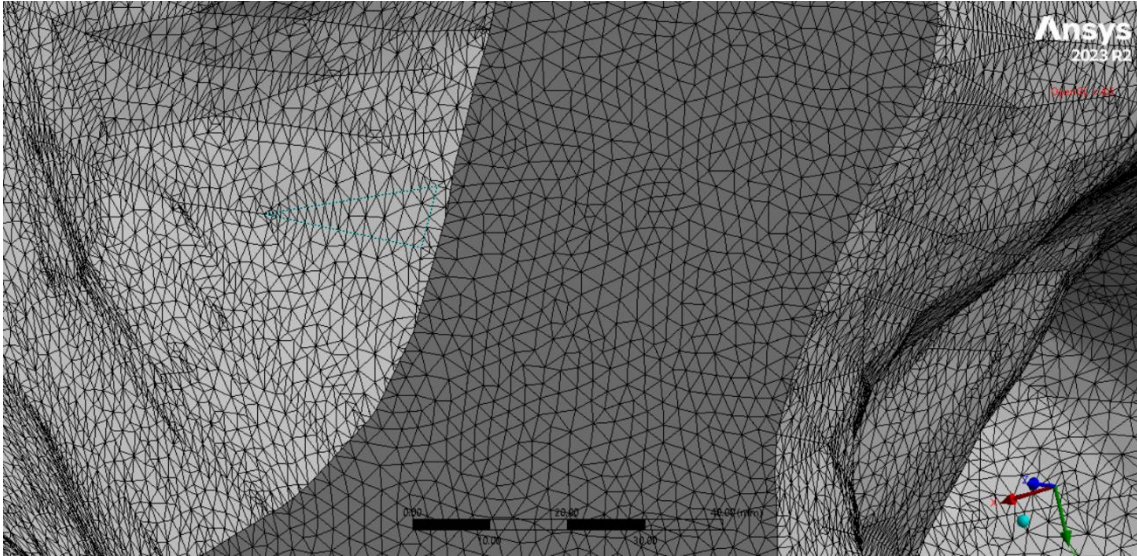


Figura 26- Malha do Osso Trabecular.

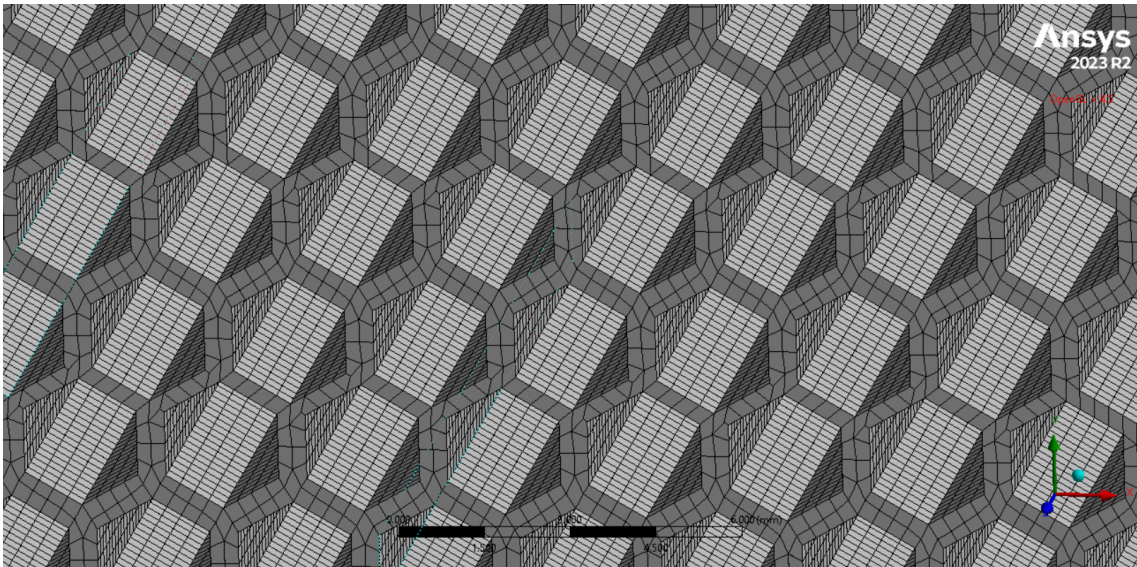


Figura 27- Malha do Favo de mel.

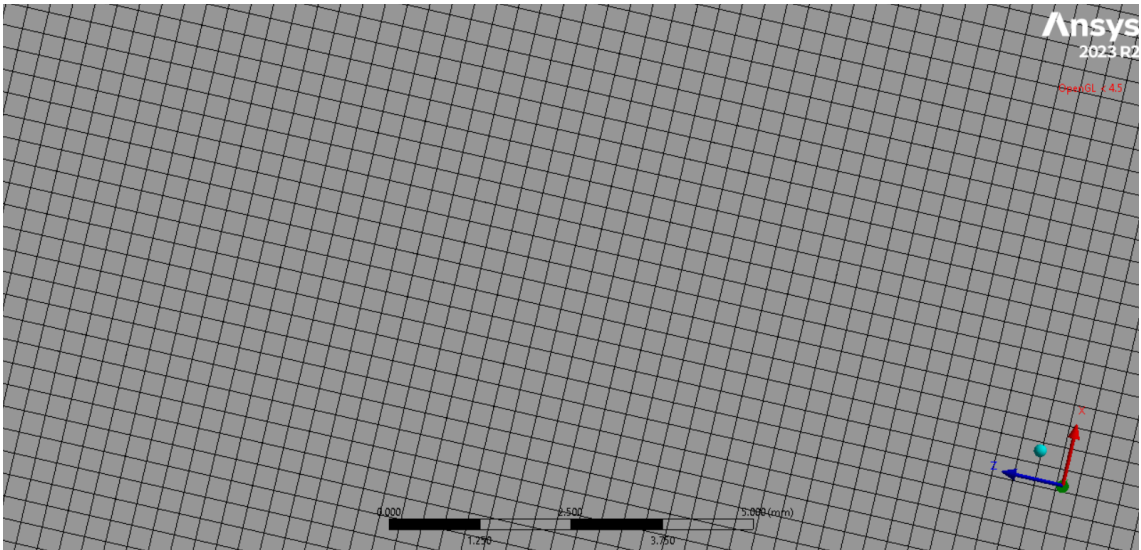


Figura 28- Malha do Paralelepípedo.

De seguida, aplicou-se uma força e um suporte físico, conforme realizado no ensaio experimental, como se pode ver nas Figuras 29, 30 e 31.

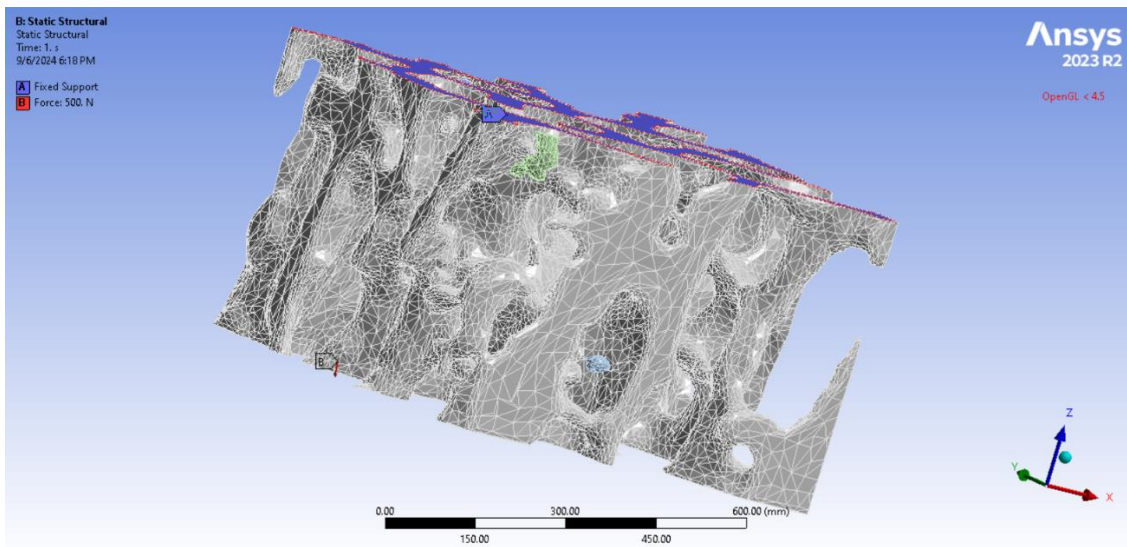


Figura 29- Representação da força aplicada e do suporte físico no Osso Trabecular.

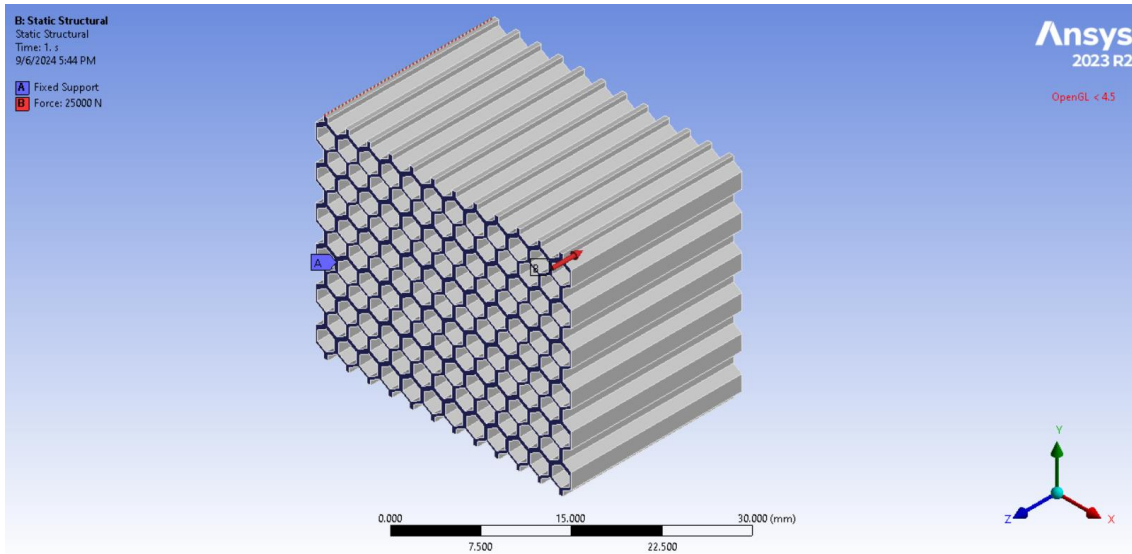


Figura 30- Representação da força aplicada e do suporte físico no Favo de mel.

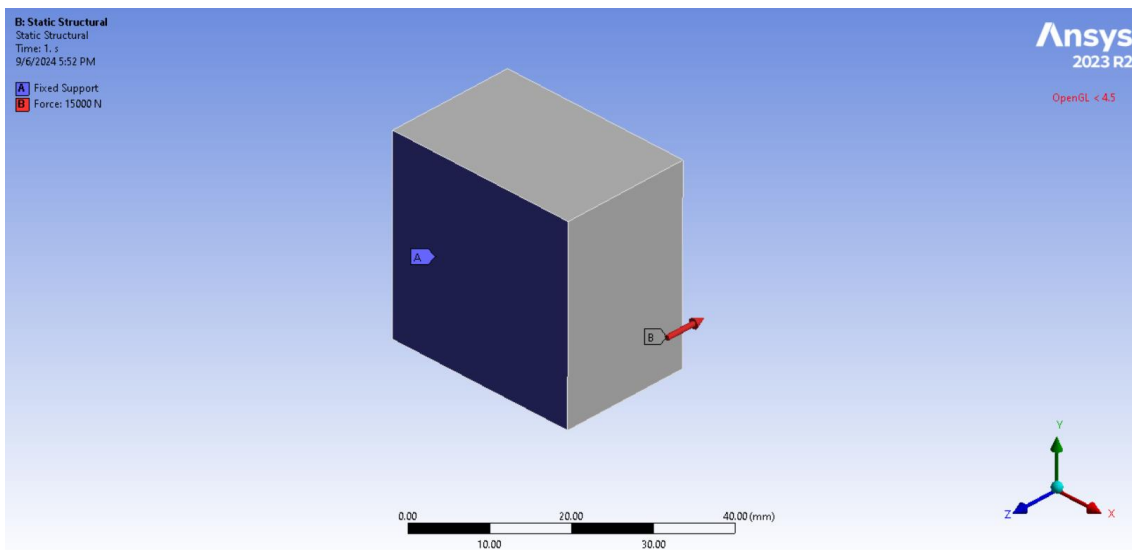


Figura 31- Representação da força aplicada e do suporte físico no Paralelepípedo.

Após a fase de processamento, foi possível determinar o deslocamento total e o campo de tensões equivalentes de VonMises, que serão discutidos mais à frente.

4. Resultados e sua análise

4.1. Ensaio de compressão

Nesta etapa, colocaram-se as amostras, uma a uma, na máquina de ensaios, na qual foram sujeitas a forças de compressão, obtendo-se, assim, os resultados através do software Instron Series IX. Os dados foram exportados para o Excel e, de seguida, realizaram-se os Gráficos Força-Deslocamento (33,35 e 37).

O Osso Trabecular foi o primeiro a ser testado, como pode-se observar na Figura 32. Na Figura 33 são apresentados os gráficos força-deslocamento para as três amostras de osso trabecular ensaiadas.

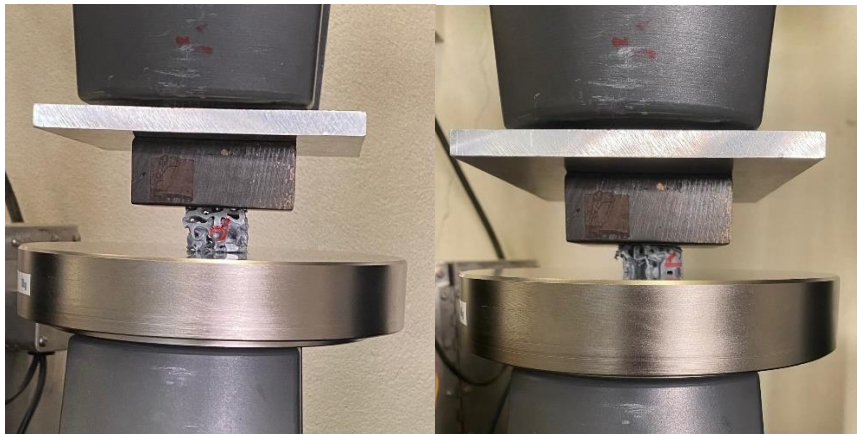


Figura 32- Ensaio de compressão do Osso Trabecular.

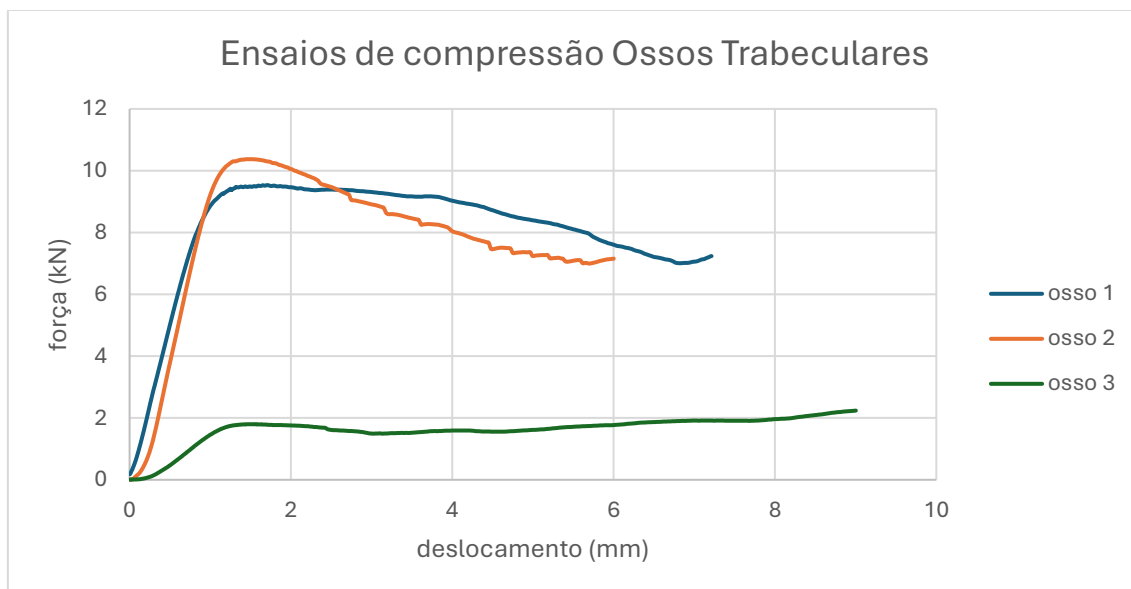


Figura 33- Gráfico Ensaios de Compressão dos Ossos Trabeculares.

A partir deste Gráfico (Figura 33), pode constatar-se que a amostra 2 de osso trabecular é a mais resistente, uma vez que, atingiu o pico máximo de força aplicada, com o valor de $10,380\text{ kN}$, com o menor deslocamento. Podemos verificar que no intervalo $[2; 6]\text{ mm}$, a oscilação constante de força (kN), reflete a fratura de algumas trabéculas resistentes do osso trabecular. Devido a estas trabéculas resistentes, a distribuição de tensões não é uniforme e a rutura parcial ocorre em diferentes estados, antes da fratura final do osso mimético.

Consegue ver-se, também, que o menos resistente, com uma força máxima de $2,239\text{ kN}$, foi a amostra 3, como era espetável. Isto deve-se ao facto de a força ter sido aplicada na orientação transversal (Figura 22) e não longitudinal, como nos ensaios 1 e 2.

A amostra com o formato em favo de mel, foi a segunda a ser testada, como se pode ver na Figura 34. Na Figura 35, estão representados os gráficos força-deslocamento para o ensaio de compressão das amostras com a forma de favo de mel.

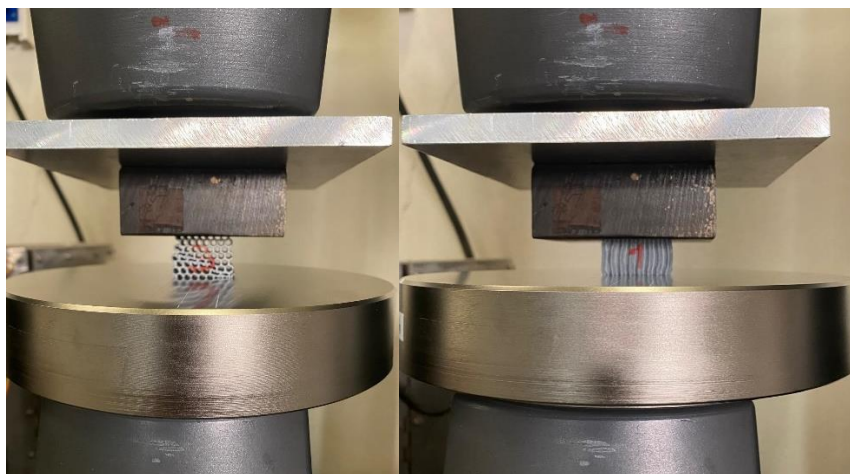


Figura 34- Ensaio de compressão do Favo de mel.

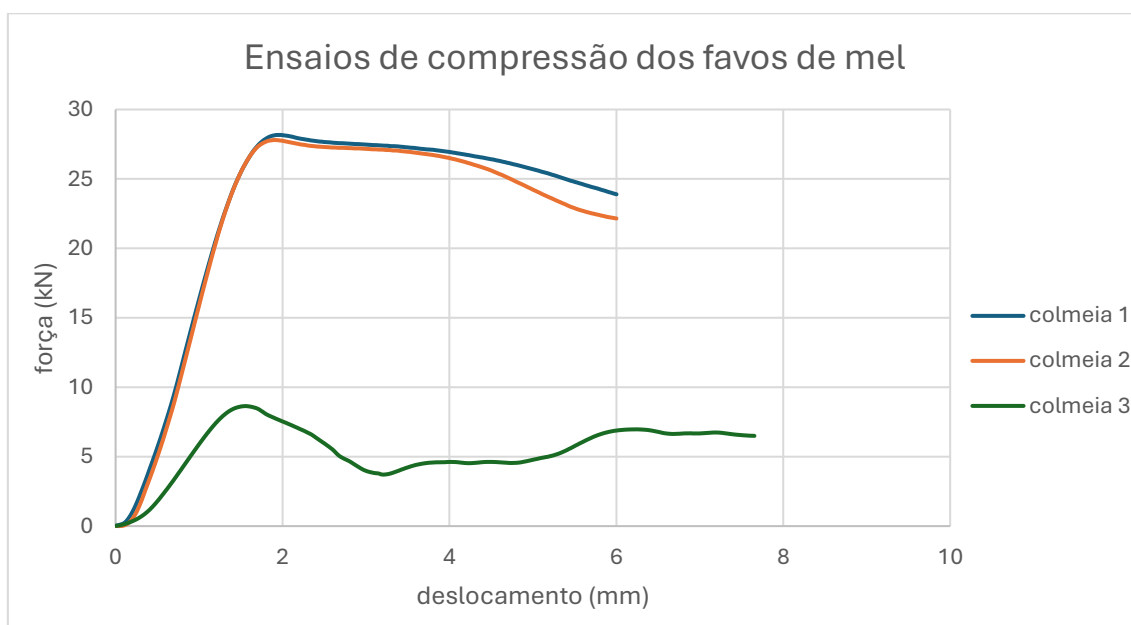


Figura 35- Gráfico Ensaio de Compressão dos Favos de mel.

Com base neste Gráfico (Figura 35), consta-se que a amostra de favo de mel mais resistente foi a 1, uma vez que, atingiu a força máxima aplicada ($28,170 \text{ kN}$), num menor deslocamento.

Pode, também, observar-se que, a menos resistente é a amostra 3, com uma força máxima de $8,644 \text{ kN}$, como era previsto, pois a carga aplicada é perpendicular aos favos

de mel (Figura 23), tendo, assim, uma resistência menor e, conseqüentemente, um momento de inércia também menor.

O paralelepípedo foi o último a ser testado, como se pode constatar na Figura 36.

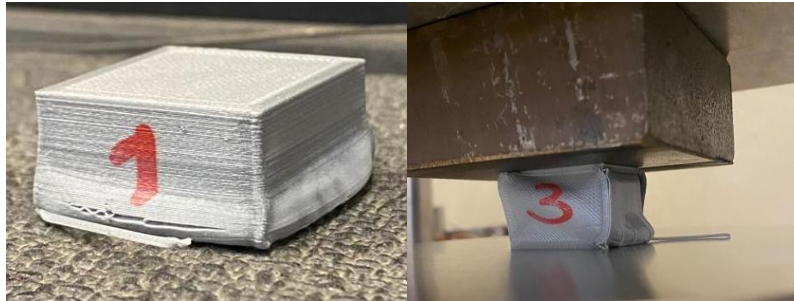


Figura 36- Ensaio de Compressão dos Paralelepípedos.

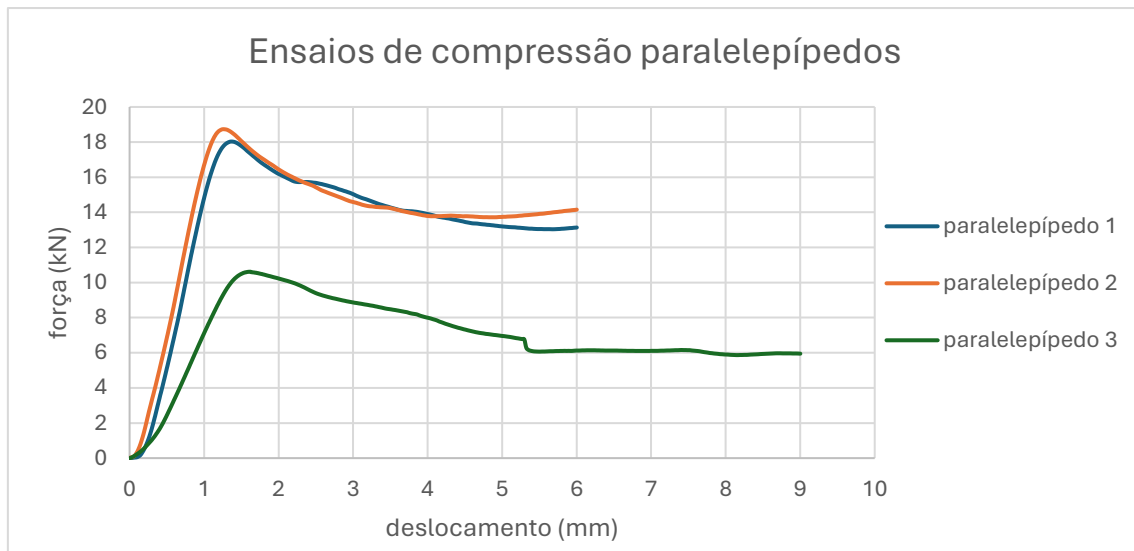


Figura 37- Gráfico Ensaio de Compressão dos Paralelepípedos.

Segundo este Gráfico (Figura 37) verifica-se que, a amostra com formato de paralelepípedo mais resistente foi o 2, uma vez que, alcançou a força máxima aplicada de 18,740 kN, num menor deslocamento.

É, também, possível verificar que, a amostra menos resistente é a 3, com uma força máxima de 10,610 kN, visto que, mais uma vez, a carga é aplicada perpendicularmente, na orientação Y, como se observa na Figura 24.

Das três geometrias analisadas, verificou-se que a mais resistente é o favo de mel e o menos resistente o osso trabecular.

A geometria com o formato de paralelepípedo, tendo uma densidade de preenchimento de 100%, deveria ser o mais resistente quando comparada com as geometrias com a forma de osso trabecular ou de favo de mel. Como tal não se verificou, observou-se o interior da peça e constatou-se que este não apresentava essa densidade no interior da amostra.

Além disso, a espessura superior e inferior é 1,0 *mm*, mas devido a um erro o Paralelepípedo 2 foi colocado ao contrário nesse ensaio. Com isto, verificou-se que, na realidade, as espessuras superior e inferior não podem ser iguais, porque as peças apenas ficaram “amassadas” numa das faces. No caso da amostra 1 do paralelepípedo, a face que sofreu alterações foi a inferior. Já no caso da amostra 2 dessa geometria, a face alterada foi a superior, devido ao facto de este ter sido posicionado de forma incorreta, tal como se pode ver na Figura 38.

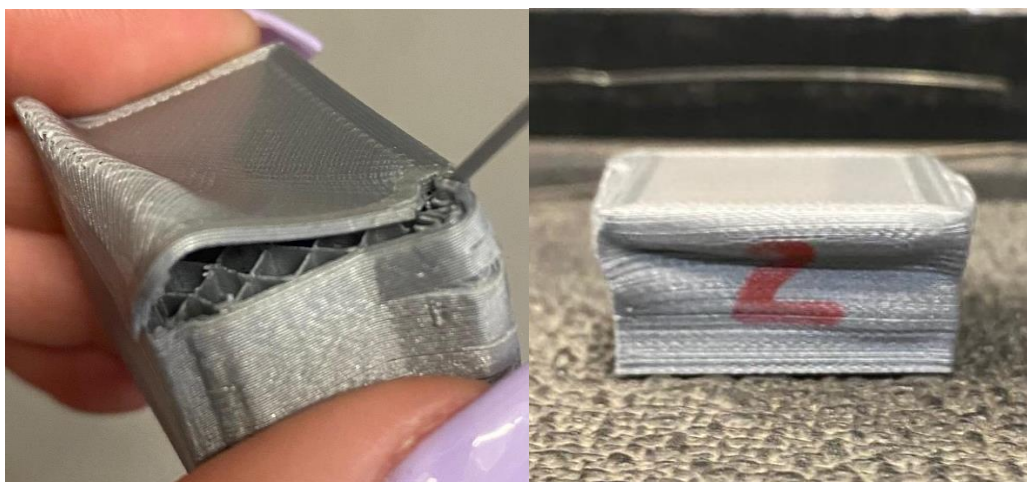


Figura 38- Detalhes descobertos ao longo dos Ensaios de Compressão.

Para uma melhor visualização do que acontece quando as amostras número 3 de cada estrutura são ensaiadas numa posição diferente, cortámos em duas direções o Paralelepípedo 1 e 3. O primeiro na direção do eixo Z (Figura 39) e o segundo na direção perpendicular, neste caso no eixo Y, apresentado na Figura 40.



Figura 39- Interior da estrutura quando aplicada carga na direção Z.

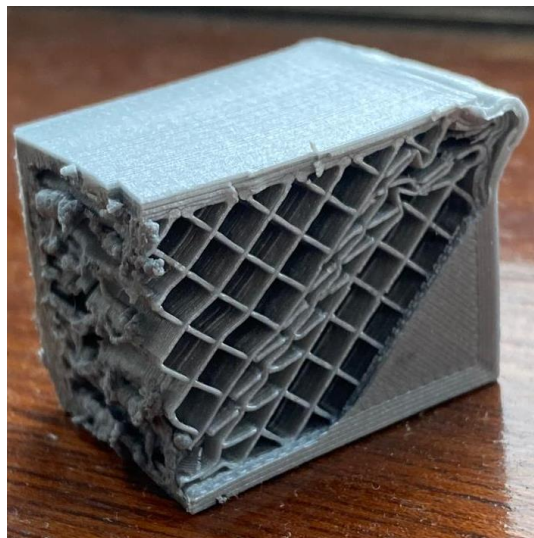


Figura 40-Interior da estrutura quando aplicada carga na direção Y.

Observamos, assim, que quando aplicada na direção Y é menos resistente e sofre uma deformação maior, contrariamente quando aplicada na direção Z.

Desta forma, podemos concluir que a direção em que a carga é aplicada é um fator importante para a discussão dos resultados.

4.1.1. Deformação

A deformação é a medida de variação do comprimento de um objeto. Nesse sentido, pode ser calculada pela diferença entre o comprimento final e o comprimento inicial, do mesmo, recorrendo à equação (2). Também é possível calcular a percentagem de deformação, através da equação (1) [101].

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \times 100 \quad (1)$$

$$\varepsilon = L_f - L_0 \quad (2)$$

Onde:

- ε é a Deformação;
- ΔL é a diferença entre o comprimento final e inicial;
- L_0 é o comprimento inicial;
- L_f é o comprimento final.

Neste caso, medimos os provetes antes (referidos no 4.1) e depois (Tabela 9) do teste de compressão. Os resultados podem ser consultados nas Tabelas 10 e 11.

Tabela 9- Medições dos provetes depois do teste de Compressão.

Amostras	Osso	Favo de mel	Paralelepípedo
1	37,4 mm	34,5 mm	34,3 mm
2	37,2 mm	34,6 mm	36,0 mm
3	31,1 mm	36,8 mm	37,6 mm

Tabela 10- Deformação dos Provetes.

Amostras	Osso	Favo de mel	Paralelepípedo
1	7,4 mm	4,0 mm	4,3 mm
2	7,2 mm	4,1 mm	6,0 mm
3	1,1 mm	6,3 mm	7,6 mm

Tabela 11- Percentagem de Deformação dos provetes.

Amostras	Osso	Favo de mel	Paralelepípedo
1	24,67%	13,11%	14,33%
2	24,00%	13,44%	20,00%
3	3,67%	20,66 %	25,33%

Assim, concluímos que a peça com uma deformação maior é o Paralelepípedo 3, com o valor de deslocamento de 7,6 mm e 25,33% de deformação, em relação ao comprimento inicial.

4.1.2. Influência do momento de inércia

No software *SolidWorks*, estudou-se o momento de inércia, selecionando o *mass properties*. Os resultados (g/mm^2) do Osso Trabecular, Favo de mel e do Paralelepípedo foram os seguintes.

Osso Trabecular

$$\begin{pmatrix} L_{xx} & L_{xy} & L_{xz} \\ L_{yx} & L_{yy} & L_{yz} \\ L_{zx} & L_{zy} & L_{zz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 650,26502 & 48,76463 & -11,20797 \\ 48,76463 & 649,88243 & -5,59997 \\ -11,20797 & -5,59997 & 896,86472 \end{pmatrix}$$

Os elementos fora da diagonal, conhecidos como produtos de inércia, indicam a presença de acoplamento entre os eixos. Isso significa que a massa não está distribuída de forma simétrica, em relação aos eixos principais de inércia.

Os produtos de inércia não nulos indicam que quando a estrutura roda em torno de um eixo, haverá uma tendência de gerar binários adicionais, em torno dos outros eixos. Isso torna a análise dinâmica mais complexa, pois a rotação em torno de um eixo depende das rotações nos outros eixos.

Favo de mel

$$\begin{pmatrix} L_{xx} & L_{xy} & L_{xz} \\ L_{yx} & L_{yy} & L_{yz} \\ L_{zx} & L_{zy} & L_{zz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 399,96 & 0 & 0 \\ 0 & 518,37 & 0 \\ 0 & 0 & 599,44 \end{pmatrix}$$

A estrutura tem diferentes resistências à rotação, dependendo do eixo considerado. O maior momento de inércia, em relação ao eixo zzz (599,44) indica que a estrutura é mais resistente à rotação em torno desse eixo. Relativamente ao menor momento de inércia, em relação ao eixo xxx (399,96), indica menor resistência à rotação em torno desse eixo.

Quando os elementos fora da diagonal são zero, isso significa que os eixos de rotação principais são alinhados com os eixos de coordenadas xxx, yyy e zzz, ou seja, não há produto de inércia entre os diferentes eixos.

Paralelepípedo

$$\begin{pmatrix} L_{xx} & L_{xy} & L_{xz} \\ L_{yx} & L_{yy} & L_{yz} \\ L_{zx} & L_{zy} & L_{zz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1950,00 & 0 & 0 \\ 0 & 1950,00 & 0 \\ 0 & 0 & 2700,00 \end{pmatrix}$$

Os momentos de inércia, em relação aos eixos xxx e yyy, são iguais (1950,00; 1950,00) indicando que a distribuição de massa é simétrica, em relação a esses dois eixos. Isso pode sugerir que a estrutura tem uma forma que é simetricamente distribuída no plano xy.

O maior momento de inércia, em relação ao eixo zzz (2700,00; 2700,00), indica que a estrutura é mais resistente à rotação em torno deste eixo, sugerindo que a massa está distribuída de forma a dar maior resistência à rotação, ao longo deste eixo.

4.2. Simulação computacional

4.2.1. Convergência da Malha

Uma Malha diz-se adequada ou convergente, quando, para o menor número e elementos e menor tempo de cálculo, a tensão máxima converge para um valor constante.

De forma a identificar a Malha adequada, utilizámos uma carga de 20 N e, através de tentativa erro, construímos um gráfico Tensão Máxima-Nº de Elementos.

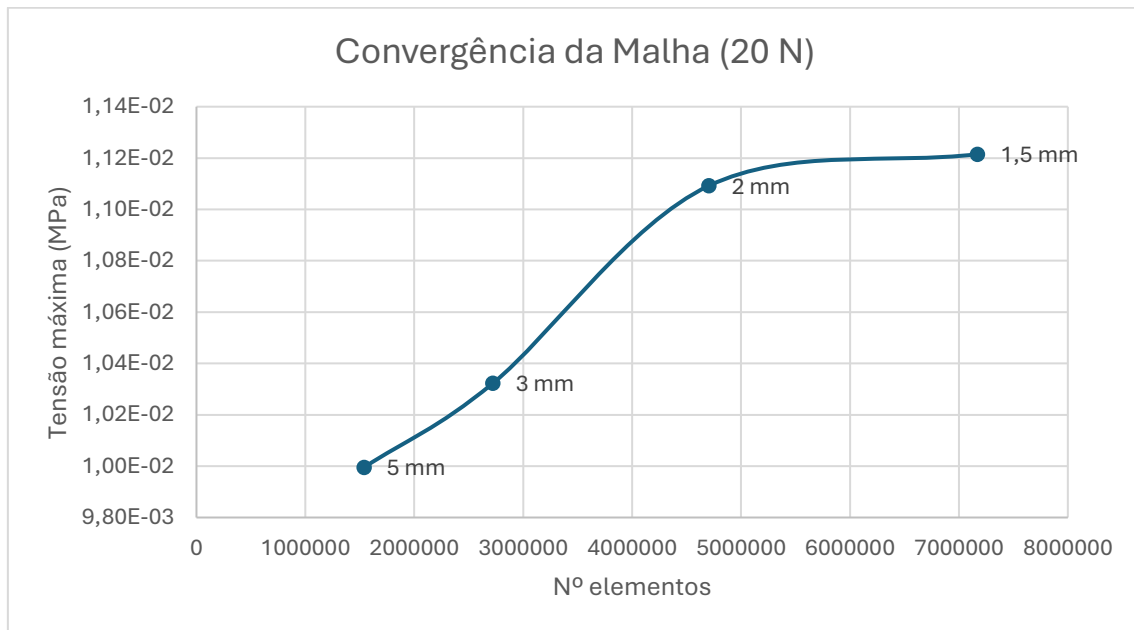


Figura 41- Convergência da Malha (20 N) do Osso Trabecular.

A malha elegida para o Osso Trabecular é 1,5 mm, pois conseguimos ver a convergência da mesma, nesse ponto.

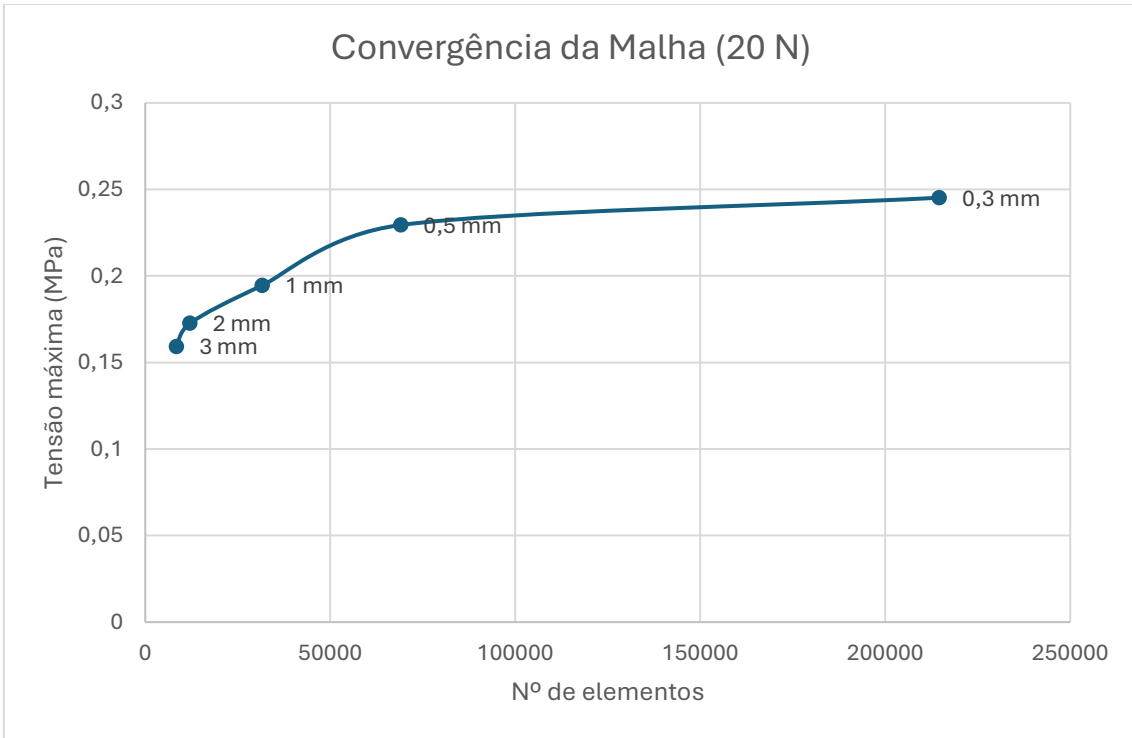


Figura 42- Convergência da Malha (20 N) do Favo de Mel.

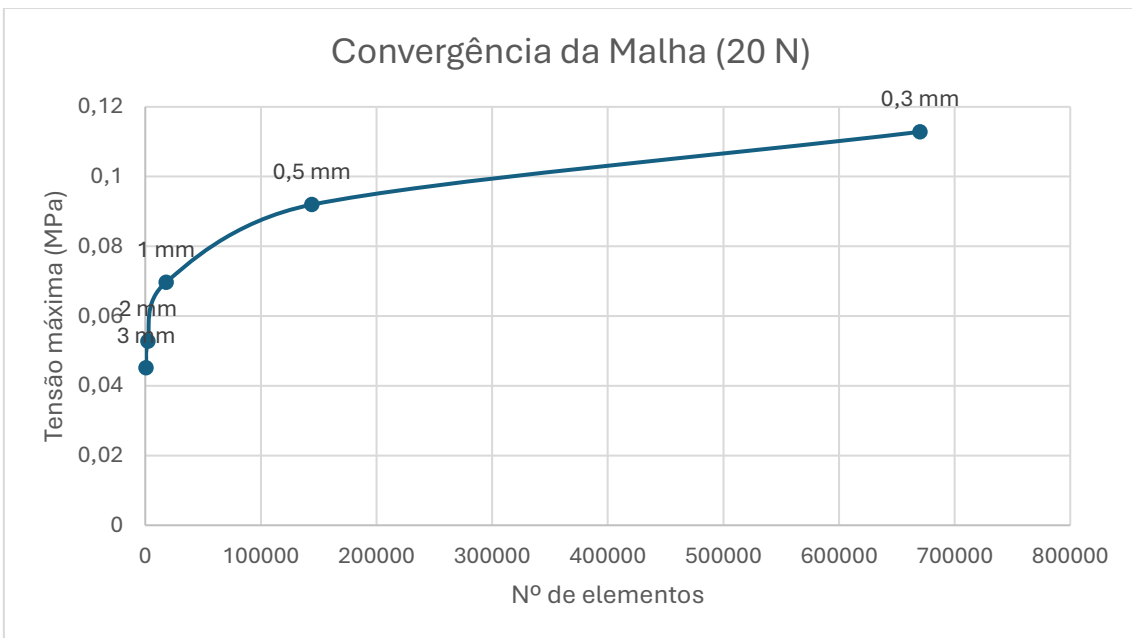


Figura 43- Convergência da Malha (20 N) do Paralelepípedo.

Neste caso, a malha adequada para o Favo de Mel e para o Paralelepípedo é 0,3 mm, pois é possível observar a convergência nesse ponto.

4.2.2. Deslocamento Total

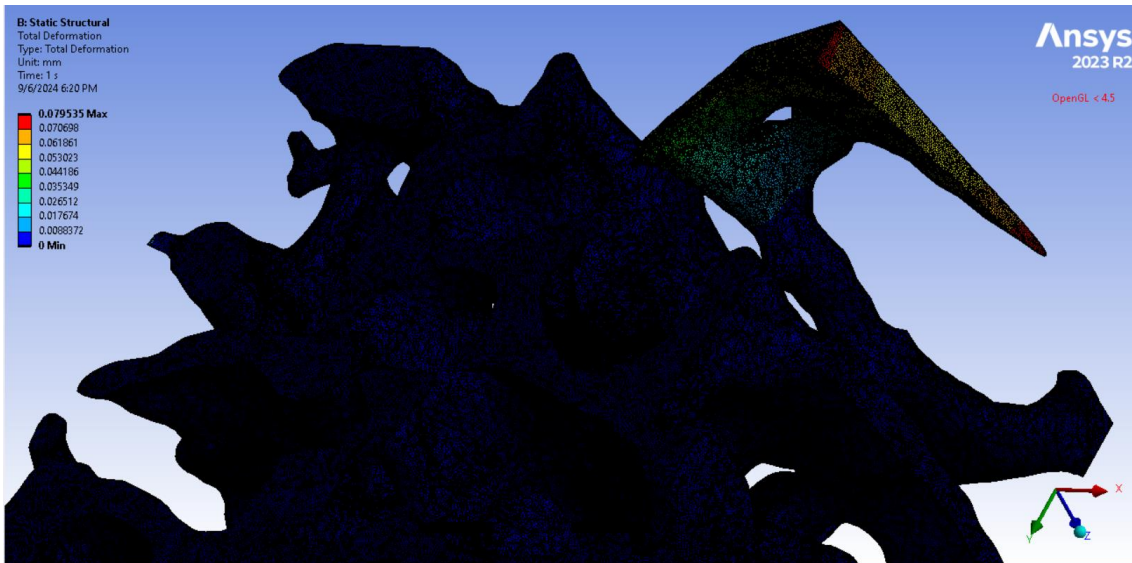


Figura 44- Deslocamento Total do Osso Trabecular.

O osso trabecular submetido a uma força de 500 N teve um resultado de $7,9535 \times 10^{-2} \text{ mm}$.

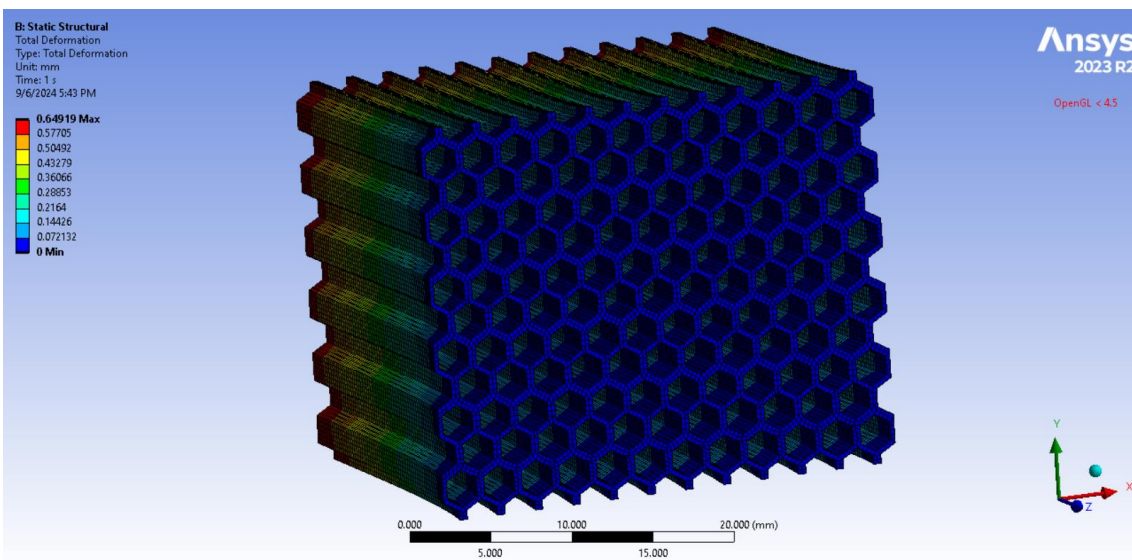


Figura 45- Deslocamento Total do Favo de Mel.

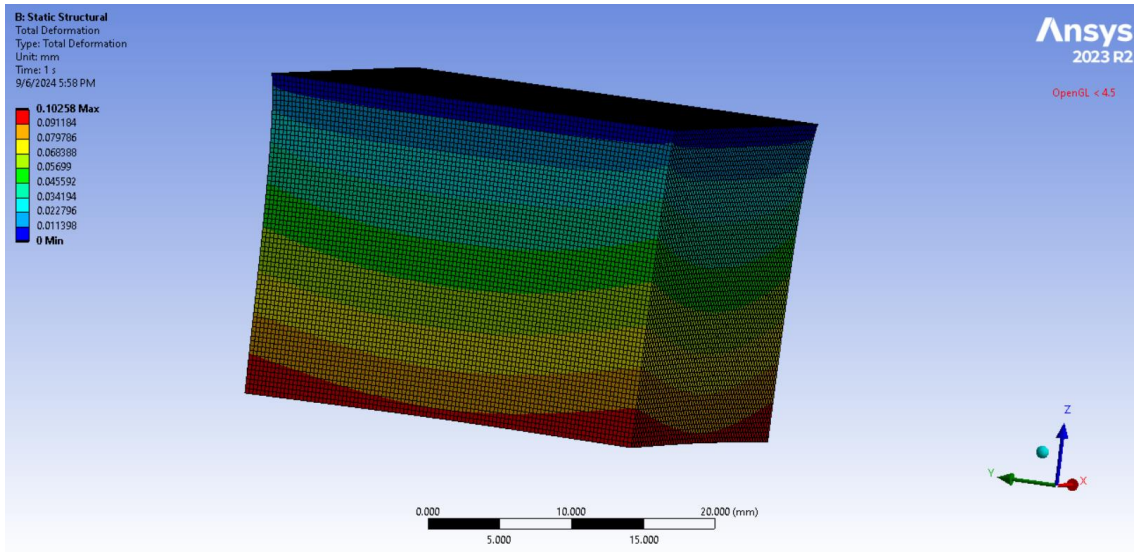


Figura 46- Deslocamento Total do Paralelepípedo.

O Favo de Mel e o Paralelepípedo submetidos a uma força de 25000 N e 15000 N obtiveram um resultado de 0,64919 mm e 0,10258 mm , respetivamente.

Conclui-se, assim, que o Paralelepípedo é o que apresenta um Deslocamento Total maior.

4.2.3. Campo de Tensões Equivalentes de Von Misses

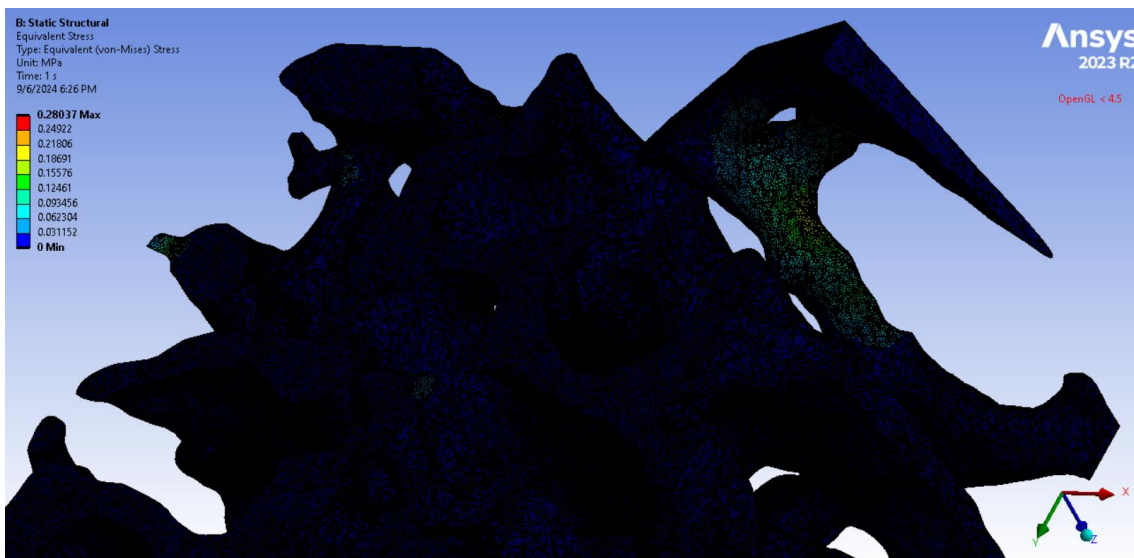


Figura 47- Campo de Tensões Equivalentes de Von Misses do Osso Trabecular.

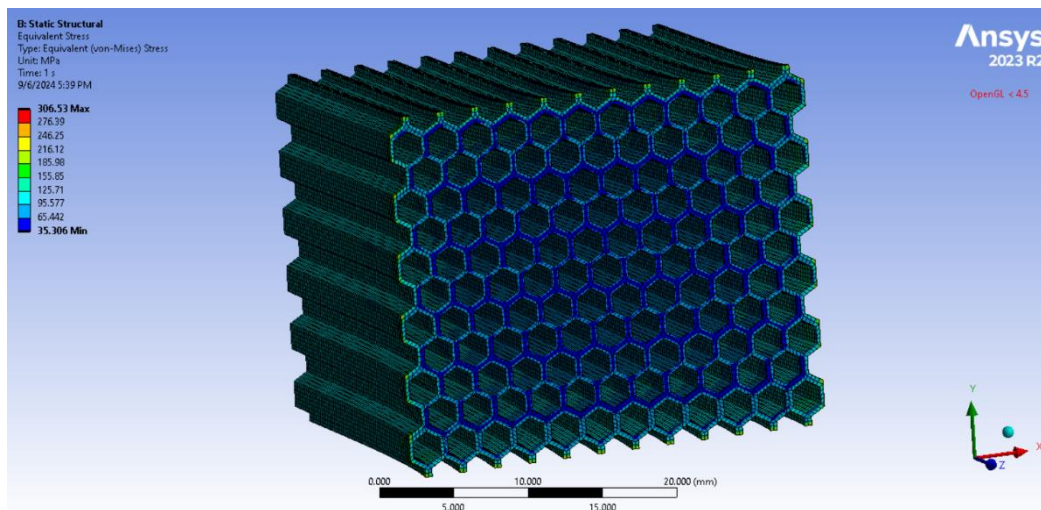


Figura 48- Campo de Tensões Equivalentes de Von Mises do Favo de Mel.

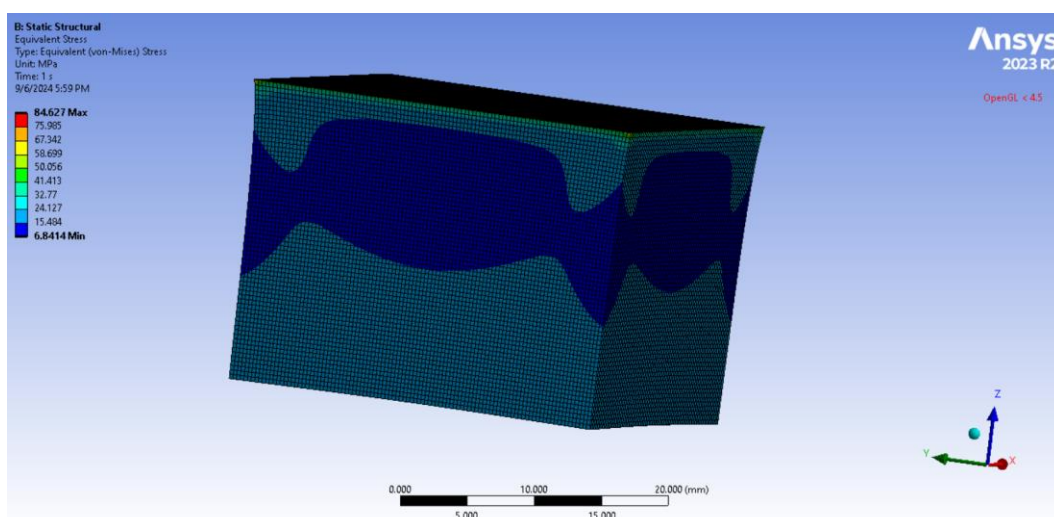


Figura 49- Campo de Tensões Equivalentes de Von Mises do Paralelepípedo.

Em relação ao campo de tensões equivalentes de Von Mises, com as mesmas cargas aplicadas ao deslocamento total, conseguiram um resultado de $0,2804 \text{ MPa}$ para o Osso, $306,53 \text{ MPa}$ para o Favo de Mel e $84,627 \text{ MPa}$ para o Paralelepípedo.

O campo de tensões equivalentes de Von Mises pode ser comparado com a tensão de cedência do PLA, mostrado na Tabela 8. Posto isto, a tensão de cedência é a tensão máxima que um material pode suportar, antes de se começar a deformar plasticamente.

Assim, quanto mais perto do valor da tensão de cedência, $5,41 \times 10^7 Pa$, mais próximo está da deformação plástica irreversível.

Concluimos assim, que a estrutura que se comporta melhor, relativamente a esta propriedade, é o Osso Trabecular. Os Favos de mel e o Paralelepípedo ultrapassam este valor, o que nos leva a crer que atingiram a fase plástica.

Como dito anteriormente, o estudo da malha foi efetuado com uma carga de 20 N, com base nessa simulação foram determinados: o Deslocamento Total e o Campo de Tensão Equivalente de Von Mises, cujos resultados podem ser observados na Tabela 12.

Tabela 12- Resultados para uma carga de 20 N.

	Deslocamento Total	Tensão Equivalente Von Mises
Osso Trabecular	$3,1814 \times 10^{-3} mm$	$1,1215 \times 10^{-2} MPa$
Favo de Mel	$5,2763 \times 10^{-4} mm$	0,27418 MPa
Paralelepípedo	$1,3821 \times 10^{-4} mm$	0,12924 MPa

Para uma carga de 20 N, o Favo de Mel apresenta o maior valor de deslocamento total e Tensão Equivalente de Von Mises. Como visto anteriormente, o Osso é o que apresenta uma melhor tensão equivalente de Von Mises, pois é o valor mais reduzido, em relação à tensão de cedência, logo, é o que apresenta menos probabilidade de se deformar plasticamente.

Erbereli et al. [102] realizou, em 2022, um estudo de compressão com amostras do osso trabecular. A carga máxima alcançada foi de 360 N, enquanto neste trabalho foi de 10,380 kN. Assim, concluimos, neste projeto, um valor de carga máxima superior ao obtido no trabalho referido.

Em relação à simulação numérica quando aplicada a carga de 360 N, a tensão máxima foi de 1053,9 MPa. Neste trabalho quando aplicada a carga de 500 N, a tensão máxima conseguida foi de 0,2804 MPa [102].

5. Conclusões e trabalhos futuros

Com a concretização desta dissertação, pretendeu-se estudar o comportamento mecânico de estruturas otimizadas, obtidas pelo Fabrico de Filamento Fundido, utilizando o PLA como material. Para isto, foram feitos ensaios, de modo a conseguirmos obter a resistência mecânica à compressão destas estruturas. Foram, também, realizadas simulações numéricas, com o método dos elementos finitos, para melhorar a apresentação das deformações e do estado de tensão das mesmas.

Quanto aos resultados obtidos relativamente aos ensaios de compressão, verificou-se que o favo de mel é o mais resistente, sendo, assim, o que tem uma deformação menor. Em contrapartida, o menos resistente é o osso Trabecular, pois apresenta uma deformação maior.

No que toca à convergência da malha, concluímos que a malha adequada para o Favo de mel e para o Paralelepípedo seria $0,3\text{ mm}$ e para o Osso Trabecular, $1,5\text{ mm}$.

No que diz respeito à simulação numérica, inicialmente com uma carga de 20 N , o Favo de Mel apresenta a maior deslocamento total e Tensão Equivalente de Von Mises e o osso apresenta o menor deslocamento total e Tensão Equivalente de Von Mises. Posteriormente, com cargas diferentes, próximas das obtidas nos ensaios experimentais, é possível comprovar que o paralelepípedo é o que apresenta uma deformação maior e o osso trabecular uma deformação menor.

Comparando o Campo de tensões equivalentes de Von Mises com a tensão de cedência, concluímos assim, que a estrutura que tem um comportamento melhor, é o Osso Trabecular. Os Favos de mel e o Paralelepípedo ultrapassam o valor, o que nos leva a crer que atingiram a fase plástica.

Apesar de alguma dificuldade na otimização dos parâmetros adequados para a impressora, foram alcançados os resultados esperados.

Um possível trabalho futuro seria o estudo mais aprofundado dos parâmetros analisados neste trabalho, utilizando diferentes valores e testando outros materiais e novas geometrias biomiméticas.

No que diz respeito aos parâmetros de impressão, seria interessante investigar, por exemplo, o impacto da velocidade de impressão e da espessura da parede.

Como mencionado anteriormente, há poucos estudos que avaliem a influência de determinados parâmetros de impressão na resistência mecânica dos materiais utilizados, especialmente quando sujeitos a esforços de compressão. Assim, é essencial dar continuidade à análise dos parâmetros utilizados neste estudo, explorando novas variações.

Para realizar uma comparação mais objetiva entre as simulações numéricas e os ensaios experimentais seria indicado utilizar a correlação digital de imagem para quantificar o campo de deslocamentos que ocorre durante os ensaios de compressão.

Referências Bibliográficas

- [1] T. Tashiro, A. Ishida, M. Hori, M. Igisu, M. Koike, P. Mejean, N. Takahata, Y. Sano, T. Komiya, Early trace of life from 3.95 Ga sedimentary rocks in Labrador, Canada, *Nature*, 2017.
- [2] Fish, Frank, *Biomimetics: Determining engineering opportunities from nature*. Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering, 2009.
- [3] J. Benyus, *Biomimicry: Innovation inspired by nature*, 1997.
- [4] R. Muller, N. Abaid, J.B. Boreyko, C. Fowlkes, A.K. Goel, C. Grimm, S. Jung, B. Kennedy, C. Murphy, N.D. Cushing, J.-P. Han, *Biodiversifying bioinspiration*, *Bioinspir. Biomim*, 2018.
- [5] Plessis, A.D., Broeckhoven, C.V., Yadroitsava, I., Yadroitsev, I., Hands, C.H., Kunju, R., & Bhate, D, *Beautiful and Functional: A Review of Biomimetic Design in Additive Manufacturing*. *Additive Manufacturing*, 2019.
- [6] D. Lim, J. Park, J. Lee, D. Noh, J. Lee, J. Choi, W. Choi, *Addit. Manuf*, 2022.
- [7] H. Ikram, A. Al Rashid, M. Koç, *Polym. Compos*, 2022.
- [8] Shanmugam, M. V. Pavan, K. Babu, B. Karnan, *Polym. Compos*. 2021.
- [9] J. Relinque, I. Romero-Ocaña, F. J. Navas-Martos, F. J. Delgado, M. Domínguez, S. I. Molina, *Polym. Compos*. 2022.
- [10] G. Spinelli, P. Lamberti, V. Tucci, R. Kotsilkova, E. Ivanov, D. Menseidov, C. Naddeo, V. Romano, L. Guadagno, R. Adami, D. Meisak, D. Bychanok, P. Kuzhir, *Materials*, 2019.
- [11] A. Cano-Vicent, M. Tambuwala, S. Hassan, D. Barh, A. Aljabali, M. Birkett, A. Arjunan, A. Serrano-Aroca, *Fused deposition modelling: Current status, methodology, applications and future prospects*, *Addit. Manuf*. 2021.
- [12] P. Ball, *Shapes, Nature's Patterns*, 2009.
- [13] Rabiatal, A. A. R., Fatihhi, S. J., Md Saad, A. P., Zakaria, Z., Harun, M. N., Kadir, M. R. A., Öchsner, A., Zaman, T. K., & Syahrom, A, *Fluid-structure interaction (FSI)*

modeling of bone marrow through trabecular bone structure under compression. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 2021.

[14] F.J. Ayala, Darwin's greatest discovery: design without designer, *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* 104 (Suppl. 1), 2007.

[15] L. Yuan, S. Ding, C. Wen, Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: A review, *Bioact. Mater.* 4, 2019.

[16] A. du Plessis, I. Yadroitsava, I. Yadroitsev, S. le Roux, D. Blaine, Numerical comparison of lattice unit cell designs for medical implants by additive manufacturing, *Virtual Phys. Prototyp*, 2018.

[17] A. du Plessis, C. Broeckhoven, Looking deep into nature: A review of microcomputed tomography in biomimicry, *Acta Biomater*, 2018.

[18] P.Y. Chen, J. McKittrick, M.A. Meyers, Biological materials: Functional adaptations and bioinspired designs, *Prog. Mater. Sci.* 57, 2012.

[19] Chen, Q., Pugno, N., Zhao, K. & Li, Z. Mechanical Properties of a Hollow-Cylindrical-Joint Honeycomb. *COMPOS STRUCT*, 2014.

[20] Gibson LJ, Ashby MF. Cellular solids: structure and properties. Cambridge: Cambridge University Press, 1997.

[21] L.J. Gibson, M.F. Ashby, B.A. Harley, Cellular Materials in Nature and Medicine, 1st ed., Cambridge University Press, 2010.

[22] Q. Zhang, X. Yang, P. Li, G. Huang, S. Feng, C. Shen, B. Han, X. Zhang, F. Jin, F. Xu, T.J. Lu, Bioinspired engineering of honeycomb structure - Using nature to inspire human innovation, *Prog. Mater. Sci.* 74, 2015.

[23] Zhang Yong, Minghao Lu, Chun H. Wang, Guangyong Sun, Guangyao Li. Out-of-plane crashworthiness of bio-inspired self-similar regular hierarchical honeycombs. *Compos Struct*, 2016.

- [24] Xinhua Song, Shize Hong, Jing Wang, Xinyu Zhu, Shudong Guo, Yanshu Fu, Yixuan Yang, Ming Yang, Wuyi He, Yu Tang, and Binlun Gao *ACS Omega*, 2024.
- [25] Dong, K.; Liu, L.; Huang, X.; et al. 3D printing of continuous fiber reinforced diamond cellular structural composites and tensile properties. *Composite Structures*, 2020.
- [26] Jefferson Andrew J, Jabir Ubaid, Farrukh Hafeez, Andreas Schiffer, S Kumar, Impact performance enhancement of honeycombs through additive manufacturing enabled geometrical tailoring, *International Journal of Impact Engineering*, 2019.
- [27] Alia RA, Al-Ali O, Kumar S, Cantwell WJ. The energy-absorbing characteristics of carbon fiber-reinforced epoxy honeycomb structures. *J Compos Mater*, 2019.
- [28] Ghazlan, A., Ngo, T., Nguyen, T., Linforth, S., & Van Le, T, Uncovering a high-performance bio-mimetic cellular structure from trabecular bone. *Scientific reports*, 2020.
- [29] Gurkan UA, Akkus O, The mechanical environment of bone marrow: A review. *Ann Biomed Eng*, 2008.
- [30] Bayraktar, H. H., Morgan, E. F., Niebur, G. L., Morris, G. E., Wong, E. K., and Keaveny, T. M., "Comparison of the Elastic and Yield Properties of Human Femoral Trabecular and Cortical Bone Tissue," *J. Biomech.*, 2004.
- [31] Chevalier, Y., Pahr, D., and Zysset, P. K., "The Role of Cortical Shell and Trabecular Fabric in Finite Element Analysis of the Human Vertebral Body," *ASME J. Biomech. Eng*, 2009.
- [32] Shi X, Liu XS, Wang X et al, Effects of trabecular type and orientation on microdamage susceptibility in trabecular bone. *Bone*, 2010.
- [33] Schilling, A., Tofanelli, S., Hublin, J. & Kivell, T. L. Trabecular bone structure in the primate wrist. *J. Morphol.* 2014.
- [34] Ghazlan, A., Nguyen, T., Ngo, T., Linforth, S. & Le, T. Performance of a 3D printed cellular structure inspired by bone. *Thin Walled Struct*, 2020.

- [35] Le, T., Ghazlan, A., Ngo, T. & Nguyen, T. Performance of a bio-mimetic 3D printed conch-like structure under quasi-static loading. *Compos. Struct*, 2020.
- [36] Zhang, X. H. *et al.* The beetle elytron plate: a lightweight, high-strength and buffering functional-structural bionic material. *Sci. Rep.* 7, 2017.
- [37] Dupont, J. P. d. M, Caracterização do comportamento à compressão de PLA e PC fabricados por filamento fundido. Instituto Superior Técnico, 2022.
- [38] Chen Y, Zhou C, Lao J. A layerless additive manufacturing process based on cnc accumulation. *Rapid Prototyp J*, 2011.
- [39] O. Diegel, “Additive Manufacturing,” in *Comprehensive Materials Processing*, vol. 10, Elsevier, 2014.
- [40] S. H. Masood, “Introduction to Advances in Additive Manufacturing and Tooling,” in *Comprehensive Materials Processing*, vol. 10, Elsevier, 2014.
- [41] C. Barnatt, “3D Printing: Third Edition,” *ExplainingTheFuture.com*, p. 191, 2016, [Online].
- [42] Anderson C. *Makers: the new industrial revolution*. 1st ed. Crown Business, 2012.
- [43] Karunakaran K, Bernard A, Suryakumar S, Dembinski L, Taillandier G. Rapid manufacturing of metallic objects. *Rapid Prototyp J*, 2012.
- [44] Gao, Wei & Zhang, Yunbo & Ramanujan, Devarajan & Ramani, Karthik & Chen, Yong & Williams, Christopher & Wang, Charlie & Shin, Yung & Zhang, Song & Zavattieri, Pablo, *The Status, Challenges, and Future of Additive Manufacturing in Engineering*. Computer-Aided Design, 2015.
- [45] Grimm T, 3D printer benchmark injection, 2010.
- [46] Bak D, Rapid prototyping or rapid production? 3D printing processes move industry towards the latter. *Assem Autom*, 2003.
- [47] Hopkinson N, Hague R, Dickens P, *Rapid manufacturing: an industrial revolution for the digital age*. John Wiley & Sons, 2006.

- [48] ASTM, “Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies (ASTM F2792),” *Rapid Manufacturing Association*. ASTM International, 2013.
- [49] W. Gao *et al.*, “The status, challenges, and future of additive manufacturing in engineering,” *Comput, Des.*, vol. 69, pp. 65–89, Dec. 2015.
- [50] ISO/ASTM, “Standard Terminology for Additive Manufacturing – General Principles – Terminology (ISO/ASTM52900),” *Int. Organ. Stand. Geneva, Switz*, 2015.
- [51] Chen, Cheng & Wang, Xi & Wang, Yan & Yang, Dandan & Fangyi, Yao & Zhang, Wenxiong & Wang, Bo & Sewvandi, Galhenage & Yang, Desuo & Hu, Dengwei, *Additive Manufacturing of Piezoelectric Materials. Advanced Functional Materials*, 2020.
- [52] J. P. Kruth, “Material Incess Manufacturing by Rapid Prototyping Techniques,” *CIRP Ann.*, vol. 40, no. 2, pp. 603–614, 1991.
- [53] C. Barnatt, “3D Printing: Third Edition,” *ExplainingTheFuture.com*, p. 191, 2016, [Online].
- [54] B. Redwood, F. Schoffer, and B. Garret, *The 3D Printing Handbook*. Coers & Roest, 2013.
- [55] I. Gibson, D. Rosen, and B. Stucker, *Additive Manufacturing Technologies*, 2nd ed. New York, NY: Springer New York, 2015.
- [56] M. C. Leu *et al.*, “Materials for additive manufacturing,” *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 66, no. 2, pp. 659–681, 2017.
- [57] Pei, E. Editorial PIAM October 2019. *Prog Addit Manuf* 4, 355–356, 2019.
- [58] F. Zhang, M. Wei, V.V. Viswanathan, B. Swart, Y. Shao, G. Wu, C. Zhou, 3D printing technologies for electrochemical energy storage, *Nano Energy* 40, 2017.
- [59] P. Awasthi, S.S. Banerjee, Fused deposition modeling of thermoplastic elastomeric materials: challenges and opportunities, *Addit. Manuf.* 46, 2021.

- [60] Mwema, F.M., Akinlabi, E.T, Basics of Fused Deposition Modelling (FDM). In: Fused Deposition Modeling. SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology (). Springer, Cham, 2021.
- [61] S. Singh, R. Singh, Integration of fused deposition modeling and vapor smoothing for biomedical applications, in Reference Module in Materials Science and Materials Engineering, Elsevier, pp. 1–15, 2017.
- [62] M.A. León-Cabezas, A. Martínez-García, F.J. Varela-Gandía, Innovative functionalized monofilaments for 3D printing using fused deposition modeling for the toy industry. *Proc. Manuf.* 13, 738–745, 2017.
- [63] C. Whlean, C. Sheahan, Using additive manufacturing to produce injection moulds suitable for short series production. *Proc. Manuf.* 38, 60–68, 2019.
- [64] D. Singh, R. Singh, K.S. Boparai, Development and surface improvement of FDM pattern based investment casting of biomedical implants: A state of art review. *J. Manuf. Process.* 31, 80–95, 2018.
- [65] P. Chang, H. Mei, S. Zhou, K.G. Dassios, L. Cheng, 3D printed electrochemical energy storage devices. *J. Mater. Chem. A* 7(9), 4230–4258, 2019.
- [66] M.P. Nikolova, M.S. Chavali, Recent advances in biomaterials for 3D scaffolds: A review. *Bioact. Mater.* 4(August), 271–292, 2019.
- [67] V. Linares, M. Casas, I. Caraballo, Printfills: 3D printed systems combining fused deposition modeling and injection volume filling. Application to colon-specific drug delivery. *Eur. J. Pharm. Biopharm.* 134, 138–143, 2019.
- [68] C.L. Manzanares Palenzuela, F. Novotný, P. Krupička, Z. Sofer, M. Pumera, 3D-Printed Graphene/Poly(lactic acid) electrodes promise high sensitivity in electroanalysis. *Anal. Chem.* 90 (9), 5753–5757, 2018.
- [69] Bouzaglou, O.; Golan, O.; Lachman, N. Process Design and Parameters Interaction in Material Extrusion 3D Printing: A Review. *Polymers* 15, 2280, 2023.
- [70] P. Cain, “Selecting the optimal shell and infill parameters for FDM 3D printing | Hubs.”, 2021, [Online].

- [71] N. Ayrimis, "Effect of layer thickness on surface properties of 3D printed materials produced from wood flour/PLA filament," *Polym. Test.*, vol. 71, no. July, pp. 163–166, 2018.
- [72] F. Rayegani and G. C. Onwubolu, "Fused deposition modelling (fdm) process parameter prediction and optimization using group method for data handling (gmdh) and differential evolution (de)," *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, vol. 73, no. 1–4, pp. 509–519, 2014.
- [73] UltiMaker, *Professional 3D Printers that Empower Innovation*, 2017.
- [74] B. Gupta, N. Revagade, and J. Hilborn, "Poly(lactic acid) fiber: An overview," *Prog. Polym. Sci.*, vol. 32, no. 4, pp. 455–482, Apr. 2007.
- [75] K. Hamad, M. Kaseem, H. W. Yang, F. Deri, and Y. G. Ko, "Properties and medical applications of polylactic acid: A review," *Express Polym. Lett.*, vol. 9, no. 5, pp. 435–455, 2015.
- [76] G. F. Brito, P. Agrawal, E. M. Araújo, and T. J. A. Mélo, "Biopolímeros, Polímeros Biodegradáveis e Polímeros Verdes," *Int. Dent. J.*, vol. 6.2, pp. 127–139, 2011, [Online].
- [77] Yadav, Neha & Richter, Tim & Löschke, Oliver & Abali, B. & Auhl, Dietmar & Völlmecke, Christina, *Towards Self-Reinforced PLA Composites for Fused Filament Fabrication*. Applied Sciences, 2023.
- [78] R. E. Drumright, P. R. Gruber, and D. E. Henton, "Polylactic Acid Technology," *Adv. Mater.*, vol. 12, no. 23, pp. 1841–1846, Dec. 2000.
- [79] L.T. Lim, R. Auras, M. Rubino, *Processing technologies for poly(lactic acid)*, *Prog. Polym. Sci.* 33, 2008.
- [80] JC Camargo, Á.R. Machado, EC Almeida, EFMS Silva, *Propriedades mecânicas do filamento PLA-grafeno para impressão 3D FDM*. *Int. J. Adv. Manuf. Technol.* 103(5–8), 2423–2443, 2019.
- [81] Y. Liao et al., *Efeito da porosidade e cristalinidade nas propriedades do PLA impresso em 3D*. *Polímeros (Basel)* 11(9), 1487, 2019.

- [82] Jacobs, N., Cortes, D., Vresilovic, E., Elliott, D, Biaxial tension of fibrous tissue: using finite element methods to address experimental challenges arising from boundary conditions and anisotropy. *J. Biomech. Eng.* 135, 21004, 2013.
- [83] Griffin, M., Premakumar, Y., Seifalian, A., Butler, P., Szarko, M., 2016. Biomechanical characterization of human soft tissues using indentation and tensile testing. *J. Vis. Exp*, 2016.
- [84] Navindaran, K., Kang, J. S., & Moon, K, Techniques for characterizing mechanical properties of soft tissues. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 138, 105575, 2023.
- [85] Hernandez, C., Beaupre, G., Keller, T., and Carter, D, “The Influence of Bone Volume Fraction and Ash Fraction on Bone Strength and Modulus” *Bone*, 29(1), pp. 74-78, 2001
- [86] Keyak, J., Rossi, S., Jones, K., Les, C., and Skinner, H, “Prediction of Fracture Location in the Proximal Femur Using Finite Element Models,” *Med. Eng. Phys.*, 23(9), pp. 657-664, 2001
- [87] Fenech, C., and Keaveny, T, “A Cellular Solid Criterion for Predicting the Axial-Shear Failure Properties of Bovine Trabecular Bone,” *ASME J. Biomech. Eng.*, 121(4), pp. 414-422, 1999.
- [88] Keyak, J. H., and Rossi, S. A, “Prediction of Femoral Fracture Load Using Finite Element Models: An Examination of Stress-and Strain-Based Failure Theories,” *J. Biomech.*, 33(2), pp. 209-214, 2000.
- [89] Thingiverse, Trabecular Bone by dhp73, 2019.
- [90] ASTM, “ASTM D695-15 - Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics.” *ASTM International*, p. 8, 2015.
- [91] Tunca, E. & Kafalı, H, Compression and Three-Point Bending Analyzes of Aerospace Sandwich Composites Produced with Polymeric Core Materials with ANSYS. *European Journal of Science and Technology*, (31), 553-561, 2021.

- [92] Řehounek, L., & Jíra, A, Numerical and mechanical analyses of a 3d-printed titanium trabecular dental implant. *Acta Polytechnica*, 57(3), 2017.
- [93] ANSYS Mechanical APDL Element Reference, 2011.
- [94] Manufaturação industrial, Mfgrobots.com.
- [95] M. Domingo-Espin, J. M. Puigoriol-Forcada, A.-A. Garcia-Granada, J. Llumà, S. Borros, and G. Reyes, “Mechanical property characterization and simulation of fused deposition modeling Polycarbonate parts,” *Mater. Des.*, vol. 83, pp. 670–677, Oct. 2015.
- [96] Francois, J, *3D printer improvements*, 2017.
- [97] Tan, Deck & Maniruzzaman, Mo & Nokhodchi, Ali, Advanced Pharmaceutical Applications of Hot-Melt Extrusion Coupled with Fused Deposition Modelling (FDM) 3D Printing for Personalised Drug Delivery. *Pharmaceutics*. 10. 203. 10.3390, 2018.
- [98] Infill patterns, help.prusa3d.com, 2021.
- [99] A. Dey and N. Yodo, “A Systematic Survey of FDM Process Parameter Optimization and Their Influence on Part Characteristics,” *J. Manuf. Mater. Process.*, vol. 3, no. 3, p. 64, Jul. 2019.
- [100] Tsafnat, Naomi & Tsafnat, Guy & Jones, Allan, Micro-finite element modelling of coke blends using X-ray microtomography. *Fuel*. 87. 2983-2987. 10.1016, 2008.
- [101] Moodle USP: e-Disciplinas, Propriedades dos Materiais, Edisciplinas.usp.br.
- [102] Erbereli, R., Camargo, I. L. de, Morais, M. M., & Fortulan, C. A, 3D printing of trabecular bone-mimetic structures by vat photopolymerization of bovine hydroxyapatite as a potential candidate for scaffolds. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 44(170), 2022.
- [103] V. Richter-Trummer, P. Moreira, J. Ribeiro, P.T. Castro, The contour method for residual stress determination applied to an AA6082-T6 friction stir butt weld, *Materials Science Forum*, 681: 177-181, 2011. DOI: 10.4028/www.scientific.net/MSF.681.177.

[104] A. Souza, E. Marque, C. Balsa, J. Ribeiro, Characterization of shear strain on PDMS: Numerical and experimental approaches, *Applied Sciences*, 10(9): 3322, 2020.
DOI: [10.3390/app10093322](https://doi.org/10.3390/app10093322)