



**CATÓLICA**  
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

---

UISEU

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DO  
POLIMETILMETACRILATO COMO BASE PROTÉTICA:  
RESINA CONVENCIONAL VS RESINA DE IMPRESSÃO 3D –  
REVISÃO SISTEMÁTICA**

**VERSÃO DEFINITIVA**

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa  
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Por:  
Cláudia Alexandra Mesquita Lourinho

Viseu, 2022





**CATÓLICA**  
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

---

VISEU

**PROPRIEDADES MECÂNICAS DO  
POLIMETILMETACRILATO COMO BASE PROTÉTICA:  
RESINA CONVENCIONAL VS RESINA DE IMPRESSÃO 3D –  
REVISÃO SISTEMÁTICA**

**VERSÃO DEFINITIVA**

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa  
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Por:

Cláudia Alexandra Mesquita Lourinho

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Doutora Patrícia Fonseca

Coorientadora: Mestre Helena Salgado

Viseu, 2022



*A Humanidade necessita urgentemente de uma nova sabedoria que nos permita saber como utilizar o que sabemos para sobrevivermos na terra e para melhorarmos a qualidade de vida.*

Van Rensselaer Potter



*Aos meus pais,*

*À Maria Luísa Pinto Mesquita e ao José Pereira Mesquita*



## AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Professora Doutora Patrícia Fonseca, pelo acompanhamento assíduo, compreensão e pela confiança que sempre depositou em mim.

À minha coorientadora, Mestre Helena Salgado, pela disponibilidade, compreensão e confiança.

Ao Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, na pessoa da Professora Doutora Helena Donato, pela amabilidade e disponibilidade.

À Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, nas pessoas do Professor Doutor José Carlos Leitão e Professor Doutor António Cortinhas, pela cedência do programa *Comprehensive Meta Analysis (version 2.2.057)*.

Ao corpo docente da Faculdade de Medicina Dentária, pelas aprendizagens e competências que me transmitiram ao longo deste percurso, que culminaram na elaboração desta dissertação de Mestrado Integrado.

Ao corpo não docente da Faculdade de Medicina Dentária, pela compreensão e disponibilidade sempre demonstradas ao longo deste percurso.

Aos meus colegas, que me acompanharam durante estes cinco anos, agradeço tudo aquilo que aprendi deles e com eles.

Como os últimos são sempre os primeiros:

A Deus, por estes cinco anos de percurso na Fé, que me possibilitaram ver e discernir os acontecimentos do dia-a-dia, os imprevistos, as dificuldades e as dúvidas. Todos eles me permitiram descentrar de mim própria e olhar mais *o outro*, consolidando a minha Fé. A conquista da verdadeira alegria é um percurso que pede um olhar orante, que penetra nas coisas e as compreende à luz da vida de Jesus Ressuscitado.

Aos meus pais, Maria José Mesquita e Rui Miguel Lourinho, por tudo, especialmente pelo amor incondicional e suporte, não só durante estes cinco anos, mas durante toda a vida. Por viverem as minhas conquistas com o mesmo entusiasmo como se fossem deles. O que hoje sou, deles recebi. Aos meus familiares, pelos ensinamentos, pelo carinho e paciência. São também parte da minha força motriz.

Ao Edgar, por ser inspiração, acolhimento e verdade, em enésimos momentos de desalento e maior ansiedade. Tenho o maior gosto e orgulho pelo partilhar dos nossos caminhos.

Aos meus amigos, em especial à Beatriz Caiado, às minhas Anas Margaridas, ao Frei José Carlos, à Rita e ao Leandro pela amizade e confiança.

A todos os que de alguma forma acompanharam este percurso, o meu mais sincero e sentido agradecimento.

## RESUMO

**Introdução:** Apesar da melhoria dos cuidados de higiene oral, o número de pacientes parcialmente desdentados continua a ser elevado. Assim, a reabilitação dos espaços edêntulos, com recurso à prótese parcial removível, é uma opção terapêutica viável. A sinergia entre a Medicina Dentária e a Informática potenciou o surgimento de novas tecnologias e o desenvolvimento de novos materiais para nelas serem utilizados. Neste sentido, torna-se fundamental e relevante o estudo destes materiais, particularmente, das suas características mecânicas. Assim, é objetivo deste estudo comparar as propriedades mecânicas das resinas para impressão 3D com as da resina convencional.

**Materiais e Métodos:** Esta revisão sistemática teve por base as orientações PRISMA®. Foi realizada uma pesquisa nas bases de dados PubMed/MEDLINE®, *Web of Science – MEDLINE®* e EMBASE®, até 30 de abril de 2022. A seleção dos estudos foi realizada por dois investigadores independentes. A qualidade dos estudos foi avaliada através da *checklist* do JBI para estudos quasi-experimentais (estudos experimentais não-randomizados) e a concordância entre investigadores foi determinada através do coeficiente de *Kappa de Cohen*. Foi realizada meta-análise para a resistência à flexão.

**Resultados:** Após a pesquisa foram identificados 93 artigos. Foi analisado o título de 55 artigos. Destes, 12 foram analisados pelo resumo e 10 pela leitura integral, resultando num total de 8 artigos elegíveis para integrar esta revisão sistemática. A resina de impressão 3D apresenta, na maior parte dos estudos, valores mais baixos de resistência à flexão e dureza, comparativamente à resina termopolimerizável. No que concerne à resistência ao impacto, os estudos apontam para valores mais baixos no caso da resina termopolimerizável, relativamente à resina de impressão 3D.

**Conclusão:** As resinas para impressão 3D são materiais viáveis para a confeção de bases protéticas, mas carecem de mais investigação clínica.

**Palavras-chave:** PMMA; propriedades mecânicas; base protética; resina de impressão 3D; revisão sistemática



## **ABSTRACT**

**Introduction:** Despite the improvement in oral hygiene care, the number of partially edentulous patients is still prevalent. So, the rehabilitation of the edentulous space, using removable partial dentures is a viable therapeutic option. The synergy between Dentistry and Informatics allowed the appearance of new technologies, specifically 3D printing, which led to the development of new materials to be used in them. Therefore, it is essential and relevant to study its general performance and, particularly, its mechanical characteristics. Thus, it is the aim of this study to compare the mechanical properties of resins for 3D printing with those of conventional resin.

**Materials and Methods:** This systematic review was written using the PRISMA guidelines. A search was carried out in the PubMed / MEDLINE®, Web of Science - MEDLINE® and EMBASE® databases, until April 30<sup>th</sup>, 2022. Two researchers selected the studies independently. The quality of the papers was assessed using the checklist for quasi-experimental studies (non-randomized Experimental Studies) from JBI and the agreement between examiners was measured using the Cohen's Kappa coefficient. A meta-analysis was performed for the flexural strength.

**Results:** Through the research, 93 articles were identified. The title of 55 articles was analyzed. Among these, 12 were examined by abstract and 10 by full reading. After this selection, 8 articles were eligible for analysis. The 3D printing resin presents, in most studies, lower values of flexural strength and hardness, compared to thermopolymerizable resin. Regarding impact strength, the studies included in this systematic review point lower values in the case of thermopolymerizable resin, compared to 3D printing resin.

**Conclusion:** 3D printing resins are viable materials for making prosthetic bases but need further clinical research.

**Keywords:** PMMA; mechanical properties; denture base; 3D printed resin; systematic review



# ÍNDICE GERAL

<b>ÍNDICE DE TABELAS</b> .....	XVII
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	XIX
<b>LISTA DE SIGLAS E ACRÓNIMOS</b> .....	XXI
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	1
1.1. Enquadramento histórico.....	3
1.2. Tipos de PMMA.....	5
1.2.1. Ativação pelo calor .....	6
1.2.2. Ativação por micro-ondas .....	7
1.2.3. Ativação a frio .....	7
1.2.4. Foto-ativação .....	8
1.2.5. Resinas termoplásticas.....	8
1.3. Manipulação do PMMA .....	9
1.4. Aplicações do PMMA .....	10
1.5. Modificações do PMMA.....	10
1.6. Impressão 3D em Medicina Dentária .....	12
1.7. Aplicações da impressão 3D .....	15
1.8. Métodos de confeção aditiva.....	16
1.9. Propriedades mecânicas estudadas nas resinas.....	17
1.10. Objetivos .....	18
<b>2. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	19
2.1. Questão de investigação .....	21
2.2. Estratégia de pesquisa .....	22
2.3. Seleção dos estudos .....	23
2.4. Extração de dados .....	24

2.5.	Avaliação da qualidade dos estudos .....	24
2.6.	Meta-análise: resistência à flexão .....	25
<b>3.</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>27</b>
3.1.	Resultados da pesquisa .....	29
3.2.	Avaliação da qualidade dos estudos .....	30
3.3.	Características dos estudos .....	30
3.4.	Meta-análise: resistência à flexão .....	34
<b>4.</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>37</b>
<b>5.</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>45</b>
<b>6.</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>49</b>

## ÍNDICE DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Vantagens e desvantagens dos materiais antecessores ao PMMA .....	4
<b>Tabela 2.</b> Critérios de um polímero ideal.....	4
<b>Tabela 3.</b> Fases de desenvolvimento dos materiais à base de PMMA para aplicações médico-dentárias.....	5
<b>Tabela 4.</b> Tipos de PMMA (classificação) .....	6
<b>Tabela 5.</b> Caracterização de vários tipos de fibras usadas no reforço do PMMA.....	11
<b>Tabela 6.</b> Caracterização de vários tipos de partículas densas usadas no reforço do PMMA.....	11
<b>Tabela 7.</b> Divisão segundo o acrónimo PICO .....	21
<b>Tabela 8.</b> Estratégia de pesquisa utilizada na PubMed/MEDLINE® .....	22
<b>Tabela 9.</b> Equação de pesquisa utilizada na Web of Science®.....	23
<b>Tabela 10.</b> Equação de pesquisa utilizada na EMBASE®.....	23
<b>Tabela 11.</b> Seleção dos estudos .....	23
<b>Tabela 12.</b> Interpretação do Coeficiente de Kappa de Cohen .....	24
<b>Tabela 13.</b> Avaliação da qualidade dos estudos através da Checklist do JBI for quasi-experimental studies (non-randomized Experimental Studies) .....	30
<b>Tabela 14.</b> Identificação dos artigos finais .....	31
<b>Tabela 15.</b> Análise descritiva dos estudos .....	32
<b>Tabela 16.</b> Propriedades mecânicas avaliadas nos estudos incluídos .....	33
<b>Tabela 17.</b> Valores médios da resistência à flexão .....	33
<b>Tabela 18.</b> Valores médios da resistência ao impacto .....	33



## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Workflow diagnóstico e terapêutico com recurso à tecnologia CAD/CAM e impressão 3D .....	14
<b>Figura 2.</b> Sequência de processamento de impressão 3D .....	14
<b>Figura 3.</b> Fluxograma (PRISMA) de seleção de artigos .....	29
<b>Figura 4.</b> Forest plot para a resistência à flexão .....	35
<b>Figura 5.</b> Teste de heterogeneidade .....	35
<b>Figura 6.</b> Funnel plot.....	36



## **LISTA DE SIGLAS E ACRÓNIMOS**

**ADA** – *American Dental Association*

**CAD/CAM** – *Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing*

**FDM** – *Modelagem por Deposição e Fusão*

**ISO** – *International Organization for Standardization*

**JBI** – *Joanna Briggs Institute*

**MeSH** – *Medical Subject Headings*

**MMA** – *Metilmetacrilato*

**MPa** – *Megapascal*

**PMMA** – *Polimetilmetacrilato*

**PRISMA** – *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis*

**PROSPERO** – *International Prospective Register of Systematic Reviews*

**RSNA** – *Radiological Society of North America*

**SIG** – *Special Interest Group*

**SLA** – *Estereolitografia*

**SLS** – *Sinterização Seletiva a Laser*

**STL** – *STereoLithography*

**UV** – *Ultravioleta*

## **1. INTRODUÇÃO**



## 1.1. Enquadramento histórico

A cavidade oral e as funções que lhe estão associadas são parte integrante da vida do ser humano, sendo elementos cruciais, também, no âmbito das suas relações sociais. Neste sentido, a perda dentária pode afetar a qualidade de vida, especialmente se localizada numa zona estética. Assim, a reabilitação dos espaços edêntulos, com recurso à prótese parcial removível, além de ser uma opção terapêutica viável, pode ter também um impacto positivo na qualidade de vida do paciente.<sup>(1,2)</sup>

O número de pacientes parcialmente desdentados tem aumentado, verificando-se uma mudança do edentulismo total para o edentulismo parcial, facto que pode ser explicado pelo aumento da esperança média de vida e pela melhoria dos cuidados de higiene oral.<sup>(3)</sup>

Atualmente, há uma variedade de polímeros, com inúmeras aplicações, utilizados em Medicina Dentária. Entre eles, o polimetilmetacrilato (PMMA) destaca-se por ser o polímero mais utilizado por técnicos de laboratório (sendo aplicável na confeção de retentores ortodônticos, próteses dentárias e na sua reparação), por Médicos Dentistas (sendo aplicável na reparação e rebasamento de próteses dentárias em consultório e confeção de coroas temporárias) e pela indústria (sendo aplicável no fabrico de dentes artificiais). Consequentemente, o PMMA é o material mais usado na confeção de dispositivos protéticos, nomeadamente bases protéticas.<sup>(4-9)</sup>

Anteriormente à introdução do PMMA, o alumínio, o cloreto de polivinil, o fenol formaldeído, o ouro, a baquelite, a celuloide, a vulcanita, a porcelana e as ligas metálicas eram os materiais mais comumente utilizados na confeção de bases protéticas. Todavia, estes materiais estão associados a desvantagens como: estética insatisfatória, difícil manipulação e alta suscetibilidade à fratura (Tabela 1).<sup>(4,7,8)</sup>

Através da introdução do estudo dos polímeros, foram determinados critérios com o intuito de definir o polímero ideal (Tabela 2).<sup>(2)</sup>

**Tabela 1.** Vantagens e desvantagens dos materiais antecessores ao PMMA

Material	Vantagens	Desvantagens
Alumínio	Usado num processo de fundição de bases protéticas, durante o séc. XIX, proporcionando ajuste preciso e baixo peso	Processo de custo elevado e técnica sensível
Cloreto de polivinil	Usado um co-polímero do acetato e cloreto de vinil para o fabrico de bases protéticas, durante o séc. XX	Más propriedades mecânicas e descoloração
Ouro	Excelente biocompatibilidade e alta resistência à corrosão	Elevado custo e poucas propriedades estéticas devido à sua cor
Baquelite	Excelentes propriedades estéticas, usado durante o séc. XX	Difícil manipulação, suscetível a pigmentação e friável
Celuloide	Possibilidade de ser cor-de-rosa, para mimetizar a cor dos tecidos orais, usado durante o séc. XIX	Suscetível a pigmentação e alteração de paladar devido à presença de cânfora
Vulcanita	Boa relação custo-benefício, estabilidade dimensional, confortável, baixa densidade, baixo peso e fácil fabrico, usado durante o séc. XIX	Ausência de adesão química à cerâmica e poucas propriedades estéticas
Cerâmica	Introduzido no séc. XVIII	Alta densidade, friável e poucas propriedades estéticas
Ligas metálicas	As ligas de níquel e cromo-cobalto apresentam excelentes propriedades mecânicas, baixa densidade e boa relação custo-benefício, usadas a partir do início do séc. XX	Baixas propriedades estéticas, difícil manipulação (corte, acabamento e reparação). Podem potenciar reações alérgicas devido à presença de níquel

**Tabela 2.** Critérios de um polímero ideal

<b>Polímero ideal</b>	• Aparência natural
	• Fácil manipulação
	• Alta resistência, rigidez, dureza e tenacidade
	• Baixa densidade
	• Estabilidade dimensional e precisão na reprodução dos detalhes de superfície
	• Ausência de odor e sabor
	• Resistência ao crescimento microbiano
	• Resistência à absorção de fluidos orais
	• Boa condutividade térmica
	• Boa retenção de outros polímeros, porcelanas e metais
	• Radio-opacidade
	• Fácil reparação
	• Fácil higienização
	• Alta durabilidade
• Baixo custo	

O PMMA foi descrito, pela primeira vez, por *Redtenbacher*, em 1843. Contudo, o desenvolvimento deste polímero para aplicações biomédicas evidenciou ser um processo gradual, com vários estádios. Desta forma, desde 1940, o PMMA revelou-

se um biomaterial essencial nos laboratórios e clínicas médico-dentárias (Tabela 3).<sup>(4-6,7,9)</sup>

**Tabela 3.** Fases de desenvolvimento dos materiais à base de PMMA para aplicações médico-dentárias

Ano	Fase
1843	Formação de ácido acrílico por oxidação da acroleína
1931	PMMA comercialmente disponível sob formato de folha
1936	<i>Otto Rohm</i> desenvolve PMMA industrial
1937	Introdução do PMMA sob a forma de pó para confecção de bases protéticas
1945	Extensão da utilização do PMMA por parte de neurocirurgiões para cranioplastias
1945	PMMA polimerizável a frio (temperatura ambiente) é introduzido no mercado
1946	PMMA torna-se o principal material para a confecção de próteses dentárias
1950	PMMA é usado pela especialidade de ortopedia para a cimentação de próteses do osso femoral
1950 a 1960	PMMA é usado extensamente pela área médico-dentária para inúmeras aplicações, incluindo próteses dentárias, coroas provisórias e próteses maxilofaciais
Séc. XXI	Contínua investigação sobre o PMMA e suas modificações para melhorar as suas propriedades físicas e mecânicas

Com efeito, durante a última metade do século XX, o PMMA atingiu marcada popularidade. Não só substituiu todas as alternativas de materiais para a confecção de bases protéticas, como também revelou resultados notáveis no fabrico de próteses dentárias e maxilofaciais.<sup>(4-6,7,9)</sup>

Não obstante, o PMMA não é considerado um material ideal devido a algumas fragilidades no que concerne às características físicas e mecânicas. Efetivamente, o PMMA absorve água, o que compromete as suas propriedades físicas e mecânicas, aquando da sua utilização, facto que, por sua vez, potencia a fratura durante cargas cíclicas. Neste sentido, têm surgido inúmeras investigações sobre o reforço do PMMA, com o intuito de melhorar as suas propriedades físicas e mecânicas.<sup>(4-6,7,9)</sup>

## 1.2. Tipos de PMMA

O PMMA é um polímero sintético resultante da adição de radicais livres e polimerização do metilmetacrilato ( $C_5O_2H_8$ ) em polimetilmetacrilato ( $(C_5O_2H_8)_n$ ). A reação de polimerização é iniciada e ativada a partir da geração de radicais livres, quer quimicamente, quer a partir de energia (como calor, luz ou micro-ondas). Na fase de propagação, a polimerização continua através da ligação de monómeros, seguida do deslocamento de eletrões livres para a cadeia final.<sup>(4)</sup>

Existem vários mecanismos que induzem o fim da reação de polimerização, como a adição de inibidores químicos (por exemplo, a hidroquinona ou éter-dimetílico) ao monómero. Similarmente, eventuais impurezas presentes com o monómero podem inibir a reação de polimerização, uma vez que reagem com os radicais livres.<sup>(4)</sup>

Segundo a ADA - Especificação nº12<sup>(10)</sup>, os polímeros para bases protéticas são classificados em vários tipos e classes. Assim, com base na ativação da reação de polimerização, existem três tipos principais de polímeros para utilização em Medicina Dentária. Estes diferem em termos da reação de polimerização e composição.

Adicionalmente aos tipos I, II e III (segundo a especificação da ADA), a norma ISO 20795-1 (2013)<sup>(11)</sup> incluiu o tipo IV (polimerização foto-ativada) e o tipo V (polimerização micro-ondas) (Tabela 4).

**Tabela 4.** Tipos de PMMA (classificação)

Segundo ativação de polimerização	Segundo especificação da ADA		
	Tipo I	Tipo II	Tipo III
Ativação pelo calor Ativação a frio Foto-ativação	Polimerizável a temperatura (calor) <u>Classe 1:</u> Formulação Pó/ Líquido <u>Classe 2:</u> Formulação auto-mistura	Auto-polimerizável <u>Classe 1:</u> Formulação Pó/ Líquido	Resinas termoplásticas

### 1.2.1. Ativação pelo calor

Os materiais polimerizáveis através deste método estão disponíveis sob a forma de pó e líquido. São habitualmente utilizados para a confeção de bases protéticas dentárias. O pó de PMMA contém PMMA, peróxido de benzoílo (iniciador), dibutil ftalato (agente plastificante), titânio e óxido de zinco (opacificantes), fibras e pigmentos ou corantes. O líquido contém o monómero MMA, etileno glicol dimetacrilato (agregante) e hidroquinona (inibidor).<sup>(4,12)</sup>

A reação de polimerização começa quando ocorre a mistura dos dois componentes, pó e líquido, e há fornecimento de energia sob a forma de calor, com o objetivo de ativar o iniciador.<sup>(4,12)</sup> Sendo a fonte de calor mais comumente utilizada o banho-maria.<sup>(4)</sup>

Estes materiais contêm peróxido de benzoílo (iniciador), que se dissocia em dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>), originando radicais livres. Um grau de polimerização ótimo resulta em excelentes resultados no que concerne às propriedades físicas. Contudo, a reação

de polimerização e a baixa adaptação ainda se revelam como limitações deste tipo de PMMA.<sup>(4,13)</sup>

### **1.2.2. Ativação por micro-ondas**

A energia micro-ondas é outra fonte de energia sob a forma de calor que pode ser utilizada para desencadear reações de polimerização, incluindo a do PMMA. A grande vantagem da ativação através desta fonte de calor é o tempo reduzido comparativamente ao método anterior. Nesse sentido, contrariamente à ativação através de calor (convencional), que requer períodos longos de calor e, posteriormente, arrefecimento, este método necessita apenas de alguns minutos.<sup>(4,12,14-16)</sup>

### **1.2.3. Ativação a frio**

Este método de ativação da reação também é conhecido por polimerização química ou, ainda, auto-polimerização. Assim, distingue-se da ativação através de calor tanto a nível composicional como ao nível do mecanismo de polimerização, uma vez que não requer energia térmica.<sup>(4)</sup>

Desta forma, uma amina terciária, como a dimetil-p-toluidina (iniciador) é adicionada ao PMMA, ativando o peróxido de benzoílo. Deste modo, são gerados radicais livres, potenciando o início da reação de polimerização. No entanto, o grau de polimerização através deste mecanismo é notavelmente mais baixo, comparativamente ao mecanismo de polimerização através de fonte térmica (calor). Assim, os monómeros não polimerizados ficam aprisionados no material polimerizado, pelo que há tendência ao aparecimento de reações alérgicas ou inflamatórias, bem como à perda de estabilidade de cor. É de notar, ainda, o comprometimento das propriedades mecânicas, como dureza e resistência.<sup>(4,15,17)</sup>

Por outro lado, este método de polimerização apresenta vantagens quando comparado com o método de polimerização através de fonte térmica (calor), designadamente, melhor estabilidade dimensional e adaptação, que resulta de uma menor contração de polimerização.<sup>(4,15,17)</sup>

Devido às suas limitações o PMMA que preconiza este método de polimerização é utilizado, quase exclusivamente, em próteses parciais provisórias e na sua reparação ou rebasamento.<sup>(4,15,17)</sup>

#### **1.2.4. Foto-ativação**

Similarmente à polimerização dos compósitos à base de resina, comumente utilizados em restaurações dentárias, também a reação de polimerização deste tipo de PMMA é desencadeada por luz visível. Efetivamente, neste caso, o PMMA está modificado por um agente fotossensível, a canforoquinona. Esta, substitui o iniciador convencional e, ao ser ativada, gera radicais livres por exposição à luz.<sup>(4,18,19)</sup>

Além do agente fotossensível, este tipo de PMMA contém *fillers* (agentes de carga), sílica, matriz de dimetacrilato de uretano e monómeros de resina acrílica.<sup>(4)</sup>

Este método de polimerização apresenta como vantagens o controlo total do tempo de manipulação, fornecendo tempo suficiente para a mesma, assim como para a adaptação antes do início da reação de polimerização. Adicionalmente, a contração de polimerização, a presença de monómeros residuais no material polimerizado e a adesão microbiana são pouco evidentes, comparativamente, ao mecanismo de polimerização convencional. No entanto, este tipo de PMMA é pouco utilizado devido à sensibilidade da técnica e desfavorável relação custo-benefício.<sup>(4,20)</sup>

Existem, portanto, vários tipos de PMMA, que diferem em termos de composição, polimerização, vantagens e desvantagens. Consequentemente, nenhum tipo deve ser considerado melhor ou pior comparativamente aos outros. Por isso, o operador deve considerar todas as características do material e selecionar segundo a sua conveniência e aplicabilidade individualizada.<sup>(4)</sup>

#### **1.2.5. Resinas termoplásticas**

Os materiais termoplásticos, como as poliamidas (por exemplo, o *nylon*), o acetal, o poliepóxido, o poliestireno, o policarbonato e o poliuretano foram introduzidos na Medicina Dentária como alternativa às resinas ditas clássicas, que apresentam como maior desvantagem a toxicidade devido à permanência de monómeros residuais. Com efeito, caracterizam-se pela ausência de monómeros, sendo, por isso, não tóxicas e

não alergénicas, biocompatíveis, apresentam propriedades estéticas satisfatórias e maior conforto para o paciente na sua utilização.<sup>(12,21)</sup>

Além disso, as resinas termoplásticas apresentam-se sob a forma de um sistema monocomponente, em dispensadores individuais. Assim, estas resinas têm vindo a ser uma opção utilizada na confeção de próteses parciais removíveis, por serem mais estéticas, designadas de “*metal free*”.<sup>(12,21)</sup>

### **1.3. Manipulação do PMMA**

A maioria das formulações de PMMA consiste no conjunto pó (polímero) e líquido (monómero). A reação química exotérmica tem início com a mistura do pó e do líquido, que endurece quimicamente (ativação a frio) ou através do fornecimento de energia (ativação pelo calor).<sup>(4,12)</sup>

Durante a manipulação do PMMA, é necessário usar a proporção pó/líquido recomendada pelo fabricante para evitar discrepâncias. Com efeito, no caso de existir uma proporção pó/líquido aumentada, como resultado existirão grânulos de PMMA que não terão entrado em contacto com o monómero (líquido). Por outro lado, no caso de existir uma proporção pó/líquido diminuída, como resultado existirá uma maior contração de polimerização, bem como variações dimensionais.<sup>(4,12)</sup>

Neste sentido, dependendo da consistência, a manipulação da mistura pode ser dividida em diferentes estadios: areoso, filamentoso, pastoso, borrachoide e rígido. O estadio areoso caracteriza-se pela integração dos grânulos de PMMA no monómero, dando à mistura um aspeto granuloso. Durante esta fase, quase não há interação química ou polimerização. No estadio filamentoso, as moléculas do monómero dissolvem as partículas de PMMA e dispersam as cadeias poliméricas na fase líquida. Simultaneamente, as partículas maiores de PMMA começam a desdobrar-se, o que resulta num aumento de viscosidade. Por outro lado, a mistura ainda contém cadeias poliméricas por dissolver, pelo que a consistência se torna menos rígida e pegajosa. No momento de transição para o estadio pastoso, existem vários fatores que o podem influenciar: peso molecular do polímero, o tamanho e a área de superfície das partículas, a temperatura, a presença de um agente agregador ou plastificante e a proporção pó/líquido. O estadio pastoso progride para o estadio borrachoide através da conversão adicional de monómeros em polímeros e evaporação dos monómeros

residuais. O estado borrachoide é caracterizado pela presença de uma matriz de borracha. No estado rígido continua a polimerização e posterior evaporação dos monómeros, favorecendo o endurecimento e reforço das propriedades mecânicas. Finalmente, o PMMA polimerizado revela-se seco, rígido e resistente à deformação plástica.<sup>(4)</sup>

#### **1.4. Aplicações do PMMA**

Os materiais poliméricos são utilizados em múltiplas áreas, designadamente: na Engenharia, na Medicina e na Medicina Dentária.<sup>(4-9,13,14)</sup>

Além das bases protéticas, em Medicina Dentária, o PMMA tem outras aplicações: confecção de dentes artificiais, moldeiras individuais, coroas provisórias, goteiras oclusais, modelos impressos ou fresados, rebasamento e reparação de próteses dentárias e alguns dispositivos ortodônticos.<sup>(4-9,13,14)</sup>

#### **1.5. Modificações do PMMA**

Apesar da intensa procura pelo conhecimento e pela compreensão dos biomateriais, faltam biomateriais ideais para aplicações médico-dentárias. Embora, o PMMA apresente boas propriedades, como a sua resistência, fácil manipulação, boa relação custo/benefício e tenha ganho visibilidade em múltiplas aplicações médico-dentárias, existem ainda algumas limitações que ficam aquém das propriedades de um polímero ideal. Exemplo disso é a contração de polimerização que pode resultar em alterações dimensionais notáveis e imprecisões durante a confecção do produto final. Da mesma forma, a presença de monómero residual continua a ser uma limitação que afeta, não só as propriedades do material, mas também a sua biocompatibilidade. Além disso, outras propriedades do PMMA que requerem melhorias incluem: fraca resistência à fadiga, baixa resistência ao impacto, fraca resistência de ligação a outros materiais, baixa condutividade térmica, suscetibilidade à fratura, deformação e porosidade, alto coeficiente de expansão térmica e baixa estabilidade de cor. Assim, o reforço das propriedades do PMMA tem sido alvo de investigação nos últimos anos. Com efeito, várias modificações foram propostas: reforço com fibras (Tabela 5), partículas densas (Tabela 6) e modificações químicas.<sup>(4,6,7-9,22-24)</sup>

**Tabela 5.** Caracterização de vários tipos de fibras usadas no reforço do PMMA

<b>Tipo de fibra</b>	<b>Descrição e <i>outcome</i></b>
Carbono	Melhores propriedades mecânicas, incluindo resistência à tração, flexibilidade, resistência à fratura e módulo de elasticidade. Baixa expansão térmica. No entanto, propriedades estéticas insatisfatórias devido à cor das fibras.
Aramida (poliamida aromática)	Melhores propriedades mecânicas, como resistência à fratura e molhabilidade. Todavia, propriedades estéticas insatisfatórias devido à cor das fibras. Além disso, as fibras expostas à superfície são irritáveis para os tecidos orais. Note-se também que o aumento de fibras reduziu a dureza. E ainda, difícil acabamento de polimento.
Nylon	Melhores propriedades mecânicas, como resistência à flexão, resistência à fratura e melhoria da elasticidade estrutural.
Polietileno e Polipropileno	Melhores propriedades mecânicas, como resistência ao impacto e ductilidade superior. Além disso, as propriedades estéticas são satisfatórias devido à cor branca. Por outro lado, exige uma técnica complexa, portanto não é comumente utilizada.
Vidro	Melhores propriedades mecânicas e estéticas. Notável redução da deformação. As fibras de vidro silanizadas aumentam a resistência à flexão.

**Tabela 6.** Caracterização de vários tipos de partículas densas usadas no reforço do PMMA

<b>Partículas</b>	<b>Descrição e <i>outcome</i></b>
Alumina	A adição de nanopartículas de alumina ao pó de PMMA revelou-se biocompatível. As partículas de alumina tratadas com silano melhoraram as propriedades mecânicas, como resistências à compressão, flexão e desgaste. Além disso, melhorou significativamente a condutividade térmica. No entanto, apresenta com limitação a descoloração da resina.
Zirconia	Melhores propriedades mecânicas, como tenacidade à fratura e resistências à compressão e fadiga. A adição de silano melhorou a interface PMMA-ZrO <sub>2</sub> e a resistência à flexão. Além disso, a adição de nanopartículas de ZrO <sub>2</sub> melhoraram a condutividade térmica. No entanto, a adição de nanotubos de ZrO <sub>2</sub> demonstraram efeitos de reforço superiores comparativamente às nanopartículas. Aumento da sorção de água, mas é pouco significativo.
Dióxido de titânio	Melhores propriedades mecânicas, como resistência à fratura e dureza. Além disso, aumentou a condutividade térmica. A adição de partículas silanizadas revelou efeitos semelhantes, melhorando a dureza de superfície, resistências transversal e impacto.
Prata	Melhores propriedades mecânicas, como resistência à compressão e condutividade térmica. A adição de nanopartículas de prata e grafeno ao PMMA aumentou significativamente as propriedades mecânicas, como resistências à tração, compressão e flexão e diminuiu a sorção de água.
<i>Nanodiamond</i>	Estas partículas são bioativas e reforçam polímeros acrílicos. Melhores propriedades mecânicas, como resistências ao impacto e flexão, e módulo de elasticidade.
Hidroxiapatite	Melhores propriedade mecânicas, como resistência à flexão e módulo de elasticidade.
Partículas à base de sílica	Melhores propriedades mecânicas.

Além do reforço através da adição de fibras ou partículas densas, o PMMA pode ser melhorado através de modificações químicas. Um exemplo comum deste tipo de

modificação é a incorporação de borracha, originando uma matriz semipermeável PMMA-borracha. Esta é caracterizada por resistência ao impacto bastante satisfatória. Com efeito, a propagação de fissuras através da matriz é desacelerada quando a linha de fissura atinge a interface de borracha. Consequentemente, os dispositivos médico-dentários podem suportar tensões de impacto mais altas antes da fratura e apresentam módulo de elasticidade mais reduzido, favorecendo a flexibilidade. O grande inconveniente destes materiais é o seu elevado custo.<sup>(4,24)</sup>

Atualmente, os esforços têm sido concentrados no reforço do PMMA com o intuito de melhorar as suas propriedades mecânicas, pelo que o campo da nanotecnologia, por exemplo, através da adição de nanopartículas como o grafeno e seus derivados tem tido particular atenção.<sup>(4)</sup>

### **1.6. Impressão 3D em Medicina Dentária**

A evolução da imagiologia médica conduziu a melhorias significativas no desempenho diagnóstico de modalidades de imagem menos invasivas, como a tomografia computadorizada, imagem por ressonância magnética, medicina nuclear e ultrassom. A análise quantitativa destas modalidades de imagem continua a permitir, com alta precisão, a deteção e estabelecimento do diagnóstico de múltiplas doenças. Apesar dos resultados promissores, as ferramentas tradicionais de visualização bidimensional e tridimensional ainda estão confinadas a um plano bidimensional, o que influencia a visão realista de estruturas anatómicas e patologias particularmente complexas. Esta limitação gerou potenciais oportunidades para o uso da técnica de impressão 3D em aplicações médicas e médico-dentárias.<sup>(25-27)</sup>

A impressão 3D ou confeção aditiva destacou-se na década de 80, século XX. Surgiu com Charles Hull, quando este utilizou, pela primeira vez, uma máquina para produzir um objeto físico, sendo o método de processamento a SLA. Assim, criou os ficheiros STL. Contudo, só no século XXI, através da otimização das máquinas e procedimentos é que este método foi globalmente aceite. Posteriormente, surgiram, numa perspetiva vanguardista, outros métodos de confeção aditiva, nomeadamente: a SLS e a FDM.<sup>(25,26,28,29)</sup>

Em 2016, o SIG (*Special Interest Group*), criado pela RSNA (*Radiological Society of North America*), determinou orientações e recomendações, bem como sessões de

esclarecimento para a prática e uso adequando da impressão 3D, com o intuito de proporcionar um melhor serviço de saúde, cómodo para os profissionais de saúde e centrado no paciente.<sup>(25)</sup>

A Medicina Dentária Digital pode ser definida como qualquer tecnologia ou equipamento que incorpore componentes virtuais controlados por um *software*, em ambiente médico-dentário. Tem como vantagens descritas ser uma ferramenta eficaz na definição do diagnóstico e do plano de tratamento, confere um alto nível de previsibilidade nos resultados, permite, de forma fácil, uma boa comunicação entre os profissionais de saúde e promove a educação do paciente, bem como a adesão à terapêutica, melhorando a longevidade das reabilitações. Além disso, esta tecnologia pode ser integrada em muitas fases do *workflow*, podendo ainda ser combinada com outros métodos tradicionais (Figura 1). Por outro lado, inclui como desvantagens o alto custo associado aos equipamentos e manutenção dos mesmos e a falta de profissionais de saúde adequadamente preparados para manusear esta tecnologia. Além disso, existem limitações ao nível dos materiais que podem ser utilizados, designadamente na categoria dos polímeros. Assim, a revolução digital desenha conceitos e possibilidades vantajosas e inovadoras, contudo também se apresenta como um desafio.<sup>(27,30-32)</sup>

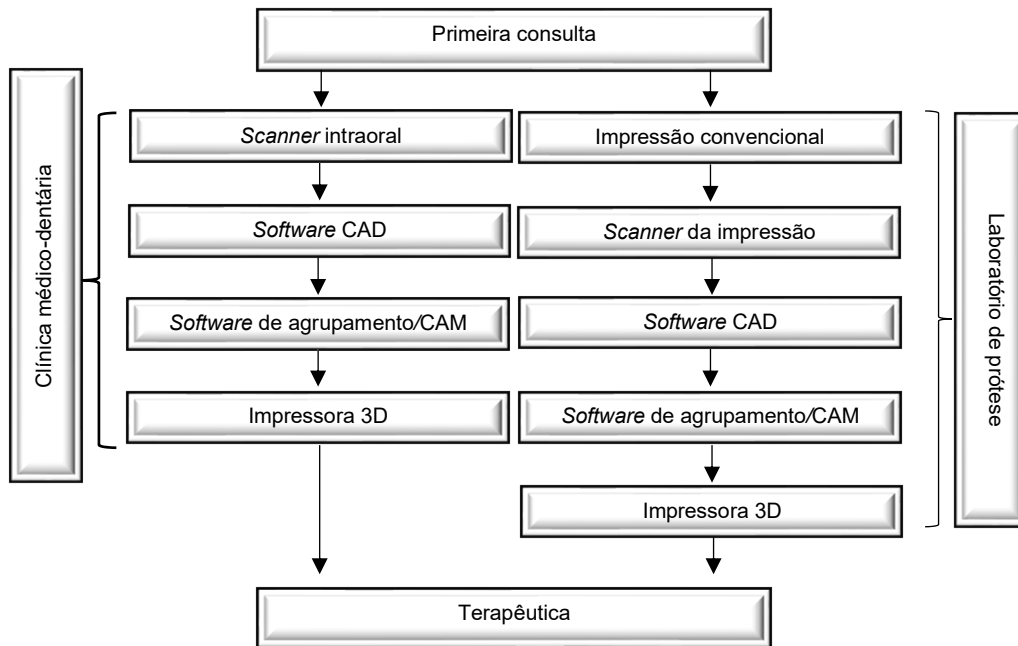
Neste sentido, a sinergia entre a Medicina Dentária e a Informática resultou no desenvolvimento do sistema CAD/CAM. Erradamente, é comum associar este sistema a processos subtrativos, pois foram estes os primeiros a retirar as potencialidades desta tecnologia. No entanto, é de notar que o termo CAD/CAM não fornece nenhuma informação sobre o método de fabrico do objeto desenhado virtualmente.<sup>(31,33)</sup>

Todos os sistemas CAD/CAM consistem em três componentes<sup>(31,34)</sup> (Figura 1):

- a) Uma ferramenta de digitalização (*scanner*) que transforma a geometria do objeto em dados digitais, que podem ser processados pelo computador;
- b) Um *software* que processa dados e, dependendo da aplicação, produz um conjunto de dados para que o produto seja fabricado;
- c) Uma tecnologia de produção que transforma o conjunto de dados no produto desejado.

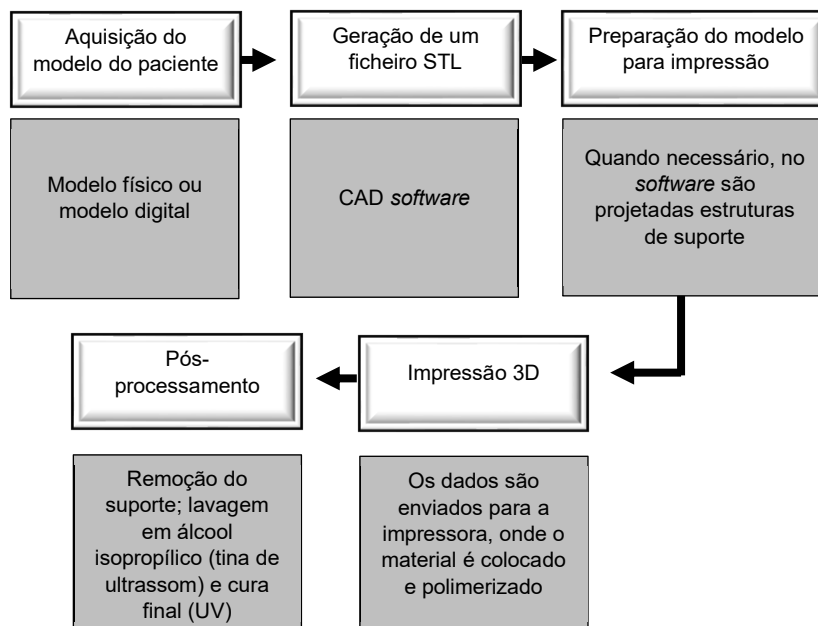
Dependendo do equipamento de processamento, o trabalho pode ser obtido de duas formas: fresagem (método subtrativo) ou impressão 3D (método aditivo). Ao contrário

da fresagem, o método aditivo tem como princípio a criação do modelo através da deposição de material, camada por camada, individualmente.<sup>(31,34)</sup>



**Figura 1.** Workflow diagnóstico e terapêutico com recurso à tecnologia CAD/CAM e impressão 3D

De uma perspetiva mecânica, as impressoras 3D são consideradas dispositivos robóticos bastante simples. O aparelho não seria nada sem o *software* CAD, que permite que objetos e, na verdade, conjuntos inteiros sejam projetados e definidos num ambiente virtual (Figura 2).<sup>(31,34)</sup>



**Figura 2.** Sequência de processamento de impressão 3D

### 1.7. Aplicações da impressão 3D

No âmbito da Medicina Dentária Restauradora, a tendência para o uso de *scanners* intraorais potencia a necessidade da impressão 3D para obter um modelo físico das arcadas. Embora não seja estritamente necessário imprimir o modelo na sua totalidade, este pode ser usado para o fabrico de uma restauração, como a adição de um material de estratificação. Além disso, os dados do modelo do paciente podem ser arquivados de forma digital e impressos apenas quando necessário.<sup>(26,30)</sup>

Em Ortodontia, o plano de tratamento pode ser sustentado num *workflow* digital, a partir de *scanners* intraorais, existentes no consultório médico-dentário e/ou no laboratório de prótese ou de tomografia computadorizada. Assim, os dispositivos ortodônticos podem ser criados e ativados com base neste princípio. Um exemplo claro de ortodontia digital é o sistema de alinhadores (como o Invisalign®), que visa realinhar os dentes presentes nas arcadas, de forma digital, através de uma série de modelos 3D impressos para o fabrico desses alinhadores que reposicionam, progressivamente, os dentes ao longo de um período de tempo mais ou menos definido.<sup>(30)</sup>

No caso da Implantologia, a impressão 3D tem sido utilizada para confeccionar guias cirúrgicas, que permitem a colocação de implantes e de peças dentárias provisórias de acordo com o planeamento digital previamente realizado. Assim, é possível otimizar e simplificar os métodos da implantologia tradicional.<sup>(26,27,30,35)</sup>

No âmbito da Endodontia, a confeção aditiva pode ser útil na confeção de guias de apicectomia e preparação da cavidade de acesso, evitando danos iatrogénicos. Além disso, a sua utilidade também tem sido descrita na prototipagem de dentes com anatomia complexa, em casos de autotransplante e confeção de modelos educativos.<sup>(27)</sup>

A impressão 3D também revolucionou o campo da Periodontologia. Efetivamente, têm sido estudados vários usos, incluindo *scaffolds* impressos para preservação de alvéolos, regeneração e reparação periodontal, bem como aumento ósseo e manutenção peri-implantar.<sup>(27,34)</sup>

Relativamente à Prostodontia, o recurso à tecnologia 3D tem sido facilitadora do planeamento e desenvolvimento dos diversos tratamentos protéticos. Com efeito, durante uma consulta, o Médico Dentista pode realizar o preparo de um ou mais dentes, fazer a sua digitalização, enviar para uma impressora 3D e continuar a consulta, enquanto a coroa está a ser confeccionada. Assim, a coroa unitária ou ponte

pode ser cimentada no mesmo dia em que é feito o preparo dentário. Além das coroas e pânticos, a confecção de próteses dentárias totais ou parciais, a partir do método digital, tem vindo a ter cada vez mais relevância.<sup>(27,36,37)</sup>

### **1.8. Métodos de confecção aditiva**

Existem várias técnicas de impressão 3D descritas na literatura e apresentadas pela indústria, sendo a SLA, FDM e a SLS as mais comuns no âmbito da Medicina Dentária. Apesar de todas as técnicas terem o mesmo princípio subjacente à impressão das camadas, uma a uma, as diferentes tecnologias disponíveis apresentam meios de deposição distintos. Além disso, nem todos os materiais são passíveis de ser utilizados nestas tecnologias. Até ao momento, os materiais disponíveis apresentam-se sob a forma de metais, polímeros e cerâmicas. Deste modo, para executar qualquer tecnologia 3D, dependendo do objeto final desejado e do fim a que se destina, o profissional deve selecionar a técnica e o equipamento que possibilitem uma resposta apropriada para a obtenção desse objeto final, bem como estar a par dos aspetos legais para efeitos da sua utilização.<sup>(38)</sup>

A SLA tem por base o princípio da fotopolimerização, pelo que ocorrem adições múltiplas de camadas de resina líquida fotopolimerizável. A polimerização é feita com recurso a uma fonte de luz UV. Assim, camada a camada, polimerização a polimerização, o produto ganha a morfologia final. Geralmente, é utilizada para confeccionar modelos de diagnóstico, guias cirúrgicas e goteiras oclusais. As resinas e as cerâmicas são os materiais passíveis de ser utilizados nesta tecnologia.<sup>(39)</sup>

Os processos ou sistemas de SLA podem ser categorizados em quatro gerações. É um processo de polimerização exotérmica, sendo que a reação é iniciada pelo fornecimento de energia de luz UV, e ocorrem duas transições: gelificação e vitrificação. A gelificação é a transição do estado líquido para o estado borrachoide; a vitrificação é um processo gradual e termorreversível, que conduz à passagem do material em estado líquido ou borrachoide para o estado sólido vítreo.<sup>(27,40-42)</sup>

Relativamente à modelagem por deposição e fusão, a cabeça de extrusão é o constituinte responsável pela transformação de um material sólido num moldável. Com efeito, o material entra numa das extremidades da cabeça de extrusão e, por ação do calor gerado, através de uma resistência elétrica, é derretido, sendo,

posteriormente, expulso pela extremidade oposta da cabeça de extrusão ou *nozzle*. Simultaneamente à libertação do material pelo *nozzle*, segundo um plano x-y, a plataforma de construção desloca-se para baixo gerando o objeto, camada por camada. As resinas termoplásticas são o material passível de ser utilizados nesta tecnologia.<sup>(27,35,40,41)</sup>

A SLS utiliza lasers de alta potência para tornar possível a obtenção de objetos a partir de materiais em pó, neste caso metais. O material é aquecido a temperaturas perto do seu ponto de fusão, pelo que ocorre aglutinação das partículas, originando um objeto sólido. Assim, tanto a SLS como a SLA usam um laser para construir o objeto final, camada a camada. No entanto, o primeiro usa materiais à base de pó e o segundo requer resinas líquidas.<sup>(38)</sup>

O aparecimento destas novas tecnologias conduziu ao desenvolvimento de novos materiais para nelas serem utilizados. Neste sentido, torna-se fundamental e relevante o estudo das suas características, físicas e mecânicas, bem como do seu desempenho clínico.<sup>(26,27,35)</sup>

### **1.9. Propriedades mecânicas estudadas nas resinas**

A Mecânica é a ciência que estuda a energia e as forças, bem como os seus efeitos nos corpos. Assim, todas as propriedades mecânicas são medidas da resistência do material à deformação ou fratura do mesmo, quando aplicada determinada força.<sup>(43)</sup>

Neste sentido, as propriedades mecânicas são as respostas medidas do comportamento elástico e plástico dos materiais, quando aplicada determinada força, distribuição de forças ou pressão. Geralmente, são expressas em unidades de tensão e/ou deformação. Por isso, podem representar medidas de: (a) deformação elástica ou reversível (isto é, limite de proporcionalidade, resiliência e módulo de elasticidade); (b) deformação plástica ou irreversível (por exemplo, percentagem de alongamento e dureza); (c) uma combinação de deformação plástica e elástica (por exemplo, tenacidade e limite de escoamento). Deste modo, o entendimento, por parte do Médico Dentista, das propriedades mecânicas do PMMA para a confeção de bases protéticas, é fundamental para delinear o plano de tratamento, que deve ser personalizado e adequado ao paciente e, ainda, compreender a razão de eventuais falhas da terapêutica adotada.<sup>(43)</sup>

A resistência ao impacto e as propriedades de flexão apresentam relevância clínica na avaliação de materiais para a confecção de bases protéticas. A resistência ao impacto pode ter um efeito significativo no desempenho geral das próteses dentárias, uma vez que se encontra relacionada com a energia necessária para fraturar um material quando sujeito a uma força de elevada intensidade e curta duração. Esta propriedade mecânica caracteriza-se pelo comportamento do material quando é exposto a uma força de alto impacto, por exemplo, uma queda inadvertida.<sup>(16,44,45)</sup>

A resistência à flexão fornece uma indicação da extensão da resistência do material à fratura e confere algum grau de previsibilidade do seu comportamento, quando submetido a cargas estáticas. Com efeito, o estudo das propriedades de flexão é uma ferramenta útil na comparação de materiais que, geralmente, são submetidos ao *stress* mastigatório.<sup>(46,47)</sup>

Outra propriedade é a dureza, que indica a extensão de resistência de um material à deformação plástica. A dureza do acrílico fornece indicações relativamente ao risco de degradação da matriz polimérica. Neste sentido, quando a dureza é reduzida, a matriz degrada-se, aumentando o risco de fratura do material, bem como da ocorrência de desgaste. Consequentemente, a vida útil da base protética diminui.<sup>(48,49)</sup>

### **1.10. Objetivos**

O objetivo deste estudo foi comparar as propriedades mecânicas da resina de PMMA convencional com a resina de PMMA para impressão 3D, na confecção de bases protéticas, bem como sintetizar a informação relevante acerca do tema, de modo a apresentar evidência científica de valor e elucidar os profissionais de saúde para que estes saibam adequar a utilização dos materiais disponíveis à situação clínica mais indicada.

## **2. MATERIAIS E MÉTODOS**



Graças aos avanços da investigação e ao acesso à informação, a comunidade científica requer constante necessidade de atualização. Neste sentido, entender e interpretar a evidência científica implica conhecer os vários níveis de evidência disponíveis, sendo as revisões sistemáticas e meta-análises o auge da pirâmide dos níveis de evidência.<sup>(50)</sup>

O processo de uma revisão sistemática deve ser bem desenvolvido e planificado *à priori*, de forma a minorar a introdução de vieses. Assim, esta pode ser definida como a aplicação de estratégias científicas, caracterizada por ser metodologicamente abrangente, transparente e reprodutível, com a maior tendência possível à imparcialidade. Toda a revisão sistemática começa com a formulação correta de uma questão de investigação e, através da realização de uma pesquisa bibliográfica abrangente e avaliação crítica dos resultados obtidos, visa a sua resposta.<sup>(50-52)</sup>

Esta revisão sistemática foi realizada através da metodologia PRISMA.<sup>(53)</sup>

## 2.1. Questão de investigação

Respeitando as etapas do processo de revisão sistemática, o primeiro passo é formular, corretamente, uma questão de investigação. Esta deve ser explícita e ter um foco, mas não ser muito restrita, nem, pelo contrário, muito abrangente. A forma mais comum para a definição desta questão é a sua divisão segundo o acrónimo PICO: *Population (P)*; *Intervention (I)*; *Comparison (C)*; *Outcome (O)*.<sup>(50,51)</sup>

Desta forma, a questão de investigação que guiou esta revisão sistemática foi: “A confeção de bases protéticas (P) em resina de PMMA para impressão 3D (I), comparativamente com a resina de PMMA convencional (C), apresenta resultados mecânicos superiores (O)?” (Tabela 7).

**Tabela 7.** Divisão segundo o acrónimo PICO

<b>Population</b>	<b>Intervention</b>	<b>Comparison</b>	<b>Outcome</b>
Bases protéticas	Resina de PMMA para impressão 3D	Resina de PMMA convencional	Propriedades mecânicas

## 2.2. Estratégia de pesquisa

Depois da questão de investigação formulada, foi desenvolvido um protocolo de investigação subsequente: determinação de palavras pesquisáveis, bem como termos MeSH, definição de uma equação de pesquisa e consequente pesquisa eletrónica em três bases de dados (*PubMed/MEDLINE®*, *Web of Science - MEDLINE®* e *EMBASE®*) (Tabelas 8, 9 e 10).

Foram empregues termos booleanos de forma a combinar as palavras pesquisáveis e termos MeSH: “AND” e “OR”. A pesquisa foi limitada a publicações em língua inglesa. Além disso, foram consideradas publicações de outras fontes de referência, designadas como literatura cinzenta.

**Tabela 8.** Estratégia de pesquisa utilizada na PubMed/MEDLINE®

<b>Estratégia de pesquisa</b>	<b>Palavras pesquisáveis e MeSH Terms</b>
Polymethyl methacrylate	"polymethyl methacrylate"[MeSH Terms] OR ("polymethyl"[All Fields] AND "methacrylate"[All Fields]) OR "polymethyl methacrylate"[All Fields]
polymethylmethacrylate	"polymethyl methacrylate"[MeSH Terms] OR ("polymethyl"[All Fields] AND "methacrylate"[All Fields]) OR "polymethyl methacrylate"[All Fields] OR "polymethylmethacrylate"[All Fields] OR "polymethylmethacrylates"[All Fields]
pmma	"polymethyl methacrylate"[MeSH Terms] OR ("polymethyl"[All Fields] AND "methacrylate"[All Fields]) OR "polymethyl methacrylate"[All Fields] OR "pmma"[All Fields]
printed	"printed"[All Fields] OR "printing"[MeSH Terms] OR "printing"[All Fields] OR "print"[All Fields] OR "printings"[All Fields] OR "prints"[All Fields]
flexural strength	"flexural strength"[MeSH Terms] OR ("flexural"[All Fields] AND "strength"[All Fields]) OR "flexural strength"[All Fields]
impact	"impact"[All Fields] OR "impactful"[All Fields] OR "impacting"[All Fields] OR "impacts"[All Fields] OR "tooth, impacted"[MeSH Terms] OR ("tooth"[All Fields] AND "impacted"[All Fields]) OR "impacted tooth"[All Fields] OR "impacted"[All Fields]
strength	"strength"[All Fields] OR "strengths"[All Fields]
hardness	"hardness"[MeSH Terms] OR "hardness"[All Fields] OR "hardnesses"[All Fields]
<b>Estratégia de pesquisa</b>	<b>Equação de pesquisa</b>
(Polymethyl methacrylate OR polymethylmethacrylate OR pmma) AND ("additive manufacturing" OR 3D printed OR "printed resin") AND (flexural strength OR impact strength OR hardness) (english[Filter])	((("polymethyl methacrylate"[MeSH Terms] OR ("polymethyl"[All Fields] AND "methacrylate"[All Fields]) OR "polymethyl methacrylate"[All Fields] OR ("polymethyl methacrylate"[MeSH Terms] OR ("polymethyl"[All Fields] AND "methacrylate"[All Fields]) OR "polymethyl methacrylate"[All Fields] OR "polymethylmethacrylate"[All Fields] OR "polymethylmethacrylates"[All Fields]) OR ("polymethyl methacrylate"[MeSH Terms] OR ("polymethyl"[All Fields] AND "methacrylate"[All Fields]) OR "polymethyl methacrylate"[All Fields] OR "pmma"[All Fields])) AND ("additive manufacturing"[All Fields] OR ("3D"[All Fields] AND ("printed"[All Fields] OR "printing"[MeSH Terms] OR "printing"[All Fields] OR "print"[All Fields] OR "printings"[All Fields] OR "prints"[All Fields])) OR "printed resin"[All Fields]) AND ("flexural strength"[MeSH Terms] OR ("flexural"[All Fields] AND "strength"[All Fields]) OR "flexural strength"[All Fields] OR ("impact"[All Fields] OR "impactful"[All Fields] OR "impacting"[All Fields] OR "impacts"[All Fields] OR "tooth, impacted"[MeSH Terms] OR ("tooth"[All Fields] AND "impacted"[All Fields]) OR "impacted tooth"[All Fields] OR "impacted"[All Fields]) AND ("strength"[All Fields] OR "strengths"[All Fields])) OR ("hardness"[MeSH Terms] OR "hardness"[All Fields] OR "hardnesses"[All Fields])) AND "english"[Language]

**Tabela 9.** Equação de pesquisa utilizada na Web of Science®

<b>Equação de pesquisa</b>	All= ((Polymethyl methacrylate OR polymethylmethacrylate OR pmma) AND ("additive manufacturing" OR 3D printed OR "printed resin") AND (flexural strength OR impact strength OR hardness))
----------------------------	---

**Tabela 10.** Equação de pesquisa utilizada na EMBASE®

<b>Equação de pesquisa</b>	(polymethyl AND ('methacrylate'/exp OR methacrylate) OR 'polymethylmethacrylate'/exp OR polymethylmethacrylate OR pmma) AND (('additive manufacturing'/exp OR 'additive manufacturing' OR '3d'/exp OR 3d) AND printed OR 'printed resin') AND ((flexural AND ('strength'/exp OR strength) OR 'impact'/exp OR impact) AND ('strength'/exp OR strength) OR 'hardness'/exp OR hardness) AND [english]/lim
----------------------------	--

A data do fim de pesquisa foi definida, inicialmente, a 31 de dezembro de 2021. No entanto, a 30 de abril de 2022 foi replicada, dada a atualidade do tema e subsequente atualização de conhecimento e produção científica.

O protocolo de pesquisa foi registrado no PROSPERO a 03 de janeiro de 2022 e ficou registrado com o ID: CRD42022296181.

### 2.3. Seleção dos estudos

De modo a selecionar os estudos, foram definidos critérios de inclusão e exclusão (Tabela 11).

**Tabela 11.** Seleção dos estudos

<b>Critérios de inclusão</b>	<b>Critérios de exclusão</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Estudos experimentais e observacionais</li><li>• Resinas de PMMA usadas na confecção de bases protéticas para impressão 3D</li><li>• Estudos comparativos com PMMA convencional</li><li>• Estudo das propriedades mecânicas</li><li>• Publicações em língua inglesa</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Estudos microbiológicos e estudos de citotoxicidade</li><li>• Estudos de revisão, artigos de opinião, <i>case reports</i> e estudos clínicos</li><li>• Resinas de PMMA para impressão 3D de outros dispositivos usados em Medicina Dentária</li><li>• Resinas PMMA de base protética para impressão 3D aditivadas com materiais de reforço</li></ul>

Primeiramente, procedeu-se à exclusão dos artigos duplicados e triplicados. De seguida, foram avaliados os títulos, bem como os resumos de todos os artigos, por dois investigadores independentes. Posteriormente, os artigos selecionados foram lidos, na íntegra, e eliminados aqueles que não cumpriam os requisitos dos critérios de inclusão, sendo registado o motivo da exclusão de cada um. Um terceiro investigador foi incluído para resolver qualquer divergência.

De modo a avaliar e descrever a concordância entre os investigadores foi utilizado o coeficiente de *Kappa de Cohen*. A interpretação dos resultados deste coeficiente encontra-se representada na Tabela 12.<sup>(54)</sup>

**Tabela 12.** Interpretação do Coeficiente de *Kappa de Cohen*

Valor de Kappa	Nível de concordância	% De dados de confiança
0-0,20	Nenhum	0-4%
0,21-0,39	Mínimo	4-15%
0,40-0,59	Fraco	15-35%
0,60-0,79	Moderado	35-63%
0,80-0,90	Forte	64-81%
Superior a 0,90	Quase perfeito	82-100%

#### **2.4. Extração de dados**

Após a etapa de seleção dos estudos foram recolhidas e transpostas para uma tabela do Microsoft® Excel, todas as informações relevantes para o estudo, designadamente: título do estudo, autores, desenho do estudo, ano de publicação, propriedades mecânicas estudadas, testes mecânicos realizados, população (tipo de resina, marca comercial da resina, número e tamanho dos provetes), objetivo do estudo e principais conclusões.

#### **2.5. Avaliação da qualidade dos estudos**

A avaliação da qualidade dos estudos incluídos foi realizada com recurso a uma ferramenta de avaliação de qualidade de estudos: *checklist for quasi-experimental studies (non-randomized Experimental Studies)*<sup>(55)</sup> e extraídos os dados relevantes. Esta ferramenta tem por objetivo avaliar a qualidade metodológica do estudo e determinar até que ponto existe a possibilidade de introdução de vieses, quer ao nível do desenho, da condução e da análise do estudo. Inclui nove questões, com quatro opções de resposta: “sim”, “não”, “inconclusivo” e “não aplicável”.

## 2.6. Meta-análise: resistência à flexão

As análises estatísticas foram realizadas com o *software Comprehensive Meta-analysis*® (CMA versão 2.2.057). Foi selecionado o modelo de efeitos aleatórios nos estudos incluídos na meta-análise, dada a variabilidade de métodos utilizados entre os estudos. Assim, todos os valores foram documentados em concordância com essa seleção. Com efeito, para testar a heterogeneidade e quantificar a proporção da variação total devido à heterogeneidade foi calculado o valor Q de Cochran e o  $I^2$ .<sup>(55)</sup>

Foi gerado um *forest plot*, que representa graficamente os resultados da meta-análise ( $p < 0,05$  foi considerado estatisticamente significativo). Além disso, foi também realizada a análise do enviesamento de publicação através da representação do *funnel plot* e do método de correlação de classificação de Begg e o método de regressão ponderada de Egger. ( $p < 0,05$  foi considerado estatisticamente significativo).<sup>(56,57)</sup>



### **3. RESULTADOS**



### 3.1. Resultados da pesquisa

Depois da pesquisa nas bases de dados, os artigos encontrados foram colocados num ficheiro do Microsoft® Excel, sendo identificados 93 artigos, na totalidade: 30 artigos na PubMed/MEDLINE®, 42 artigos na Web of Science®, 19 artigos na EMBASE® e 2 artigos na literatura cinzenta. Os artigos duplicados e triplicados (n=38) foram excluídos. Após esta exclusão, procedeu-se à seleção dos artigos através da leitura dos títulos, tendo em consideração os critérios de inclusão e exclusão (n=12), sendo o valor de  $k=0,92$ . Seguidamente, concretizou-se a seleção pela leitura do *abstract* (n=10), sendo o valor de  $k=1,00$ , pelo que os dez artigos foram passíveis de ser lidos na íntegra. Nesta última fase, ou seja, na seleção pela leitura dos artigos integralmente, obteve-se o valor de  $k=1,00$ , o que corresponde a um nível de concordância perfeito. Após a leitura integral, foram excluídos dois (Figura 3).

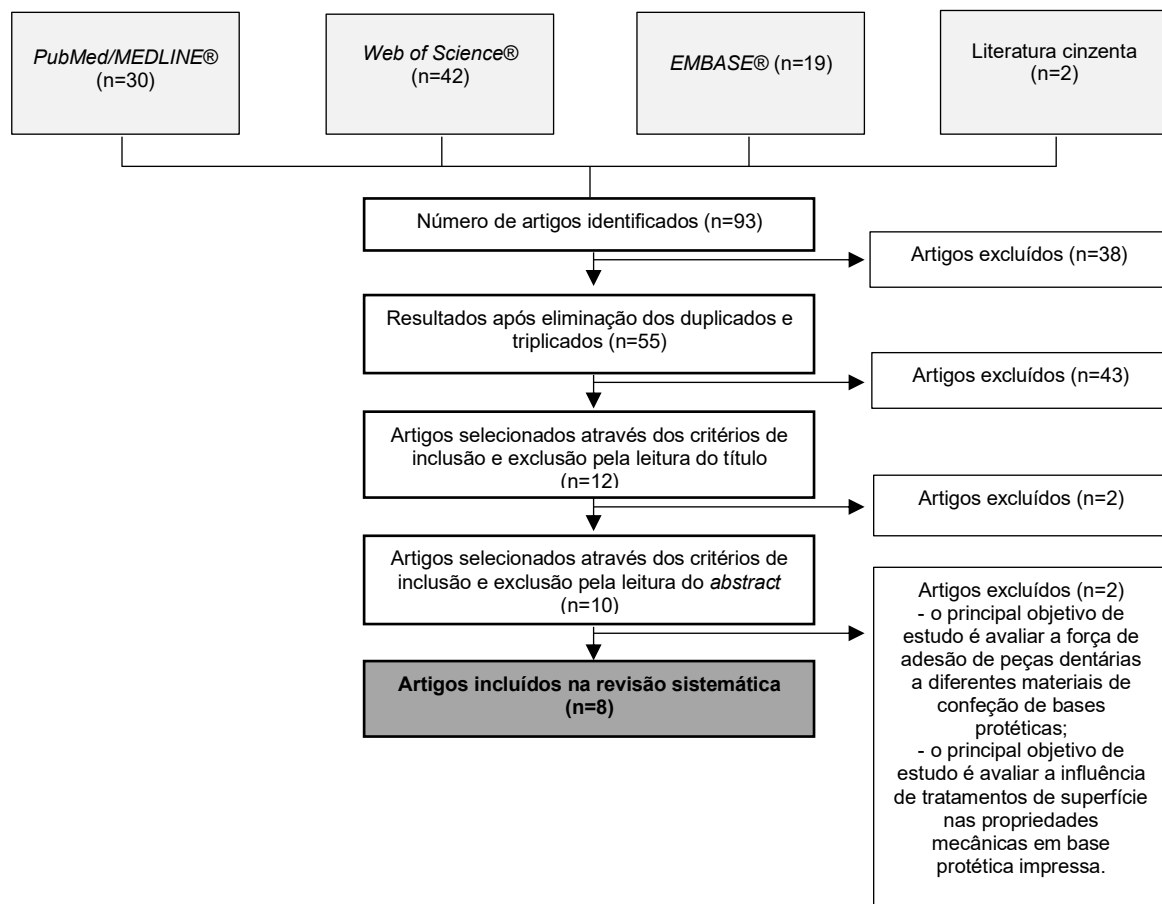


Figura 3. Fluxograma (PRISMA) de seleção de artigos

### 3.2. Avaliação da qualidade dos estudos

A qualidade dos 8 estudos incluídos nesta revisão sistemática foi avaliada utilizando a *checklist* do JBI para estudos quasi-experimentais (estudos experimentais não-randomizados), uma ferramenta que tem por objetivo avaliar a qualidade metodológica dos estudos. Os resultados desta avaliação estão explícitos na Tabela 13 e demonstram baixo risco de viés, pois a maioria dos itens questionados foi avaliada como “sim”, o que aumenta da confiabilidade dos estudos incluídos. A questão número 6 foi avaliada como “não aplicável”, uma vez que todos os estudos são estudos *in vitro*.

**Tabela 13.** Avaliação da qualidade dos estudos através da *Checklist do JBI for quasi-experimental studies (non-randomized Experimental Studies)*

Questões	Nº do estudo							
	1	2	3	4	5	6	7	8
Questão 1	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Questão 2	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Inconclusivo	Sim
Questão 3	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Sim	Sim
Questão 4	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Questão 5	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Inconclusivo
Questão 6	Não aplicável							
Questão 7	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Questão 8	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Questão 9	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Questão 1 - Está claro, no estudo, qual é a 'causa' e qual é o 'efeito' (não há confusão sobre qual variável vem primeiro)? Questão 2 - As amostras em comparação são semelhantes? Questão 3 - Além da intervenção/exposição em estudo, as amostras foram submetidas a tratamentos similares? Questão 4 - Existe um grupo de controlo? Questão 5 - Houve várias medições do resultado antes e depois da intervenção/exposição? Questão 6 - O <i>follow up</i> foi completo e, se não, as diferenças entre os grupos foram descritas / analisadas adequadamente? Questão 7 - Os resultados foram medidos da mesma forma em todos os grupos? Questão 8 - Os resultados foram medidos de forma confiável? Questão 9 - Foi utilizada análise estatística apropriada?								

### 3.3. Características dos estudos

Dos oito estudos incluídos foram recolhidas informações gerais, nomeadamente, os autores, o ano de publicação, o país e os objetivos, que estão sintetizadas na Tabela 14. No que concerne ao desenho de estudo, todos eles são estudos experimentais *in vitro*. Relativamente aos objetivos, todos os estudos vão ao encontro do mesmo

propósito, isto é, a comparação das características mecânicas da resina de base protética para impressão 3D com a resina termopolimerizável (Tabela 15).

Em relação às propriedades mecânicas estudadas, sete dos estudos avaliam a resistência à flexão, cinco a resistência ao impacto, três a dureza e um o módulo de elasticidade e a tenacidade à fratura. Note-se ainda a existência de estudos que avaliam mais do que uma propriedade mecânica (Tabela 16).

**Tabela 14.** Identificação dos artigos finais

Nº	Autor e Ano	Título	Revista	País
1	Lee J, Belles D, Gonzalez M, Kiatamnuary S, Dugarte A, Ontiveros J. 2022	Impact strength of 3D printed and conventional heat-cured and cold-cured denture base acrylics	Int J Prosthodontics	EUA
2	Al-Dwairi Z N, Al Haj Ebrahim A A, Baba N Z. 2022	A Comparison of the Surface and Mechanical Properties of 3D Printable Denture-Base Resin Material and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA)	J Prosthodont	Jordânia
3	Chhabra M, Kumar M N, RaghavendraAwamy K N, Thippeswamy H M. 2022	Flexural strength and impact strength of heat-cured acrylic and 3D printed denture base resins- A comparative in vitro study	J Oral Biol Craniofac Res	Índia
4	Di Fiore A, Meneghello R, Brun P, Rosso S, Gattazzo A, Stellini E <i>et al.</i> 2021	Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: an <i>in vitro</i> study	J. Prosthodont. Res	Itália
5	Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu P K, Lassila L V. 2021	3D-Printed vs. Heat-Polymerizing and Autopolymerizing	Materials	Finland
6	Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, <i>et al.</i> 2021	Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer	J Prosthodont	Arábia Saudita
7	Sonam D, Dayalan M, Fatima SR, KS. 2021	Comparative Evaluation of Impact and Flexural Strength of 3D Printed, CAD/CAM Milled and Heat Activated Polymethyl Methacrylate Resins - An In-Vitro Study	Int. J Sci. Res.	Índia
8	Prpic' V, Schauperl Z, C'atic'A, Dulc'ic N, C'omic S. 2020	Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials	J Prosthodont	Croácia

**Tabela 15. Análise descritiva dos estudos**

Nº	Grupo controlo	PMMA de impressão 3D	Amostra (número/tamanho)	Propriedades mecânicas avaliadas	Testes	Objetivos	Conclusões
1	PMMA termopolimerizável ( <i>Lucitone 199, Dentsply Sirona</i> )	<i>Denture Base LP, Formlabs, USA</i>	50 provetes (25 por grupo) 64x12,7x3,2mm	Resistência ao impacto	Teste de impacto: método <i>Izod (Monitor Impact Tester, Testing Machines Inc)</i>	Comparar a resistência ao impacto de uma resina de impressão 3D com uma resina termopolimerizável, em bases protéticas	Resina impressão 3D > resistência ao impacto do que a termopolimerizável
2	PMMA termopolimerizável ( <i>Meliodent</i> )	( <i>NextDent, Denture 3D+, 3D Systems, USA</i> ) ( <i>Dentona 3D, Dentona, Germany</i> ) ( <i>DentaBASE, ASIGA, Australia</i> )	120 provetes (15 por grupo) 65x10x3mm 60 provetes (15 por grupo) 25x25x3mm	Resistência à flexão, resistência ao impacto e dureza	Teste de flexão de 3 pontos; Teste de impacto <i>Charpy</i> . Teste de dureza <i>Vickers</i>	Comparar as propriedades mecânicas de três resinas de impressão 3D com uma resina termopolimerizável, em bases protéticas	Quanto à resistência à flexão e dureza, a resina termopolimerizável apresenta melhores resultados. Resistência ao impacto: não há diferenças estatisticamente significativas entre a resina termopolimerizável e as resinas de impressão 3D
3	PMMA termopolimerizável ( <i>DPI heat cure, Dental Products, Mumbai, India</i> )	<i>Next Dent Denture 3D+, 3D Systems, USA</i>	30 provetes (15 por grupo) 64x10x3,3mm 50x6x4mm com encaixe em V de 1,2 mm	Resistência à flexão e resistência ao impacto	Teste de flexão de 3 pontos ( <i>International Equipments, India</i> ) Teste de impacto: método <i>Izod (International Equipments, India)</i>	Comparar a resistência à flexão e resistência ao impacto de uma resina termopolimerizável com uma resina para impressão 3D, em bases protéticas	A resina termopolimerizável apresenta melhores resultados no que concerne à resistência à flexão e resistência ao impacto, comparativamente à resina para impressão 3D
4	PMMA termopolimerizável ( <i>Aesthetic Blue Clear, Candulor</i> )	<i>NextDent Denture 3D+, 3D Systems, USA</i>	12 provetes (6 por grupo) 65x10x3,3±0,2mm	Resistência à flexão	Teste à flexão de 3 pontos (máquina de teste universal) ( <i>Acumen 3: MTS Systems Corp</i> )	Comparar a resistência à flexão de uma resina termopolimerizável com uma para impressão 3D em bases protéticas	A resina termopolimerizável e a resina para impressão 3D apresentam resultados similares em termos de resistência à flexão
5	PMMA termopolimerizável ( <i>Paladon® 65, Kulzer GmbH, Mitsui Chemicals, Hanau, Germany</i> )	<i>IMPRIMO® LC Denture, Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Germany</i>	48 provetes (16 por grupo) 10x65x3,3±0,2 mm	Resistência à flexão, módulo de elasticidade e tenacidade à fratura	Teste de flexão de 3 pontos ( <i>Model LRX; Lloyds Instruments Ltd., Fareham, UK</i> )	Investigar o efeito de dois métodos de pós-processamento nas propriedades mecânicas de uma resina para impressão 3D, e comparar as suas propriedades mecânicas com as de uma resina termopolimerizável	Método de pós-processamento tem impacto na resistência à flexão das resinas de impressão 3D. A resina para impressão 3D apresenta propriedades mecânicas inferiores quando comparada com resina termopolimerizável.
6	PMMA termopolimerizável ( <i>Major.Base.20</i> )	<i>NextDent Denture 3D+, 3D Systems, USA</i>	60 provetes (12 por grupo) 64x10x3,3±0.2mm 50x6x4mm com encaixe em V de 1,2 mm 10x2mm	Resistência à flexão, resistência ao impacto e dureza	Teste de flexão de 3 pontos (máquina de teste universal); Teste de impacto <i>Charpy</i> , teste de dureza <i>Vickers</i> e teste profilométrico	Avaliar a resistência à flexão, resistência ao impacto e dureza de resina para impressão 3D e uma termopolimerizável, em bases protéticas	A resina para impressão 3D apresenta resultados inferiores de resistência à flexão, resistência ao impacto e dureza comparativamente à resina termopolimerizável.
7	PMMA termopolimerizável (não identifica a marca comercial)	(não identifica a marca comercial)	40 provetes (10 por grupo) 64x10x3,3 mm 50x6x4mm	Resistência à flexão e resistência ao impacto	Teste de flexão de 3 pontos (máquina de teste universal); Teste de impacto: método <i>Izod</i> (máquina de teste de impacto)	Avaliar a resistência ao impacto e a resistência à flexão de para impressão 3D e resina termopolimerizável	O processo de polimerização tem influência na resistência ao impacto e na resistência à flexão. A resina de impressão 3D apresentou maior resistência ao impacto e à flexão em relação à termopolimerizável. Os valores de resistência ao impacto e resistência à flexão são superiores ao mínimo recomendado.
8	PMMA termopolimerizável ( <i>ProBase Hot, Paladon 65, Interacryl Hot</i> )	<i>NextDent Denture 3D+, 3D Systems, USA</i>	20 provetes (10 por grupo) 64x10x3,3±0,2mm	Resistência à flexão e dureza	Teste de flexão de 3 pontos; Teste de dureza: método de <i>Brinell's</i>	Avaliar e comparar a resistência à flexão e à dureza de diferentes materiais e tecnologias para a confecção de bases protéticas.	A resina para impressão 3D apresenta valores mais baixos de resistência à flexão e dureza comparativamente ao outro grupo em estudo.

**Tabela 16.** Propriedades mecânicas avaliadas nos estudos incluídos

Nº do estudo	Propriedade Mecânica				
	Resistência à flexão	Resistência ao impacto	Dureza	Módulo de elasticidade	Tenacidade à fratura
1		X			
2	X	X			
3	X	X			
4	X				
5	X			X	X
6	X	X	X		
7	X	X			
8	X		X		

**Tabela 17.** Valores médios da resistência à flexão

Nº do estudo	Resistência à flexão	
	Grupo de controle	Grupo experimental
2	92,44 ± 7,91 MPa	74,89 ± 8,44 MPa ( <i>NextDent Base</i> ); 81,33 ± 5,88 MPa ( <i>Dentona</i> ); 79,33 ± 6,07 MPa ( <i>ASIGA</i> )
3	92,01 ± 12,14 MPa	69,78 ± 7,54 MPa
4	80,79 ± 7,64 MPa	87,34 ± 6,39 MPa
6	86,63 ± 1,0 MPa	69,15 ± 0,88 MPa
7	93,90 ± 4,6 MPa	95,46 ± 2,84 MPa
8	97,35 ± 18,74 MPa ( <i>Interacryl Hot</i> ) 86,25 ± 20,44 MPa ( <i>ProBase Hot</i> ) 75,35 ± 18,60 ( <i>Paladon 65</i> )	72,25 ± 17,32 MPa

**Tabela 18.** Valores médios da resistência ao impacto

Nº do estudo	Resistência ao Impacto	
	Grupo de controle	Grupo experimental
1	8,9 ± 0,3 KJ/m <sup>2</sup>	11,2 ± 0,7 KJ/m <sup>2</sup>
2	16,64 ± 1,69 KJ/m <sup>2</sup>	15,20 ± 0,69 KJ/m <sup>2</sup> ( <i>NextDent Base</i> ); 17,98 ± 1,76 KJ/m <sup>2</sup> ( <i>Dentona</i> ); 16,76 ± 1,75 KJ/m <sup>2</sup> ( <i>ASIGA</i> )
3	1,67 ± 0,79 KJ/m <sup>2</sup>	1,15 ± 0,40 KJ/m <sup>2</sup>
6	6,32 ± 0,50 KJ/m <sup>2</sup>	2,44 ± 0,31 KJ/m <sup>2</sup>
7	2,08 ± 0,19 KJ/m <sup>2</sup>	3,27 ± 0,12 KJ/m <sup>2</sup>

Relativamente à dureza, os estudos não apresentam os resultados graficamente, pelo que foram descritos em texto. Assim, o estudo nº6 revelou que a dureza da resina de impressão 3D apresentou menores resultados (30,17 ± 1,38 VHN), comparativamente à resina termopolimerizável (41,63 ± 2,03 VHN). Deve ter-se em consideração que os valores de dureza supracitados correspondem a provetes submetidos a termociclagem, no caso da resina para impressão 3D, e a provetes não submetidos a ciclagem térmica, no caso da resina termopolimerizável. Por seu lado, o estudo nº8 não apresenta valores exatos de dureza, contudo os resultados permitiram concluir

que a dureza é maior no caso da resina termopolimerizável, relativamente à resina de impressão 3D.

O módulo de elasticidade e a tenacidade à fratura foram duas propriedades que também foram comparadas no estudo nº5 e, embora não estejam descritos os valores exatos, os mais baixos foram verificados na resina de impressão 3D.

#### **3.4. Meta-análise: resistência à flexão**

Dos sete estudos que avaliaram a resistência à flexão, um foi excluído da meta-análise, uma vez que apresentou dados em gráfico, o que inviabilizou a extração dos dados.

O *forest plot* representado na Figura 4 revelou que o valor médio global de comparação das médias (*effect size*= -1,763) da resistência à flexão do grupo de controlo e do grupo experimental é estatisticamente significativo ( $p=0,02$ ).

O teste de heterogeneidade de variância indica que existe heterogeneidade entre os estudos,  $Q=111,798$ ,  $p=0,000$  e  $I^2=92\%$  (Figura 5).

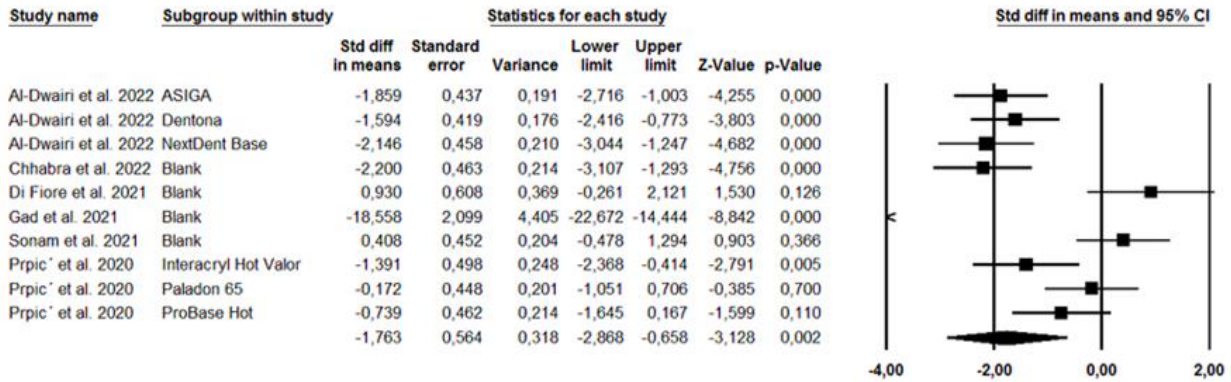
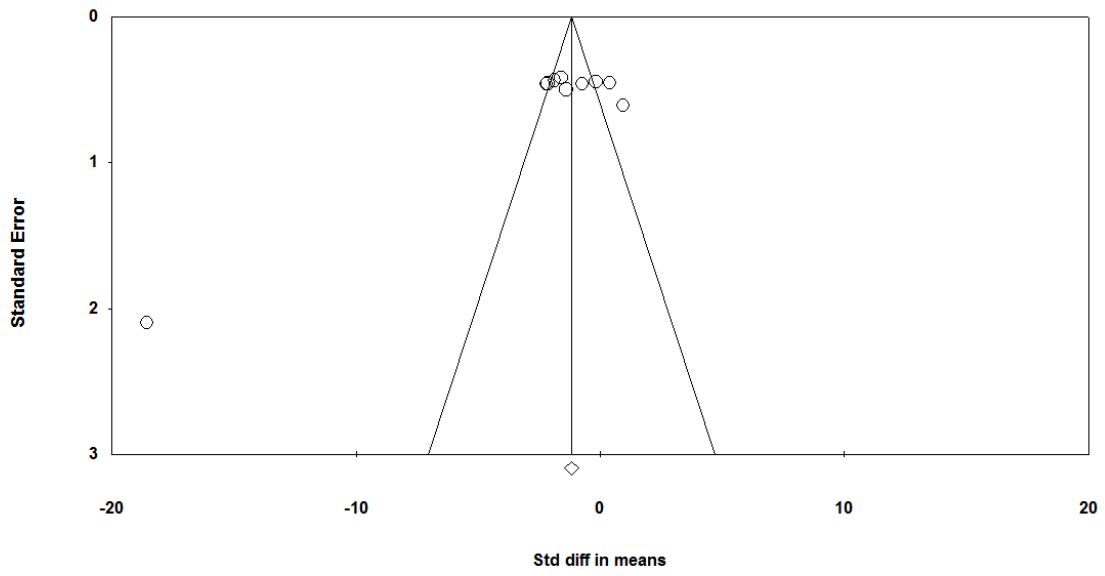


Figura 4. Forest plot para a resistência à flexão

Q-value	df (Q)	P-value	I-squared
111,798	9	0,000	91,950

Figura 5. Teste de heterogeneidade

A partir do *funnel plot* gerado, representado na Figura 6, observou-se a concentração de estudos no topo da pirâmide, o que sugere um número reduzido de estudos incluídos. No entanto, esta localização pressupõe estudos com elevada precisão. O facto de haver valores de “N” baixos justifica a tendência para que os estudos permaneçam concentrados na mesma região. Tendo em consideração a dimensão subjetiva do *funnel plot*, foram realizados outros métodos de avaliação estatística para determinar o viés de publicação. Neste sentido, o método de correlação de classificação de Begg ( $p=0,03$ ) e o método de regressão ponderada de Egger ( $p=0,02$ ) indicaram resultados estatísticos significativos para o viés de publicação. Ora,  $p=0,03$  e  $p=0,02$  são valores significativos (inferiores a 0,05), logo confirmam a presença de viés de publicação.



**Figura 6.** *Funnel plot*

## **4. DISCUSSÃO**



A revisão sistemática é considerada como o mais alto nível de evidência científica, pois através de métodos explícitos e sistemáticos, identifica, seleciona e avalia criticamente estudos individuais publicados na literatura científica, extraindo assim a informação relevante.<sup>(50,51,53)</sup>

A perda dentária é motivo de preocupação para a maioria das pessoas e a substituição dos dentes perdidos, com recurso à prótese dentária removível, é uma opção terapêutica viável e relativamente económica. O PMMA é o material mais comumente utilizado na confecção de bases protéticas. Contudo, não é considerado um material ideal devido a algumas fragilidades no que concerne às características físicas e mecânicas.<sup>(59)</sup>

A forma convencional de confecção de bases protéticas tem sido amplamente utilizada durante as últimas décadas, contudo têm sido descritas algumas limitações, como porosidade, rugosidade e alterações volumétricas. O método convencional pressupõe a sensibilidade do operador, pelo que este é um fator que pode contribuir para o surgimento destas limitações. Assim, a tecnologia CAD/CAM gerou oportunidade para uniformizar o fluxo de trabalho, reduzir o tempo de confecção e minimizar a introdução de erros. Nesta linha, o aparecimento destas novas tecnologias conduziu ao desenvolvimento de novos materiais para nelas serem utilizados, pelo que é necessário e relevante o estudo das suas características, físicas e mecânicas, bem como do seu desempenho a longo prazo.<sup>(26,27,35,60)</sup>

Assim, o objetivo desta dissertação foi realizar uma revisão sistemática de artigos selecionados criteriosamente, publicados até 30 de abril de 2022, sobre a comparação das propriedades mecânicas entre as resinas de impressão 3D para confecção de bases protéticas e as resinas acrílicas convencionais. Desta forma, foi possível compará-las, para verificar se estas novas resinas se apresentam com características mecanicamente superiores.

As propriedades mecânicas mais estudadas são a resistência à flexão, a resistência ao impacto e a dureza. A resistência à flexão fornece uma indicação da extensão da resistência do material à fratura e confere algum grau de previsibilidade do seu comportamento, quando submetido a cargas estáticas, pelo que valores elevados desta propriedade mecânica são clinicamente relevantes para a redução do número de fraturas da base protética. Além disso, através da sujeição da base protética ao

teste de flexão de três pontos (teste mais utilizado), é possível simular a sua capacidade de suportar cargas funcionais intraorais, durante a mastigação e parafunção. Efetivamente, o teste de flexão de três pontos foi adotado pelas normas ISO como o teste de flexão recomendado para polímeros, com uma aceitação e satisfação clínicas para valores não inferiores a 65MPa (ISO 1567:1999)<sup>(61)</sup>. Sete estudos avaliaram esta propriedade mecânica, sendo que após a comparação dos valores obtidos entre o grupo da resina termopolimerizável (grupo controlo) e o grupo da resina de impressão 3D (grupo experimental), verificou-se que existe maior resistência à flexão no caso do grupo de controlo. Com efeito, Al-Dwairi *et al.* 2022<sup>(63)</sup> e Prpic' *et al.* 2022<sup>(64)</sup> justificam estes resultados através da estrutura interna dos materiais: a resina do grupo experimental apresenta uma menor conversão do monómero em polímero, o que por si só pode afetar as propriedades mecânicas do material. Além disso, Perea-Lowery *et al.* 2021<sup>(65)</sup>, também referem como justificação a fraca ligação entre as camadas sucessivas nas resinas de impressão 3D. Gad *et al.* 2021<sup>(66)</sup> aprofundam a questão da ligação entre as sucessivas camadas referindo que a estratificação em direção paralela à direção da carga pode resultar na fraca adesão e, conseqüentemente, ter impacto negativo na resistência da própria camada. Além disso, o *stress* térmico pode afetar a interface de estratificação, sendo que a temperatura mais elevada da água aumenta a sorção da mesma, conduzindo à dilatação da resina, intumescimento e conseqüente separação das camadas impressas, o que, por sua vez, pode também afetar a resistência à flexão. Inclusivamente, os mesmos autores, encontraram espaços vazios no local da fratura dos provetes impressos, pelo que estes espaços foram identificados como fatores que contribuem para a diminuição do desempenho mecânico. Existem duas causas principais para a criação dos espaços vazios: a agitação da resina no recipiente e despejo da mesma na cuba de impressão e a geração de pressão negativa entre a resina e o ar, aquando do movimento da plataforma de construção do objeto impresso. Os autores acrescentam ainda que a formação destes espaços vazios depende da viscosidade da resina de impressão. Assim, quanto maior a viscosidade da resina, menor é a probabilidade de gerar espaços vazios. Por outro lado, Di Fiore *et al.* 2021<sup>(60)</sup> demonstraram valores de resistência à flexão similares para ambos os grupos. Do mesmo modo, Sonam *et al.* 2021<sup>(59)</sup> também revelaram que não há diferenças estatisticamente significativas entre o valor de resistência à flexão do grupo de controlo e do grupo experimental, pelo que consideram que estes novos materiais

são uma opção viável para a confecção de bases protéticas. A similitude de valores de resistência à flexão, de ambos os grupos, pode ser explicada pela constituição e marca comercial das resinas utilizadas. No que concerne à resistência à flexão, ainda que as resinas de impressão 3D e termopolimerizável atinjam e superem o valor recomendado pela norma ISO 20795-1, existem outros materiais com melhores resultados, desde logo os blocos de resina pré-polimerizados para fresagem.<sup>(60-66)</sup>

O *forest plot* apresentado na Figura 4, na secção de resultados, define uma tendência clara em que as resinas do grupo de controlo revelam melhores resultados no que respeita à resistência à flexão. De facto, os estudos que mencionam similitude de valores de resistência à flexão em ambos os grupos, sob o ponto de vista estatístico, não são relevantes. De qualquer forma, estas interpretações devem ser alvo de análise cuidada, uma vez que o número de estudos é reduzido e existe diferenças entre as resinas utilizadas, nomeadamente nas formulações das resinas e nas etapas de pré e pós-processamento, podendo estes fatores justificar, do ponto de vista teórico, estes resultados e esta heterogeneidade.<sup>(59,60)</sup>

A resistência ao impacto pode ter um efeito significativo no desempenho geral das próteses dentárias, uma vez que se encontra relacionada com a energia necessária para fraturar um material quando sujeito a uma força de elevada intensidade e curta duração. Além disso, a queda acidental durante a limpeza, inserção ou remoção é a causa mais comum de fratura da prótese removível mandibular e a segunda causa mais comum de fratura da prótese removível maxilar<sup>(67)</sup>. Deste modo, são usados testes de resistência ao impacto para avaliar a quantidade de energia absorvida pelos materiais antes de fraturarem, recorrendo, habitualmente, aos métodos *Charpy* ou *Izod*. Neste sentido, Lee *et al.* 2022<sup>(68)</sup> mostraram valores de resistência ao impacto significativamente mais baixos no grupo de controlo, comparativamente ao grupo experimental. Este facto pode ser justificado pela presença de monómero residual, variações na proporção pó/líquido, na temperatura e nos tempos de processamento. Assim, os autores defendem que a resina utilizada no grupo experimental constitui uma alternativa à resina do grupo de controlo. Com efeito, a utilização de resinas de impressão 3D para a confecção de dispositivos protéticos contribui para processos mais automatizados, com menor risco de introdução de erros. Segundo Sonam *et al.* 2021<sup>(59)</sup>, o grupo experimental também apresentou valores de resistência ao impacto maiores, comparativamente ao grupo de controlo. No entanto, neste caso, a

orientação da estratificação das camadas ocorreu num ângulo de 45° e não paralela à direção da carga, facto que pode explicar estes resultados. Por seu lado, Al-Dwairi *et al.* 2022<sup>(63)</sup> verificaram que as diferenças entre os valores obtidos, no que concerne à resistência ao impacto, entre o grupo de controlo e o experimental, não são estatisticamente significativas. Por outro lado, Chhabra *et al.* 2022<sup>(69)</sup> demonstraram valores de resistência ao impacto superiores no grupo de controlo, relativamente ao grupo experimental, pelo que a diferença de marcas comerciais dos materiais testados pode ser uma possível razão para os resultados apresentados neste estudo, comparativamente aos estudos supracitados. Em consonância, Gad *et al.* 2021<sup>(66)</sup>, revelaram que a resistência ao impacto do grupo experimental é inferior ao grupo de controlo. Este facto pode ser explicado pela orientação da estratificação aquando da impressão do objeto final, isto é, a orientação da estratificação das camadas revelou-se paralela à direção da carga de impacto, estando subjacente o mesmo princípio que o observado na avaliação da resistência à flexão.<sup>(59,63,66,68,69)</sup>

Outra propriedade mecânica fundamental das resinas utilizadas na confeção de bases protéticas é a dureza, que indica a extensão de resistência de um material à deformação plástica. Assim, a dureza do acrílico fornece indicações relativamente ao risco de degradação da matriz polimérica. Neste sentido, quando a dureza é reduzida, a matriz degrada-se, aumentando o risco de fratura do material, bem como o risco de retenção microbiana e de pigmentação. Consequentemente, a vida útil da base protética diminui. Nesta linha de análise da dureza, Gad *et al.* 2021<sup>(66)</sup> e Prpic' *et al.* 2022<sup>(64)</sup> concluíram melhores resultados no grupo de controlo do que no grupo experimental. Estes resultados podem ser explicados pela estrutura interna dos materiais. Além disso, as propriedades mecânicas das resinas para impressão 3D são afetadas por vários parâmetros, como a orientação da estratificação das camadas, o *software* utilizado, o número e espessura das camadas, o grau de contração de polimerização dessas mesmas camadas e as etapas do pós-processamento.<sup>(64,66)</sup>

Face aos resultados supracitados, considera-se que as resinas termopolimerizáveis parecem apresentar melhores valores de resistência à flexão e dureza. No caso da resistência ao impacto, as resinas para impressão 3D aparentam melhor desempenho. Contudo, a interpretação destes resultados deve ser alvo de análise cuidada, uma vez que há diferença entre as marcas comerciais das resinas utilizadas,

diferenças de composição e estrutura entre as resinas, possíveis diferentes etapas de pré e pós-processamento e diferentes *softwares* e impressoras.

As limitações inerentes a esta revisão sistemática incluem um número reduzido de artigos que se justifica pelo facto de as resinas de impressão 3D serem produtos relativamente recentes e cujos estudos de investigação ainda se encontram em crescente desenvolvimento. Desta forma consideramos que deve ser efetuada uma atualização desta revisão daqui por 1 ano tentando-se incluir também estudos clínicos de próteses confeccionadas pelo método de impressão 3D. Outro aspeto prende-se com o facto de só terem sido incluídos nesta revisão estudos *in vitro*, onde não é conseguida uma mimetização fidedigna das condições presentes na cavidade oral, como por exemplo a temperatura e as cargas mastigatórias, e, por isso, é necessária a realização de estudos clínicos, de maneira a verificar o comportamento destas resinas *in vivo*.



## **5. CONCLUSÃO**



Tendo em conta os resultados da presente revisão sistemática podem ser tiradas as seguintes conclusões:

- a resina de impressão 3D apresentou valores mais baixos de resistência à flexão e dureza, comparativamente à resina termopolimerizável;
- em relação à resistência ao impacto, a resina termopolimerizável obteve valores mais baixos relativamente à resina de impressão 3D;
- as resinas para impressão 3D aparentam ser materiais viáveis para a confecção de bases protéticas, sob o ponto de vista das propriedades mecânicas analisadas.

No entanto, para compreender melhor o comportamento destes novos materiais deveriam ser realizados estudos futuros, considerando outros idiomas além do inglês, que incluíssem evidência sobre diferentes orientações de estratificação das camadas, impacto das etapas do pré e pós-processamento, ensaios de termociclagem para simular as condições do ambiente intraoral e comportamento dos materiais a longo prazo.



## **6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**



1. Rosing K, Christensen LB, Øzhayat EB. Associations between tooth loss, prostheses and self-reported oral health, general health, socioeconomic position and satisfaction with life. *J Oral Rehabil.* 2019;46(11):1047-54.
2. Raj P, Dentino A. Denture polymers with antimicrobial properties: A review of the development and current status of anionic poly (methyl methacrylate) polymers. *Future Med Chem.* 2013;5:1635-45.
3. Shaha M, Varghese R, Atassi M. Understanding the impact of removable partial dentures on patients' lives and their attitudes to oral care. *Br Dent J.* 2021:1-6.
4. Zafar MS. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): an update. *Polymers (Basel).* 2020;12(10):2299.
5. An S, Evans JL, Hamlet S, Love RM. Incorporation of antimicrobial agents in denture base resin: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2021;126(2):188-95.
6. Leão RS, Moraes SLD, Gomes JLM *et al.* Influence of addition of zirconia on PMMA: A systematic review. *Mat Science Eng C.* 2020;106:1-8.
7. Aldegheishem A, AlDeeb M, Al-Ahdal K, Helmi M, Alsagob EI. Influence of reinforcing agents on the mechanical properties of denture base resin: a systematic review. *Polymers (Basel).* 2021;13(18):1-12.
8. Nandal S, Ghalaut P, Shekhawat H, Gulati MS. New era in denture base resins: a review. *Dent J Adv Stud.* 2013;1(3):136-43.
9. Gad MM, Al-Thobity AM. The impact of nanoparticles-modified repair resin on denture repairs: a systematic review. *Jpn Dent Sci Rev.* 2021;57:46-53.
10. Swaney AC, Paffenbarger GC, Caul HJ, Sweeney WT. American Dental Association specification No. 12 for denture base resin: second revision. *J Am Dent Assoc.* 1953;46(1):54-66.
11. ISO. ISO 20795–1:2013 Dentistry-Base Polymers-Part 1: Denture Base Polymers. Available online: <https://www.iso.org/standard/62277.html>
12. Ardelean L, Bortun C, Motoc M, Rusu L. Alternative technologies for dentures manufacturing using different types of resins. *Materiale Plastice.* 2010;47:433-5.

13. Rahul Bhola, Shaily Bhola M, Hongjun Liang, Brajendra Mishra. Biocompatible Denture Polymers - A Review, Trends Biomater. Artif. Organs 2010;23(3):129-36.
14. Hassan M, Asghar M, Din SU, Zafar MS. Chapter 8 - Thermoset polymethacrylate-based materials for dental applications. Grumezescu V, Grumezescu AM, editors. ScienceDirect. Elsevier; 2019. 273-308.
15. Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques 1. J Oral Rehabil. 2000;27(6):488-93.
16. Memon MS, Yunus N, Razak AA. Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer. Int J Prosthodont 2001;14:214-8.
17. Alla R, Raghavendra K, Vyas R, Konakanchi A. Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: Part I—overview, composition and properties. Int J Appl Dent Sci 2015;1(4):82-9.
18. Park Y-J, Chae K-H, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. Dent Mater 1999;15(2):120-7.
19. Shintani H, Inoue T, Yamaki M. Analysis of camphorquinone in visible light-cured composite resins. Dent Mater 1985;1(4):124-6.
20. Tandon R, Gupta S, Agarwal SK. Denture base materials: From past to future. Ind J Dent Sci 2010;2(2):33-9.
21. Das CK. Thermoplastic Elastomers - Synthesis and Applications. London: IntechOpen; 2015. Available online: <https://www.intechopen.com/books/4694> doi:10.5772/59647
22. Manley TR, Bowman AJ, Cook M. Denture bases reinforced with carbon fibres. B Dent J 1979;146(1):25.
23. Kul E, Aladağ Lİ, Yesildal R. Evaluation of thermal conductivity and flexural strength properties of poly(methyl methacrylate) denture base material reinforced with different fillers. J Prosthet Dent 2016;116(5):803-10.

24. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil.* 1999;26(3):185-94.
25. Sun Z. 3D printing in medicine: current applications and future directions. *Quant Imaging Med Surg.* 2018;8(11):1069-77.
26. Dawood A, Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015;219:521-9.
27. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, *et al.* Dental 3D-printing: transferring art from the laboratories to the clinics. *Polymers (Basel).* 2021;13(1):157.
28. Prasad S, Kader NA, Sujatha G, Raj T, Patil S. 3D printing in dentistry. *J 3D Print Med* 2018;2(3):89-91.
29. Dodziuk H. Applications of 3D printing in healthcare. *Kardiochir Torakochi.* 2016;13(3):283-93.
30. Xia J, Li Y, Cai D, *et al.* Direct resin composite restoration of maxillary central incisors using a 3D-printed template: Two clinical cases. *BMC Oral Health.* 2018;18:1-8.
31. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons KM, Waddell JN. Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *J Prosthodont.* 2017;26(2):156-63.
32. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med* 2021;10(9):2010.
33. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505-11.
34. Gul M, Arif A, Ghafoor R. Role of three-dimensional printing in periodontal regeneration and repair: literature review. *J Indian Soc Periodontol.* 2019;23(6):504-10

35. Tian Y, Chen C, Xu X, *et al.* A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. Relucenti M, editor. Scanning. 2021; 2021:1–19.
36. Katreva I, Dikova T, Abadzhiev M, *et al.* 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment. Scripta Scientifica Medicinae Dentalis. 2016;2(1):7-11.
37. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, *et al.* 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. Dent Mater. 2018;34(2):192-200.
38. Chia HN, Wu BM. Recent advances in 3D printing of biomaterials. J Biol Eng 2015;9(1):1-43.
39. Farré-Guasch E, Wolff J, Helder MN, Schulten EA, Forouzanfar T, Klein-Nulend J. Application of Additive Manufacturing in Oral and Maxillofacial Surgery. J Oral Maxillofac Surg 2015; 73(12):2408-18.
40. Oberoi G, Nitsch S, Edelmayer M, Janjić K, Müller AS, Agis H. 3D Printing-encompassing the facets of dentistry. Front Bioeng Biotechnol 2018;22(6):1-13.
41. Huang Y, Zhang XF, Gao G, Yonezawa T, Cui X. 3D bioprinting and the current applications in tissue engineering. Biotechnol J. 2017;12(8):1-16.
42. Huang J, Qin Q, Wang J. A review of stereolithography: processes and systems. Processes. 2020;8(9):1-16.
43. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls RH. Phillips' Science of dental materials. 12<sup>th</sup> ed. United States:Elsevier/Saunders; 2013: p.69-95.
44. Zappini G, Kammann A, Wachter W. Comparison of fracture tests of denture base materials. J Prosthet Dent 2003;90(6):578-85.
45. Jagger D, Harrison A, Vowles R, Jagger R. The effect of the addition of surface treated chopped and continuous poly (methyl methacrylate) fibres on some properties of acrylic resin. J Oral Rehabil 2001;28(9):865-72.
46. Beyli MS, Von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 1981;46(3):238-41.
47. Tan CM. Effects of powered toothbrush cleaning on acrylic resin dental prostheses. [Master's Thesis]. Hong Kong: University of Hong Kong; 2012.

48. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J. Craig's Restorative Dental Materials. 14<sup>th</sup> edition. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2019: p.69-77.
49. Farina AP, Cecchin D, Soares RG, *et al.* Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontol* 2012;29(2):155-60.
50. Linares-Espinós E, Hernández V, Domínguez-Escrig JL, *et al.* Metodología de una revisión sistemática. *Actas Urológicas Españolas*. 2018;42(8):499-506.
51. Donato H, Donato M. Stages for undertaking a systematic review. *Acta Medica Portuguesa*. 2019;32(3):227-35.
52. Lasserson TJ, Thomas J, Higgins JPT. Chapter 1: Starting a review. In: Higgins JPT, Thomas J, Chandler J, Cumpston M, Li T, Page MJ, Welch VA (editors). *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions version 6.2* (updated February 2021). Cochrane 2021: p.1-11.
53. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *PLoS Med* 2009;6(7):1-6.
54. McHugh ML. Interrater reliability: the kappa statistic. *Biochem Med (Zagreb)*. 2012;22(3):276-82.
55. Tufanaru C, Munn Z, Aromataris E, Campbell J, Hopp L. Chapter 3: Systematic reviews of effectiveness. In: Aromataris E, Munn Z (Editors). *Joanna Briggs Institute Reviewer's Manual*. The Joanna Briggs Institute, 2017. Available from <https://reviewersmanual.joannabriggs.org/>
56. Comprehensive Meta-Analysis Software (CMA) [Internet]. [www.meta-analysis.com](http://www.meta-analysis.com). [cited 2022 may 27]. Available from: [https://www.meta-analysis.com/?gclid=EAlalQobChMIypPKrbGoAIVY7R3Ch1QfgDPEAAYASAAEgJIL\\_D\\_BwE](https://www.meta-analysis.com/?gclid=EAlalQobChMIypPKrbGoAIVY7R3Ch1QfgDPEAAYASAAEgJIL_D_BwE)
57. Begg CB, Mazumdar M. Operating characteristics of a rank correlation test for publication bias. *Biometrics* 1994;50(4):1088-101.
58. Egger M, Davey Smith G, Schneider M, Minder C. Bias in meta-analysis detected by a simple, graphical test. *BMJ* 1997;315(7109):629-34.

59. Sonam D, Dayalan M, Fatima S, K S. Comparative evaluation of impact and flexural strength of 3D printed, CAD/CAM milled and heat activated polymethyl methacrylate resins - an in vitro study. *Int J Sci Res* 2021;10(6):194-202.
60. Di Fiore A, Meneghello R, Brun P, *et al.* Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: an in vitro study. *J Prosthodont Res* 2021;1–7.
61. ISO. ISO 1567:1999 Dentistry–denture base polymers. Available online: <https://www.iso.org/standard/20266.html>
62. Abualsaud R, Gad MM. Flexural strength of CAD/CAM denture base materials: Systematic review and meta-analysis of in-vitro studies. *J Int Soc Prevent Communit Dent* 2022;12:160-70.
63. Al-Dwairi ZN, Al Haj Ebrahim AA, Baba NZ. A comparison of the surface and mechanical properties of 3D printable denture-base resin material and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont.* 2022;1-9.
64. Prpić V, Schauerl Z, Catić A, Dulčić N, Ćimić S. Comparison of mechanical properties of 3D-printed, CAD/CAM, and conventional denture base materials. *J Prosthodont.* 2022;29:524-8.
65. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila LV. 3D-printed vs heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Mater.* 2021;14(19):1-11.
66. Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, *et al.* Strength and surface properties of a 3D-printed denture base polymer. *J Prosthodont.* 2021;1-7.
67. Naik AV. Complete denture fractures: A clinical study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2009;9:148-50.
68. Lee J, Belles D, Gonzalez M, Kiat-Amnuay S, Dugarte A, Ontiveros J. Impact strength of 3D printed and conventional heat-cured and cold-cured denture base acrylics. *Int J Prosthodont.* 2022;35(2):240-4.
69. Chhabra M, Kumar MN, RaghavendraSwamy KN, Thippeswamy HM. Flexural strength and impact strength of heat-cured acrylic and 3D printed denture base resins - a comparative in vitro study. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2022;12:1-3.