



FACULDADE DE
MEDICINA DENTÁRIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

MONOGRAFIA

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

Impressão 3D na Prostodontia Removível: uma revisão da literatura

3D Printing in Removable Prosthodontics: a literature review

Raquel Alexandra Peres da Fonseca

Porto, 2024



MONOGRAFIA

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

Impressão 3D na Prostodontia Removível: uma revisão da literatura

3D Printing in Removable Prosthodontics: a literature review

Raquel Alexandra Peres da Fonseca

Estudante do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina Dentária da
Universidade do Porto

Orientadora: Prof.^a Doutora Maria Margarida Ferreira Sampaio Fernandes

Professora Auxiliar Convidada com Agregação

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Coorientador: Prof. Doutor Alejandro Néstor Rodríguez

Professor Regular Titular Plenário

Facultad de Odontología de la Universidad de Buenos Aires

Porto, 2024

**“Não tenhamos pressa,
mas não percamos tempo”**

José Saramago, *in* “A Caverna”

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Prof.^a Doutora Margarida Sampaio Fernandes, pela sabedoria, dedicação, paciência e motivação. Bem sei que orientar uma tese a 10000km de distância não é coisa fácil. Um muito obrigada não chega.

Ao meu coorientador, Prof. Doutor Alejandro Néstor Rodriguez, sempre pronto a resolver os meus problemas. *Disculpa me todas las veces que te rompi las pelotas.*

À minha família, por todo o carinho e apoio que me dão, mas em especial à minha mãe, pela preocupação constante para comigo e com a elaboração deste trabalho, e ao meu pai, pelo próprio exemplo de dedicação aos seus trabalhos científicos.

Aos meus coleguinhas de casa e companheiros de intercâmbio, Isabel e Romeu, passámos por muitos altos e baixos este ano, mas não escolheria outras pessoas com quem os vivenciar.

Aos meus amigos, pela força que me deram. Em especial Paulo, Joana, Emília e Lorena por terem aturado os meus *breakdowns* do outro lado do oceano, e Mili por me ofereceres uma amizade de meses que mais parecem anos.

À FMDUP, a todos os meus colegas, professores e funcionários, por me ajudarem a crescer e tornarem estes 5 anos tão especiais. Vou ter saudades.

RESUMO

Introdução: A prótese removível (PR) é uma alternativa de reabilitação oral muito utilizada, dada a sua relação custo-benefício. A tecnologia de impressão 3D é um método económico e rápido de fabricação camada a camada, que tem ganho popularidade na Medicina Dentária pela diminuição da carga de trabalho, redução do número e tempo das consultas, melhoria na adaptação aos tecidos de suporte e possibilidade de duplicação. As técnicas de polimerização VAT, principalmente a SLA e DLP, são atualmente recomendadas para a fabricação de próteses totais removíveis. Com o avanço tecnológico do CAD-CAM, surgiram novos materiais tanto para base de prótese, como para dentes artificiais. A literatura parece indicar que as propriedades dos materiais impressos dependem das tecnologias e impressoras utilizadas, e dos parâmetros de impressão e pós processamento selecionados.

Objetivos: O objetivo desta revisão é estudar as técnicas de impressão 3D e os materiais utilizados no fabrico de próteses dentárias removíveis, e compreender como os parâmetros de impressão e pós processamento podem influenciar a exatidão, adaptação e propriedades mecânicas dos materiais de base e dentes disponíveis.

Material e Métodos: A pesquisa foi realizada nas bases de dados PubMed/MEDLINE, Web of Science, Scopus e Embase, na busca de artigos relacionados com a investigação em tecnologias e resinas 3D, aplicadas à prostodontia removível. As 1378 publicações foram analisadas em 3 etapas e, após a aplicação dos critérios de exclusão, 33 estudos *in vitro* foram incluídos.

Desenvolvimento: As técnicas de polimerização VAT recomendadas para o fabrico de próteses totais removíveis são exploradas de forma comparativa. Para melhor organização, os artigos incluídos foram divididos de acordo com a indicação do material – bases/dentes de prótese. A influência dos parâmetros de impressão e de pós processamento na exatidão, adaptação, estabilidade dimensional, e nas propriedades das bases e dos dentes artificiais impressos em 3D foram analisadas. O tempo da impressão e o consumo de material são

afetados pela orientação da impressão e também pela espessura de camada. O pós processamento é crucial para completar a polimerização das resinas, e o intervalo de tempo, a temperatura e o ambiente devem ser padronizados pois podem influenciar a estabilidade dimensional a longo prazo. Os dentes de prótese impressos apresentam propriedades equiparáveis aos dentes de prótese convencionais pré-fabricados.

Conclusões: A impressão 3D de próteses removíveis é uma realidade da Medicina Dentária e a qualidade final das restaurações impressas está dependente não só do material, mas também dos parâmetros de impressão e pós processamento. Mais estudos são necessários para uma melhor compreensão dos processos inerentes aos materiais, equipamentos, parâmetros e aplicações.

Palavras-Chave: Prótese removível; Impressão 3D; Prótese digital; CAD-CAM, prótese 3D.

ABSTRACT

Introduction: Removable prostheses (RP) are a widely used oral rehabilitation alternative due to their cost-effectiveness. 3D printing technology is an economical and fast method of layer-by-layer fabrication, which has gained popularity in dentistry due to a reduction in workload and number and time of appointments, improved adaptation to supporting tissues and the possibility of duplication. VAT polymerization techniques, especially SLA and DLP, are currently recommended for the fabrication of removable complete dentures. With the technological advances in CAD-CAM, new materials have emerged for both prosthetic bases and artificial teeth. The literature seems to indicate that the properties of printed materials depend on the technologies and printers used, and the printing and post-processing parameters selected.

Objectives: The aim of this review is to study 3D printing techniques and the materials used in the manufacture of removable dental prostheses, and to understand how printing and post-processing parameters can influence the accuracy, adaptation and mechanical properties of the base materials and teeth available.

Material and Methods: The search was carried out in the PubMed/MEDLINE, Web of Science, Scopus and Embase databases, looking for articles related to 3D technologies and resins applied to removable prosthodontics. 1378 publications were analyzed in 3 stages and, after applying the exclusion criteria, 33 in vitro studies were included.

Results: The VAT polymerization techniques recommended for the manufacture of removable complete dentures are explored in a comparative manner. For better organization, the articles included have been divided according to the indication of the material - denture bases/teeth. The influence of printing and post-processing parameters on the accuracy, fit, dimensional stability and properties of 3D printed bases and artificial teeth were analyzed. Printing time and material consumption are affected by the printing orientation as well as the layer thickness. Post-processing is crucial to complete polymerization of the resins, and the time

interval, temperature and environment must be standardized as they can influence long-term dimensional stability. Printed denture teeth have properties comparable to conventional prefabricated denture teeth.

Conclusions: 3D printing of removable prostheses is a reality in dentistry and the final quality of printed restorations depends not only on the material, but also on the printing and post-processing parameters. More studies are needed to better understand the processes inherent to the materials, equipment, parameters and applications.

Keywords: Removable prosthesis; 3D printing; Digital prosthesis; CAD-CAM; 3D dentures.

SIGLAS E ABREVIATURAS

3D – Três Dimensões

CAD – *Computer Aided Design*

CAM – *Computer Aided Manufacturing*

DLP – *Digital Light Processing* ou Processo de Luz Digital

EC – Espessura de Camada

ES – Estruturas de Suporte

FFF – *Fused Filament Fabrication*

FMD – *Fused Deposition Modeling*

LCD – *Liquid Crystal Display* ou Ecrã de Cristal Líquido

MJ – *Material Jetting*

OI – Orientação de Impressão

PBF – *Powder Bed Fusion*

PEEK - Poli-eter-eter-cetona

PMMA – Polimetilmetacrilato

PP – Pós Processamento

PR - Prótese Removível

SLA – *Stereolithography* ou Estereolitografia

SLM – *Selective Laser Melting*

SLS – *Selective Laser Sintering*

STL - *Standard Tessellation Language*

UV – Ultravioleta

ÍNDICE

RESUMO	IX
ABSTRACT	XI
SIGLAS E ABREVIATURAS	XIII

INTRODUÇÃO.....	17
MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
DESENVOLVIMENTO.....	25
Técnicas de impressão 3D em Prótese Removível.....	25
Materiais para base de prótese	28
Parâmetros de impressão 3D	29
Parâmetros de pós processamento	35
Impressão 3D de dentes de prótese.....	40
CONCLUSÃO	45
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	47

ANEXOS

Anexo I - Tabelas de Artigos Incluídos

INTRODUÇÃO

A evolução da Medicina Dentária ao longo do último século contribuiu ativamente para a diminuição da incidência do edentulismo a nível mundial, melhorando significativamente a qualidade de vida das populações. Contudo, devido ao prolongamento da esperança média de vida, o número efetivo de indivíduos com peças dentárias ausentes aumentou, em consequência do crescimento simultâneo da população em faixas etárias mais avançadas.¹ As próteses removíveis (PRs) constituem uma alternativa de reabilitação oral e, apesar de não serem a opção protética mais satisfatória e de nem sempre atenderem totalmente às expectativas ambicionadas pelos pacientes e clínicos, são altamente aplicadas em reabilitação oral, considerando a sua notável relação custo-benefício.²

O polimetilmetacrilato (PMMA) é o material mais utilizado para a fabricação das bases de PR e, quando bem manipulado e polimerizado, possui características vantajosas, como biocompatibilidade e propriedades físicas adequadas (baixa densidade, alta transmissão de luz e cor). A baixa condutividade térmica é uma característica desfavorável, já que pode provocar fissuras na superfície da prótese e não permite uma perceção sensorial tão apurada da temperatura dos alimentos. Tipicamente apresentam uma fraca estabilidade de cor devido à libertação de monómeros residuais, que promovem a absorção de água e consequentemente a descoloração da prótese.³

O método convencional de fabricação de PRs acrílicas (moldagem por compressão) tem sido usado por várias décadas com resultados clinicamente satisfatórios. No entanto, apresenta desvantagens associadas aos múltiplos passos clínicos e laboratoriais, que tornam todo o processo muito demorado e com possível acumulação de erros. Consequentemente, a qualidade de um tratamento torna-se imprevisível e requer experiência do técnico de prótese.⁴

Com os recentes avanços tecnológicos, novas ferramentas digitais conhecidas por “*computer aided design*” (CAD) e “*computer aided*

manufacturing” (CAM) têm vindo a tornar-se populares na Medicina Dentária, especialmente na Reabilitação Oral.^{4,5} O planeamento, o desenho e a confeção de uma PR por métodos digitais contribuem para, a diminuição da carga de trabalho imposta aos médicos dentistas e técnicos de laboratório, a redução do número e tempo das consultas, uma melhor adaptação aos tecidos de suporte, e a possibilidade de duplicação de próteses já existentes (arquivo digital).⁴⁻⁸

Genericamente, existem 2 tipos de tecnologia CAM: a manufatura subtrativa ou fresagem (*milling*) e a manufatura aditiva ou impressão 3D (*3D printing*).^{4,5,9}

O método de fresagem é comumente utilizado para a confeção de coroas, pontes e implantes, e mais recentemente de próteses removíveis. Neste caso, o desenho é realizado em software CAD, e a base e os dentes são fresados a partir de discos de resina previamente polimerizados.⁵ Este método apresenta uma exatidão muito elevada, pois não ocorrem alterações dimensionais provocadas pela polimerização do material. Porém, como apenas uma ou duas bases de PR podem ser produzidas por disco, ocorre muito desperdício de material. Adicionalmente, as brocas rapidamente sofrem desgaste pelo longo tempo de fresagem, comprometendo a exatidão e tornando todo o processo pouco económico.^{4-6,10} A fresagem, aplicada à prostodontia removível, inclui também o fabrico de infraestruturas ou esqueletos protéticos, em metal ou materiais alternativos como o PEEK (poli éter-éter-cetona).^{11,12}

Por seu lado, a tecnologia de impressão 3D tem sofrido bastantes avanços e está cada vez a ser mais aplicada na área da Prostodontia.¹³ É um método de fabricação camada a camada pelo qual se estratifica e modela uma resina fotopolimerizável, através de uma fonte de luz, numa forma sólida.⁵

Apesar de vários estudos reportarem que o método de fresagem possui propriedades mecânicas e de superfície superiores⁷, as resinas impressas em 3D permitem, devido ao seu princípio de funcionamento de deposição em camadas, fabricar formas complexas.¹⁴ No método aditivo, o custo é relativamente baixo, o tempo de impressão curto e o processo económico, ocorrendo menor desperdício de material e desgaste dos componentes mecânicos da impressora. Permite ainda produzir várias próteses em

simultâneo, o que estimula a sua utilização em clínicas e laboratórios dentários.^{4-6,8}

De acordo com o processo de impressão 3D, existem diferentes tecnologias de impressão, como por exemplo:

- *selective laser melting* (SLM), *selective laser sintering* (SLS), pertencentes ao processo *powder bed fusion* (PBF);

- *material jetting* (MJ);

- *fused deposition modeling* (FDM) e *fused filament fabrication* (FFF), para o processo de extrusão de materiais;

- *stereolithography* (SLA), *digital light processing* (DLP), e *liquid-crystal display* (LCD), para a *VAT photopolimerization* ou polimerização em tanque.⁵

Entre os processos de manufatura aditiva, as tecnologias de *VAT photopolimerization* são recentes, e atualmente das mais utilizadas em Medicina Dentária, nas quais uma resina fotossensível é ativada e polimerizada sob irradiação de luz, obedecendo cada tecnologia a diferentes princípios de fotopolimerização e sistemas de controlo.¹⁴

A impressão 3D por fotopolimerização tem muitas vantagens comparativamente a outras tecnologias, nomeadamente uma fabricação rápida, que resulta num menor gasto de tempo e energia, um ótimo potencial para criar materiais híbridos, e uma vasta gama de aplicações. Até à data, a SLA, o DLP e o LCD são as técnicas mais comuns e populares, pois permitem produzir PRs de alta exatidão, rapidamente e com um baixo custo, comparativamente às convencionais.¹⁵ Particularmente, as técnicas de SLA e DLP são cada vez mais adotadas para a fabricação de bases e dentes de PR devido à sua boa adaptação tecidual, resistência mecânica satisfatória e excelentes resultados clínicos.¹⁴

De modo a obter os melhores resultados, os fabricantes especificam determinados parâmetros de impressão (espessura de camada, orientação de impressão, tipo de suportes) para as suas respectivas impressoras, aconselham a utilização de determinados materiais e oferecem diretrizes para os seus respetivos equipamentos de pós processamento – tempo, temperatura,

recobrimento.¹³ A influência de todos estes critérios em cada técnica, equipamento ou material de impressão 3D é ainda mal compreendida, no entanto têm sido realizados diversos estudos.^{6,7,10,15-20}

O objetivo desta revisão é conhecer as técnicas de impressão 3D e os materiais utilizados no fabrico de próteses dentárias removíveis, e compreender como os diferentes parâmetros de impressão e de pós processamento podem influenciar a exatidão, adaptação e propriedades mecânicas dos materiais concebidos para a impressão 3D de bases e dentes de prótese removível.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho consiste numa revisão de literatura, realizada nas bases PubMed/MEDLINE, Web of Science, Scopus e Embase, acerca da impressão 3D aplicada à prótese removível.

Na estratégia de busca foram utilizados os termos: (“Removable Protheses” OR “Denture”) AND (“3D Printed” OR “Digital”).

Como critérios de inclusão consideraram-se artigos publicados com texto integral disponível, nos idiomas inglês, português e espanhol, sem limite temporal, relacionados com a investigação em tecnologias e resinas 3D, aplicadas à prostodontia removível.

A seleção dos artigos contemplou 3 etapas. Inicialmente foram excluídos os documentos duplicados e analisados os títulos e resumos para identificar publicações relevantes ao tema da investigação, aplicando critérios de inclusão e exclusão pré-determinados. Seguiu-se uma leitura de texto completo dos artigos selecionados, análise e categorização conforme o objetivo do estudo. Por fim realizou-se uma última seleção, aplicando novamente os seguintes critérios de exclusão:

- I. Capítulos de livros, relatórios de conferências, casos clínicos, protocolos técnicos, e artigos de revisão bibliográfica;
- II. Artigos que abordavam temas de outras áreas da Medicina Dentária, e/ou pertencentes a outras áreas científicas;
- III. Artigos não diretamente relacionados com as propriedades das resinas de impressão 3D usadas na Prótese Removível e o efeito dos parâmetros de impressão e de pós processamento, e artigos comparativos entre a técnica convencional e de fresagem e os materiais e técnicas para impressão 3D de bases de PR;
- IV. Artigos não disponíveis em língua inglesa, portuguesa ou espanhola;

V. Artigos cujos textos completos não estavam disponíveis.

Da pesquisa nas várias bases de dados consultadas obtiveram-se 1378 resultados. O processo de seleção apresenta-se no fluxograma da Figura 1.

Após a remoção dos resultados duplicados, obtiveram-se 969 resultados para leitura de título e resumo. Desta análise, 919 artigos foram excluídos e categorizados, sendo: 105 capítulos de livros e resumos de conferências, 47 revisões, 102 casos clínicos e protocolos técnicos; 303 artigos de outras áreas da Medicina Dentária, 33 artigos de outras áreas científicas; e ainda artigos relacionados com scanners e desenho digital (23), impressões analógicas, modelos e PR diagnóstica (31), rebasamentos e reparações (21), incorporação de partículas nos materiais (40), componentes para PPR e sobredentaduras (76), desinfecção/higienização ou polimento (10), adesão dos dentes à base impressa (8), comparações entre bases de PR em 3D e convencionais e/ou fresagem (120).

Restaram 50 artigos para avaliação e leitura integral, e destes, 17 foram excluídos e 33 compõem o total de artigos incluídos, pois atendiam aos critérios de inclusão estabelecidos.

Esta seleção final oferece uma visão abrangente sobre as técnicas de impressão 3D utilizadas para a confecção de PRs, assim como as características dos materiais, tanto para a base, como para os dentes estudados.

Os artigos incluídos neste trabalho de revisão bibliográfica apresentam-se, em resumo, nas Tabelas I e II, incluídas na secção Anexos, no final desta monografia.

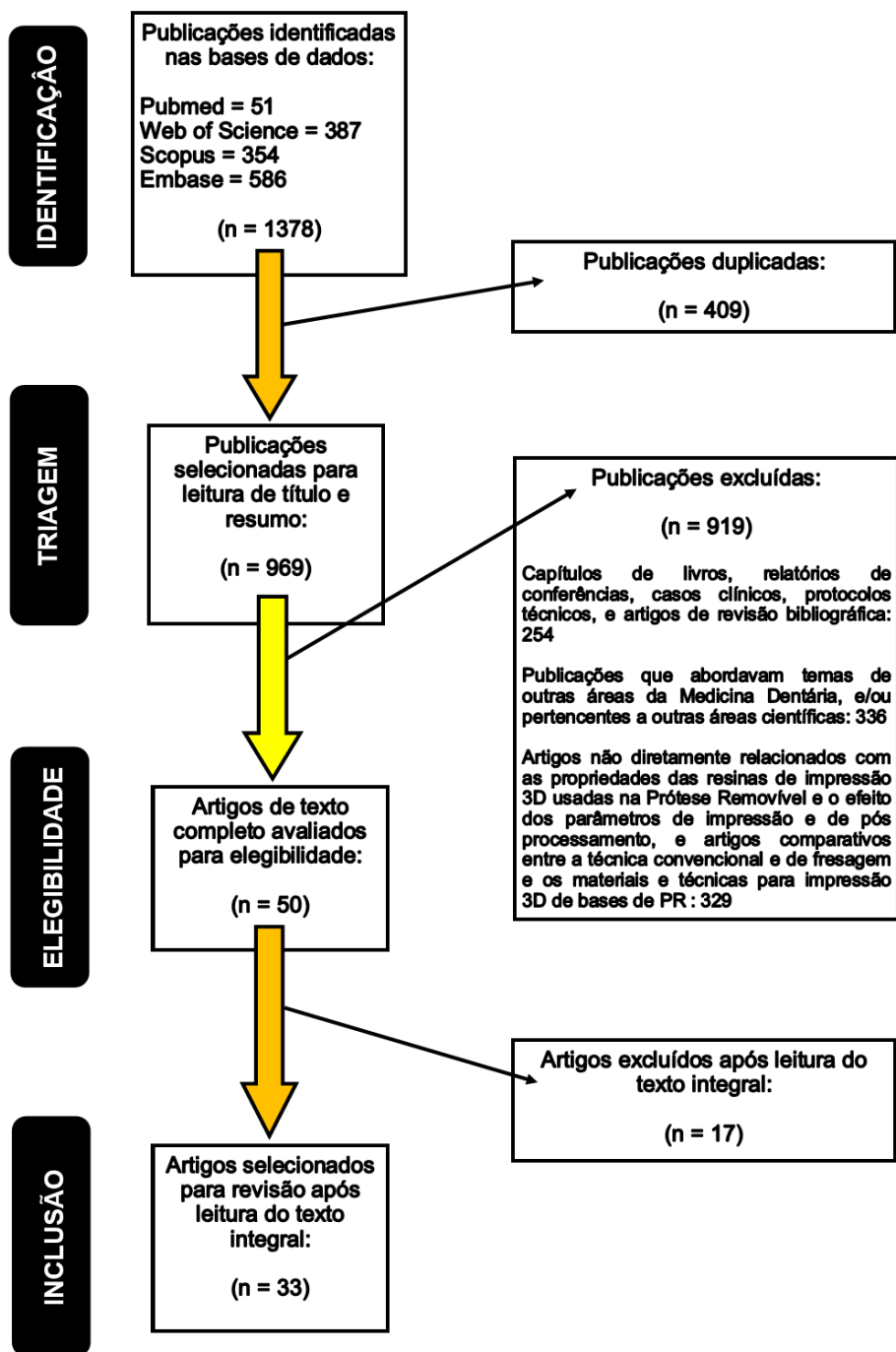


Figura 1. Fluxograma da revisão da literatura

DESENVOLVIMENTO

Nesta revisão bibliográfica, foram incluídos 33 estudos *in vitro*, 20 que testaram materiais de base de prótese para impressão 3D e os restantes 13 abordaram os dentes de prótese impressos. Os seus principais objetivos, métodos, resultados e conclusão foram compilados e apresentam-se nas Tabelas I e II, da secção Anexos.

Neste capítulo, serão abordadas as técnicas de impressão e as diferenças entre os métodos de polimerização VAT, assim como discutida a influência dos parâmetros de impressão (espessura de camada – EC, orientação de impressão – OI) e de pós processamento (intervalo de tempo, temperatura, estruturas de suporte e ambiente) na exatidão, adaptação, estabilidade dimensional, e nas propriedades mecânicas e da superfície das bases e dos dentes artificiais impressos em 3D.

Técnicas de impressão 3D em Prótese Removível

A polimerização VAT é uma tecnologia de impressão 3D, que utiliza um método de cura através de luz ultravioleta (UV), para fotopolimerizar o material líquido num tanque pré-preenchido. SLA, DLP e LCD são as técnicas de polimerização VAT mais frequentemente aplicadas na fabricação de PRs digitais. Embora funcionem sob o mesmo princípio de fotopolimerização, produzindo um objeto camada a camada a partir de um plano de duas dimensões (x e y), até uma construção de três dimensões (x, y e z), os seus sistemas de imagem diferem entre si e podem gerar resultados diferentes no que diz respeito à exatidão (precisão e veracidade) do objeto produzido, e também às características dos materiais.^{14,15,21}

Por definição, o termo *accuracy*, ou exatidão, engloba a precisão e a veracidade. A veracidade traduz a capacidade de uma técnica de produção criar estruturas com divergências mínimas relativamente ao desenho original. Diferenças entre a estrutura produzida e o desenho digital planejado tanto podem resultar em espaços entre a base da PR e as estruturas de suporte, como em excessos de material, desvios que em ambos os casos comprometem a adaptação clínica da PR. Por outro lado, a precisão refere-se à produção de duas ou mais estruturas do mesmo desenho com diferenças mínimas entre si (reprodutibilidade), isto é, a concordância da média aritmética dos resultados de um grande grupo.²²

No que se refere à adaptação da base de uma prótese, reproduzir a morfologia da PR desenhada em CAD com a maior exatidão possível é crucial para o ajuste perfeito na boca do paciente, possibilitando uma função mastigatória adequada e a sua utilização a longo prazo.^{5,18}

Considerando os estudos incluídos, a SLA permitiu obter bases de PR total maxilar com uma superfície interna de veracidade superior à DLP, para a maioria das orientações de impressão (OIs).¹⁶ Este aspeto traduz-se num menor efeito escada observado na análise de metrologia ótica 3D, provavelmente justificado pelas diferenças de processamento entre as duas técnicas. Mesmo que as camadas de resina estejam orientadas perpendicularmente à superfície interna da PR, o efeito escada poderá ser provocado pela projeção de luz do padrão *pixel* quadrado 2D através do microespelho que gera cada *voxel*, o que conduz à diminuição da resolução da impressão.^{16,17} No que diz respeito à precisão das bases de PR total maxilar, a SLA e a DLP não apresentaram diferenças significativas.¹⁶

Durante a mastigação, a base de PR é sujeita a uma série de forças compressivas e de cisalhamento, que podem provocar o seu fracasso. Assim sendo, é essencial que a prótese tenha uma resistência mecânica adequada, que lhe permita resistir à fratura e deformação.^{10,15} A resistência à flexão é descrita como o comportamento da base de PR sob carga mastigatória, enquanto o módulo de flexão está associado à deformação elástica. Lee *et al.* testaram a mesma resina em 3 impressoras diferentes (OI 45°, EC 50µm, PP UV

30min) e observaram um desempenho excepcional da técnica SLA comparativamente à DLP e LCD, com melhores resultados para a resistência à flexão e fratura.¹⁵ Não obstante, neste trabalho, ambas as técnicas DLP e LCD expressaram valores semelhantes e adequados para a resistência mecânica, em conformidade com os critérios ISO destes parâmetros.¹⁵

A grande vantagem associada à técnica DLP é o tempo relativamente curto de impressão, referido como menos de um terço do tempo requerido para a técnica SLA.¹⁵ Esta discrepância pode ser explicada pelo tipo de fonte de luz de cada técnica. Enquanto a técnica SLA emprega um raio laser de menor intensidade que delimita a configuração do objeto ponto a ponto, a técnica DLP utiliza um microespelho digital que reflete a fonte de luz e polimeriza uma camada completa de resina instantaneamente.^{14,15,21} Adicionalmente, verificou-se que, apesar da intensidade da luz ser inferior na SLA comparativamente às técnicas DLP e LCD, o grau de conversão, que indica a proporção de monómeros que foram convertidos em polímeros durante o processo de fotopolimerização, foi superior na SLA, provavelmente devido ao tempo de exposição mais prolongado. A DLP, comparativamente à LCD, poderá ser clinicamente mais vantajosa, pois permite a impressão de uma base de prótese com resistência mecânica equivalente, mas num intervalo de tempo mais curto.¹⁵

Considerando a presença de saliva e outros fluídos na cavidade oral, a absorção de água e solubilidade são fatores críticos para a durabilidade e conforto das PRs. Durante a imersão em água, os monómeros da resina que não reagiram, entre outros elementos solúveis em água, vão evadir – solubilidade. Consequentemente, materiais com maior solubilidade irão ter tendência a absorver mais água. O mesmo estudo revelou que as PRs DLP exibiam maior solubilidade e absorção de água do que as PRs SLA, muito provavelmente devido ao alto grau de conversão de monómeros da SLA.¹⁵

Para qualquer material restaurador, o controlo da adesão fúngica e bacteriana é fundamental para a prevenção da candidíase e da estomatite protética, em particular na prótese removível. Lee *et al.* observaram ainda que as bases de PR impressas por SLA manifestaram a maior adesão de *Candida*

albicans (*C. albicans*), o que possivelmente está associado ao mecanismo de processamento implicado que origina superfícies mais irregulares.¹⁵

Um aspeto diferenciador deste estudo de Lee *et al.* é que a mesma resina de base de PR - NextDent Denture 3D+ (3D Systems), idealizada para a impressora 3D DLP, pode ser impressa em impressoras 3D de outras técnicas de polimerização VAT, desde que a fonte de luz possa emitir o comprimento de onda adequado para ativar a resina, juntamente com o intervalo de tempo e intensidade apropriados.¹⁵ É importante ainda lembrar que o *hard* e *software* das impressoras 3D dependem do fabricante, e que mais fatores influenciam o seu desempenho do que simplesmente a fonte de iluminação.¹⁶

Para os métodos DLP e SLA, o pós processamento é tão importante como a impressão, e um tempo insuficiente poderá levar a alterações dimensionais ou à redução das propriedades mecânicas, devido à presença de resina não polimerizada.¹⁹

Materiais para base de prótese

Uma base protética é a “parte rosa” da prótese removível acrílica, que está em contacto íntimo com as estruturas de suporte mucosas e dentárias. Pretende “simular” os tecidos moles perdidos e também suportar os dentes artificiais que substituem os naturais ausentes.

O PMMA é o material *gold standard*, porém novos materiais alternativos para impressão 3D têm vindo a ser disponibilizados no mercado.

Nos estudos incluídos, os materiais 3D para base de prótese estudados foram diversos, mesmo dentro de cada marca, podendo ser utilizados em diversos equipamentos e tecnologias de polimerização VAT e até pós processados em inúmeras unidades de polimerização UV distintas.

Parâmetros de impressão 3D

Na fabricação de PRs digitais por tecnologia aditiva, é imprescindível a utilização de uma impressora 3D adequada ao material a utilizar. Para os diferentes materiais estudados foram utilizadas múltiplas impressoras com diferentes tecnologias.

Orientação de impressão

A orientação de impressão (OI) foi o parâmetro mais testado nos estudos incluídos acerca dos materiais utilizados para impressão de bases de próteses (ver Tabela I), com influência na exatidão da técnica e nas propriedades das resinas. 0, 45 ou 90° são as OIs mais recomendadas pelos fabricantes.

A maioria dos estudos analisados concluem que, na impressão 3D de PRs totais, uma OI entre 45 e 90° proporciona uma exatidão dimensional superior, para ambas as técnicas SLA e DLP.^{5,6,16,17} No entanto, alguns autores discordam, considerando a exatidão superior para OI 0°²³ e a veracidade dependente da OI, mas também da viscosidade da resina (alta viscosidade e OI 0°; baixa viscosidade e OI 45° – maior veracidade).²⁴ Nesse sentido, podemos especular que as propriedades inerentes aos materiais de impressão poderão condicionar a escolha mais adequada da OI.

O facto da OI influenciar a exatidão da impressão implica que a reprodutibilidade varia entre os eixos de impressão (x, y e z). A exatidão da impressão depende da penetração da luz nos monómeros e da seleção da intensidade e velocidade da luz adequadas, de modo a prevenir a sua refração e aumentar a sua reprodutibilidade. No estudo de Shim *et al.* foram produzidos provetes em 3 OIs diferentes, e a melhor exatidão do comprimento foi observada no grupo OI 90°, o que pode indicar que a reprodutibilidade no eixo vertical z foi superior aos eixos horizontais x e y, uma vez que a refração da luz em direção ao eixo vertical foi inferior à refração da luz nos eixos horizontais. Também não foram observadas diferenças significativas na exatidão da largura entre as

diferentes Ols, pois esta está sempre relacionada com o mesmo eixo (y). Em termos de espessura da PR, o grupo impresso a 45° revelou menor exatidão comparativamente aos restantes, provavelmente devido à diferente configuração das camadas conectadas gradualmente, podendo as transições induzir erros na exatidão dimensional.⁶

A exatidão dimensional das bases de PR afeta a sua função e determina a sua adaptação e retenção aos tecidos de suporte dos maxilares desdentados.^{6,17} Os métodos mais utilizados para avaliação da veracidade são a análise de alterações dimensionais por medição ou sobreposição digital. Este último permite avaliar o espaço ou excessos através da sobreposição de dois ficheiros STL (desenho digital e digitalização do objeto produzido) e foi utilizado em 11 dos 20 artigos incluídos das resinas para base de prótese.^{4,7,9,15-20,23,25} A análise do mapa colorimétrico permite avaliar subjetivamente as áreas correspondentes a desvios negativos (indicando que o produzido é menor que o modelo digital) e as áreas que representam desvios positivos (indicando que o produzido é maior que o original). Embora não seja consensual, neste trabalho considera-se que desvios negativos revelam um espaço entre a base da PR e a mucosa de suporte (adaptação inadequada) e os desvios positivos indicam uma compressão da mucosa, sugerindo que o alívio da PR poderá ser necessário devido a contactos fortes entre a mucosa e a base, podendo provocar lesões inflamatórias.

A análise conjunta dos mapas de cores para a exatidão e adaptação das PRs totais revelaram que não havia diferenças significativas na adaptação geral da superfície interna das PRs totais, quando impressas em várias Ols.^{4,9} Contudo, a adaptação na zona de selamento posterior do palato e áreas de suporte primário mostraram diferenças significativas, concluindo-se à semelhança das análises para a exatidão dimensional que uma OI entre 45 e 90° seria favorável.^{4-7,9,17,23,24} Vários estudos mostraram que PRs impressas com uma OI inferior a 45° revelavam desvios negativos na área do palato e bordos da prótese, e positivos, acima de um valor fisiologicamente aceitável, em zonas de suporte primário como a tuberosidade maxilar, entre outros locais que normalmente requerem um alívio clínico, como a crista alveolar residual, a papila incisiva e as rugas palatinas.^{5,16,17}

Em prótese removível muco-suportada, desvios em certas áreas de suporte podem provocar dor por pressão exagerada na mucosa, e perda de retenção por déficit de adaptação. As características anatômicas e histológicas da maxila edêntula toleram desvios na exatidão dimensional em certas áreas, nomeadamente: um certo alívio está indicado em toros palatinos, papila incisiva e sutura palatina média; e uma pressão dentro de limites fisiologicamente aceitáveis é desejada na zona de selamento posterior do palato, que melhora a retenção, reduz o reflexo de vômito e impede a entrada e acumulação de restos alimentares.^{17,20} Song *et al.* observaram que os grupos OI 45 e 90° eram mais compatíveis com as características anatômicas da maxila, revelando uma adaptação favorável ou pequeno desvio positivo na zona posterior do palato, e alguns desvios negativos nos toros palatinos e sutura media palatina, oferecendo algum alívio nestas zonas.¹⁷

Por conseguinte, Jin *et al.* observaram um efeito escada presente no palato das PRs 0°.⁷ Os desvios positivos e negativos provavelmente são causados pelo efeito escada, uma vez que as superfícies curvas, como a zona posterior do palato, são mais propícias a este fenómeno (durante a impressão necessitam de maior deposição de camadas, o que resulta num desnível entre elas).^{7,9,16} Independentemente da OI, outros autores observaram, na maxila uma compressão no flanco vestibular da crista residual posterior e na tuberosidade, e na mandíbula um espaço na área da crista milohióidea e da fossa retromilohióidea, sem a presença de qualquer efeito escada.^{5,7} Assim, podemos concluir que, independentemente da OI, irão sempre haver algumas zonas que não estarão corretamente adaptadas, sendo necessário realizar ajustes.

Por fim, é de relevar que orientações de impressão com ângulos mais verticais permitem a confeção simultânea de várias PRs, enquanto uma impressão com ângulos mais horizontais requer um menor tempo de impressão.^{4,6,17} Adicionalmente, o tempo de impressão e o consumo de material também são influenciados pela OI.^{4,17} Ambas as OIs 45 e 90° apresentam uma exatidão satisfatória, mas, as PRs OI 45° são fabricadas num menor tempo, e as OI 90° consomem aproximadamente metade da resina.¹⁷ É de notar que a OI é um parâmetro muito versátil, permitindo aumentar a eficiência do processo dependendo da situação em causa.

As propriedades mecânicas dos materiais de uma PR vão influenciar a sua longevidade e preservação^{6,24}, e podem diferir de acordo com a OI escolhida. As bases de PR devem ter dureza elevada, de modo a resistir às alterações dimensionais, danos e riscos derivados da mastigação e da higienização.¹⁰

Altarazi *et al.* investigaram o efeito da orientação da impressão nas propriedades mecânicas e físicas de uma resina para base de PR 3D e não encontraram diferenças significativas na dureza Vickers.¹⁰ Noutra investigação, o efeito da OI na dureza Vickers difere dependendo da viscosidade da resina e da espessura de camada (EC), sendo superior nas OIs 45 e 90°, para uma resina de baixa viscosidade e EC 50µm, comparativamente à OI 0°. ²⁴

Por seu lado, a resistência à flexão varia com a OI. Segundo os autores anteriormente mencionados, os grupos impressos com OI 90° apresentaram resistência à flexão superior, comparativamente aos impressos com OI 0 e 45°, com um valor acima do requerido pelas normas ISO (>88MPa).^{10,24} No entanto, o tempo necessário para imprimir uma PR OI 90° (~8h) é muito superior ao necessário para imprimir uma PR OI 0° (~2h).¹⁰ Os resultados de Shim *et al.* corroboraram e mostraram que a resistência à flexão nos grupos OI 45 e 90° era superior ao grupo OI 0°. ⁶

Durante a impressão, os foto-iniciadores dão início à conversão de monómeros em polímeros, de modo a criar uma cadeia molecular. Aumentar o grau de conversão (ou seja, reduzir o monómero livre - não polimerizado) pode beneficiar as propriedades físicas, mecânicas, químicas e biológicas das resinas foto-polimerizáveis. Altarazi *et al.* concluíram que a OI 90° revelava um maior grau de conversão e propriedades mecânicas superiores, e a OI 0° apresentava o menor valor.¹⁰ Isto pode ser explicado pelo facto de um objeto impresso com OI 0° possuir muito menos camadas que um impresso a 90°. Ao existir um número mais elevado de camadas vai ocorrer uma exposição mais prolongada à luz, pois obtem-se uma seção transversal mais reduzida, aumentando assim o grau de conversão.¹⁰

Os polímeros absorvem água devido à sua polaridade inerente. A absorção de água é um processo onde as moléculas de H₂O são captadas pelo material devido ao seu tamanho reduzido.¹⁰ Altarazi *et al.* observaram que a

absorção diminuiu progressivamente com o aumento da OI. Este resultado pode estar relacionado com o maior grau de conversão de monómeros em polímeros na OI 90°, e consequentemente essas bases absorverem menos água.¹⁰ Relativamente à solubilidade, o mesmo estudo revelou que o grupo OI 0° apresentou solubilidade superior devido ao baixo grau de conversão, e por isso mais monómeros são libertados juntamente com outros componentes. No entanto, o valor da solubilidade encontra-se dentro dos critérios ISO.¹⁰

Na manutenção a médio e longo prazo de uma PR, parâmetros como acumulação de placa bacteriana, higienização e descoloração estão relacionados com as características de superfície da base de prótese^{6,23}, cuja morfologia é afetada pela OI.⁶ Shim *et al.* obtiveram superfícies com um padrão de depressões nas bases impressas com OI 0°, cristas oblíquas nas impressas com OI 45° e formas irregulares amorfas na superfície impressa a 90°. Adicionalmente, concluíram que a OI afetava todas as características da superfície, incluindo a rugosidade, a hidrofília e a energia da superfície.⁶ Devido à conexão em escada entre camadas, as superfícies impressas com OI 45° revelaram uma rugosidade superior comparativamente às restantes impressas com outras OIs⁶, o que vai de acordo aos resultados observados por Lee *et al.* e Yan *et al.*^{23,24}

Por fim, a hidrofília das superfícies influencia de forma distinta a adesão microbiana, sendo que microrganismos hidrofóbicos, como a *C. albicans*, têm propensão a aderir a superfícies hidrofóbicas. Uma energia da superfície elevada também contribui para uma maior adesão microbiana, sendo que são necessários 50mJ/m² para que ocorra a formação de uma película de glicoproteínas, e a consequente ligação dos microrganismos.⁶ No estudo de Shim *et al.*, as características da superfície de baixa hidrofília e alta energia da superfície resultantes da OI 45°, associados a uma morfologia da superfície com muitas proeminências, promoveram a adesão de *C. albicans*.⁶ Apesar das superfícies produzidas com OI 0° possuírem características que não favorecem a colonização bacteriana, o facto da sua morfologia exhibir inúmeros poros fez com que esse grupo demonstrasse a maior adesão de *C. albicans*, sendo por isso importante prevenir a porosidade, de modo a facilitar a higienização das PRs.⁶ Contrariamente, Lee *et al.* não observou uma relação direta entre a

rugosidade da superfície e a adesão microbiana.²⁵ Relativamente à adesão de *Streptococcus Oralis* (*S. Oralis*), o mesmo estudo concluiu que, para as resinas de baixa viscosidade, uma OI mais baixa resultava numa menor adesão, enquanto para as resinas de alta viscosidade a OI não parecia ter influência.²⁵

Espessura da camada

Entre os estudos com resina 3D de base de prótese, a espessura de camada (EC) utilizada foi 50 e/ou 100µm, e este parâmetro surge relacionado com o efeito escada, a exatidão, a adaptação da prótese, e o tempo de impressão.^{17,24,25}

O trabalho de Song *et al.* mostrou que, apesar de uma EC 50µm originar uma superfície muito mais lisa e com menos efeito escada, não influencia a exatidão e adaptação das PRs; camadas mais finas não melhoram a exatidão, mas aumentam o tempo da impressão, demorando um objeto com 50µm de EC aproximadamente 1,79 vezes mais a ser produzido do que um com 100µm.¹⁷ Em oposição, Lee *et al.* (2023a) concluíram que, independentemente da viscosidade da resina e da OI, uma EC 50µm origina uma veracidade significativamente superior à EC 100µm; e EC 50µm origina um polímero com maior resistência à flexão.²⁴ Para além disso, concluíram que definir a EC inferior a 50µm e uma OI de 45° e escolher uma resina de baixa viscosidade, eram condições ideais para obter uma superfície com uma dureza clinicamente favorável.²⁴

Relativamente à rugosidade de superfície, em contradição com Song *et al.*¹⁷, Lee *et al.* (2023b) observaram valores semelhantes para OI 0° e EC 100µm e OI 0° e EC 50µm. Assim sendo, é preferível selecionar EC 100µm, visto que reduz o tempo da impressão.²⁵

Foi ainda encontrada uma tendência para uma menor densidade bacteriana em resinas de alta viscosidade produzidas com EC 50µm, mas pode apenas estar relacionado com o menor ângulo de contacto observado neste tipo de resinas e não com a EC.²⁵

Parâmetros de pós processamento

Genericamente, a impressão 3D induz um rácio de polimerização que permite manter as formas impressas imediatamente após a impressão. Contudo, o pós processamento (PP) é essencial, uma vez que induz uma polimerização adicional que permite polimerizar monómeros que não reagiram.¹⁸

Em todos os artigos incluídos refere-se uma unidade de PP de luz ultravioleta (UV), cuja intensidade e potência são específicas de cada equipamento/marca e podem ser ajustadas para o material, no que respeita ao intervalo de tempo, temperatura, atmosfera, etc.

Intervalo de tempo

De acordo com alguns estudos, as condições de PP devem ser seleccionadas com base em obter um valor de veracidade e precisão adequados.²⁰ Controlar todo o processo de impressão 3D é importante para garantir a exatidão, assim como aplicar um tempo de PP adequado.¹⁸ Adicionalmente, um tempo insuficiente de PP pode levar a problemas na adaptação da PR e influenciar a exatidão da agregação dos dentes protésicos nas junções alveolares da base, o que pode provocar erros oclusais.¹⁹ Por seu lado, Katheng *et al.* verificaram que, para uma mesma temperatura de PP, aumentar o tempo não afeta a exatidão.²⁰ Presume-se ainda que no processo de PP, erros dimensionais podem estar relacionados com o facto de certas partes da PR estarem mais expostas à radiação UV.¹⁹

Outros trabalhos revelaram que as alterações dimensionais ocorrem continuamente, mesmo depois do PP.^{18,19} No entanto, Shin *et al.* observaram que, quando o tempo de PP era insuficiente, estas alterações se intensificavam. Apesar de na maxila se terem observado alterações dimensionais muito semelhantes, independentemente do tempo de PP, na mandíbula as alterações foram superiores e aumentaram com o tempo de PP.¹⁷ Uma possível justificação é o facto de o palato, na maxila, ajudar a estabilizar o arco dentário, tornando a

maxila mais resistente à deformação. No mesmo estudo verificou-se que as alterações dimensionais imediatamente após o PP não diferiram significativamente entre a maxila e a mandíbula.¹⁷

A estabilidade dimensional a longo prazo aumentou com o tempo de PP, sendo que um intervalo de pelo menos 30min é aconselhado para preservar a estabilidade dimensional das bases PR impressas em 3D, melhorando o grau de conversão e a resolução anisotrópica. Para ambas as arcadas, as alterações dimensionais foram superiores durante o 1º dia, sendo por isso recomendado proceder ao PP imediatamente após a confecção das PRs.¹⁸ Adicionalmente, Doh *et al.* verificaram que, para ambas as resinas estudadas, as alterações dimensionais acumularam-se gradualmente e os desvios aumentaram com o tempo de PP; no grupo que mantinha as estruturas de suporte durante o PP, ocorriam alterações dimensionais significativas na maxila com o aumento do tempo de PP, ao contrário da mandíbula, que parecia não ser afetada.¹⁹

Altarazi *et al.* estudaram as propriedades da resina NextDent Denture 3D+ com 20, 30 e 50min de PP, e concluíram que a dureza Vickers tem uma tendência crescente com o aumento do tempo de PP até aos 30min (ultrapassar não teve um impacto relevante).²⁶ Neste estudo, o intervalo de tempo 20min mostrou as propriedades mecânicas mais baixas, o de 50min apresentou a maior resistência à flexão, e o de 30min o maior módulo de flexão. A opção 30min constitui o intervalo ótimo para atingir as propriedades mecânicas mais elevadas, num menor intervalo de tempo.¹⁰ De igual modo, Lee *et al.* (2023c) também observaram que o tempo de PP aumentava a dureza, principalmente numa atmosfera com menor teor de oxigénio.²⁶

A técnica de sobreposição de camadas, inerente à tecnologia de manufatura aditiva, pode levar a uma polimerização insuficiente de cada camada, que consequentemente diminuiu o grau de conversão. Assim sendo, o processo de PP foi introduzido para converter os monómeros que não reagiram em polímeros, aumentando o grau de conversão. No estudo de Altarazi *et al.* não foi encontrada uma relação significativa entre o tempo de PP e o grau de conversão.¹⁰ No entanto, Lee *et al.* detetaram monómeros residuais quando o tempo de PP foi apenas 5min, e que isso produzia efeitos citotóxicos, uma vez

que a viabilidade celular foi menor, comparativamente aos intervalos de 10 e 20min.²⁶

Relativamente à hidrofília, um estudo concluiu que o prolongamento do tempo de PP não tem influência nesta característica nas resinas de base de prótese.²⁷

Temperatura

Este parâmetro foi avaliado pela equipa de Katheng *et al.*, que pretendia compreender o efeito da temperatura do PP na veracidade de uma base de prótese total maxilar.²⁰ Observaram que o grupo com a menor exatidão foi o dos 80°C 30min, e que a veracidade tinha tendência a diminuir com o aumento da temperatura pois conduz a uma maior distorção, consequência da rápida polimerização. Assim, a maioria dos monómeros são convertidos durante a fase inicial da polimerização e os restantes monómeros podem não reagir devido a um atraso no início da reação (mesmo com o aumento do tempo de PP). Segundo o respetivo mapa, o grupo dos 40°C 30min revelou a distribuição mais uniforme de cores para a adaptação da superfície interna, particularmente no palato. No entanto, os grupos de 40°C 15min, 40°C 30min e 80°C 15min exibiram todos eles uma boa adaptação geral da base da prótese, principalmente em zonas cruciais como o palato, crista alveolar e flanco vestibular.²⁰

Estruturas de suporte

As estruturas de suporte (ES ou suportes) são responsáveis pela fixação do objeto a imprimir à base, não permitindo movimento da estrutura à medida que é construída.

Nesta revisão, apenas o estudo de Doh *et al.*¹⁹ investigou a estabilidade dimensional de bases de prótese maxilares e mandibulares (comparação de 2 materiais), de acordo com o tempo de pós processamento e a presença ou

ausência de ES durante o pós processamento, fator nem sempre esclarecido nas instruções do fabricante.

Para ambas as resinas e respectivas impressoras, realizar o pós processamento com os suportes resultou numa maior exatidão para ambas as próteses¹⁹, pois a sua remoção prévia pode provocar alterações na impressão ainda não totalmente polimerizada. Adicionalmente, observou-se que para uma das resinas estudadas (MAZIC D), não ocorreram praticamente alterações dimensionais no grupo PP com ES presentes, enquanto que no grupo PP sem ES, rápidas alterações ocorreram durante os primeiros 15min.¹⁹ Este facto parece ser explicado pelo rácio elevado de polimerização inicial inerente ao próprio material, que polimeriza mais rapidamente.¹⁹

Condições do ambiente

As reações de radicais livres são suscetíveis a interferências devido ao conteúdo de oxigénio, sendo inibidas quando este é alto. A glicerina é conhecida como um meio efetivo para isolar o oxigénio. No entanto, os resultados de Luo *et al.* mostraram que não havia diferenças na resistência à flexão entre os grupos com diferentes teores de oxigénio, ao contrário do módulo de flexão, que se apresentava significativamente superior no grupo imerso em água comparativamente ao grupo exposto ao ar.²⁸ Este aumento do módulo de elasticidade no grupo imerso em água poderá estar relacionado com o facto de a água atuar como um plastificador para os polímeros acrílicos, e melhorar a flexibilidade da resina, aumentando o seu módulo de flexão. É importante referir que ocorreram também diferenças significativas na resistência à flexão e módulo de flexão entre o grupo que não sofreu PP e os restantes, sendo que este foi o único que não atingiu os requisitos mínimos ISO para as propriedades de flexão.²⁸ Assim sendo, o PP poderá melhorar significativamente as propriedades de flexão das resinas, de modo a estas atingirem os requisitos para a sua aplicação clínica. Relativamente às propriedades da superfície, não foi encontrada relação significativa entre a morfologia e a rugosidade da superfície e o PP dependendo da imersão em diferentes meios (glicerina, água ou ar).²⁸

Por seu lado, Lee *et al.* concluíram que a resistência à flexão não varia com a atmosfera, mas a dureza Vickers, tal como o grau de conversão, são superiores numa atmosfera rica em nitrogénio.²⁶ Estes dados são coerentes, visto que condições pobres em oxigénio aumentam o grau de conversão durante a polimerização. Também se verificou que os diferentes teores de oxigénio no ambiente, não influenciavam a absorção de água, nem a solubilidade.²⁶

A biocompatibilidade é também um pré-requisito importante para a aplicação clínica de uma resina de base de prótese. A impressão 3D é um processo complexo, e fatores como o equipamento, os parâmetros de impressão e pós processamento e os materiais têm um papel crucial na citotoxicidade, na medida em que, quando a resina contém certos níveis de metacrilatos e acrilatos, estes podem desnaturar e inativar as proteínas das células, resultando em efeitos tóxicos. Os trabalhos de Lee *et al.* e Luo *et al.* não revelaram diferenças na citotoxicidade entre os grupos com diferentes teores de oxigénio, indicando que a presença deste pode promover uma polimerização eficiente da maioria dos monómeros da resina.^{26,28}

Tratamento da superfície

Os productos fabricados por impressão 3D sofrem processos de pós processamento antes da sua aplicação clínica. Alguns destes processos são específicos das impressões 3D, como é o caso do prolongamento da polimerização por luz, outros são comuns com os métodos convencionais, como o tratamento de superfície com jateamento de areia.

Sabbah *et al.* relataram que o jateamento de areia originou superfícies menos rugosas (diminuição da sua morfologia de cristas e fossas) e menos hidrofóbicas (ângulo de contacto da água menor, comparativamente ao grupo controlo).²⁷ Estes resultados podem ser explicados pela presença de partículas restantes de óxido de alumínio (hidrofilicas), em conjunto com o facto das superfícies se tornarem menos rugosas, o que também pode influenciar o ângulo de contacto da água.²⁷

Impressão 3D de dentes de prótese

Uma prótese removível acrílica, convencional, consiste na base e nos dentes artificiais tradicionalmente pré-fabricados.

Nesta revisão foram incluídos 13 artigos que avaliaram dentes de prótese planeados digitalmente e impressos, utilizando resinas e impressoras 3D específicas. Entre elas, as mais testadas foram: resina Denta TOOTH (Asiga) + impressora 3D ASIGA MAX printer (Asiga), resina Denture Teeth Resin (Formlabs) + impressora 3D Formlabs 2 (Formlabs GmbH), resina NextDent C&B MFH + impressora 3D NextDent 5100 (NextDent), resina Dentca 3D printing denture tooth resin (DentcaTM) + impressora 3D Zenith 3D-printer (Dentis Corp.) e resina C&B 5.0 Hybrid (ARUM) + impressora 3D ASIGA MAX (ASIGA). As principais características avaliadas, muitas vezes comparadas com outros dentes pré-fabricados, incluem: exatidão, propriedades mecânicas (fratura, desgaste, flexão, etc.), e estabilidade de cor.^{8,29-36}

A exatidão dos dentes de PR impressos influencia os contatos oclusais planeados digitalmente, contribuindo para uma oclusão balanceada e consequentemente melhor retenção de uma PR total.²⁹

No estudo de Alalawi *et al.*, todos os sistemas de impressão (DLP: ASIGA e NextDent *versus* SLA: Formlabs) produziram dentes protéticos clinicamente aceitáveis em termos de exatidão.²⁹ Os valores de veracidade diferiram entre as marcas, mas os da precisão foram semelhantes. Adicionalmente, encontraram-se variações e desvios nas superfícies oclusais, que podem estar associadas à complexidade da morfologia. As fossas e fissuras têm tendência a acumular resina durante a impressão, que deve ser removida antes do PP. Os dentes da NextDent demonstraram melhor fidelidade nas superfícies axiais e coroa, e os da FormLabs nas superfícies oclusais e cervicais.²⁹

A fratura de dentes de prótese é um problema comum e, por isso, a resistência ao *chipping* e à fratura são características importantes dos materiais, pois impedem complicações associadas às PRs.

Todos os estudos concluíram que certas resinas têm resistência à fratura comparável aos dentes convencionais pré-fabricados.³¹⁻³³ As diferenças observadas podem estar relacionadas com a distinta composição das resinas 3D e dos dentes convencionais, assim como das técnicas de fabricação e tipo de antagonista. Chung *et al.* concluíram que os dentes impressos obtiveram resistência à fratura e padrão biomecânico comparável aos dentes convencionais pré-fabricados (2 padrões observados: fratura sem deformação prévia e fratura pós deformação).²⁹ Os dentes convencionais que apresentaram deformação antes da fratura mostraram ser os mais resistentes, provavelmente porque o material permitia suportar forças por mais tempo. Este padrão de deformação não se verificou nos dentes impressos, provavelmente porque são constituídos de um só material com uma estrutura uniforme e homogênea, enquanto os convencionais possuem camadas de diferentes materiais correspondentes ao esmalte e dentina, com diferentes propriedades físicas e mecânicas.^{31,36} Cha *et al.* observaram também que as superfícies desgastadas apresentavam um padrão de microbolhas que de um ponto de vista clínico pode torna-los mais suscetíveis a fraturas, com o uso prolongado.³⁰

Teoricamente, a impressão 3D em camadas potencialmente contribui para uma resistência mecânica inferior, comparativamente aos dentes convencionais que, para além de serem fabricados sob altas pressões, com vários métodos de polimerização, têm também uma camada exterior que lhes oferece uma maior resistência inicial ao desgaste. A maioria dos estudos confirmaram que os dentes impressos têm uma resistência ao desgaste comparável aos dentes convencionais pré-fabricados.^{30,32,33,36,37} Em particular, no estudo de Pham *et al.*, observou-se que a resistência ao desgaste dos dentes 3D era inferior aos convencionais.³⁶ Este resultado possivelmente ocorreu porque, ao contrário dos restantes estudos, foi retirada a camada superficial de ambos os dentes com uma broca, previamente a serem testados, de modo a avaliar o desgaste na camada correspondente à dentina.³⁶ É de notar também que o nível de desgaste era diferente entre as diferentes marcas de resinas e dependendo do antagonista.^{30,33} Gad *et al.* (2023b) observaram que o desgaste era superior contra dentes naturais, pelo que os dentes impressos podem não ser indicados em casos de reabilitação de apenas 1 arcada.³³ Ainda num outro artigo que

avaliou a resistência ao desgaste com antagonista de cerâmica, observaram que os dentes de resina composta mostraram um desgaste inferior, seguidos dos dentes impressos, e por último, os de resina acrílica convencional.³⁷

Relativamente à biocompatibilidade, Britto *et al.* concluíram que as resinas 3D não apresentavam diferenças comparativamente aos materiais acrílicos mais tradicionais.³⁸

No artigo de Bayarsaikhan *et al.*, verificou-se que aumentar a temperatura e o tempo de pós processamento melhorava significativamente as propriedades de flexão, dureza e biocompatibilidade³⁹, pois estes fatores aumentam a taxa de polimerização. Adicionalmente, o aumento da temperatura também diminui a absorção de proteínas, fator importante para diminuir a acumulação de biofilme. Concluíram também que um tempo de PP longo, com uma temperatura mais baixa, oferece resultados semelhantes a um tempo de PP menor, a uma temperatura mais elevada.³⁹

Investigar a estabilidade de cor dos dentes de prótese foi o objetivo de 4 dos 13 estudos incluídos nesta revisão, sendo a espectrofotometria o método utilizado.^{8,34,35,40}

Segundo Dimitrova *et al.*, os dentes impressos mostraram melhor estabilidade de cor que os de PMMA, ainda que as diferenças não tenham sido significativas. As alterações de cor estão dependentes do agente colorante e tempo de contacto, que neste caso foram café, coca-cola e vinho tinto, por um período máximo de 3 semanas.⁴⁰

Segundo o estudo de Lee *et al.* (2022a), a EC e a OI influenciaram a estabilidade da cor e pigmentação das resinas, sendo que os provetes impressos com OI 0° revelaram menos descoloração que os impressos a 45 e 90°. Relativamente à EC, os provetes impressos com 100µm mostraram menos descoloração do que os impressos com 25µm nas mesmas condições; e uma maior alteração de cor ocorreu quando imersos durante mais tempo.⁸ Algumas soluções como o café e vinho têm componentes que podem baixar o pH e facilitar a descoloração e absorção de corantes.

Noutro trabalho do mesmo autor (Lee *et al.* 2022b), concluiu-se que quanto maior o tempo de PP, melhor a estabilidade de cor e também o grau de conversão³⁴, podendo estes estar relacionados, uma vez que uma polimerização inadequada pode levar a um compromisso da integridade da superfície, com maior presença de monómeros residuais. Desta forma, irá conduzir à deterioração e aumento da rugosidade superficial, causando baixa estabilidade de cor e absorvendo corantes mais facilmente. Com o aumento do tempo de PP e do grau de conversão, o ângulo de contacto da água teve tendência a diminuir, tal como a energia da superfície livre e, conseqüentemente, menos substrato se depositou e menos alterações de cor ocorreram.³⁴ A descoloração vai estar dependente da solução e intervalo de tempo em que os dentes são imersos.³⁴

Semelhantemente, outro estudo observou que reduzir o conteúdo de oxigénio e aumentar a temperatura no PP, melhoram a estabilidade da cor, possivelmente devido a um grau de conversão elevado e uma baixa solubilidade.³⁵

CONCLUSÃO

A impressão 3D de próteses removíveis é uma realidade atual da Medicina Dentária.

As técnicas de polimerização VAT (SLA, DLP e LCD) são as mais utilizadas, pelo custo, tempo, e aplicação na prática clínica. A seleção do material e a definição dos parâmetros da impressora são fundamentais já que as propriedades dos materiais da prótese dependem de fatores não controláveis (composição do material, comprimento de onda e intensidade da luz dos equipamentos, etc.) e controláveis (orientação da impressão, espessura da camada, tempo e temperatura dos pós processamento, etc.).

Existem muitos estudos que avaliam as propriedades dos materiais e investigam o efeito dos parâmetros de impressão e de pós processamento. Contudo, a comparação entre eles não é facilitada pois não existem estudos padronizados e randomizados que permitam chegar a conclusões comuns e válidas para todos os conjuntos material + impressora.

Genericamente, os dentes impressos em 3D apresentam características equiparáveis às dos dentes convencionais pré-fabricados, sendo que a evolução tecnológica está dirigida à criação de dentes com distintas camadas, com características melhoradas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Borg-Bartolo R, Roccuzzo A, Molinero-Mourelle P, Schimmel M, Gambetta-Tessini K, Chaurasia A, et al. Global prevalence of edentulism and dental caries in middle-aged and elderly persons: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2022;127:104335.
2. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, et al. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *J Prosthet Dent*. 2017;118(3):273-80.
3. Díez-Pascual AM. PMMA-Based Nanocomposites for Odontology Applications: A State-of-the-Art. *Int J Mol Sci*. 2022;23(18).
4. Charoenphol K, Peampring C. An In Vitro Study of Intaglio Surface, Periphery/Palatal Seal Area, and Primary Bearing Area Adaptation of 3D-Printed Denture Base Manufactured in Various Build Angles. *Int J Dent*. 2022;2022:3824894.
5. Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Soeda Y, Katheng A, et al. Effect of Printing Direction on the Accuracy of 3D-Printed Dentures Using Stereolithography Technology. *Materials (Basel)*. 2020;13(15).
6. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent*. 2020;124(4):468-75.
7. Jin MC, Yoon HI, Yeo IS, Kim SH, Han JS. The effect of build angle on the tissue surface adaptation of maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing. *J Prosthet Dent*. 2020;123(3):473-82.
8. Lee EH, Ahn JS, Lim YJ, Kwon HB, Kim MJ. Effect of layer thickness and printing orientation on the color stability and stainability of a 3D-printed resin material. *J Prosthet Dent*. 2022;127(5):784.e1-.e7.
9. Cameron AB, Evans JL, Abuzar MA, Tadakamadla SK, Love RM. Trueness assessment of additively manufactured maxillary complete denture bases produced at different orientations. *J Prosthet Dent*. 2024;131(1):129-35.

10. Altarazi A, Haider J, Alhotan A, Silikas N, Devlin H. Assessing the physical and mechanical properties of 3D printed acrylic material for denture base application. *Dent Mater.* 2022;38(12):1841-54.
11. Kaleli N, Ural Ç, Us Y. Evaluation of marginal discrepancy in metal frameworks fabricated by sintering-based computer-aided manufacturing methods. *J Adv Prosthodont.* 2020;12(3):124-30.
12. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):217.
13. Al-Qarni FD, Gad MM. Printing Accuracy and Flexural Properties of Different 3D-Printed Denture Base Resins. *Materials (Basel).* 2022;15(7).
14. Li P, Fernandez PK, Spintzyk S, Schmidt F, Beuer F, Unkovskiy A. Effect of additive manufacturing method and build angle on surface characteristics and *Candida albicans* adhesion to 3D printed denture base polymers. *J Dent.* 2022;116:103889.
15. Lee H-E, Alauddin MS, Mohd Ghazali MI, Said Z, Mohamad Zol S. Effect of Different Vat Polymerization Techniques on Mechanical and Biological Properties of 3D-Printed Denture Base. *Polymers (Basel).* 2023;15(6):1463.
16. Unkovskiy A, Schmidt F, Beuer F, Li P, Spintzyk S, Kraemer Fernandez P. Stereolithography vs. Direct Light Processing for Rapid Manufacturing of Complete Denture Bases: An In Vitro Accuracy Analysis. *J Clin Med.* 2021;10(5).
17. Song S, Zhang J, Liu M, Li F, Bai S. Effect of build orientation and layer thickness on manufacturing accuracy, printing time, and material consumption of 3D printed complete denture bases. *J Dent.* 2023;130:104435.
18. Shin SH, Doh RM, Lim JH, Kwon JS, Shim JS, Kim JE. Evaluation of Dimensional Changes According to Aging Period and Postcuring Time of 3D-Printed Denture Base Prostheses: An In Vitro Study. *Materials (Basel).* 2021;14(20).
19. Doh R-m, Kim J-E, Nam N-E, Shin Sh, Lim J-H, Shim J. Evaluation of Dimensional Changes during Postcuring of a Three-Dimensionally Printed Denture Base According to the Curing Time and the Time of Removal of the Support Structure: An In Vitro Study. *APPL SCI (BASEL).* 2021;11:10000.
20. Katheng A, Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Hada T, Minakuchi S. Evaluation of trueness and precision of stereolithography-fabricated

photopolymer-resin dentures under different postpolymerization conditions: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2022;128(3):514-20.

21. Li P, Fernandez PK, Spintzyk S, Schmidt F, Yassine J, Beuer F, et al. Effects of layer thickness and build angle on the microbial adhesion of denture base polymers manufactured by digital light processing. *J Prosthodont.* 2023;67(4):562-7.

22. Sampaio-Fernandes MAF, Pinto R, Sampaio-Fernandes MM, Sampaio-Fernandes JC, Marques D, Figueiral MH. Accuracy of Silicone Impressions and Stone Models Using Two Laboratory Scanners: A 3D Evaluation. *Int J Prosthodont.* 2024;37(1):109.

23. Yan S, Zhou JL, Zhang RJ, Tan FB. Evaluation of the influence of different build angles on the surface characteristics, accuracy, and dimensional stability of the complete denture base printed by digital light processing. *Heliyon.* 2024;10(1):e24095.

24. Lee WJ, Jo YH, Yilmaz B, Yoon HI. Effect of layer thickness, build angle, and viscosity on the mechanical properties and manufacturing trueness of denture base resin for digital light processing. *J Dent.* 2023;135:104598.

25. Lee WJ, Jo YH, Yilmaz B, Yoon HI. Effect of build angle, resin layer thickness and viscosity on the surface properties and microbial adhesion of denture bases manufactured using digital light processing. *J Dent.* 2023;137:104608.

26. Lee W-J, Jo Y-H, Yoon H-I. Influence of postpolymerization time and atmosphere on the mechanical properties, degree of conversion, and cytotoxicity of denture bases produced by digital light processing. *J Prosthet Dent.* 2023;130(2):265.e1-.e7.

27. Sabbah A, Romanos G, Delgado Ruiz R. Extended Post-Curing Light Exposure and Sandblasting Effects on Surface Hydrophobicity of 3D-Printed Denture Base Resin. *Prosthesis.* 2022;4:80-90.

28. Luo K, Liu Q, Alhotan A, Dai J, Li A, Xu S, et al. Effect of post-curing conditions on surface characteristics, physico-mechanical properties, and cytotoxicity of a 3D-printed denture base polymer. *Dent Mater.* 2024;40(3):500-7.

29. Alalawi H, Al-Qarni FD, Gad MM. Comparative evaluation of the accuracy of 3D-printed denture teeth. *Saudi Dent J.* 2023;35(4):365-71.

30. Cha HS, Park JM, Kim TH, Lee JH. Wear resistance of 3D-printed denture tooth resin opposing zirconia and metal antagonists. *J Prosthet Dent*. 2020;124(3):387-94.
31. Chung Y-J, Park J-M, Kim T-H, Ahn J-S, Cha H-S, Lee J-H. 3D Printing of Resin Material for Denture Artificial Teeth: Chipping and Indirect Tensile Fracture Resistance. *Materials (Basel)*. 2018;11(10):E1798.
32. Gad MM, Alalawi H, Akhtar S, Al-Ghamdi R, Alghamdi R, Al-Jefri A, et al. Strength and Wear Behavior of Three-Dimensional Printed and Prefabricated Denture Teeth: An In Vitro Comparative Analysis. *Eur J Dent*. 2023;17(4):1248-56.
33. Gad MM, Alghamdi R, Al-Ghamdi R, Al-Jefri A, Akhtar S, Khan SQ, et al. Wear and Fracture Resistance of 3D-Printed Denture Teeth: An In Vitro Comparative Study. *J Prosthodont*. 2023;32(2):170-7.
34. Lee E-H, Ahn J-S, Lim Y-J, Kwon H-B, Kim M-J. Effect of post-curing time on the color stability and related properties of a tooth-colored 3D-printed resin material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022;126:104993.
35. Lee S-Y, Lim J-H, Kim D, Lee D-H, Kim SG, Kim J-E. Evaluation of the color stability of 3D printed resin according to the oxygen inhibition effect and temperature difference in the post-polymerization process. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022;136:105537.
36. Pham DM, Gonzalez MD, Ontiveros JC, Kasper FK, Frey GN, Belles DM. Wear Resistance of 3D Printed and Prefabricated Denture Teeth Opposing Zirconia. *J Prosthodont*. 2021;30(9):804-10.
37. Saadi ASA, El-Damanhoury HM, Khalifa N. 2D and 3D Wear Analysis of 3D Printed and Prefabricated Artificial Teeth. *Int Dent J*. 2023;73(1):87-92.
38. Britto VT, Cantelli V, Collares FM, Bertol CD, Della Bona Á. Biomechanical properties of a 3D printing polymer for provisional restorations and artificial teeth. *Dent Mater*. 2022;38(12):1956-62.
39. Bayarsaikhan E, Lim JH, Shin SH, Park KH, Park YB, Lee JH, et al. Effects of Postcuring Temperature on the Mechanical Properties and Biocompatibility of Three-Dimensional Printed Dental Resin Material. *Polymers (Basel)*. 2021;13(8).
40. Dimitrova M, Chuchulska B, Zlatev S, Kazakova R. Colour Stability of 3D-Printed and Prefabricated Denture Teeth after Immersion in Different Colouring Agents-An In Vitro Study. *Polymers (Basel)*. 2022;14(15).

41. Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Minakuchi S. Effect of printing direction on stress distortion of three-dimensional printed dentures using stereolithography technology. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;110:103949.
42. Geiger V, Mayinger F, Hoffmann M, Reymus M, Stawarczyk B. Fracture toughness, work of fracture, flexural strength and elastic modulus of 3D-printed denture base resins in two measurement environments after artificial aging. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2024;150:106234.

ANEXOS

Anexo I – Tabelas de artigos incluídos

Tabela I – Artigos incluídos que estudaram os materiais de base de prótese removível, para impressão 3D.

Tabela II – Artigos incluídos que estudaram os materiais para dentes artificiais de prótese removível, para impressão 3D.

Tabela I – Artigos incluídos que estudaram os materiais de base de prótese removível, para impressão 3D.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
Unkovskiy A, <i>et al.</i> , 2021 ¹⁶	Comparar a exatidão das técnicas de impressão 3D SLA e DLP e fornecer uma recomendação para a orientação de impressão de PRs totais.	30 bases PR total: - 15 resina Denture Base OP (Formlabs) + impressora 3D SLA (Form 3B; Formlabs), PP UV (FormCure, Formlabs), glicerina, 80°C; - 15 resina V-Print dentbase (VOCO GmbH) + impressora 3D DLP (Solflex 350 PLUS; W2P Engineering GmbH); OI 0, 45 e 90° (5 bases/OI/material). PP: UV (LC-3DPrint Box, 3D Systems Inc.) 30min. <u>Veracidade</u>: sobreposição do STL da base impressa e do modelo referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico; <u>Precisão</u>: sobreposição dos ficheiros STL de cada grupo; <u>Superfície das bases</u>: metrologia ótica 3D.	A técnica SLA produziu uma superfície interna de PR com uma veracidade superior à técnica DLP para a maioria das orientações de impressão; A orientação de impressão de 90° revelou a maior veracidade para ambas as técnicas SLA e DLP; As técnicas SLA e DLP revelaram uma precisão semelhante para a impressão 3D de bases de PRs mas uma maior precisão nas PRs impressas a 0°; A exatidão geométrica pode ser influenciada pela técnica, geometria do modelo e tipo de material.
Lee HE, <i>et al.</i> , 2023 ¹⁵	Caracterizar a base de PR impressa em 3D fabricada usando tecnologia SLA, DLP e LCD: resistência e módulo de flexão, resistência à fratura, absorção de água e solubilidade, e adesão de <i>Candida Albicans</i> .	30 provetes (65×10×3,3mm) + 30 provetes 39×8×4mm + 15 provetes Ø15×1mm + 12 provetes Ø10×2mm; resina NextDent Denture 3D+ (3D Systems); impressoras 3D: SLA (Form 2; Formlabs), DLP (NextDent 5100; NextDent B. V., 3D systems), e LCD (Mono 4K; Anycubic; Shenzhen Anycubic Technology Co., Ltd.); EC: 50µm, OI 45°; PP: UV 30min (LC-3DPrintbox, NextDent). <u>Módulo e resistência à flexão e à fratura</u>: flexão em 3 pontos; <u>Absorção de água e solubilidade</u>: imersão em água; <u>Adesão fúngica</u>: contagem de unidades formadoras de colónias – UFC.	Com o comprimento de onda de luz apropriado, a resina de impressão 3D idealizada para a impressora DLP pode ser impressa em diferentes técnicas de polimerização em tanque para impressoras 3D; A técnica SLA demonstrou um desempenho excepcional em propriedades mecânicas (maior resistência à flexão e à fratura, e menor absorção e solubilidade) devido a um maior grau de conversão; mas impressão mais lenta e maior adesão fúngica; O LCD apresentou resultados aceitáveis, em conformidade com a norma ISO, como às outras técnicas.
Hada T, <i>et al.</i> , 2020a ⁵	Avaliar o efeito da orientação de impressão (0°, 45° e 90°) na exatidão de PRs.	18 bases PR total maxilares; resina Clear (Formlabs) + impressora 3D SLA (Form 2; Formlabs), EC 100µm; OI 0, 45 e 90° (6 bases/OI); PP: UV 10min a 60°C (Form Cure, Formlabs). <u>Veracidade</u>: sobreposição do STL da base impressa e do modelo referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico; <u>Precisão</u>: sobreposição dos ficheiros STL de cada grupo.	Há diferenças estatisticamente significativas na exatidão em todas as orientações de impressão, sendo esta superior no grupo impresso a 45°. O mapa de cores revelou desvios positivos e negativos que variavam de intensidade e área consoante a OI (grupo 45° cor ~ uniforme). Nas zonas correspondentes aos desvios, observa-se um efeito de escada frequentemente.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
Cameron AB, <i>et al.</i> , 2024 ⁹	Comparar a veracidade de uma base de PR total impressa em 3D com diferentes orientações da impressão e localizações das estruturas de suporte.	50 bases PR total maxilares (2,7mm espessura); resina NextDent Denture 3D+ e impressora NextDent 5100 (NextDent B.V.), EC 50µm; Ols: 0, 15, 45, 60 e 90° (10 bases/OI); PP: UV 30min (LC-3D PrintBox, NextDent B.V.). + 20 bases adicionais =s, orientação 60°, para testar a influência de estruturas de suporte adicionais na superfície interna da base; <u>Adaptação da superfície interna</u> : sobreposição do STL da superfície interna da base e do modelo de referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico.	A máxima veracidade foi observada na superfície interna das bases PR total maxilares quando impressas com uma orientação da impressão de 45, 60 e 90°; Bases de PR total produzidas com estruturas de suporte na superfície externa tiveram uma veracidade superior às impressas sem estruturas de suporte.
Yan S, <i>et al.</i> , 2024 ²³	Investigar a influencia da orientação de impressão nas características da superfície, exatidão e estabilidade dimensional de bases de PR DLP.	15 provetes (25x25x3mm) + 30 bases PR total (15 maxilares e 15 mandibulares); resina 20220331 (SINO-DENTEX) + impressora 3D DLP (IBEE300, UNIZ), EC 50µm, Ols: 0, 45 e 90°; PP UV 2min Oven (Prismlab). <u>Veracidade</u> : sobreposição do STL da base impressa e do modelo referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico; <u>Precisão</u> : sobreposição dos ficheiros STL de cada grupo. <u>Estabilidade dimensional</u> : Sobreposição dos ficheiros STL dos grupos para cada intervalo de tempo (1, 3, 7, 14, 28 e 42 dias); <u>Morfologia e rugosidade de superfície</u> : profilômetro; <u>Hidrofilia</u> : método da gota sêssil.	A base PR total impressa a 0° demonstrou características de superfície mais favoráveis (superfície +lisa e alta hidrofilia), melhor veracidade e precisão, ao contrário do grupo impresso a 90°; A precisão da base total maxilar foi superior (e o desvio dimensional menor) à mandibular. A estabilidade dimensional da base foi pior no grupo OI 90°; Os desvios dimensionais aumentam gradualmente ao longo do tempo.
Song S, <i>et al.</i> , 2023 ¹⁷	Avaliar a influencia da orientação da impressão e espessura da camada na exatidão, consumo de material e tempo de impressão de bases de PR totais DLP.	70 bases de PR totais maxilares (espessura 2mm); resina Denture Base II (Dentca) + impressora 3D DLP (Pro95; SprintRay), EC 50 ou 100µm, 7 Ols: 0°, 45° labial, 90° labial, 45° posterior, 90° posterior, 45° bucal e 90° bucal (5 bases/subgrupo), PP: UV (ProCure, Sprinray) em glicerina, 60°C, 40min. <u>Exatidão</u> : sobreposição do STL da base impressa e do modelo referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico.	A orientação de impressão afeta a exatidão, o tempo de impressão e o consumo de material. As Ols L45° e L90° apresentaram a melhor exatidão; L45° associada a menor tempo de impressão e L90° a um menor consumo de material; A EC não influenciou a exatidão da impressão, mas sim o tempo da impressão, menor para 100µm.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
Lee WJ, <i>et al.</i> , 2023a ²⁴	Investigar os efeitos da espessura da camada, orientação da impressão e viscosidade nas propriedades mecânicas e veracidade de resinas para base de PR idealizadas para DLP.	120 provetes disco (Ø15x5mm) + 120 provetes barra (65x10x3,3mm) + 120 base PR maxilar; 12 grupos, de acordo com a viscosidade da resina: - alta viscosidade (Tera Harz TDD-89; Graphy) - baixa (NextDent Denture 3D+; Vertex Dental B.V.), impressora 3D DLP (Max UV; Asiga), OI 0, 45 e 90°, EC 50 e 100µm; PP: UV 30min (Cure M U102H, Graphy). <u>Veracidade</u>: sobreposição do STL da base impressa e do modelo referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico; <u>Dureza Vickers</u>; <u>Resistência à flexão</u>: flexão em 3 pontos.	EC e OI afetaram a dureza Vickers, a resistência à flexão e a veracidade da impressão da base PR, dependendo da viscosidade da resina; Maior resistência à flexão nos grupos com EC 50µm e OI 90°, independentemente da viscosidade da resina; A dureza e a veracidade foram superiores no grupo da resina de baixa viscosidade, com EC 50µm e OI 45°.
Shim JS, <i>et al.</i> , 2020 ⁶	Avaliar o efeito da orientação da impressão na exatidão da impressão, resistência à flexão, propriedades da superfície e resposta microbiana da resina para bases de PR impressas em 3D.	30 provetes (8x10x4mm) e 30 provetes (Ø10x2 mm); resina NextDent Base (Vertex Dental) + impressora 3D SLA (Form2, FormLabs), EC 100µm, 3 OIs: 0, 45 e 90°; PP: UV (CureDen, DENTIS); - <u>Exatidão</u>: comparação das dimensões dos provetes com o ficheiro CAD; - <u>Resistência à flexão</u>; - <u>Rugosidade</u>; - <u>Hidrofilicidade</u>: método da gota sêssil; - <u>Energia da superfície</u>: ângulo de contacto do glicerol; - <u>Adesão de <i>C. albicans</i></u>: microscópio eletrónico de varrimento	A OI 90° apresentou a menor taxa de erro para o comprimento e OI 45° a maior taxa de erro para a espessura; OI 0° apresentou a maior resistência à flexão, seguido da OI 45 e 90°; A maior proporção de <i>C. albicans</i>. foi encontrada nas superfícies impressas com OI 0°, seguido da OI 45 e 90°.
Jin MC, <i>et al.</i> , 2020 ⁷	Avaliar o efeito da orientação da impressão na adaptação tecidular das bases de PRs totais impressas em DLP, na arcada maxilar e na mandibular.	80 bases PR total (40 maxilares + 40 mandibulares); resina NextDent Base (Vertex Dental) + impressora 3D DLP (Bio3D W11, NextDent), EC 100µm; OIs: 90, 100, 135 e 150° (10 bases/OI) PP: UV (LC 3DPrint Box, NextDent). <u>Adaptação tecidular</u>: sobreposição do STL da superfície interna da base e o STL do modelo de referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico.	A OI não influenciou a adaptação geral das bases de PR total; O mapa de cores sugeriu que a orientação de impressão de 135° para a maxila e 100 para a mandíbula revelavam melhor adaptação em certas áreas específicas.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
Charoenphol K, <i>et al.</i> , 2022 ⁴	Comparar a adaptação geral da superfície interna, área de selamento posterior do palato e área primária de suporte da base de PR total produzida pela técnica DLP impressa em diferentes orientações da impressão.	30 bases PR total maxilares (espessura 2mm); resina Optiprint Gingiva (Dentona) + impressora 3D DLP (Asiga Max; Asiga), EC 100µm; OIs: 0, 45 e 90°; PP UV 30min (Asiga Flush, Asiga). <u>Adaptação da superfície interna:</u> sobreposição do STL da superfície interna da base com o STL do modelo de referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico.	A orientação da impressão não influencia a adaptação geral da superfície interna da PR total maxilar. A orientação de impressão de 90° apresentou a melhor adaptação na área de selamento posterior do palato; Na área primária de suporte, as orientações de impressão de 45 e 90° apresentaram melhor adaptação.
Hada T, <i>et al.</i> , 2020b ⁴¹	Investigar o efeito de diferentes orientações da impressão na distribuição do stress das cargas oclusais em PRs totais impressas em 3D por SLA.	54 bases PR total maxilares; resina Clear (Formlabs Inc.); impressora SLA (Form 2, Formlabs), EC 100µm, 3 OI – 0, 45 e 90° (18 bases/orientação); PP: UV (Form Cure, Formlabs Inc.), 60°C, 10min. Dentes artificiais aderidos às bases de com resina fotopolimerizável. <u>Distribuição do stress das forças oclusais:</u> máquina de testes universal.	A distribuição do stress das forças oclusais depende da orientação da impressão, sendo que no grupo de 45° a distribuição do stress atingiu um valor inferior comparativamente aos grupos de 0 e 90°, sendo por isso clinicamente mais favorável.
Lee WJ, <i>et al.</i> , 2023b ²⁵	Investigar as diferenças nas propriedades da superfície e adesão microbiana às resinas de base de PR para DLP com valores de espessura da camada, orientação da impressão e viscosidade da resina variáveis.	180 provetes (Ø15x5mm), divididos em 12 grupos de acordo com a viscosidade da resina: - alta (Tera Harz TDD-80; Graphy) - baixa (NextDent Denture 3D+; Vertex Dental B.V.), OIs: 0, 45 e 90°, EC: 50 ou 100µm); PP: UV (Cure M U102H, Graphy). <u>Rugosidade da superfície:</u> microscopia confocal de varrimento a laser; <u>Ângulo de contacto:</u> método da gota séssil (água); <u>Densidade ótica para adesão microbiana:</u> absorbância em leitor de microplacas.	Menor rugosidade de superfície nos grupos OI 0°, independentemente da viscosidade e da EC; Menor ângulo de contacto nos grupos da resina de alta viscosidade e OI 0°, independentemente da EC. Menor densidade ótica para a adesão de <i>S. oralis</i> nos grupos OI 0°, independentemente da viscosidade e da EC; Menor densidade ótica para a adesão de <i>C. albicans</i> nos grupos com EC 50µm, independentemente da viscosidade da resina. Diferentes OIs favoreceram as diferentes viscosidades: 0° para alta viscosidade e 90° para baixa viscosidade.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
Geiger V, <i>et al.</i> , 2024 ⁴²	Investigar a resistência à fratura, resistência ao impacto, resistência à flexão e módulo da elasticidade de 4 resinas para bases de PR 3D em 2 meios de avaliação distintos, após envelhecimento artificial.	480 provetes (0,2x8,0x39,0mm e 3,3x10,0x64,0mm); 4 resinas (120 para cada): - Denture 3D+ (NextDent), - Fotodent Denture (Dreve ProDiMed), - Freeprint Denture (DETAX), - V-Print dentbase (VOCO); Impressora 3D DLP (Rapidshape D20 II, Rapid Shape); PP: UV. 30min LC-3DPrint Box (NextDent); 10min, 90°C Otoflash G171 (NK-Optics); Otoflash G171 (NK-Optics) sob atmosfera de nitrogénio; e 30min LC-3DPrint Box (NextDent), respetivamente; 3 subgrupos de 40 provetes/material, de acordo com o método de envelhecimento: água, hidrotermal ou termociclagem; 2 condições distintas de teste: ar a 23°C e água a 37°C. <u>Resistência à fratura e work of fracture</u>: máquina de testes universal; <u>Resistência à flexão e Módulo da elasticidade</u>: máquina de testes universal.	Todas as resinas com exceção da Fotodent Denture cumprem as recomendações ISO de 60MPa para a resistência à fratura, mas nenhuma cumpriu o mínimo para a resistência ao impacto. O envelhecimento hidrotermal e termocíclico levaram à redução das propriedades mecânicas; A avaliação das propriedades realizada na condição de ar a 23°C resultou em valores mais elevados da resistência à fratura e a um padrão de fratura mais frágil comparativamente a ser testado em água a 37°C.
Katheng A, <i>et al.</i> , 2022 ²⁰	Investigar o efeito de diferentes tempos e temperaturas de pós processamento na veracidade e precisão de PRs SLA.	60 bases PR total maxilares (1,5mm espessura); resina Clear (Formlabs), impressora SLA (Form 2, Formlabs), espessura de camada 100µm, orientação 45°. 6 grupos de 10 bases PRs dependendo do tempo pós processamento (15 ou 30min) e temperatura (40, 60 ou 80°C) numa unidade UV Form Cure (Formlabs); <u>Veracidade</u>: sobreposição do STL da base impressa com o do modelo referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico; <u>Precisão</u>: sobreposição dos ficheiros STL de cada grupo.	As condições ideais de pós processamento para a resina em questão (Clear resin, Formlabs) foram 30min a 40°C, oferecendo a melhor veracidade e exatidão.
Altarazi A, <i>et al.</i> , 2022 ¹⁰	Investigar o efeito da alteração do tempo de pós processamento e da orientação da impressão nas propriedades mecânicas e físicas da resina para base	137 provetes (9 grupos); resina NextDent Denture 3D+ (3D systems) + impressora 3D SLA (Form 2; Formlabs), EC 50 µm; OIs: 0°, 45° e 90°. PP: UV (Formlabs) a 60° (20, 30 e 50 minutos). <u>Microdureza</u> de Vickers; <u>Propriedades de flexão</u>: flexão em três pontos; <u>Absorção de água e solubilidade</u> (provetes armazenados em saliva artificial por 42 dias);	A dureza foi afetada pela OI e tempo de PP (não significativo), exceto para o grupo 0°/20min que apresentou o menor valor; A resistência à flexão foi afetada pela OI, mas não pelo tempo de PP, e os valores aumentaram com o aumento do ângulo de 0 a 90°; O grau de conversão aumentou com o aumento do ângulo OI – maiores valores nos grupos 90°;

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
	de PR impressa em 3D.	<u>Grau de conversão</u> : espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier – FTIR.	Para um tempo de PP mínimo 30min, OI 90° mostrou menores valores de absorção de água e propriedade físicas e mecânicas superiores.
Shin, SH, <i>et al.</i> , 2021 ¹⁸	Determinar o efeito do tempo de pós processamento de bases de PR impressas em 3D na estabilidade dimensional a longo prazo, de acordo com o período de envelhecimento.	Grupo teste: 64 bases de PR total (32 maxilares e 32 mandibulares) resina (MAZIC D model; Vericom) + impressora 3D LCD (Phrozen Shuffle; Phrozen), EC 100 µm; PP: UV (MP100, Hepsiba Corporation) 5, 15, 30 e 60 min (4 grupos). Grupo controle: 16 bases de PR total (8 maxilares e 8 mandibulares) = grupo teste, sem PP; Digitalização das bases de PR total após impressão e PP, em cada dia de estudo (1º, 3º, 7º, 14º e 28º dia). <u>Veracidade</u>: sobreposição do STL da base impressa e do modelo referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico.	As alterações dimensionais da base mandibular foram superiores à maxilar, depois do PP; O padrão de alteração dimensional da base maxilar foi semelhante independentemente do tempo enquanto o da mandíbula apresentou alterações dimensionais a longo termo; A estabilidade dimensional a longo prazo tem tendência a aumentar com o tempo de PP, e é superior com tempo de PP de pelo menos 30min; As alterações dimensionais de acordo com o período de envelhecimento foram superiores durante o 1º dia e o grau de alteração diminuiu conforme o período aumentou.
Re-Mee Doh <i>et al.</i> , 2021 ¹⁹	Determinar a estabilidade dimensional de acordo com o tempo de pós processamento e a presença ou ausência de estruturas de suporte durante o pós processamento.	Grupo teste: 40 bases PR total (20 maxilares e 20 mandibulares), 20 resina standart gray (Formlabs) + impressora 3D SLA (Form3, Formlabs), 20 resina MAZIC D (Vericom) + impressora 3D DLP (ParaLED, Phrozen Shuffle), EC 100µm; PP: UV (MP100, Hepsiba): 15, 30, 45 e 60min (4 subgrupos). 2 grupos – com e sem remoção das estruturas de suporte, antes do PP. Grupo controle: 8 bases PR Total (4 maxilares e 4 mandibulares) = grupo teste, sem pós processamento. <u>Estabilidade dimensional</u>: sobreposição do STL da base impressa e do modelo referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico;	Para ambas as resinas e respectivas impressoras, realizar o PP com as estruturas de suporte resultou numa maior exatidão; Para ambas as resinas, - o desvio da base maxilar foi superior à mandibular; - as alterações dimensionais acumularam-se gradualmente e os desvios aumentaram com o tempo de PP; Para a resina MAZIC D e respectiva impressora, grandes alterações dimensionais ocorreram após os primeiros 15min de PP.
Ke Luo <i>et al.</i> , 2024 ²⁸	Investigar a influência das condições de pós processamento nas características da superfície, propriedades de	Grupo teste: 30 provetes (65x10x3.3mm) + 93 provetes (Ø10x1,5mm); resina Freeprint Denture (Detax GmbH) + impressora 3D DLP (UltraCraft DS, HeyGears), EC 50µm, OI 90°; PP UV 15min. (UltraCraft PCU mini, HeyGears) 3 grupos de acordo com a submersão em água, glicerina ou ar +	O PP sob diferentes condições não alterou a morfologia e rugosidade da superfície; O PP sob diferentes teores de oxigénio melhorou a resistência à flexão para todos os grupos exceto o controle, com o grupo imerso em água a exibir um

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
	flexão, absorção de água, solubilidade e citotoxicidade de bases de PR impressas em 3D.	Grupo controle: 10 + 31 provetes = grupo teste, sem pós processamento. <u>Morfologia e topografia da superfície:</u> microscopia eletrônica de varrimento); <u>Rugosidade da superfície:</u> profilometria ótica; <u>Resistência e módulo da flexão:</u> flexão em 3 pontos; <u>Absorção de água e solubilidade:</u> cálculo do rácio massa-volume durante o processo de secagem/absorção; <u>Citotoxicidade:</u> microscopia de fluorescência e contagem celular.	módulo de flexão superior aos grupos imersos em glicerina e expostos ao ar; O PP melhorou significativamente a absorção de água e solubilidade mesmo sob diferentes níveis de oxigénio; O PP reduziu a citotoxicidade sob diferentes teores de oxigénio.
Won-Jun Lee <i>et al.</i> , 2023 ²⁶	Avaliar os efeitos da atmosfera durante o pós processamento e do tempo de pós processamento na resistência à flexão, dureza Vickers, grau de conversão, citotoxicidade e conteúdo de monómero residual das bases de PR,	90 provetes (60x10x3.3mm), 150 provetes (Ø15x5mm) e 30 provetes (Ø50x3 mm); resina Tera Harz TDD-80 (Graphy); impressora 3D DLP (Max UV, Asiga), EC 50µm, OI 45°; PP: UV (Tera Harz Cure, Graphy) 5, 10 ou 20min, processadas ao ar ou com gás azoto. 6 grupos, 15 provetes/grupo. <u>Resistência à flexão:</u> teste de flexão em 3 pontos; <u>Dureza Vickers:</u> máquina testes; <u>Grau de conversão:</u> espectrómetro de infravermelhos por transformada de Fourier; <u>Citotoxicidade:</u> leitor de microplacas; <u>Conteúdo de monómero residual:</u> cromatografia líquida de alta eficiência.	A resistência à flexão não é afetada pela atmosfera nem tempo de PP. Para a dureza Vickers um tempo de PP mínimo 10min e 1atm gás azoto mostrou-se favorável. O grau de conversão foi positivamente afetado pela atmosfera de gás azoto, mas o tempo PP não teve influência; A atmosfera de PP não influenciou a toxicidade, mas um tempo de PP 20min mostrou maior viabilidade celular que os restantes; Apenas os grupos de 5min mostraram monómero residual e o grupo em azoto mostrou menos conteúdo do que o grupo em ar.
Aya Sabbah <i>et al.</i> , 2022 ²⁷	Avaliar a hidrofobia da superfície de bases impressas em 3D expostas a luz prolongada no pós processamento ou a jateamento de areia.	Grupo teste: 60 provetes em forma de disco (Ø10mm x 3mm); resina LP PKG-RS-F2-DB (Formlabs Inc.); impressora 3D SLA (Formlab2, Formlabs Inc.), EC 50µm; OI 90°; PP: UV (Form Cure, Formlabs Inc.) 60°C, 60min. 30 provetes expostos a luz prolongada 120min extra a 60°C + 30 jateamento óxido de alumínio, 56.89psi10s. Grupo controle: 30 provetes = grupo teste, sem alteração nos pós processamento; <u>Rugosidade da superfície:</u> microscópio de varrimento a laser confocal; <u>Hidrofobia:</u> cálculo do ângulo de contacto.	As bases de PR que sofreram jateamento de areia revelaram uma menor hidrofobia enquanto as que foram expostas a luz prolongada não apresentaram qualquer diferença comparativamente com o grupo controle; A rugosidade de superfície pode ser um fator que contribuiu para a hidrofobia observada.

Tabela II – Artigos incluídos que estudaram os materiais para impressão 3D de dentes de prótese removível.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
Alalawi H, <i>et al.</i> , 2023 ²⁹	Comparar a veracidade e precisão de dentes impressos em 3D.	30 1ºs molares mandibulares direitos; - 10 Asiga DentaTOOTH + impressora 3D MAX printer (Asiga); - 10 FormLabs Denture Teeth Resin + impressora 3D FormLabs 2 (FormLabs GmbH); - 10 NextDent C&B MFH + impressora NextDent 5100 (NextDent B.V.); EC: 50µm, OI: 90°; PP: UV 10min, 60°C (LC-3DPRINT BOX, 3D Systems Corporation). <u>Veracidade e precisão:</u> sobreposição do STL do dente impresso e do modelo referência; análise qualitativa em mapa colorimétrico.	A veracidade entre os tipos de dentes 3D variou, enquanto a precisão foi semelhante; Os dentes da NextDent revelaram a maior veracidade na superfície axial e superfície total da coroa; Os dentes da FormLabs revelaram a maior veracidade na superfície oclusal e cervical; Todos os sistemas de impressão atingiram uma exatidão clinicamente aceitável.
Chung YJ, <i>et al.</i> , 2018 ³¹	Comparar a resistência à fratura de dentes impressos em 3D com dentes convencionais pré-fabricados.	100 1ºs molares maxilares protésicos - 20 Dentca 3D printing denture tooth resin (DentcaTM) + impressora SLA (Zenith 3D-printer, Dentis Corp.), EC: 50µm, PP: UV 40min (UV Honle Sol 500; Honle UV America, Inc., Marlboro); - 20 pré-fabricados PMMA <i>crosslinked</i> (Premium-8, Heraeus Kulzer GmbH); - 20 pré-fabricados UDMA e fillers inorgânicos (Surpass, GC Co.); - 20 pré-fabricados (SR-Orthosit-PE, Ivoclar Vivadent AG); - 20 pré-fabricados PMMA <i>crosslinked</i> (Preference, Candulor AG). <u>Chipping e fratura por tração indireta:</u> máquina de testes universal.	Os dentes de resina impressos em 3D apresentaram resistência à fratura e padrão biomecânico comparáveis aos dentes de PR pré-fabricados convencionalmente.
Gad MM, <i>et al.</i> , 2023a ³²	Avaliar e comparar a resistência à fratura e desgaste de diferentes marcas de dentes 3D, em comparação com dentes convencionais pré-fabricados.	Grupo teste: 60 molares mandibulares (metade para cada teste); - 20 NextDent C&B MFH (NextDent) + impressora DLP NextDent 5100; - 20 Asiga DentaTOOTH (Asiga) + impressora DLP Asiga MAX UV; - 20 Denture teeth resin (Formlabs) + impressora SLA Form 2; Grupo controle: 20 convencionais pré-fabricados (Major Dent-V, MAJOR Prodotti Dentari S.P.A.); <u>Resistência ao desgaste:</u> simulador de mastigação; Digitalização dos dentes antes e após desgaste, conversão em ficheiros STL e comparação. <u>Resistência à fratura:</u> máquina de testes universal.	Todos os dentes de PR impressos em 3D mostraram resistência ao desgaste comparável aos dentes convencionais pré-fabricados. A resina da FormLabs exibiu menor desgaste. Em termos de resistência à fratura, os dentes das resinas Asiga e FormLabs são comparáveis aos dentes pré-fabricados e adequados para uso clínico a longo prazo; A resina NextDent demonstrou significativamente a menor resistência à fratura.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
Gad MM, <i>et al.</i> , 2023b ³³	Investigar a resistência ao desgaste e fratura de dentes 3D contra diferentes antagonistas, e comparar com dentes convencionais pré-fabricados.	80 1ºs molares mandibulares: - 40 convencionais pré-fabricados (Yamahachi Dental MFG., CO.); - 40 NextDent C&B MFH Micro Filled Hybrid, 3D Systems Corporation) + impressora NextDent 5100 (3D Systems Corporation), EC:50µm, OI: 90°. Antagonistas metálicos (óxido de alumínio) e naturais (pré-molar maxilar). <u>Resistência ao desgaste:</u> simulador de mastigação; Digitalização dos dentes antes e após desgaste, conversão em ficheiros STL e comparação. <u>Resistência à fratura:</u> máquina de teste universal (metade dos dentes, após termociclagem).	A resistência ao desgaste dos dentes impressos foi inferior à dos dentes pré-fabricados. A resistência à fratura dos dentes impressos foi superior à dos dentes pré-fabricados.
Pham DM, <i>et al.</i> , 2021 ³⁶	Avaliar a resistência ao desgaste de uma resina para dentes 3D em comparação com dentes convencionais pré-fabricados.	88 1ºs molares maxilares: - 24 Denture Teeth A2 Resin 1 L (Formlabs) + impressora SLA (Form 2; Formlabs); EC: 50µm; - 24 pré-fabricados PMMA acrílico (Classic; Dentsply Sirona); - 20 pré-fabricados PMMA <i>crosslinked</i> (SR Postaris DCL; Ivoclar Vivadent); - 20 pré-fabricados PMMA <i>crosslinked</i> (Portrait IPN; Dentsply Sirona). Antagonista: Zirconia (fresagem). <u>Resistência ao desgaste abrasivo da camada de dentina:</u> aparelhos de teste de desgaste <i>in vitro</i> de quatro estações ao estilo de Leinfelder; digitalização dos dentes antes e após desgaste, conversão em ficheiros STL e comparação.	A resistência ao desgaste da resina 3D foi superior à dos dentes pré-fabricados; Os dentes de PR altamente <i>crosslinked</i> exibiram menor desgaste do que os dentes de PR de acrílico convencionais; Não foram encontradas diferenças significativas na resistência ao desgaste entre os 2 materiais para dentes de PR altamente <i>crosslinked</i>.
Cha HS, <i>et al.</i> , 2020 ³⁰	Comparar a resistência ao desgaste de dentes 3D com dentes convencionais pré-fabricados.	16 provetes (15×10×10 mm); resina DENTCA Denture Teeth resin; DENTCA + impressora SLA (Zenith D; Zenith); EC: 50µm; PP: UV 40min (Solar Simulator SOL 500; Honle UV Technology). 64 incisivos centrais maxilares protésicos: - 16 pré-fabricados PMMA <i>crosslinked</i> (Artic 6, Kulzer GmbH); - 16 pré-fabricados PMMA <i>crosslinked</i> (Preference, Candulor AG);	A resistência ao desgaste dos dentes impressos foi comparável à dos convencionais pré-fabricados.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
		- 16 pré-fabricados com fillers híbridos e matriz elástica (Premium 6, Kulzer GmbH); - 16 pré-fabricados matrix <i>crosslinked</i> com microfillers inorgânicos (Surpass, GC Corp). Antagonistas: zircônia (fresagem); cromo-cobalto (impressão 3D). <u>Resistência ao desgaste da camada de esmalte:</u> simulador de mastigação; Digitalização dos dentes e provetes, antes e após desgaste, conversão em ficheiros STL e comparação.	
Saadi AS, <i>et al.</i> , 2023 ³⁷	Avaliar o desgaste de diferentes dentes convencionais pré-fabricados e de dentes 3D.	32 1ºs pré-molares maxilares: - 8 3D (PowerDent); - 8 compósito nanohíbrido (SR Phonares NHC, PH): convencionais; - 8 PMMA convencional (Gnathostar, GN); - 8 PMMA convencional modificado (SR Orthotyp PE, SR). Antagonista de cerâmica. <u>Resistência ao desgaste:</u> simulador de mastigação; Digitalização dos dentes, antes e após desgaste, conversão em ficheiros STL e comparação.	Todos os dentes testados revelaram valores de desgaste clinicamente aceitáveis. Os dentes de resina acrílica composta mostraram um desgaste inferior, seguidos dos dentes impressos, e por último, os de resina acrílica convencional.
Britto VT, <i>et al.</i> , 2022 ³⁸	Caracterizar uma resina para restaurações provisórias e dentes artificiais consoante as suas propriedades.	90 provetes (25x2x2mm) + 15 provetes (Ø15x1mm); - resina bis-acrylic Yprov Bisacryl (Yller), acrílico (Coroas e Pontes, Artigos Odontológicos Clássico), - resina 3D Cosmos Temp (Yller) + impressora 3D (Varseo 3D printer, Bego), EC: 25µm; PP: LED 13min (Magnavox, EDG). 45 amostras testadas pós impressão, 45 armazenadas 180 dias em água a 37°C. <u>Resistência à fratura:</u> máquina de teste universal; <u>Módulo da elasticidade:</u> fórmula matemática; <u>Absorção de água e solubilidade:</u> pesagem; <u>Biocompatibilidade:</u> ensaio MTT.	A resina 3D cumpriu os requisitos para ser usada para dentes artificiais e restaurações provisórias. O armazenamento em água aumentou a resistência à flexão e módulo da elasticidade da resina 3D; A resina 3D foi o material que absorveu mais água e semelhantemente teve maior solubilidade; O acrílico teve menor viabilidade celular que a resina 3D e o bis-acrylic; O bisacryl pós envelhecimento em água mostrou a maior resistência à flexão.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
Dimitrova M, <i>et al.</i> , 2022 ⁴⁰	Investigar a estabilidade da cor de dentes 3D e convencionais pré-fabricados depois da imersão em diferentes corantes.	Grupo teste: 45 incisivos centrais maxilares artificiais; resinas convencionais Ivostar Shade (Ivoclar Vivadent) e SpofaDent Plus (SpofaDental) e resina 3D Ivostar Shade (Ivoclar Vivadent); impressora SLA NextDent C&B MFH (NextDent), EC: 50µm; PP: UV, em glicerina, 45min. Imersão em café, coca-cola e vinho tinto (3 grupos, 15/grupo), durante 7, 14 e 21 dias (3 subgrupos, 5/subgrupo). Grupo controle: 15 incisivos centrais maxilares artificiais = ao grupo teste, imersos em água destilada. <u>Estabilidade da cor:</u> espectrofotometria	Os dentes impressos mostraram melhor estabilidade de cor que os de PMMA convencionais, mas sem diferenças significativas. Os maiores valores ΔE foram para vinho tinto no período de 21 dias.
Lee EH, <i>et al.</i> , 2022a ⁸	Investigar o efeito da espessura da camada, orientação da impressão, rugosidade da superfície e ângulo de contacto da água na estabilidade da cor e coloração de uma resina para impressão 3D.	180 provetes (Ø15x3-mm); Resina C&B 5.0 Hybrid (ARUM) + impressora DLP (ASIGA MAX UV; ASIGA); PP UV (PURE PRO; U-Dent); 6 grupos consoante a EC (25 ou 100µ) e OI (0, 45 e 90°). Imersão em água destilada, café e vinho tinto, durante 30 dias; Medição das variáveis nos dias 1, 3, 7, 15 e 30. <u>Cor:</u> espectrofotometria; <u>Rugosidade:</u> microscópio de varrimento a laser confocal; <u>Ângulo de contacto:</u> método da gota sêssil (água).	A espessura de camada e a orientação de impressão afetaram a estabilidade da cor e a coloração da resina 3D. O padrão de descoloração varia dependendo do meio, depois de 15 dias.
Lee EH, <i>et al.</i> , 2022b ³⁴	Investigar o efeito do tempo de pós processamento na estabilidade da cor, grau de conversão, rugosidade da superfície, ângulo de contacto da água, absorção de água e solubilidade de uma resina 3D.	Grupo teste: 30 provetes (Ø15x3mm) + 45 provetes (Ø15x2mm) + 30 provetes (90x20x3mm); resina C&B 5.0 Hybrid (ARUM); impressora DLP ASIGA MAX UV (ASIGA); EC: 50µm; OI: 0°; PP: UV PURE PRO (U-Dent), 50°C, 0/5/10/20min (4 grupos, 35 provetes/grupo); Imersão em café e vinho tinto. Grupo controle: 35 provetes = ao grupo teste, imersos em água destilada. <u>Alteração de cor:</u> espectrofotometria; <u>Grau de conversão:</u> espectroscopia de infravermelhos por transformada de Fourier; <u>Rugosidade da superfície:</u> microscópio de varrimento a laser confocal; <u>Ângulo de contacto:</u> método da gota sêssil (água); <u>Absorção de água e solubilidade:</u> imersão e pesagem.	Quanto maior o tempo de PP, melhor a estabilidade da cor; Com o aumento do tempo de PP, o grau de conversão mostrou tendência a diminuir; O valor da rugosidade com o tempo de PP de 0min aumentava com o tempo de envelhecimento em café; Com o aumento do tempo de PP, o ângulo de contacto da água tendia a diminuir; O tempo de PP afetou a absorção de água e solubilidade.

AUTOR E ANO	OBJETIVOS	METODOLOGIA	RESULTADOS E CONCLUSÕES
Bayarsaikhan E, <i>et al.</i> , 2021 ³⁹	Avaliar como a temperatura e tempo de PP influenciam a resistência à flexão, o grau de conversão e a biocompatibilidade de uma resina 3D para impressora SLA	Grupo teste: 225 provetes (25x2x2mm) + 75 provetes (Ø9x2mm); resina Denture teeth resin A2 (FormLabs) + impressora SLA Form 3 (FormLabs); EC: 50µ, OI: 120 e 0°; PP UV (FormCure, FormLabs) a 40, 60 e 80° durante 15, 30, 60, 90 e 120min. Grupo controle: 15 provetes (25x2x2mm) + 5 provetes (Ø9x2mm) = ao grupo teste, mas sem PP. <u>Módulo e resistência à flexão</u>: máquina de teste universal; <u>Dureza Vickers</u>: máquina de teste DV; <u>Grau de conversão</u>: espectroscopia de infravermelhos por transformada de Fourier; <u>Biocompatibilidade</u>: kit de viabilidade, leitor de microplacas, ensaio de libertação de LDH, microscopia ótica de varrimento a laser confocal; <u>Absorção de proteínas</u>: leitor de microplacas.	Aumentar a temperatura de PP melhora as propriedades de flexão, dureza, biocompatibilidade e absorção de proteínas; Aumentar o tempo de PP melhora as propriedades de flexão, dureza e biocompatibilidade; Um tempo de PP maior a uma temperatura mais baixa produz resultados semelhantes a um menor tempo a uma temperatura mais elevada.
Lee SY, <i>et al.</i> , 2022 ³⁵	Determinar a estabilidade da cor de resinas 3D de acordo com as condições de PP.	Grupo teste: 180 provetes (Ø10x2mm) + 30 provetes (Ø15x1mm); resina UDMA (Dentca 3D printing Denture Tooth Resin Shade A1 + impressora SLA, EC: 50µm, OI: 90°, em glicerina ou vácuo médio-baixo (2 grupos, 90/grupo) + (2 grupos, 15/grupo); PP: UV 40min (Form Cure, FormLabs), 35/60/80° (3 subgrupos, 30/subgrupo) + (3 subgrupos, 5/subgrupo). Imersão em corantes: café, sumo de uva. Grupo controle: 90 provetes (Ø15x1mm) + 15 provetes (Ø15x1mm) = ao grupo teste, mas em contacto com o oxigénio e imersos nos corantes ou em meio de glicerina e em meio vácuo, mas imersos em água destilada. <u>Grau de conversão</u>: espectroscopia de infravermelhos por transformada de Fourier; <u>Absorção de água e solubilidade</u>: pesagem; <u>Energia de superfície livre</u>: método da gota séssil; <u>Rugosidade da superfície</u>: perfilometria de superfície; <u>pH</u>; <u>Estabilidade de cor</u>: espectrofotometria.	A inibição do oxigénio no PP foi efetivo em reduzir a energia da superfície; O grupo em meio de glicerina mostrou menor descoloração do que o em meio vácuo; O aumento da temperatura de PP diminuiu a energia de superfície, sendo que esta foi menor a 80°C, em meio de glicerina; Um alto grau de conversão e baixa solubilidade influenciaram a descoloração.

