



UNIVERSIDADE D  
COIMBRA

Ana Margarida Verde Pereira Ramos da Silva

# PROCESSAMENTO POR IMPRESSÃO 3D DE PRÓTESES TOTAIS MANDIBULARES

Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica na  
Especialidade de Produção e Projeto orientada pela Professora Doutora Ana Paula  
da Fonseca Piedade e apresentada no Departamento de Engenharia Mecânica.

Outubro de 2020



1 2



9 0

FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE  
COIMBRA

# **PROCESSAMENTO POR IMPRESSÃO 3D DE PRÓTESES TOTAIS MANDIBULARES**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia  
Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

## **3D PRINTING OF FULL-ARCH DENTAL PROSTHESES**

**Autor**

**Ana Margarida Verde Pereira Ramos da Silva**

**Orientador**

**Professora Doutora Ana Paula da Fonseca Piedade**

**Júri**

<b>Presidente</b>	<b>Professor Doutor Fernando Jorge Ventura Antunes</b> Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra
<b>Orientador</b>	<b>Professora Doutora Ana Paula da Fonseca Piedade</b> Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra
<b>Vogais</b>	<b>Doutora Ana Catarina da Silva Pinho</b> Investigadora Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Colaboração Institucional**

---



UNIVERSIDADE DE  
COIMBRA

**Universidade de  
Coimbra**

**Coimbra, outubro, 2020**



“As descobertas dos exploradores são primeiro anotadas a lápis. Só são passadas a tinta depois de o explorador apresentar provas.”

Antoine de Saint-Exupéry, *O Príncipezinho*, 1946

*Aos meus pais e irmã*



## Agradecimentos

O desenvolvimento desta dissertação permitiu-me adquirir novos e consolidar antigos conhecimentos.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer à minha orientadora, a Professora Doutora Ana Paula Piedade que sem ela a realização deste trabalho não seria possível. Obrigada pela preocupação, pela motivação, pela disponibilidade e, acima de tudo, por acreditar no meu trabalho.

Gostaria de agradecer à minha família, a que vive perto, mas também a que está longe, por terem sempre uma palavra e, muitas vezes, um ombro amigo para me dar. Um especial obrigado aos meus pais e à minha irmã, por me apoiarem incondicionalmente e por não imporem limitações ao que posso ou não fazer.

O meu obrigada à Cláudia, à Paula, à Maria e à Rita por partilharem comigo esta etapa e por me apaziguarem nos momentos mais difíceis. À Inês, à Vanessa, à Pi e à Sara, um enorme obrigada por me acompanharem desde o início do meu percurso académico e por escutarem os meus desabafos e devaneios. Não nos conhecemos desde sempre, mas levam comigo para a vida.

Quero agradecer também aos meus colegas de casa, Luís e João, por tornarem os dias cinzentos de Coimbra, um pouco mais coloridos e divertidos.

Ao meu grupo de amigos do secundário, Filipa, Cláudia e Tomás, obrigado pela vossa tolerância, paciência e compreensão.

Não poderia deixar de agradecer às minhas amigas de infância, Joana, Licas e Francisca, que, percebendo pouco ou nada de qualquer matéria do curso, sempre se prontificaram a ajudar e aliviar a minha carga de trabalho.

E, finalmente, a ti Coimbra, por me ajudares a crescer.



## Resumo

Este trabalho pretende conjugar uma abordagem multidisciplinar ao incorporar duas áreas científicas distintas: a Engenharia Mecânica e a Medicina Dentária. O objetivo principal era avaliar a viabilidade de processar por fabricação aditiva, utilizando a tecnologia normalmente designada por impressão 3D, próteses totais mandibulares, utilizando diferentes materiais poliméricos. Deste modo pretendia-se estudar a substituição dos materiais cerâmicos atualmente utilizados por alternativas mais baratas, de maior facilidade de fabrico e cujas tecnologias envolvidas fossem mais sustentáveis do ponto de vista ambiental.

O estudo foi iniciado pela caracterização química, térmica e mecânica dos filamentos de ABS, HIPS e PMMA. Após estudos preliminares para otimização dos parâmetros de impressão foram impressos provetes para a avaliação das propriedades mecânicas, nomeadamente da resistência ao impacto. A etapa seguinte consistiu na impressão das arcadas dentárias superiores e inferiores e avaliação macroscópica das mesmas. Quando comparadas com outras obtidas por fresagem e fabricação aditiva a partir de pós de polímero, as desenvolvidas no presente trabalho mostram um acabamento superior, apesar de a qualidade de impressão selecionada para o seu processamento ter sido a qualidade normal (altura de camada de 0,1 mm) e não a de elevada qualidade (altura de camada de 0,05 mm). O trabalho ficaria concluído pela avaliação do comportamento mecânico das próteses híbridas (arcadas com os implantes metálicos) em testes à compressão. Esta avaliação seria efetuada antes e após estudos de envelhecimento em saliva artificial. Esta última etapa não foi possível de ser efetuada devido aos constrangimentos impostos pela pandemia designada COVID-19.

**Palavras-chave:** Próteses mandibulares, Fabricação aditiva, Impressão 3D, Propriedades mecânicas, Saliva artificial.



## Abstract

This work aims to combine a multidisciplinary approach by incorporating two distinct scientific areas: Mechanical Engineering and Dentistry. The main objective was to evaluate the feasibility of processing by additive manufacturing, using the technology normally called 3D printing, mandibular total prostheses, using different polymeric materials. In this way it was intended to study the replacement of the ceramic materials currently used by cheaper alternatives, which are easier to manufacture and whose technologies involved were more sustainable from an environmental point of view.

The study was initiated by the chemical, thermal and mechanical characterization of the ABS, HIPS and PMMA filaments. After preliminary studies to optimize the printing parameters, test pieces were printed for the evaluation of the mechanical properties, namely the impact resistance. The next step consisted of printing the upper and lower dental arches and macroscopic evaluation of them. When compared with others obtained by milling and additive manufacturing from polymer powders, those developed in the present work show a superior finish, although the print quality selected for processing was normal quality (layer height 0.1 mm) and not high quality (layer height 0.05 mm).

The work would be concluded by the evaluation of the mechanical behavior of hybrid prostheses (arches with metallic implants) in compression tests. This evaluation would be carried out before and after studies of aging in artificial saliva. This last step was not possible due to the constraints imposed by the pandemic designated as COVID-19.

**Keywords** Mandibular prostheses, Additive manufacturing, 3D printing, Mechanical properties, Artificial saliva.



---

## Índice

Índice de Figuras .....	ix
Índice de Tabelas .....	xi
Simbologia e Siglas .....	xiii
Simbologia.....	xiii
Siglas .....	xiii
INTRODUÇÃO.....	1
1. REVISÃO DE LITERATURA .....	3
1.1. Fabricação Aditiva.....	3
1.1.1. Enquadramento Teórico .....	3
1.1.2. Fabricação aditiva <i>versus</i> Fabricação subtrativa .....	7
1.1.3. Tecnologias de Fabricação Aditiva .....	8
1.1.4. Sustentabilidade.....	10
1.2. Tratamentos de restauração dentária.....	12
1.2.1. Implantes de carga imediata .....	13
1.2.2. Evolução dos materiais utilizados no fabrico das próteses dentárias .....	15
1.3. Fabricação aditiva aplicada a tratamentos de restauração .....	16
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
2.1. Materiais .....	19
2.2. Técnicas de Caracterização dos Filamentos .....	19
2.2.1. Espectroscopia de Infravermelho com Transformada de Fourier .....	20
2.2.2. Análise Termogravimétrica .....	20
2.2.3. Calorimetria Diferencial de Varrimento.....	21
2.2.4. Propriedades mecânicas dos filamentos– Ensaio de tração.....	22
2.3. Processamento por Impressão 3D.....	23
2.4. Propriedades mecânicas dos provetes impressos - Ensaio de flexão em 3 pontos.....	23
2.5. Hipótese experimental .....	24
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	27
3.1. Caracterização dos filamentos .....	27
3.1.1. Caracterização química.....	27
3.1.2. Caracterização térmica .....	29
3.1.3. Caracterização mecânica .....	31
3.2. Caracterização dos provetes impressos.....	32
3.3. Avaliação macroscópica das arcadas impressas .....	34
CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS.....	39
Perspetivas Futuras .....	39
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	41

---



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Esquema descritivo do método FDM. (Adaptado de [9] ) .....	10
Figura 1.2. Exemplo ilustrativo de um tratamento de restauração tradicional (à esquerda) e de um tratamento de restauração de implantes de carga imediata (à direita). (Adaptado de [14]) .....	12
Figura 1.3. Exemplo ilustrativo da distância cantiléver. (Adaptado de [21]).....	14
Figura 2.1. Ensaio de flexão em 3 pontos segundo a norma ASTM D790. de carga imediata. (Adaptado de [40]).....	23
Figura 2.2. Dimensões dos provetes para o teste de flexão em 3 pontos, segundo a norma ASTM D790. ....	24
Figura 2.3. Arcada inferior com os implantes posicionados para o teste de compressão. ..	25
Figura 3.1. Representação das unidades estruturais dos polímeros utilizados: 1) ABS, 2) HIPS e 3) PMMA. (Fontes: [45], [46] e [47]).....	27
Figura 3.2. Espectros FTIR dos 3 materiais poliméricos em estudo. ....	28
Figura 3.3. Termogramas dos filamentos utilizados e respectivas derivadas. ....	29
Figura 3.4. Curvas DSC dos filamentos com a determinação do valor de $T_g$ mais elevado. ....	30
Figura 3.5. Curva tensão-deformação resultante do ensaio de tração do filamento de ABS. ....	31
Figura 3.6. Prótese híbrida colocada na boca do paciente. As setas brancas identificam os locais onde os implantes metálicos são inseridos no tecido duro, e as setas vermelhas potenciais zonas onde a arcada superior pode sofrer solitação à flexão, sobretudo durante a mastigação. (Adaptado de [53]).....	33
Figura 3.7. Arcadas superiores impressas em diferentes materiais. (a) ABS, (b) HIPS e (c) PMMA.....	34
Figura 3.8. Arcadas superiores impressas: (a.1) ABS, vista frontal; (a.2) ABS, vista traseira; (b.1) HIPS, vista frontal; (b.2) HIPS, vista lateral; (c.1) PMMA, vista frontal; (c.2) PMMA, vista lateral. ....	35
Figura 3.9. Arcada superior obtida por fabricação aditiva (SLM) a partir de pós de PEEK. ....	36
Figura 3.10. Arcada superior obtida por fresagem a partir de PEEK. ....	37



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1.1. Técnicas de fabricação aditiva. [2] [3] .....	4
Tabela 2.1. Intervalos de temperaturas utilizados para a caracterização dos filamentos por DSC. ....	21
Tabela 3.1. Resistência à tração e deformação à rotura dos filamentos utilizados.....	32
Tabela 3.2. Tensão máxima e módulo de elasticidade dos polímeros após ensaios de 3PB. ....	33



---

## SIMBOLOGIA E SIGLAS

### Simbologia

$\Delta\mu$  - Deslocamento no segmento linear (ensaio à flexão)

$\Delta P$  - Intervalo da carga aplicada no segmento linear (ensaios à flexão)

$\varepsilon$  - Deformação à rotura

$\sigma$  - Valor máximo de tensão à tração

$\sigma$  - Valor máximo da tensão à flexão

$b$  - Largura do provete nos ensaios de flexão

$E$  - Módulo de Elasticidade (ensaio de tração)

$E$  - Módulo de elasticidade à flexão

$h$  - Espessura do provete nos ensaios de flexão

$I$  - Momento de inércia

$L$  - Distância entre apoios (ensaio de flexão)

$L_0$  - Distância entre amarras (ensaio de tração)

$P$  - Carga aplicada

$T$  - Temperatura

$T_c$  - Temperatura de cristalização

$T_g$  - Temperatura de transição vítrea

$T_m$  - Temperatura de fusão

$V$  - Velocidade de impressão durante a impressão 3D

### Siglas

3D - Tridimensional

3PB - Ensaio de flexão em 3 pontos

ABS - copolímero de acrilonitrilo-butadieno-estireno

ASTM - *American Society for Testing and Materials*

CAD - *Computer Aided Design*

CAM - *Computer Aided Manufacturing*

CNC - *Computer Numerical Control*

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica  
DSC – Calorimetria diferencial de varrimento  
DTG – Derivada da curva de análise termogravimétrica  
EBM – *Electron Beam Melting*  
FA – Fabricação aditiva  
FCTUC – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra  
FDM – *Fused Deposition Modelling*  
FTIR – Espetroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier  
HIPS – poliestireno de elevado impacto  
NQ – Qualidade de impressão normal  
PEEK – poli(éter éter cetona)  
PMMA – poli(metil metacrilato)  
SLM – *Selective Laser Melting*  
SLS – *Selective Laser Sintering*  
STL – *Standard Triangle Language*  
TGA – Análise Termogravimétrica  
UV – Ultra-violeta

## INTRODUÇÃO

A impressão tridimensional de materiais poliméricos, muitas vezes designada por impressão 3D, tornou-se uma ferramenta bastante útil e de aplicação em variados e distintos setores. A expansão rápida desta tecnologia permite uma fácil e célere adaptação em diversas áreas de aplicação, tais como a medicina, a engenharia (automóvel e aeroespacial), a indústria da defesa e o design de produtos. Tal deve-se ao facto de ser possível fabricar, de forma rápida, componentes com elevada complexidade geométrica, de acordo com as necessidades e especificações pretendidas, por entidades ou por particulares.

Na medicina, a impressão 3D possibilita a produção de implantes dentários, de próteses para a substituição de estruturas ósseas, de modelos anatómicos e de dispositivos médicos, apenas para nomear alguns exemplos.

Os implantes e próteses são produzidos de acordo com as necessidades de cada paciente, sendo esta tecnologia usada para otimizar tratamentos individualizados. Apesar dos tratamentos e aplicações serem personalizados, não deixa de ser uma tecnologia muitíssimo abrangente, pois o trabalho digital para a obtenção de imagens e dados é universal. Isto é, as clínicas e hospitais não necessitam de adquirir novos equipamentos e de contratar profissionais especializados e, portanto, não incorrem custos adicionais. As imagens podem ser obtidas recorrendo a equipamentos presentes no dia-a-dia das instalações de cuidados médicos, como a tomografia computadorizada ou a ressonância magnética ou, mais recentemente, equipamentos específicos de digitalização. Estes últimos apresentam a vantagem de serem bastante menos onerosos do que os equipamentos previamente mencionados

Os modelos anatómicos obtidos por impressão 3D não têm aplicação direta nos pacientes, mas podem permitir o estudo ou melhor compreensão de qualquer tipo de problema que estes apresentem. Podem também ser utilizados por estudantes no início ou ao longo do período formativo, fomentado uma aprendizagem mais *hands on*.

A difusão e acessibilidade desta tecnologia possibilitou a criação de plataformas de *software* de código aberto. Nestas plataformas, há troca de ideias e projetos entre investigadores e outros profissionais e o público geral. Há registos da criação de um projeto

numa destas plataformas para a impressão de estetoscópios de baixo custo, embora de alta qualidade, para serem utilizados por médicos em hospitais carenciados na Faixa de Gaza (*Glia Project*).

Os tratamentos de restauração dentária destinam-se a restaurar a integridade da estrutura dentária dos pacientes. Para a execução destes tratamentos é necessário abordar o problema de forma iterativa, isto é, em primeiro lugar é necessário observar e avaliar, em segundo lugar planear e, por último, construir ou executar. Estas etapas podem e devem ser repetidas durante o decorrer do tratamento, sempre que ocorram imprevistos.

Neste trabalho, o principal objetivo é imprimir tridimensionalmente, através da tecnologia *Fused Deposition Modelling* (FDM), próteses a aplicar no tratamento com implantes de carga imediata (com 4 parafusos *pivot*) a partir de diferentes polímeros e, caracterizá-las quanto às suas propriedades mecânicas. O intuito deste projeto é verificar se é possível aplicar estas próteses num contexto real e baixar os custos de produção deste tipo de tratamento de restauração dentário.

No entanto, devido às restrições associadas ao confinamento no âmbito da pandemia designada por COVID-19, aliada ao facto de a dissertação apenas corresponder a um semestre letivo, parte do trabalho experimental não foi realizada, tendo sido substituída por uma hipótese experimental.

## 1. REVISÃO DE LITERATURA

A fabricação aditiva (FA) é uma técnica de fabricação que permite produzir estruturas camada a camada através de ficheiros CAD (do inglês *Computer Aided Design*). Inicialmente ficou conhecida como prototipagem rápida (do inglês *rapid prototyping*) sendo hoje, genericamente, designada por impressão 3D. A técnica é bastante versátil, flexível e muito personalizável, sendo adaptável a qualquer setor e indústria. [1]

### 1.1. Fabricação Aditiva

#### 1.1.1. Enquadramento Teórico

Segundo a norma F2792–12a–Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies da ASTM (*American Society for Testing and Material*), a fabricação aditiva (FA) é definida como “*o processo de junção de materiais de forma a produzir objetos a partir de um modelo 3D em CAD, normalmente fabricado camada a camada, contrariamente ao que acontece com as metodologias de fabricação subtrativas*”. A norma propõe como sinónimos à FA os seguintes termos: processos aditivos, técnicas aditivas, fabricação aditiva por camadas, fabricação por camadas e fabricação em forma livre. [2]

Conforme a norma, os processos de FA encontram-se divididos em 7 categorias, cuja subdivisão resulta em 15 tecnologias diferentes, embora algumas formem grupos semelhantes. As tecnologias foram divididas de acordo com o estado físico do material impresso e com o método de aplicação. Estas diferentes técnicas encontram-se resumidas e descritas na Tabela 1.1. Por uma questão de comodidade e uniformidade algumas designações foram deixadas em Inglês não só por serem mais conhecidos nesta língua, como por a sua tradução para Português não se encontrar uniformizada.

Tabela 1.1. Técnicas de fabricação aditiva. [2] [3]

Método	Técnica	Descrição
<i>Binder Jetting</i>	Impressão 3D por jato de tinta	Deposição de um agente ligante, que adere às camadas do material (normalmente, em pó) formando o objeto pretendido.
<i>Directed Energy Deposition (DED)</i>	<i>Powder-fed directed-energy deposition</i>	Um feixe laser de elevada intensidade é usado para fundir os pós metálicos que se encontram no foco do feixe. O feixe atravessa a cabeça de deposição. A produção do objeto é feita numa plataforma que se move nos eixos das abcissas e das ordenadas. A cabeça de deposição move-se na vertical à medida que as camadas são completadas.
	<i>Metal Wire</i>	Um fio metálico passa pelo bico de alimentação e é fundido logo à saída deste por um laser. Em torno do laser, forma-se uma atmosfera protetora de um gás inerte. Esta técnica pode ser realizada numa câmara selada ou num ambiente aberto.
Extrusão de Material	FDM ( <i>Fused Deposition Modelling</i> )	Técnica utilizada para fabricar peças poliméricas através da extrusão de material (através de um bico aquecido) e deposição camada a camada.
	PED ( <i>Precise Extrusion Deposition</i> ) ou	Variante da técnica FDM. O material pode ser diretamente depositado,

	Extrusão com impressão direta	sem haver preparação do filamento.
	<i>Robocasting</i>	Técnica similar à FDM. Desenvolvida de modo a processar suspensões sólidas e imprimir cerâmicos densos e compósitos. Flexibilidade de impressão: capaz de imprimir diferentes materiais.
	<i>MJS (Multiphase Jet Solidification)</i>	Desenvolvido para a produção de objetos metálicos e cerâmicos de alta densidade utilizando ligas com baixo ponto de fusão ou uma mistura pó-ligante. O material/pó é aquecido numa câmara a uma temperatura superior à temperatura de fusão do ligante. O ligante é eliminado. A pasta, formada pela mistura pó-ligante, passa pelo bico de alimentação aquecido e é depositado sob uma plataforma controlada por computador. Formando a estrutura desejada.
Deposição de Gotas	<i>Material Jetting</i>	Gotas do material são depositadas seletivamente, de modo a formar a peça pretendida.
<i>Powder Bed Fusion</i>	<i>DMLS (Direct Metal Laser Sintering)</i>	Produção de peças metálicas a partir de pós metálicos (sinterização dos pós). Não há produção de peças intermédias - “em verde” ou “em castanho”.
	<i>SLS (Selective Laser Sintering)</i>	Produção de objetos cerâmicos, a partir de pós. Através da utilização de um

		feixe de laser é possível sinterizar, seletivamente, as partículas, camada a camada. Técnica realizada numa câmara fechada e de ambiente controlado. Prescinde da utilização de solventes orgânicos.
	SLM ( <i>Selective Laser Melting</i> )	Técnica semelhante à SLS. Em vez de haver sinterização, há fusão dos pós. Pó de material polimérico.
	EBM ( <i>Electron Beam Melting</i> )	Técnica semelhante à SLM, mas difere desta devido à utilização de um feixe de eletrões como a sua fonte de energia, em vez de um feixe de laser.
Laminagem	Laminagem	Folhas de um material são unidas de modo a formar um objeto.
Fotopolimerização	Estereolitografia	Produção de peças a partir de resinas poliméricas e fotossensíveis, no estado líquido. Uma luz UV é utilizada para endurecer a resina. À medida que uma camada é concluída, a plataforma desloca-se para baixo, de modo a acomodar todas as camadas por fabricar.

Para além das designações apresentadas na norma, a FA é comumente conhecida por impressão 3D. Esta tecnologia existe há mais de 30 anos, embora apenas mais recentemente tenha captado o interesse do público e de áreas específicas, como a medicina. A patente de FDM de Scott Crump (inventor americano e cofundador da *Stratasys, Inc.*) expirou em 2009 e, a partir daí as impressoras começaram a ser produzidas e comercializadas

---

a preços bastante mais acessíveis, sem haver violação dos direitos de propriedade intelectual do detentor da patente com o código US5121329A. [4]

### 1.1.2. Fabricação aditiva *versus* Fabricação subtrativa

Apesar de a FA ser uma tecnologia inovadora e de apresentar benefícios importantes, tais como o custo, a velocidade de produção e a qualidade quando comparada com a fabricação subtrativa, esta última não pode ser totalmente substituída. [4]

A fabricação subtrativa é um processo de obtenção de componentes tridimensionais, conseguido através do desbaste sucessivo de um bloco sólido de material. Os cortes podem ser feitos manualmente ou através de um equipamento CNC (abreviado do inglês, *Computer Numerical Control*). Estes equipamentos eletro-mecânicos utilizam múltiplas ferramentas, capazes de cortar o material nos 3 eixos, extinguindo assim a necessidade de um operador virar o bloco. [5]

As vantagens da FA em relação à fabricação subtrativa são: [4]

- O volume de matéria-prima inicial é praticamente igual ao volume final da peça acabada, logo o desperdício é nulo
- Eficiência industrial: a impressão 3D possibilita aos consumidores a impressão das próprias peças ou componentes para que possam consertar outros bens adquiridos. Os consumidores podem tornar-se assim micro fabricantes;
- Personalização em massa: a tecnologia permite a customização em massa de peças a baixo custo;
- Produção *on demand*: permite imprimir peças em localizações remotas por distribuidores locais e prestadores de serviços; a entrega de produtos deixa de ser uma restrição. Resultando no encurtamento da cadeia de abastecimento e na poupança no transporte e nos custos de stock.
- Descentralização da produção: uma vez que os *designs* podem ser transferidos digitalmente, é possível reduzir a necessidade de soluções logísticas. Há descentralização da produção, pois o consumidor passa também a fabricante;
- Modificações sem custos acrescidos: estando as peças cada vez mais próximas do destino final, se for necessário fazer qualquer tipo de

alteração não haverá grandes perdas monetárias ou de tempo por se tratar de um (ou vários) ficheiros digitais, de fácil alteração;

- Melhoria na qualidade: esta tecnologia tem a capacidade de melhorar, por exemplo, a qualidade dos cuidados prestados através da colocação de implantes ou próteses a pacientes com diferentes patologias.

### **1.1.3. Tecnologias de Fabricação Aditiva**

O termo impressão 3D engloba um vasto leque de processos e tecnologias. Estas tecnologias apresentam algumas variações, mas o princípio de funcionamento é semelhante ao estabelecido pela FA. Deste modo, é possível imprimir diferentes matérias através de técnicas distintas, mas a impressão é sempre feita camada a camada.

De entre os vários processos, podemos destacar, por serem os mais utilizados, os métodos de *Powder Bed Fusion*, as tecnologias de fotopolimerização e os métodos de extrusão de material. Todos os subprocessos serão referenciados em inglês, para não haver perda de informação na tradução, e serão definidos de acordo com a norma F2792 – 12a da ASTM. [2]

Os métodos *Powder Bed Fusion* utilizam a matéria-prima sob a forma de pós aos quais são adicionados ligantes. Após conformação há etapas de pós-produção que incluem a sinterização e tratamentos de pós-processamento.[3] Nestes métodos uma fonte de energia térmica (como um laser ou um feixe de eletrões), aquece e funde, seletivamente, regiões específicas da cama de pós, ultrapassando, ligeiramente, o ponto de fusão do material. Esta fonte de energia sinteriza a cama de pós, transformando-os numa fina camada. As tecnologias mais conhecidas são EBM (abreviado do inglês, *Electron Beam Melting*), SLS (abreviado do inglês, *Selective Laser Sintering*) e SLM (abreviado do inglês, *Selective Laser Melting*). Apesar de estas tecnologias serem bastante diferentes possuem algumas características comuns, tais como:

- Utilização de uma cama de pós para a impressão;
- Ser necessária a utilização de ligantes;
- Podem imprimir materiais metálicos, cerâmicos e alguns polímeros termoplásticos;
- O tamanho das partículas pode variar entre os 10 e os 150  $\mu\text{m}$ ;

- Diferentes conjunções de parâmetros (quantidade de energia, temperatura da cama, espessura da camada) influenciam as propriedades mecânicas e estruturais da peça final.

As tecnologias de fotopolimerização incluem a estereolitografia e a impressão por jato de tinta. Nestes processos, a peça/componente é fabricada camada a camada a partir de uma cuba de resina polimérica líquida e fotossensível. Uma luz UV é utilizada para endurecer, seletivamente, a resina, enquanto que uma plataforma desloca a peça para baixo, à medida que a camada produzida anteriormente, endurece. [6]

As características comuns a ambas as tecnologias são: [7]

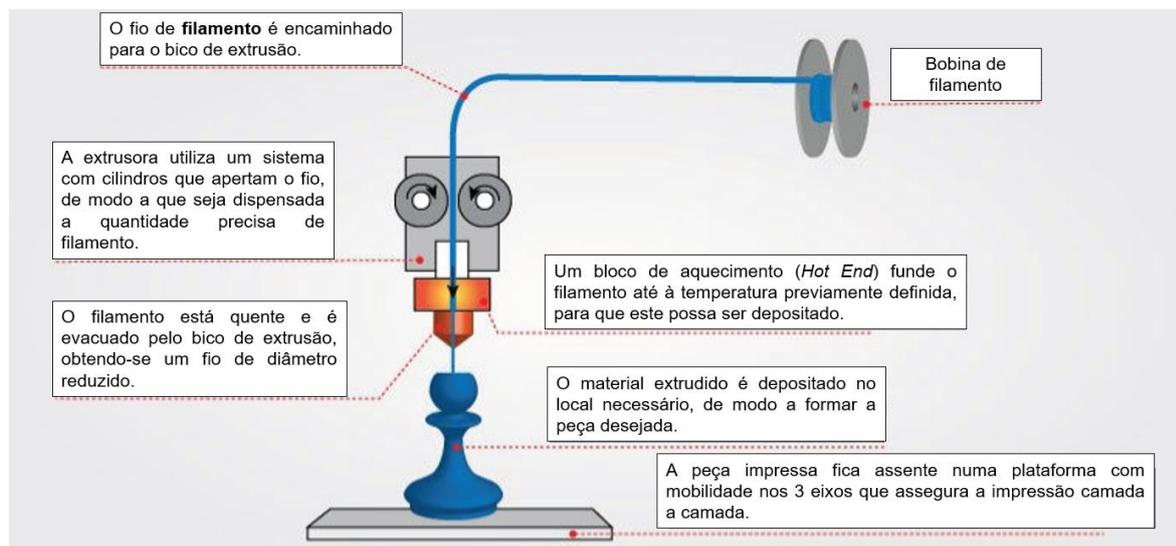
- Utilização de resinas fotossensíveis;
- Excelente acabamento superficial;
- Propriedades mecânicas fracas.

Os métodos de extrusão de material englobam técnicas como FDM e a extrusão com impressão direta. São assim designados devido à extrusão contínua de material através de um fino bico montado na impressora. Adicionalmente, a peça a imprimir fica assente numa plataforma com mobilidade nos 3 eixos, assegurando-se assim a impressão da peça, camada a camada. Os equipamentos utilizados são, genericamente, designados por impressoras 3D. Estes métodos são mecanicamente simples e, comparativamente a outros métodos de fabricação em forma livre, apresentam uma relação custo-eficácia bastante mais elevada. [3] [8]

As características comuns a ambos os métodos de extrusão são:

- As estruturas de suporte podem ser fabricadas no mesmo material que o componente impresso;
- A extrusão do material é contínua;
- Apresenta a possibilidade de depositar multi-materiais;

No decorrer do trabalho experimental a realizar na presente dissertação, recorrer-se-á ao método FDM para a impressão das arcadas dentárias com diferentes polímeros. Os constituintes e o princípio de funcionamento deste tipo de impressora encontram-se representados na Figura 1.1.



**Figura 1.1.** Esquema descritivo do método FDM. (Adaptado de [9] )

#### 1.1.4. Sustentabilidade

Nas últimas décadas, a FA tem contado com um desenvolvimento incremental. Esta tecnologia demonstra um enorme potencial no que toca à redução de energia necessária ao processo (*input*) e à redução da quantidade de recursos e desperdícios (*outputs*), em relação a outras técnicas mais convencionais. Tendo em conta que há redução dos *inputs* e *outputs*, podemos dizer que a FA permite assim a introdução de práticas mais amigas do ambiente em todos os setores de aplicação. [10] [11]

Quando falamos de sustentabilidade, têm de ser distinguidas o impacto ambiental e a expectativa de vida das peças/componentes fabricados pela FA.

O impacto ambiental pode então ser estudado em três partes: consumo de recursos, gestão de desperdícios e controlo de poluição. [10]

Os componentes fabricados através da FA são de fácil processamento devido ao baixo grau de dificuldade no manuseamento das impressoras e a pouca necessidade formativa por parte dos utilizadores. Assim sendo, pode-se dizer que a cadeia de abastecimento está condensada e a produção tornar-se mais flexível e autónoma. [10]

A energia e as matérias-primas consumidos neste processo representam a maior fonte de consumo. A energia é necessária para fornecer a matéria-prima ao bico de

alimentação, com o objetivo de: manter a temperatura e pressão necessárias às requeridas para o fabrico da peça e alimentar os sensores e comandos, de forma a monitorizar e controlar o processo de produção. A impressora e todos os seus sistemas auxiliares constituem o maior gasto de energia. [10]

Os materiais primários (como, por exemplo, o filamento polimérico ou o pó metálico), secundários (estruturas de suporte) e o gás protetor (como azoto e argon) constituem as matérias-primas consumidas. Na teoria, a FA utiliza 97% das matérias-primas iniciais na peça final, mas a eficiência de consumo pode, na prática, não atingir este valor. Quanto ao consumo energético, este pode aumentar, se o nível de produtividade e cadência de produção diminuir. [10]

Quando consideramos a fabricação subtrativa, o desperdício gerado por este tipo de fabricação é bastante superior ao da FA; não querendo dizer que a última não gera desperdício. O desperdício produzido pela FA inclui pós que não podem ser reciclados, aparas ou peças com defeitos e estruturas de suporte no interior das peças. [10] [12]

Em termos de agentes poluentes utilizados na fabricação de qualquer componente, como fluidos de corte, produtos químicos tóxicos, agentes desmoldantes e lubrificantes de forjamento, a fabricação subtrativa, mais uma vez, apresenta-se como a mais poluente. Mas, enquanto que a FA utiliza menos produtos prejudiciais em termos ambientais, esta produz partículas ultrafinas e, portanto, é necessário tomar cautela e seguir regras de segurança quando em funcionamento num ambiente fechado não ventilado e não filtrado. [10]

Como se trata de uma técnica relativamente recente, considerando que a massificação desta tecnologia só se iniciou em 2009, não há muitos estudos realizados no sentido de analisar a expectativa de vida das peças/componentes.

Em suma, podem enumerar-se cinco benefícios ambientais quando se opta por FA, em vez das técnicas mais convencionais de fabricação: [10] [12]

- I. Redução na quantidade de material bruto (“em verde”) necessário à cadeia de abastecimento;
- II. Redução da necessidade de utilização de processos energeticamente dispendiosos, com grande geração de desperdício e poluentes;
- III. *Design* de produtos mais flexíveis e eficientes, com melhor performance e maior funcionalidade;

- IV. Redução do peso nos produtos associados ao transporte e, por conseguinte, redução da pegada de carbono;
- V. Descentralização da fabricação, dado que se encontra mais perto do consumidor final ou ponto de consumo.

## 1.2. Tratamentos de restauração dentária

Os tratamentos de restauração dentária têm como principal objetivo restaurar a função, integridade e morfologia da estrutura dentária dos pacientes. Por este motivo são tratamentos complexos que podem incluir a reconstrução de maxilares e mandíbulas desdentadas, requerendo a colaboração entre cirurgiões e dentistas protésicos. [13]

Na presente dissertação irão ser estudadas as próteses totais mandibulares e os implantes aplicados para o correto posicionamento destas, sendo a sua principal função semelhante à dos implantes tradicionais (ver Figura 1.2).



**Figura 1.2.** Exemplo ilustrativo de um tratamento de restauração tradicional (à esquerda) e de um tratamento de restauração de implantes de carga imediata (à direita). (Adaptado de [14])

Os implantes de carga imediata foram desenvolvidos de modo a maximizar o uso dos maxilares, evitando os enxertos ósseos e procedimentos regenerativos, que fazem disparar o custo do tratamento e a morbidade entre os pacientes. [15] [16] A utilização deste tipo de implantes demonstra ainda uma boa relação entre custo e eficácia do tratamento e garante ao utente a reabilitação e função imediata. Ou seja, o paciente terá as arcadas

dentárias aplicadas no dia da cirurgia de colocação dos implantes. Apresentando-se assim como o tratamento que mais benefícios psicológicos oferece aos pacientes. [17]

### **1.2.1. Implantes de carga imediata**

A utilização de implantes de carga imediata, capazes de suportar próteses dentárias, apresenta-se como um tratamento cuja taxa de sucesso é bastante elevada. O desafio atual assenta, portanto, no desenvolvimento de protocolos de tratamento simples, de baixo custo e de excelente eficácia. [18]

Neste tipo de tratamento, implantes de titânio ou zircónia são cirurgicamente colocados, no maxilar ou mandíbula desdentada, onde se ligam ao osso que os rodeia num processo denominado por osteointegração, onde se pretende a ligação mecânica e biológica dos dois materiais, e passam a servir como raízes aos dentes artificiais. O que diferencia esta variante dos restantes tratamentos de restauração, é o facto de necessitar de um número reduzido de implantes, capazes de suportar e fixar as arcadas dentárias (observável na Figura 1.2). Apesar de necessitar de menos implantes, esta variante permite a mesma estética e função final que os tratamentos mais convencionais. [16] [19]

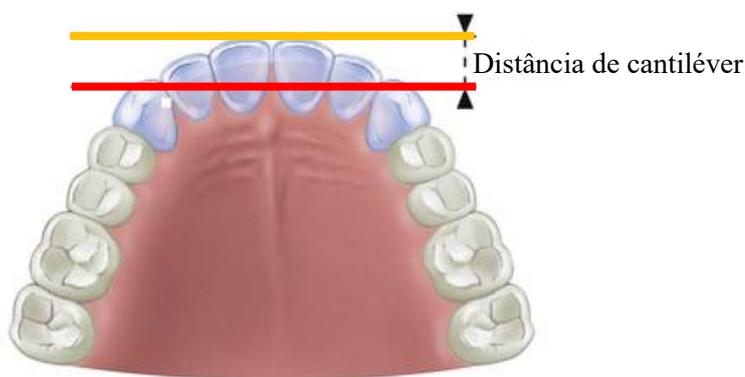
O número de implantes utilizados para fixar a arcada varia consoante a carga aplicada e o parecer do médico que os aplica. Há estudos que apontam para que o número ideal de implantes capazes de suportar a prótese dentária completa no maxilar inferior seja de 4, pois é o maxilar móvel e responsável pelos movimentos de mastigação. Usualmente os implantes são distribuídos e ancorados anterior e posteriormente sobre o arco do maxilar inferior. [18] Os implantes colocados na posição anterior (frente da boca) são fixados axialmente, enquanto que os implantes da posição posterior são fixados de forma distal e com inclinação, de modo a minimizar a distância cantiléver e permitindo a aplicação de uma prótese de até 12 dentes. [16]

#### **1.2.1.1. Influência da inclinação no posicionamento dos implantes posteriores**

A inclinação dos implantes posteriores pode variar entre os 30° e os 45°, permitindo assim o uso de implantes de maior comprimento. Se o comprimento dos implantes posteriores for superior aos anteriores, a estabilidade proporcionada às arcadas dentárias é superior. Assim, e reforçando a ideia anteriormente apresentada, a distância

cantiléver é minimizada, a capacidade de suporte da prótese é otimizada e, em consequência, não é necessária a utilização de enxertos ósseos. [20]

A distância cantiléver é definida através da observação da posição dos dentes do maxilar superior. São traçadas duas linhas horizontais, sendo que a primeira linha (na Figura 1.3, a vermelho) é traçada desde a ponta de um dos caninos até ao outro canino. A segunda linha é traçada, em paralelo com a primeira, ao longo da face exterior dos incisivos (na Figura 1.3, a amarelo). [21]



**Figura 1.3.** Exemplo ilustrativo da distância cantiléver. (Adaptado de [21])

Através da distância entre as duas linhas, também é possível identificar qual o formato da arcada. [21]

#### **1.2.1.2. Manutenção e Taxa de Sucesso**

Neste tipo de tratamento, as arcadas dentárias suportam entre 12 e 16 dentes, pelo que seria expectável que, com o passar do tempo e com a carga aplicada pelos utilizadores (que pode ir até aos 800N nos dentes molares), algum dos dentes caia, lasque ou parta. Por estes motivos, é importante considerar os estudos que retratam quais os procedimentos de *follow-up*, a periodicidade da manutenção e a taxa de sucesso destes tratamentos.

As opções de manutenção podem ser variadas e dependem diretamente do protocolo cirúrgico e do plano de tratamento que a equipa médica responsável pela colocação dos implantes e respetivas arcadas impõe. Há estudos que requerem que o protocolo de manutenção seja feito aos 10, 2 meses, 4 meses, 6 meses e 1 ano após a cirurgia e a cada 6

---

meses após o ano. [17] Outros estudos aconselham ainda alterações dietéticas durante 2 ou mais meses, fazendo consultas *follow-up* apenas ao fim de quatro meses. [22]

### **1.2.2. Evolução dos materiais utilizados no fabrico das próteses dentárias**

A restauração da estrutura dentária é uma necessidade médica e estética e há registos deste procedimento em humanos desde as primeiras civilizações. Há cerca de 3500 anos, os egípcios esculpiam dentes falsos a partir de madeira de amoreira e uniam as próteses aos dentes subjacentes através de fio de ouro enquanto que os etruscos produziam dentes feitos de ouro. Com o decorrer do tempo, estes materiais deixaram de ser usados e passaram a utilizar-se dentes retirados de cadáveres; esculpiam-se dentes de animais, adaptados para tomar a forma e o tamanho de dentes humanos; marfim e porcelana. Rapidamente se percebeu que dentes provenientes de animais não suportavam os agentes corrosivos da saliva e que o marfim de elefante era poroso e manchava facilmente. [23]

As primeiras próteses dentárias produzidas em porcelana apareceram nos finais do século XVIII. [24] Em 1850, Charles Goodyear, inventa o processo de vulcanização da borracha e o mercado das próteses dentárias entra numa nova era: a porcelana, previamente utilizada e com mostras de sucesso na sua implementação, passa a ser misturada com a borracha, um material de baixo custo e maleável o suficiente para ser ajustado à base da dentadura. Os dentes das próteses continuam a ser feitos de porcelana, mas a base da dentadura passa agora a ser feita de borracha vulcanizada. [23]

Mais tarde e com o aparecimento de novos materiais poliméricos, a borracha vulcanizada é substituída por polímeros como o poli(metil metacrilato) (PMMA). O PMMA é um polímero amorfo (incolor), estável em meios aquosos e resistente à radiação UV. [23] Acresce que este é um material mais estável e higiénico do que a borracha.

Atualmente, as próteses dentárias utilizadas no tratamento do tipo “*all-on-4*” consistem em duas partes: os dentes artificiais e a base da prótese. Os dentes artificiais restituem a aparência de dentes naturais, restabelecem a função oral e auxiliam à correta pronúncia das palavras. A base da prótese serve de fundação aos dentes artificiais e pode ser usada para restaurar tecidos macios e tecidos duros que apresentem defeitos estruturais. [25] Estes dentes podem ser produzidos a partir de diferentes materiais cerâmicos, tais como

a vitrocerâmica e a zircônia. Quando os materiais cerâmicos são utilizados neste tipo de aplicações devem ser cumpridos dois requisitos: apresentarem boas propriedades mecânicas e serem esteticamente semelhantes aos dentes. [26] Quanto ao processo de fabrico, blocos “em verde” de materiais cerâmicos ou blocos cerâmicos pré-sinterizados são fresados de modo a remover o excesso de material e tomarem a forma desejada. Esta operação produz um enorme desperdício de material, pelo que não se alinha com a atual política de sustentabilidade e de desperdício zero. [27]

Dado que, atualmente, as próteses produzidas são peças cerâmicas personalizadas, o custo de produção e o preço final cobrado ao paciente são bastante elevados. Por este motivo, devem ser considerados não só novos materiais para a produção destes dispositivos, mas também novos processos de fabrico, ambientalmente mais sustentáveis, mais baratos e que permitam a massificação de tratamentos deste tipo.

Uma alternativa a explorar será a fabricação aditiva e o uso de materiais poliméricos. A FA já deu provas da sua eficácia e sucesso em outras áreas da Medicina e, como tal, é apenas uma questão de tempo para que a indústria da Medicina Dentária adapte e aplique esta tecnologia e este tipo de materiais na fabricação de próteses. É neste enquadramento que a presente dissertação se insere e pretende contribuir, ao efetuar a caracterização mecânica preliminar de provetes e avaliando o aspeto estético das próteses impressas. Devido ao contexto criado pela pandemia não foi possível efetuar a caracterização mecânica dos testes à compressão das próteses impressas.

### **1.3. Fabricação aditiva aplicada a tratamentos de restauração**

Dado a flexibilidade e a versatilidade da fabricação aditiva, a adoção desta tecnologia por parte de indústrias, como a médica, a aeronáutica e até mesmo a indústria bélica, foi efetuada de forma rápida [28].

No caso específico da medicina Dentária, os 3 passos fundamentais para assegurar o processamento digital para aplicações dentárias são: a aquisição de dados (digitalização do maxilar e mandíbula), o processamento dos dados adquiridos através de *software* de *design* assistido por computador (CAD) e a produção auxiliada por computador, CAM (abreviado do inglês, *Computer Aided Manufacturing* - CAM) [29].

A aquisição de dados pode ser efetuada através de tomografia computadorizada, que se refere à obtenção de imagens por ressonância magnética e respetiva digitalização (por contacto ou laser) intra- e extraoral. A introdução da digitalização intraoral permitiu minimizar a intervenção humana, reduzindo os erros de medição. [29][30] Atualmente o procedimento mais comum é efetuar um scan diretamente da boca do paciente.

Depois da digitalização, é necessário proceder ao tratamento dos dados. Os dados são transformados num ficheiro com extensão STL (abreviado do inglês *Standard Triangle Language* – STL) que, após tratamento computadorizado para efetuar o fatiamento (*slicing*), é convertido num ficheiro de extensão *gcode* que permite efetuar a impressão 3D, dando origem a uma peça inteira e completamente funcional. Esta é a segunda fase do trabalho digital que pode também ser denominada por fase de planeamento, dado que inclui o fatiamento e há geração do caminho que o bico de alimentação percorre na geração de cada camada. [31] É também nesta etapa que se definem todos os parâmetros de impressão.

De seguida é possível imprimir o dispositivo médico, através do método FDM. A impressão é feita pela extrusão do filamento, camada a camada, com a plataforma móvel a acompanhar o movimento do bico de alimentação.

No caso específico das arcadas dentárias, depois da sua produção são, normalmente, caracterizadas no sentido de maquilhadas, para que se assemelhem a dentes e gengivas reais. Após a aplicação dos implantes de ligação nos locais apropriados, as arcadas impressas estão prontas a serem colocadas no paciente.

O procedimento descrito permite reduzir significativamente os tempos de obtenção de dados e de produção, melhorar a metodologia de obtenção de dados (através da digitalização das estruturas dentárias) e aumentar a capacidade de produção. [32]



## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

No presente capítulo serão apresentados quais os materiais, as técnicas de caracterização dos filamentos, o processamento por impressão 3D e quais as propriedades mecânicas dos filamentos antes e depois da impressão, sob a forma de provetes. O presente trabalho previa ainda a impressão 3D de arcadas superiores e inferiores e avaliação dos esforços quando sujeitos a carga imediata. Os resultados seriam depois comparados com arcadas fabricadas por processos subtrativos e também aditivos, mas pela tecnologia SLM de pós poliméricos. Devido às restrições nos acessos aos laboratórios da Faculdade de Medicina Dentária, quer durante o período de confinamento, quer atualmente, esta última parte do trabalho não foi efetuada

### 2.1. Materiais

No decorrer deste trabalho, diferentes materiais poliméricos foram utilizados como objetos de estudo, particularmente: o poli(metil metacrilato) (PMMA) fornecido pela TreeD Filaments™, Seregno, Itália; o poliestireno de elevado impacto (HIPS) e, um co-polímero, o acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) ambos fornecidos pela DoWire®, Seixal, Portugal. Os filamentos têm diâmetro de 1,75 mm.

### 2.2. Técnicas de Caracterização dos Filamentos

O objetivo desta caracterização é a obtenção de mais informação sobre os polímeros adquiridos, dado que os fornecedores apenas se limitam a informar sobre o polímero base que os constitui. Não se sabe se os filamentos são polímero ou plástico, qual ou quais os aditivos selecionados, quais os pesos moleculares médios, etc. As técnicas de caracterização utilizadas são: a espectroscopia de infravermelho com transformada de Fourier (FTIR), a análise termogravimétrica (TGA), a calorimetria diferencial de varrimento (DSC) e propriedades mecânicas através de testes de tração.

### **2.2.1. Espectroscopia de Infravermelho com Transformada de Fourier**

A espectroscopia de infravermelho com transformada de Fourier (do inglês *Fourier transform infrared spectroscopy* – FTIR) é a técnica de análise espectroscópica mais utilizada dentro do leque da espectroscopia. [33] Esta análise tem sido amplamente aplicada em pesquisa fotossintética. [34]

A FTIR permite identificar quais os grupos químicos funcionais que se encontram presentes numa amostra de material polimérico. A identificação é realizada através da exposição da amostra a um feixe de energia na gama do infravermelho. A energia é em parte absorvida, induzindo a vibração das ligações covalentes. A vibração ocorre em gamas de vibração que correspondem à frequência fundamental de vibração de grupos químicos funcionais específicos.[34]

Os espectros de infravermelho dos filamentos foram recolhidos a 20°C, utilizando um espectrómetro FTNIR/MIR (*PerkinElmer*®, modelo *Frontier*), provido de um módulo de reflexão total atenuada, um detetor FR-DTGS e um divisor de feixe de energia KBr. A recolha de dados foi realizada com uma resolução de 4 cm<sup>-1</sup>, força constante de 80 N e 16 interferogramas de acumulação. O acessório de reflexão total atenuada universal com cristal diamante/ZnSe utilizado foi fornecido pela *PerkinElmer*®. Os espectros foram analisados recorrendo ao *software* SPECTRUM 10 STD.

### **2.2.2. Análise Termogravimétrica**

A análise termogravimétrica (do inglês *Thermogravimetric analysis* – TGA) é uma técnica experimental que permite avaliar a estabilidade térmica de um material pela observação da variação que incorre na massa de uma amostra ou várias amostras, quando estas são submetidas a programas com temperatura e atmosfera controladas. [35]

As amostras podem ser aquecidas a uma taxa de aquecimento constante, mantidas a temperatura constante ou submetidas a incrementos de temperatura não lineares. É importante denotar que o tipo de atmosfera controlada representa um fator de elevada importância na experiência. Podendo esta ser de três tipos: reativa, oxidante ou inerte. [36]

Os resultados de uma análise termogravimétrica podem ser apresentados numa curva de TGA (curva da percentagem mássica em função da temperatura e/ou do tempo) ou, alternativamente, numa curva de DTG. A curva de DTG é o resultado do diferencial

termogravimétrico e mostra os intervalos de temperaturas em que há alterações de massa na(s) amostra(s). [36] [37] Estas alterações ocorrem quando as amostras perdem material através da evaporação de constituintes voláteis, adsorção de gases e humidade; ou quando o material reage com a atmosfera envolvente. [36]

Na realização desta análise foi utilizado o equipamento TGA Q500 V20.13 da **TA Instruments** com um fluxo constante de azoto de 50 mL/min (atmosfera inerte) e com uma taxa de aquecimento de 10°C/min, num intervalo de temperaturas 25-600°C. Os dados foram analisados utilizando o software fornecido pelo fabricante, *TA Instruments Universal Analysis*.

### 2.2.3. Calorimetria Diferencial de Varrimento

A Calorimetria Diferencial de Varrimento (do inglês *Differential Scanning Calorimetry* – DSC) é uma das técnicas mais utilizadas na caracterização de materiais sólidos e líquidos. [35]

A análise DSC mede as alterações energéticas que ocorrem enquanto uma amostra sofre aquecimento, arrefecimento ou é mantida a temperatura constante, e regista a que temperatura estas transições ocorrem. Estas alterações permitem a caracterização do processo de fusão de um material, medição da temperatura de transição vítrea ( $T_g$ ), temperatura de cristalização ( $T_c$ ) ou da temperatura de fusão ( $T_m$ ). [37] [38]

Os filamentos foram caracterizados no equipamento DSC Q100 V9.9 da **TA Instruments** a funcionar com um fluxo constante de azoto de 50 mL/min e uma taxa de aquecimento de 10°C/min. Os intervalos de temperaturas utilizados na caracterização de filamentos encontram-se representados na Tabela 2.1.

**Tabela 2.1.** Intervalos de temperaturas utilizados para a caracterização dos filamentos por DSC.

<b>Materiais</b>	<b><math>\Delta T</math> (°C)</b>
ABS	-70 a 240
HIPS	-70 a 300
PMMA	-70 a 340

Os intervalos de temperatura apresentados na Tabela 2.1, resultam da caracterização efetuada por TGA. Esta caracterização permitiu determinar a temperatura máxima do intervalo, para que não fosse atingida a temperatura de degradação de cada polímero.

#### **2.2.4. Propriedades mecânicas dos filamentos– Ensaio de tração**

O teste de resistência à tração mede a capacidade de um material de resistir a uma força aplicada unidireccionalmente. O resultado deste ensaio é expresso sob a forma de uma curva tensão-deformação ou força-deslocamento que exprime a variação do comprimento da amostra em função da carga aplicada. O ensaio permite quantificar o módulo de Young (E), a resistência à tração ( $\sigma$ ), a deformação à rotura ( $\epsilon$ ) e a ductilidade.

A avaliação da resistência à tração dos filamentos foi realizada com recurso a um equipamento *Shimadzu*, modelo *Autograph AGS-X*, com uma célula de carga de 5 kN e com uma velocidade de avanço do travessão de 5 mm/min. Os filamentos foram testados como recebidos, sem qualquer tratamento, e foram dispostos a uma distância entre as garras ( $L_0$ ) entre 50 e 65 mm. Para cada filamento foram efetuados cinco ensaios válidos e os resultados foram analisados com o software *Trapezium X*.

### 2.3. Processamento por Impressão 3D

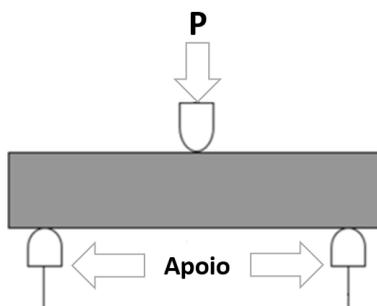
A técnica de fabricação aditiva utilizada para a produção das arcadas dentárias foi a impressão 3D por FDM. As arcadas foram impressas pela impressora 3D Robo (modelo R2), cujo bico de alimentação tem 0,4 mm de diâmetro.

Os parâmetros de impressão foram definidos com base em várias séries de experiências preliminares, sendo que para todos os polímeros:

- O preenchimento da peça a imprimir (*infill*) foi definido nos **100%** - tratando-se da impressão de arcadas a utilizar em humanos, não podemos variar a percentagem de *infill* para que não estas não sejam porosas;
- A qualidade de impressão foi definida para **qualidade normal (NQ)** e, conseqüentemente, a altura da camada é definida nos **0,1 mm**;
- A velocidade de impressão é de  **$V=50 \text{ mm/s}$** ;
- A temperatura da plataforma é de  **$T = 70^{\circ}\text{C}$** ;
- A temperatura de impressão é de  **$T = 220^{\circ}\text{C}$** .

### 2.4. Propriedades mecânicas dos provetes impressos - Ensaio de flexão em 3 pontos

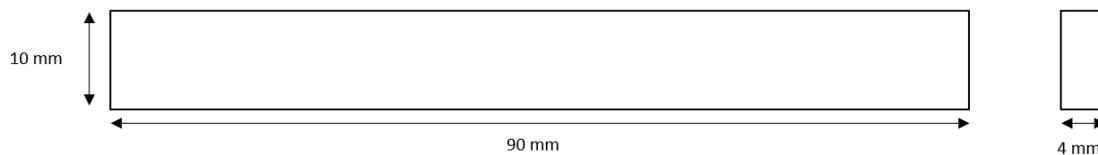
O ensaio de flexão em três pontos (do inglês “*three point bending*” – 3PB) indica a carga máxima que uma amostra pode suportar sem sofrer danos permanentes. Os resultados permitem calcular o módulo de elasticidade à flexão ( $E$ ) dos materiais em estudo. Para tal, um provete é colocado sobre dois apoios, nas suas extremidades, enquanto uma carga ( $P$ ) é aplicada ao centro (Figura 2.2). [39].



**Figura 2.1.** Ensaio de flexão em 3 pontos segundo a norma ASTM D790. de carga imediata. (Adaptado de [40])

O provete é defletido até que seja atingida a tensão máxima ou até que ocorra a rotura na superfície do material. [41] O ensaio faculta uma curva de força-deslocamento e, a partir desta, é possível calcular algumas propriedades mecânicas de referência do material, nomeadamente, a tensão máxima de flexão ( $\sigma$ ) e o módulo de elasticidade à flexão ( $E$ ). [42]

As dimensões dos provetes impressos para o ensaio de flexão em 3 pontos respeitam a norma ASTM D790 (Figura 2.2). [43]



**Figura 2.2.** Dimensões dos provetes para o teste de flexão em 3 pontos, segundo a norma ASTM D790.

## 2.5. Hipótese experimental

Neste subcapítulo é apresentado o procedimento experimental que seria efetuado às arcadas, após processamento por impressão 3D utilizando os mesmos parâmetros de impressão dos provetes, para a avaliação das suas propriedades mecânicas.

Nas arcadas superiores e inferiores seriam colados os implantes metálicos (Figura 2.3) e o conjunto sujeito a um teste de compressão com força constante. Os ensaios seriam efetuados, para além das arcadas processadas por impressão 3D deste trabalho, em próteses obtidas por fabrico subtrativo (tecnologia atualmente adotada no fabrico deste tipo de próteses) e por fabrico aditivo pela técnica SLM a partir de pós de PEEK (poli(éter éter cetona)).

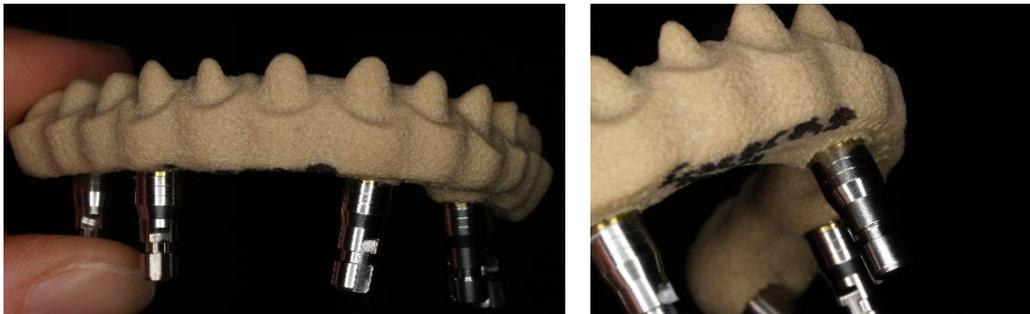
A avaliação da distribuição de tensões dos testes realizados permitiria discutir a viabilidade de utilizar a técnica FDM para o fabrico das próteses de carga imediata como substituto das técnicas de fabricação subtrativa atualmente utilizadas.

Os ensaios a realizar seriam o ensaio à compressão antes e após envelhecimento em saliva artificial. Ambos seriam realizados no equipamento **AGX-V Table Top Type** da marca Shimadzu, com capacidade máxima de carga de 5kN. Tendo em conta que os objetos em estudo são arcadas dentárias, a distribuição de carga a aplicar nestes teria de ser semelhante às forças reais que são aplicadas pelos dentes durante o ciclo de mastigação e

pela força máxima de mordida. Durante a mastigação, a força máxima aplicada é de 200 N e a carga máxima de mordida suportada pelos molares é de 800 N. [44]

As normas técnicas a ter em consideração seriam: ASTM D695-*Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics*, ASTM D1621-*Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Cellular Plastics* e ISO 604-*Plastics — Determination of compressive properties*.

Devido às restrições com origem na pandemia COVID-19, o acesso aos laboratórios de investigação, tanto no Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia, como no Departamento de Medicina Dentária era bastante restrito e os ensaios não foram realizados.



**Figura 2.3.** Arcada inferior com os implantes posicionados para o teste de compressão.



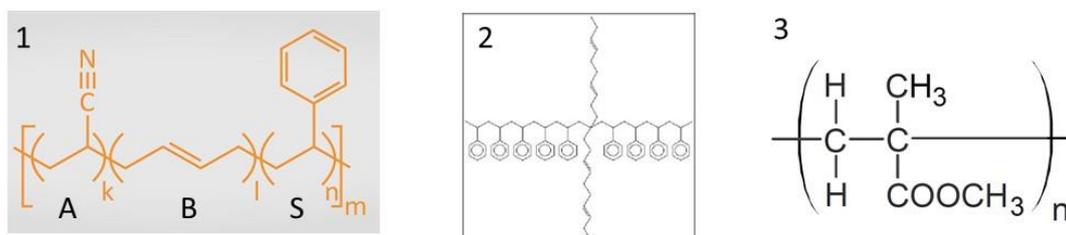
### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo proceder-se-á à apresentação dos resultados referentes às caracterizações realizadas aos filamentos, a caracterização dos provetes impressos e a avaliação qualitativa das arcadas impressas.

#### 3.1. Caracterização dos filamentos

##### 3.1.1. Caracterização química

Tal como referido anteriormente, a caracterização química efetuada por FTIR destina-se apenas a confirmar se os possíveis aditivos adicionados ao polímero original não induzem alterações químicas significativas. Dado que nenhum dos fabricantes fornece informação sobre a constituição ou propriedades dos filamentos este procedimento é o mínimo que deve ser efetuado para assegurar a constituição química do polímero. Na Figura 3.1 encontram-se as estruturas de cada um dos polímeros em estudo.

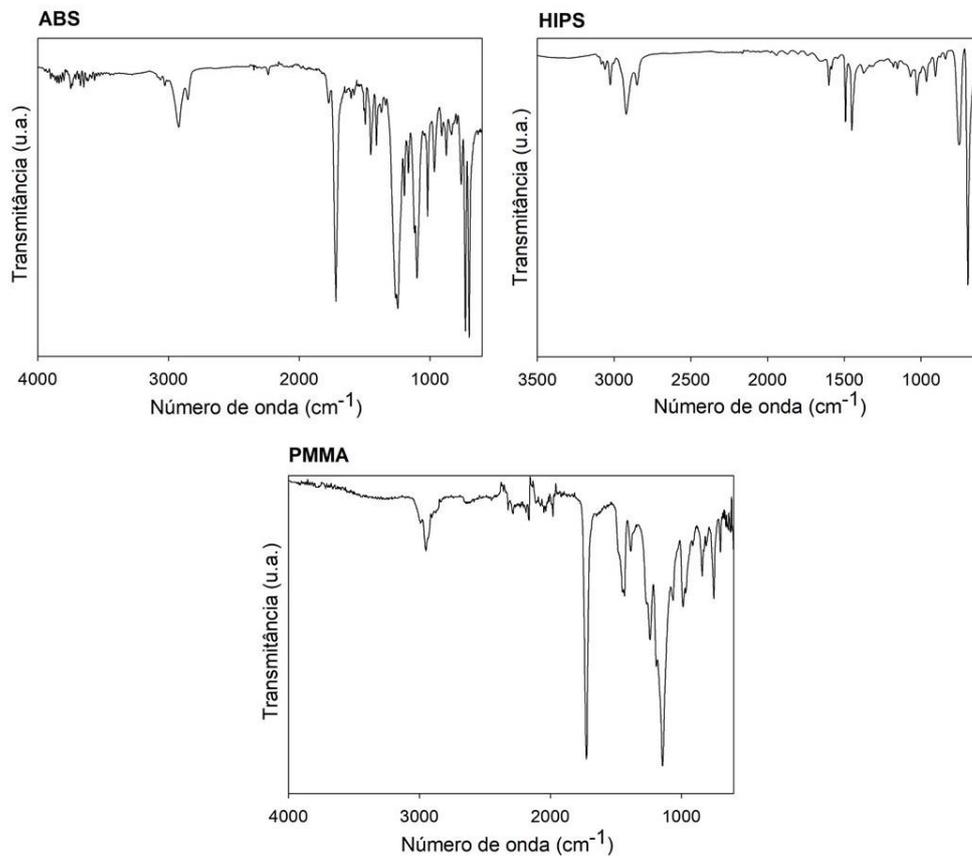


**Figura 3.1.** Representação das unidades estruturais dos polímeros utilizados: 1) ABS, 2) HIPS e 3) PMMA. (Fontes: [45], [46] e [47])

A Figura 3.2 apresenta os espectros FTIR dos três filamentos utilizados. Os espectros evidenciam que as principais bandas correspondem aos grupos funcionais que seria expectável estarem presentes nos polímeros utilizados. [48]

No caso do ABS estão presentes as bandas de vibração correspondentes ao grupo nitrilo ( $-C\equiv N$ ) e ao anel benzénico, a  $2250$  e  $1601\text{ cm}^{-1}$ , respetivamente. A mesma vibração do anel benzénico está presente no espectro de HIPS, sendo esta a banda identificadora deste polímero. No caso do PMMA a vibração a  $1720\text{ cm}^{-1}$  é característica do grupo carbonilo ( $>C=O$ ) e, permite identificar o espectro obtido como sendo o característico deste polímero.

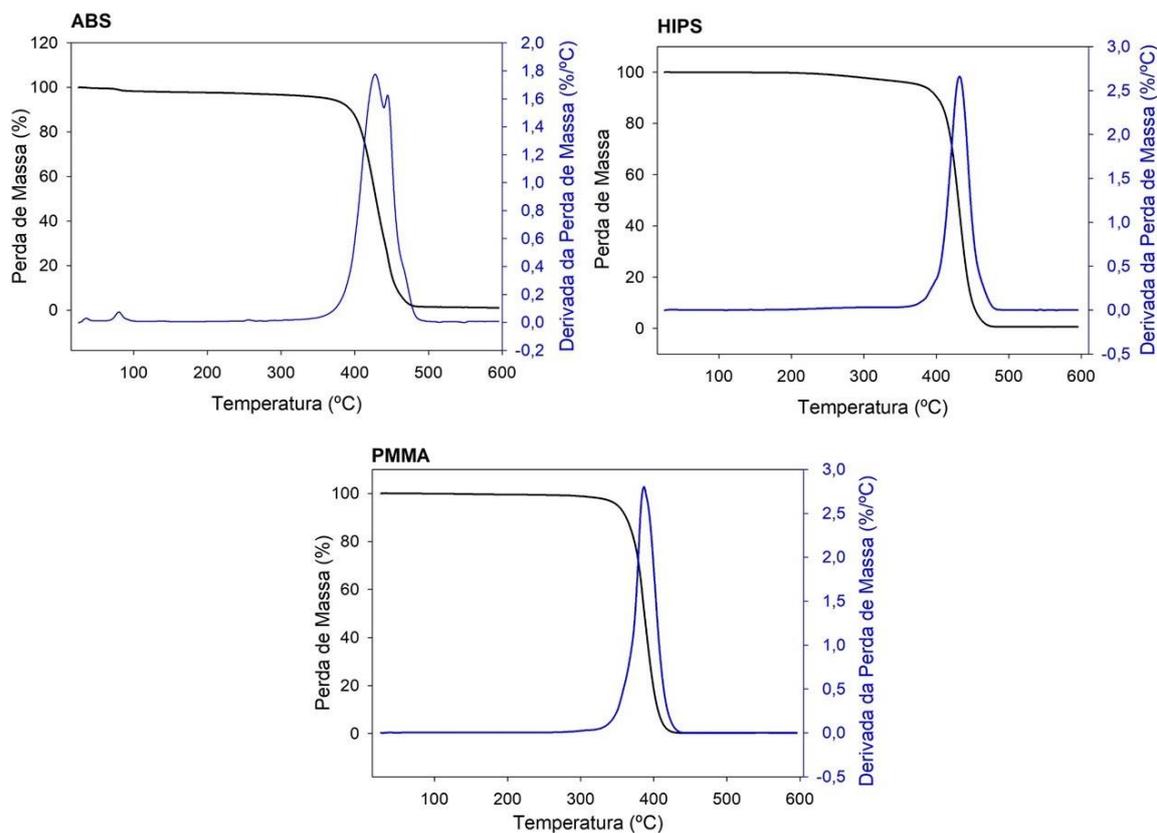
Deste modo, pode ser inferido que a eventual presença de aditivos não influencia a composição química global de cada um dos materiais poliméricos em estudo.



**Figura 3.2.** Espectros FTIR dos 3 materiais poliméricos em estudo.

### 3.1.2. Caracterização térmica

A avaliação da estabilidade térmica dos polímeros constituintes dos filamentos foi avaliada por TGA e na Figura 3.3 estão representados os termogramas juntamente com a análise da respetiva derivada.



**Figura 3.3.** Termogramas dos filamentos utilizados e respetivas derivadas.

A observação dos termogramas, mas especialmente das suas derivadas, permite concluir que para o HIPS e PMMA apenas ocorre um evento térmico, ao contrário do ABS que apresenta dois eventos térmicos distintos associados à perda de massa.

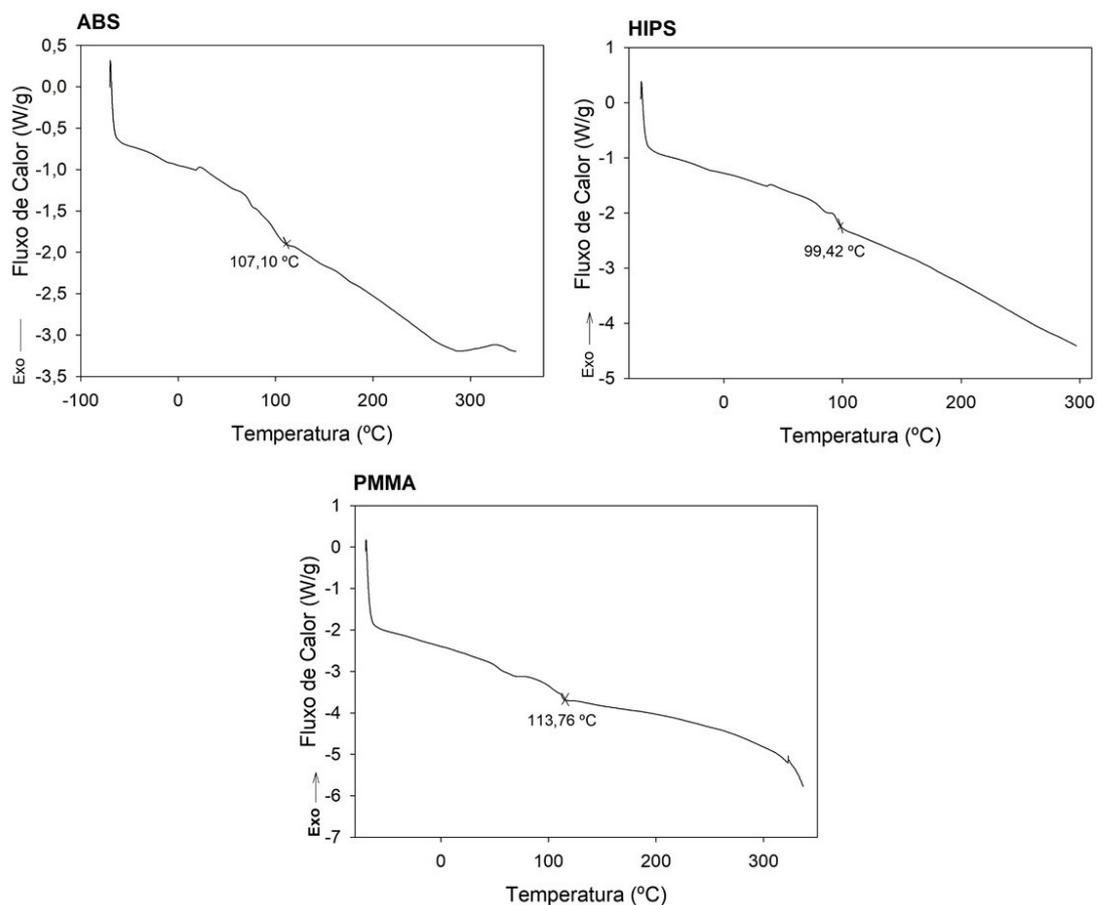
A degradação do PMMA ocorre num único estágio de perda de massa cujo ocorre para o intervalo de temperaturas entre 385°C e 440°C, de acordo com o que seria expectável. [49] O HIPS apresenta também um único estágio de degradação para temperaturas entre 370 a 485°C, de acordo com o reportado na literatura. [50]

No co-polímero ABS, a primeira etapa da degradação é atribuída à cisão dos grupos laterais – CN. A segunda etapa é devida à cisão das ligações C-C da cadeia principal. [51]

Estas duas etapas, conjuntamente, têm o seu início a cerca de 370°C e terminam a cerca de 520°C.

Esta caracterização permitiu concluir sobre a elevada estabilidade térmica dos polímeros selecionados e também permitiu concluir que é possível imprimir por FDM os filamentos sem causar degradação dos polímeros.

Por forma a determinar as temperaturas características de cada um dos polímeros foi efetuada a sua caracterização por DSC, cujos resultados se apresentam na Figura 3.4.



**Figura 3.4.** Curvas DSC dos filamentos com a determinação do valor de  $T_g$  mais elevado.

A primeira conclusão a retirar da observação dos resultados é a de que os polímeros são amorfos, tal como seria expectável, pois não apresentam o pico característico da temperatura de fusão. A temperatura de impressão durante o processamento tem de ser superior à dos valores de  $T_g$  assinalados nos gráficos por forma a que os filamentos apresentem comportamento dúctil e não frágil, o que aconteceria se processados abaixo de  $T_g$ . Por outro lado, a temperatura deve ser o mais alta possível, sem induzir perda de massa

ou degradação, para que a viscosidade seja baixa e assim se consiga uma melhor coesão entre camadas impressas sobrepostas.

Através da observação dos filamentos podemos dizer que os filamentos de ABS e HIPS são aditivados, pelo menos com um corante ou pigmento. Com efeito, dado que se tratam de polímeros amorfos todos os filamentos deveriam ser transparentes. No entanto, apenas o filamento de PMMA o é, enquanto que os de ABS e HIPS são brancos.

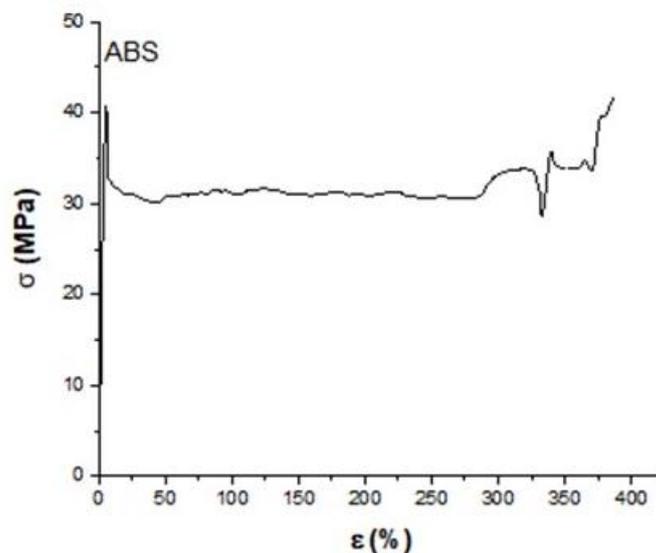
Considerando a caracterização térmica dos filamentos foi decidido processar todos os filamentos à temperatura de 220°C, de acordo com o descrito no respetivo subcapítulo de materiais e métodos.

### 3.1.3. Caracterização mecânica

A caracterização mecânica dos filamentos foi efetuada através de ensaios de tração que dão origem a curvas tensão-deformação, conforme o exemplo do ensaio de ABS na

Figura 3.5.

**Figura 3.5.** Curva tensão-deformação resultante do ensaio de tração do filamento de ABS.



Os ensaios efetuados a todos os filamentos permitiu calcular o valor máximo de resistência à tração, bem como a deformação à rotura, para cada polímero, cujos valores se encontram sumariados na Tabela 3.1.

**Tabela 3.1.** Resistência à tração e deformação à rotura dos filamentos utilizados.

Propriedade	ABS	HIPS	PMMA
$\sigma$ (MPa)	$41 \pm 3$	$5 \pm 1$	$34 \pm 3$
$\varepsilon$ (%)	$400 \pm 15$	$38 \pm 6$	$10 \pm 4$

Tal como seria de esperar, o HIPS apresenta uma resistência à tração baixa quando comparado com os outros polímeros. Considerando que a sua estrutura química foi desenvolvida para apresentar uma elevada resistência ao impacto, este facto implica que a sua resistência à tração é bastante baixa.

No que concerne a deformação à rotura, o co-polímero ABS, por integrar na sua estrutura química unidades estruturais de borracha sintética (butadieno), apresenta valores de deformação semelhantes aos expectáveis para a classe de polímeros designada como borrachas.

### 3.2. Caracterização dos provetes impressos

Após a caracterização efetuada aos filamentos, a caracterização dos materiais após impressão iniciou-se com os ensaios de flexão em 3 pontos. Nestes ensaios, o valor máximo da tensão de flexão ( $\sigma$ ) na secção transversal foi calculado usando o valor máximo da carga (P), o valor da espessura do provete (h), o valor da largura do provete (b) e valor da distância entre apoios (L), de acordo com a equação (3.1). [52]

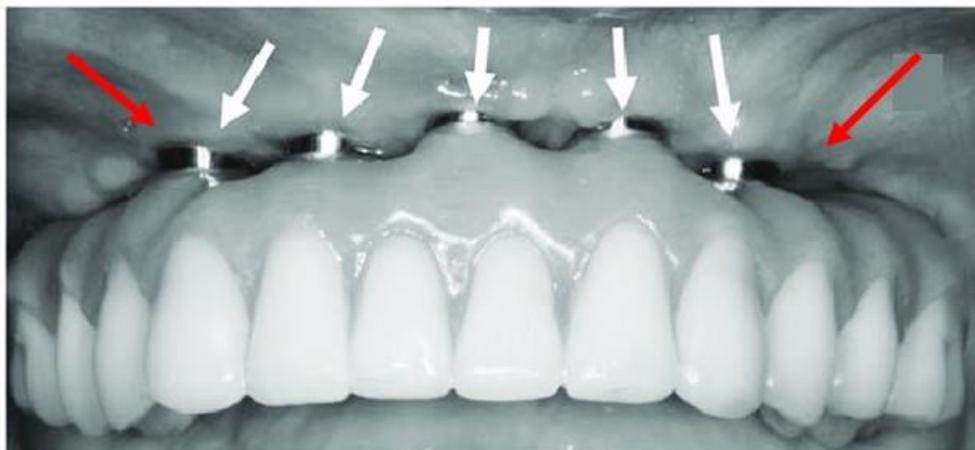
$$\sigma = \frac{3 \times P \times L}{2 \times b \times h^2}. \quad (3.1)$$

O módulo de elasticidade à flexão foi calculado de acordo com a equação (3.2) considerando o segmento linear inicial das curvas de flexão e o respetivo declive [52], onde:

$$E = \frac{\Delta P \times L^3}{48 \times \Delta \mu \times I}. \quad (3.2)$$

$\Delta P$  é o intervalo da carga aplicada no segmento linear,  $\Delta \mu$  o deslocamento no segmento linear e I o momento de inércia.

A relevância deste tipo de caracterização prende-se com o facto de o tecido duro onde as próteses mandibulares vão assentar não serem superfícies planas, pelo que a prótese vai ser sujeita, em locais específicos, a esforços à flexão (Figura 3.6).



**Figura 3.6.** Prótese híbrida colocada na boca do paciente. As setas brancas identificam os locais onde os implantes metálicos são inseridos no tecido duro, e as setas vermelhas potenciais zonas onde a arcada superior pode sofrer solicitação à flexão, sobretudo durante a mastigação. (Adaptado de [53])

Os resultados da caracterização dos provetes através dos ensaios de flexão estão sumariados na Tabela 3.2.

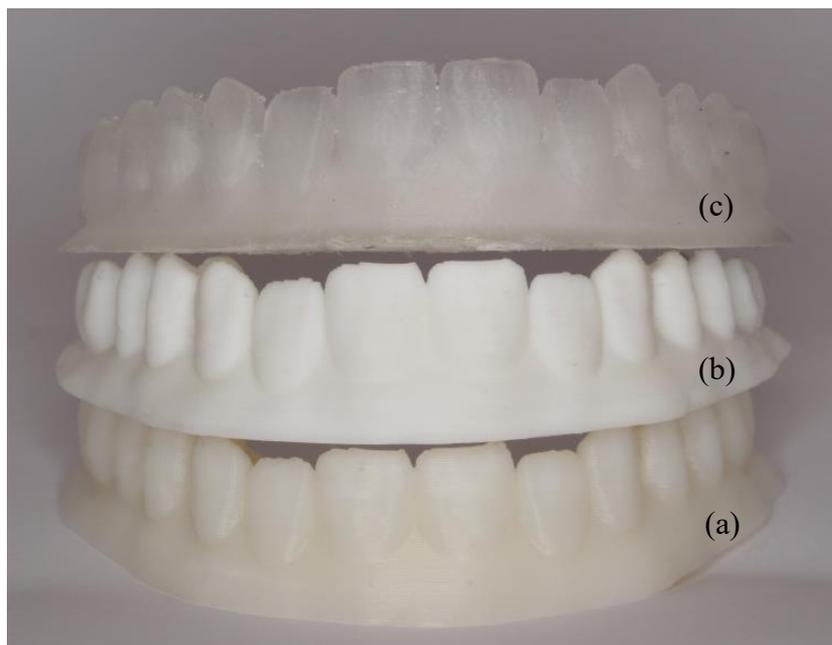
**Tabela 3.2.** Tensão máxima e módulo de elasticidade dos polímeros após ensaios de 3PB.

Propriedade	ABS	HIPS	PMMA
$\sigma$ (MPa)	$40,3 \pm 2,7$	$20,5 \pm 0,9$	$41,8 \pm 3,7$
$E$ (GPa)	$1,2 \pm 0,2$	$1,0 \pm 0,1$	$1,1 \pm 0,1$

O módulo de elasticidade à flexão dos 3 polímeros após impressão é semelhante, não apresentando variação significativa. Já a resistência máxima à flexão ocorre nos provetes impressos em ABS e PMMA. Estes resultados indicam que estes dois polímeros são os potenciais candidatos a utilizar na impressão 3D de arcadas totais mandibulares.

### 3.3. Avaliação macroscópica das arcadas impressas

De modo a realizar um estudo mais diversificado, neste subcapítulo irá proceder-se à avaliação qualitativa das arcadas impressas e comparação destas a arcadas obtidas por técnicas de fabricação subtrativa. As arcadas foram impressas utilizando os materiais e respeitando os parâmetros de impressão apresentados nos subcapítulos 2.1 e 2.3, respetivamente.



**Figura 3.7.** Arcadas superiores impressas em diferentes materiais. (a) ABS, (b) HIPS e (c) PMMA.

A arcada identificada na Figura 3.7 com a letra (a) foi impressa em ABS, a identificada com a letra (b) em HIPS e a identificada com a letra (c) em PMMA.

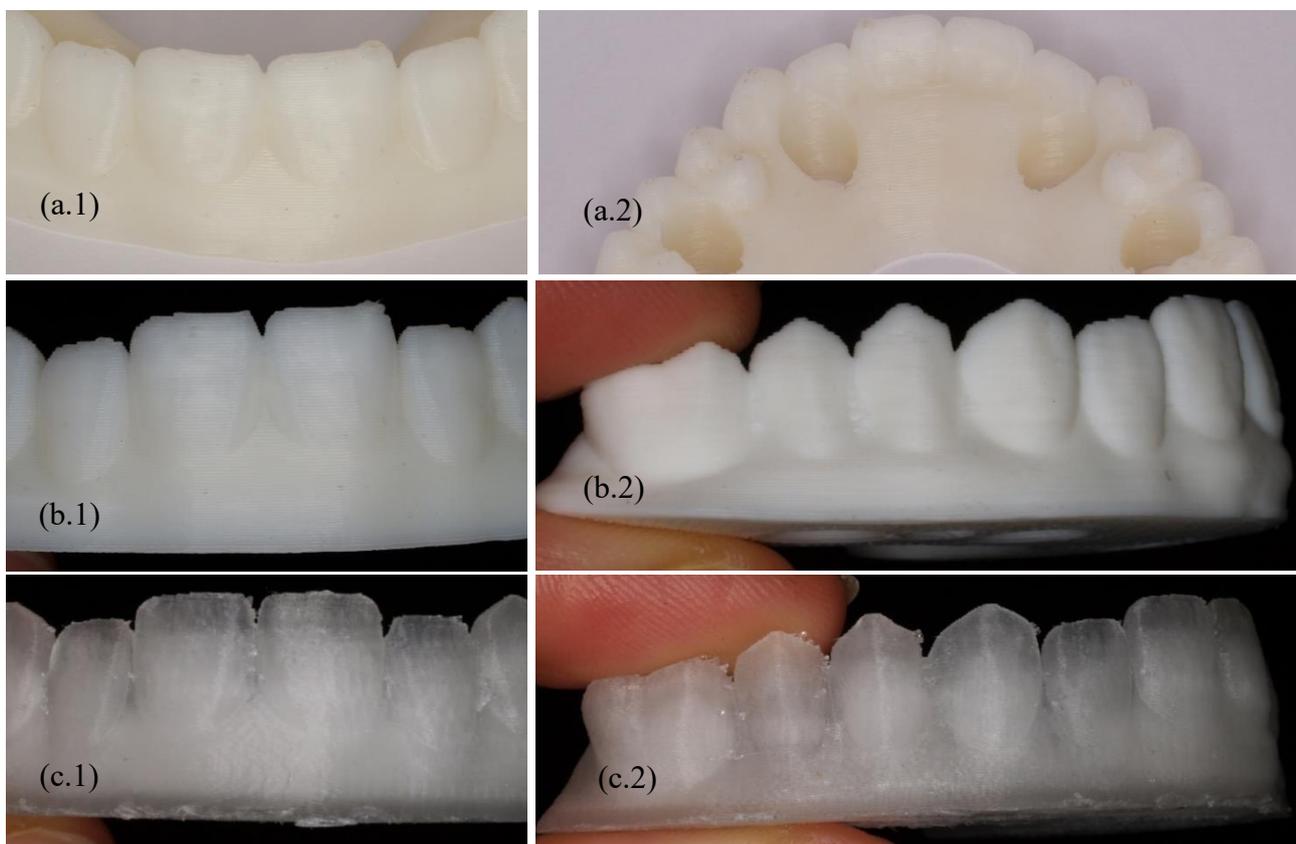
O ABS é um co-polímero opaco e amorfo que resulta da junção de 3 outros materiais poliméricos: acrilonitrilo, butadieno e estireno. É um polímero bastante resistente ao impacto e a agentes corrosivos e, por ser um termoplástico, torna-se fácil de reciclar.

O HIPS é um termoplástico amorfo e que, tal como o nome indica, oferece elevada resistência ao impacto. Tal como o ABS, é reciclável e é utilizado em aplicações que requeiram soluções de baixo custo. O baixo custo do HIPS pode favorecer a aplicação e produção de arcadas dentárias, pois as produzidas em materiais mais convencionais, como a zircónia, apresentam custos de produção demasiado elevados.

O PMMA é um termoplástico amorfo, o que lhe confere transparência, é bastante resistente aos raios solares e ao envelhecimento ambiental, é biocompatível e é reciclável.

Este polímero é bastante estável e já é parte integrante da produção de arcadas dentárias há algum tempo, visto que é utilizado no revestimento das próteses cerâmicas.

Dispondo as diferentes arcadas lado a lado (ver Figura 3.8), podemos dizer que, em termos de acabamento superficial, a qualidade é boa e semelhante nas três arcadas. Apesar de todos os polímeros serem amorfos, as arcadas em HIPS e em ABS apresentam uma cor mais esbranquiçada, em oposição à impressa em PMMA, que nas extremidades dos dentes permanece incolor. A coloração das arcadas é distinta e é justificada através das diferenças nas propriedades intrínsecas dos polímeros.



**Figura 3.8.** Arcadas superiores impressas: (a.1) ABS, vista frontal; (a.2) ABS, vista traseira; (b.1) HIPS, vista frontal; (b.2) HIPS, vista lateral; (c.1) PMMA, vista frontal; (c.2) PMMA, vista lateral.

Caso tivéssemos de escolher um dos materiais acima mencionados como a melhor opção numa futura aplicação, teríamos de ter em conta não só o aspeto estético das peças, mas também as propriedades mecânicas dos materiais que lhes deram origem.

Os dados obtidos através da caracterização mecânicas dos filamentos e a caracterização dos provetes impressos, permitem-nos ter uma melhor noção de qual o melhor material (ou os melhores candidatos) para a produção das próteses. O módulo de elasticidade à flexão ( $E$ ) apresenta valores semelhantes nos três polímeros (Tabela 3.2), portanto, não

poderemos escolher um deles como a melhor opção para sofrer processamento por impressão 3D. A resistência à flexão atinge os valores máximos (Tabela 3.2) para os provetes de ABS e PMMA e, como tal, estes apresentam-se como as opções mais viáveis para a impressão tridimensional e instalação das próteses.

Quanto ao aspeto estético, podemos, à partida, seleccionar a arcada impressa em ABS como a melhor opção, simplesmente por apresentar a coloração mais semelhante à dos dentes naturais.

Apesar das arcadas, na Figura 3.8, apresentarem um acabamento superficial bastante satisfatório, é possível melhorar este parâmetro: basta que a qualidade da impressão passe de qualidade normal (altura da camada = 0,1 mm) para elevada qualidade (altura da camada = 0,05 mm). Para o caso da impressão em elevada qualidade, a altura da camada e a velocidade de impressão seriam menores às impostas no subcapítulo 2.3.

A arcada apresentada na Figura 3.9 é produzida a partir de PEEK por SLM e, mesmo sem ser sujeita a um teste de toque, é possível denotar que a sua superfície é altamente rugosa e áspera. Mesmo que fosse submetida a um acabamento pós-processamento, dificilmente se obteria uma superfície lisa e sem defeitos, sem comprometer a quantidade de material na arcada.



**Figura 3.9.** Arcada superior obtida por fabricação aditiva (SLM) a partir de pós de PEEK.

As arcadas obtidas por fresagem a partir de um bloco maciço de PEEK (Figura 3.10), apresentam um bom acabamento superficial comparativamente às da Figura 3.9, embora não tão bom como o das arcadas da Figura 3.8. Como é possível observar na Figura 3.10, a superfície dos dentes ainda apresenta algumas imperfeições e, como tal, torna-se necessário realizar pós-processamento das arcadas, de modo a reduzir ou até mesmo eliminar estes defeitos.



**Figura 3.10.** Arcada superior obtida por fresagem a partir de PEEK.

Dado que o objetivo é providenciar próteses totais mandibulares funcionais e com o devido aspeto de dentes, todas as arcadas passariam por um processo de caracterização antes de serem instaladas nos pacientes. A caracterização ou maquilhagem não é mais do que a pintura das próteses para que se assemelhem aos dentes e às gengivas naturais.



## CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

O trabalho experimental que foi possível desenvolver no contexto da pandemia designada por COVID-19 permitiu algumas conclusões que terão de ser consideradas parciais, pois necessitavam de confirmação através dos ensaios de compressão às arcadas impressas, antes e após envelhecimento em saliva artificial.

- A caracterização efetuada aos filamentos permite a obtenção de informação mínima das propriedades dos materiais que não são fornecidos aquando da aquisição. Assim, é absolutamente necessária a caracterização preliminar de qualquer filamento utilizado para impressão 3D.
- As propriedades mecânicas à flexão mostraram que ABS, HIPS e PMMA apresentam módulos de elasticidade semelhantes, sendo na resistência máxima à flexão que os polímeros ABS e PMMA se destacam pelos maiores valores apresentados.
- A observação macroscópica das arcadas impressas permitiu concluir que, apesar de a qualidade de impressão utilizada não ser a mais elevada, pois foi utilizada uma altura de camada de 0,1 mm, o acabamento superficial é superior ao obtido por fresagem a partir de um bloco maciço de PEEK ou através do fabrico aditivo, por SLM, de pós de PEEK.

### Perspetivas Futuras

Tendo em conta os resultados resultantes do estudo efetuado, seria interessante dar continuidade a esta linha de investigação. Neste sentido são apresentadas as seguintes propostas:

- Realizar o estudo dos ensaios de compressão das próteses híbridas completas e comparar os resultados com os da literatura em que são utilizados os materiais convencionais.
- Realizar os mesmos testes depois dos ensaios *in vitro* com saliva artificial (ensaios de envelhecimento), de modo a mimetizar o ambiente da cavidade oral

e estudar como é que as propriedades dos dispositivos variam ao longo do tempo.

- Considerando que os polímeros selecionados neste estudo apresentam características essencialmente hidrofóbicas, seria interessante avaliar se há maior ou menor dificuldade em efetuar a sua maquiagem, utilizando os produtos apropriados para esse fim, em medicina Dentária.
- Avaliar, após os ensaios de compressão, a otimização das propriedades das arcadas recorrendo a impressão multimaterial. Uma possibilidade seria a de imprimir a base da arcada num material com maior ductilidade e a parte dos dentes num material com maior rigidez.

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] S. A. M. Tofail, E. P. Koumoulos, A. Bandyopadhyay, S. Bose, L. O'Donoghue, and C. Charitidis, "Additive manufacturing: scientific and technological challenges, market uptake and opportunities," *Materials Today*, vol. 21, no. 1. Elsevier B.V., pp. 22–37, 01-Jan-2018, doi: 10.1016/j.mattod.2017.07.001.
- [2] ASTM International, *F2792-12a - Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies*. 2013.
- [3] E. Provaggi and D. M. Kalaskar, "3D printing families: Laser, powder, nozzle based techniques," in *3D Printing in Medicine*, Elsevier Inc., 2017, pp. 21–42.
- [4] M. Attaran, "The rise of 3-D printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing," *Bus. Horiz.*, vol. 60, no. 5, pp. 677–688, Sep. 2017, doi: 10.1016/j.bushor.2017.05.011.
- [5] Creative Mechanisms, "Additive Manufacturing vs Subtractive Manufacturing," 2016. [Online]. Available: <https://www.creativemechanisms.com/blog/additive-manufacturing-vs-subtractive-manufacturing>.
- [6] L. University, "VAT Photopolymerisation," *Additive Manufacturing Research Group*, 2020. [Online]. Available: <https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/vatphotopolymerisation/>.
- [7] R. M. Cardoso Gomes Oliveira, "Impressão 3D de Polímeros - Influência do fator de forma na avaliação das propriedades mecânicas," 2019.
- [8] S. S. Muthu, "Environmental Footprints and Eco-design of Products and Processes Quantification of Sustainability Indicators in the Food Sector," 2019.
- [9] F. S., "A Guide to 3D Printing," 2017. [Online]. Available: <https://megadepot.com/resource/a-guide-to-3d-printing>.
- [10] T. Peng, K. Kellens, R. Tang, C. Chen, and G. Chen, "Sustainability of additive manufacturing: An overview on its energy demand and environmental impact," *Additive Manufacturing*, vol. 21. Elsevier B.V., pp. 694–704, 01-May-2018, doi: 10.1016/j.addma.2018.04.022.
- [11] H. Paris, H. Mokhtarian, E. Coatanéa, M. Museau, and I. F. Ituarte, "Comparative environmental impacts of additive and subtractive manufacturing technologies," *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 65, no. 1, pp. 29–32, 2016, doi: 10.1016/j.cirp.2016.04.036.
- [12] J. K. Watson and K. M. B. Taminger, "A decision-support model for selecting additive manufacturing versus subtractive manufacturing based on energy consumption," *J. Clean. Prod.*, vol. 176, pp. 1316–1322, Mar. 2018, doi: 10.1016/j.jclepro.2015.12.009.
- [13] M. Menéndez-Collar *et al.*, "Straight and tilted implants for supporting screw-

- retained full-arch dental prostheses in atrophic maxillae: A 2-year prospective study,” *Med. Oral Patol. Oral y Cir. Bucal*, 2018, doi: 10.4317/medoral.22459.
- [14] D. Collier, “All-on-4® vs. Traditional Dental Implants,” *Southern Dental Implant Center, Webpage*, 2018. [Online]. Available: <https://www.southerndentalimplant.com/blog/2018/09/30/all-on-4-vs-traditional-dental-implants-193933>.
- [15] E. Agliardi, S. Panigatti, M. Clericò, C. Villa, and P. Malò, “Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 21, no. 5, pp. 459–465, May 2010, doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01852.x.
- [16] D. Soto-Peñaloza, R. Zaragoza-Alonso, M. Peñarrocha-Diago, and M. Peñarrocha-Diago, “The all-on-four treatment concept: Systematic review,” *J. Clin. Exp. Dent.*, vol. 9, no. 3, pp. e474-488, 2017, doi: 10.4317/jced.53613.
- [17] P. Maló, A. Lopes, M. de Araújo Nobre, and A. Ferro, “Immediate function dental implants inserted with less than 30 N·cm of torque in full-arch maxillary rehabilitations using the All-on-4 concept: retrospective study,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 47, no. 8, pp. 1079–1085, Aug. 2018, doi: 10.1016/j.ijom.2018.04.008.
- [18] P. Maló, B. Rangert, and M. Nobre, “‘All-on-four’ immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 5, no. SUPPL. 1, pp. 2–9, 2003, doi: 10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x.
- [19] D. Bojkovska, “Implant-supported Full Arch Restorations – All-on-4 and More,” *Consumer Guide to Dentistry*, 2020. [Online]. Available: <https://www.yourdentistryguide.com/implants-full-arch/>.
- [20] M. Hopp, M. de Araújo Nobre, and P. Maló, “Comparison of marginal bone loss and implant success between axial and tilted implants in maxillary All-on-4 treatment concept rehabilitations after 5 years of follow-up,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 19, no. 5, pp. 849–859, Oct. 2017, doi: 10.1111/cid.12526.
- [21] Pocket Dentistry, “Maxillary Arch Implant Considerations,” *Pocket Dentistry*, 2015. [Online]. Available: [https://pocketdentistry.com/wp-content/uploads/285/c00025\\_f025-028-9780323078450.jpg](https://pocketdentistry.com/wp-content/uploads/285/c00025_f025-028-9780323078450.jpg). [Accessed: 19-Aug-2020].
- [22] A. Lopes, P. Maló, M. de Araújo Nobre, E. Sánchez-Fernández, and I. Gravito, “The NobelGuide® All-on-4® Treatment Concept for Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Retrospective Report on the 7-Years Clinical and 5-Years Radiographic Outcomes,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 19, no. 2, pp. 233–244, 2017, doi: 10.1111/cid.12456.
- [23] J. Gonzalez, “The Evolution of Dental Materials for Hybrid Prosthesis,” *Open Dent. J.*, vol. 8, no. 1, pp. 85–94, May 2014, doi: 10.2174/1874210601408010085.
- [24] J. R. Kelly and P. Benetti, “Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice,” *Aust. Dent. J.*, vol. 56, no. SUPPL. 1, pp. 84–96, Jun. 2011, doi:

- 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x.
- [25] J. Zhao and X. Wang, “Dental Prostheses,” in *Advanced Ceramics for Dentistry*, Elsevier Inc., 2014, pp. 23–49.
- [26] F. Tabatabaian, “Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 28, no. 3. Blackwell Publishing Inc., pp. 276–287, 01-Mar-2019, doi: 10.1111/jopr.12906.
- [27] D. Kuscer and J. Z. Shen, “Advanced Direct Forming Processes for the Future,” in *Advanced Ceramics for Dentistry*, Elsevier Inc., 2014, pp. 375–390.
- [28] S. Bukhari, B. J. Goodacre, A. AlHelal, M. T. Kattadiyil, and P. M. Richardson, “Three-dimensional printing in contemporary fixed prosthodontics: A technique article,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 119, no. 4, pp. 530–534, Apr. 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.07.008.
- [29] M. Revilla-León, A. Besné-Torre, J. L. Sánchez-Rubio, J. J. Fábrega, and M. Özcan, “Digital tools and 3D printing technologies integrated into the workflow of restorative treatment: A clinical report,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 121, no. 1, pp. 3–8, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.02.020.
- [30] G. Sason, G. Mistry, R. Tabassum, and O. Shetty, “A comparative evaluation of intraoral and extraoral digital impressions: An in vivo study,” *J. Indian Prosthodont. Soc.*, 2018, doi: 10.4103/jips.jips\_224\_17.
- [31] A. C. Brown and D. De Beer, “Development of a stereolithography (STL) slicing and G-code generation algorithm for an entry level 3-D printer,” in *IEEE AFRICON Conference*, 2013, doi: 10.1109/AFRCON.2013.6757836.
- [32] H. Dodziuk, “Applications of 3D printing in healthcare,” *Kardiologia i Torakochirurgia Polska*, vol. 13, no. 3. 2016, doi: 10.5114/kitp.2016.62625.
- [33] B. C. Smith, *Fundamentals of fourier transform infrared spectroscopy, second edition*. CRC Press, 2011.
- [34] C. Berthomieu and R. Hienerwadel, “Fourier transform infrared (FTIR) spectroscopy,” *Photosynthesis Research*, vol. 101, no. 2–3. pp. 157–170, Sep-2009, doi: 10.1007/s11120-009-9439-x.
- [35] C. J. Chirayil, J. Abraham, R. K. Mishra, S. C. George, and S. Thomas, “Instrumental Techniques for the Characterization of Nanoparticles,” in *Thermal and Rheological Measurement Techniques for Nanomaterials Characterization*, vol. 3, Elsevier, 2017, pp. 1–36.
- [36] R. Bottom, “Thermogravimetric Analysis,” in *Principles and Applications of Thermal Analysis*, Blackwell Publishing Ltd, 2008, pp. 87–118.
- [37] A. M. Sousa, “Avaliação das propriedades de polímeros após impressão 3D para aplicações em Protetores Buciais,” Universidade de Coimbra, 2020.
- [38] P. Gabbott, *Principles and Applications of Thermal Analysis*. Blackwell Publishing Ltd, 2008.
- [39] L. W. McKeen, “1 - Introduction to Creep, Polymers, Plastics and Elastomers,” in *The Effect of Creep and Other Time Related Factors on Plastics and Elastomers (Third Edition)*, Third Edit., L. W. McKeen, Ed. Boston: William Andrew

- Publishing, 2015, pp. 1–41.
- [40] Suhariadi, Iping, Shiratani, Masaharu, and Itagaki, Naho, “Morphology Evolution Of ZnO Thin Films Deposited By Nitrogen Mediated Crystallization Method,” *MATEC Web Conf.*, vol. 159, p. 2031, 2018, doi: 10.1051/mateconf/201815902031.
- [41] C. Dong and I. J. Davies, “Flexural strength of bidirectional hybrid epoxy composites reinforced by E glass and T700S carbon fibres,” *Compos. Part B Eng.*, vol. 72, pp. 65–71, 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2014.11.031>.
- [42] P. N. B. Reis, M. A. Neto, and A. M. Amaro, “Effect of hostile solutions on stress relaxation of carbon/epoxy composites,” *Polym. Degrad. Stab.*, vol. 165, pp. 60–67, 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2019.04.026>.
- [43] ASTM, “D790-03-Standard Test Method for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulation Materials,” *ASTM Stand.*, 2015.
- [44] K. Shala *et al.*, “Evaluation of maximum bite force in patients with complete dentures,” *Open Access Maced. J. Med. Sci.*, vol. 6, no. 3, pp. 559–563, Mar. 2018, doi: 10.3889/oamjms.2018.141.
- [45] K.D. Feddersen, “ABS – Acrylonitrile-butadiene-styrene Copolymer,” *kdfeddersen.com*, 2020. [Online]. Available: <https://kdfeddersen.com/competencies/engineering-plastics/polymers/abs/>. [Accessed: 08-Nov-2020].
- [46] AEE INTEC, “(high) impact polystyrene (IPS or HIPS),” *wiki.zero-emissions.at*, 2020. [Online]. Available: [http://wiki.zero-emissions.at/index.php?title=\(high\)\\_impact\\_polystyrene\\_\(IPS\\_or\\_HIPS\)](http://wiki.zero-emissions.at/index.php?title=(high)_impact_polystyrene_(IPS_or_HIPS)). [Accessed: 08-Nov-2020].
- [47] Polymer Properties Database, “POLYMETHACRYLATES (PMMA, PLEXIGLAS),” *polymerdatabase.com*, 2020. [Online]. Available: [http://polymerdatabase.com/Polymer\\_Brands/PMMA.html](http://polymerdatabase.com/Polymer_Brands/PMMA.html). [Accessed: 08-Nov-2020].
- [48] J. Coates, “Interpretation of Infrared Spectra, A Practical Approach,” in *Encyclopedia of Analytical Chemistry*, 2006.
- [49] P. Poomalai and T. O. Varghese, “Thermomechanical Behaviour of Poly(methyl methacrylate)/Copoly(ether-ester) Blends,” *ISRN Mater. Sci.*, vol. 2011, 2011, doi: 10.5402/2011/921293.
- [50] F. Vilaplana, A. Ribes-Greus, and S. Karlsson, “Analytical strategies for the quality assessment of recycled high-impact polystyrene: A combination of thermal analysis, vibrational spectroscopy, and chromatography,” *Anal. Chim. Acta*, vol. 604, no. 1, 2007, doi: 10.1016/j.aca.2007.04.046.
- [51] E. C. Vouvoudi, A. T. Rousi, and D. S. Achilias, “Thermal degradation characteristics and products obtained after pyrolysis of specific polymers found in Waste Electrical and Electronic Equipment,” *Front. Environ. Sci. Eng.*, vol. 11, no. 5, 2017, doi: 10.1007/s11783-017-0996-5.
- [52] P. N. B. Reis, M. A. Neto, and A. M. Amaro, “Effect of hostile solutions on stress

- relaxation of carbon/epoxy composites,” *Polym. Degrad. Stab.*, vol. 165, 2019, doi: 10.1016/j.polymdegradstab.2019.04.026.
- [53] D. M. Almog, S. Lanni, and L. W. Solomon, “The prevalence and significance of anatomic variance in the mandibular symphysis: a retrospective study.,” *J. Oral Implantol.*, vol. 33, no. 4, 2007, doi: 10.1563/1548-1336(2007)33[221:TPASOA]2.0.CO;2.

