



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

**ANDRÉ BARROS DE HELD**

**COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES  
MECÂNICAS E SUPERFICIAIS DAS RESINAS  
PARA PLACA OCLUSAL MANUFATURADAS POR  
TECNOLOGIA ADITIVA OU SUBTRATIVA**

PIRACICABA  
2023

**ANDRÉ BARROS DE HELD**

**COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES  
MECÂNICAS E SUPERFICIAIS DAS RESINAS  
PARA PLACA OCLUSAL MANUFATURADAS POR  
TECNOLOGIA ADITIVA OU SUBTRATIVA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica, na Área de Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Wander José da Silva

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida pelo aluno André Barros de Held e orientada pelo Prof. Dr. Wander José da Silva.

PIRACICABA

2023

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Marilene Girello - CRB 8/6159

H366c Held, André Barros de, 1980-  
Comparação das propriedades mecânicas e superficiais das resinas para placa oclusal manufaturadas por tecnologia aditiva ou subtrativa / André Barros de Held. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2023.

Orientador: Wander José da Silva.  
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Placas oclusais. 2. Impressão tridimensional. 3. Resinas acrílicas. 4. Bruxismo. 5. Resistência à flexão. I. Silva, Wander José da, 1980-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações Complementares

**Título em outro idioma:** Comparassion of the mechanical properties of occlusal splint resins manufactured by additive or subtractive technology

**Palavras-chave em inglês:**

Occlusal splints

Printing, three-dimensional

Acrylic resins

Bruxism

Flexural strength

**Área de concentração:** Prótese Dental

**Titulação:** Doutor em Clínica Odontológica

**Banca examinadora:**

Wander José da Silva [Orientador]

Francisco Ubiratan Ferreira de Campos

Antonio Marcos Montagner

Rafael Leonardo Xediek Consani

Antônio Pedro Ricomini Filho

**Data de defesa:** 26-05-2023

**Programa de Pós-Graduação:** Clínica Odontológica

**Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)**

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0000-0003-1837-672X>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/2988436742991130>



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 26 de maio de 2023, considerou o candidato ANDRÉ BARROS DE HELD aprovado.

PROF. DR. WANDER JOSÉ DA SILVA

PROF. DR. FRANCISCO UBIRATAN FERREIRA DE CAMPOS

PROF. DR. ANTONIO MARCOS MONTAGNER

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

PROF. DR. ANTÔNIO PEDRO RICOMINI FILHO

A Ata da defesa, assinada pelos membros da Comissão Examinadora, consta no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria do Programa da Unidade.

## DEDICATÓRIA

Dedico o presente trabalho aos **meus avós e meus pais**, que representam a raiz de tudo que sou. Sua força disciplina, garra e perseverança mostraram-me que o sucesso só é possível mediante muito trabalho e estudo.

**José de Held, Gerson Parente de Barros, Ilda Thereza Martini de Barros, Aida Dalprat, José Roberto de Held e Maria Sílvia Barros de Held**: meu muito obrigado.

## AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador **Professor Dr. Wander José da Silva**, agradeço imensamente a oportunidade de ser seu orientado e de poder ser liderado pelo senhor durante esse trabalho. Um líder literal que sente a dor de seu liderado e com dedicação, paciência apesar de merecer, não se coloca em uma posição de superioridade, mas de equidade e parceria. Espero que possamos continuar trabalhando juntos nessa relação de sucesso.

À minha esposa **Anna Carolina Gonçalves de Held**, por ser meu salva-vidas diário, pela paciência de entender minha paixão pela profissão. Profissional exemplar que entrego a base das minhas reabilitações diárias para serem tratadas endodonticamente com sucesso. Mãe dedicada. Esposa apaixonada. Tenho a certeza que além da profissão, tê-la como parceira de vida foi uma das melhores surpresas da vida. Obrigado por atingirmos mais esse objetivo junto.

À minha irmã **Roberta Barros de Held**, minha parceira de consultório e minha parceira de vida. A caçula que em muitas e muitas vezes faz as vezes de irmã mais velha. Cirurgiã-dentista exemplar em seus tratamentos ortodônticos, traz docilidades nos meus momentos mais difíceis, inclusive durante os momentos do Doutorado. Estaremos juntos sempre.

## AGRADECIMENTOS

À **Universidade Estadual de Campinas**, principalmente à pessoa do Magnífico Reitor **Prof. Dr. Antonio José de Almeida Meirelles**.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba** na Universidade Estadual de Campinas, na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar**, e de sua Diretora Associada **Prof. Dra. Karina Ganzales Silverio Ruiz**.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica**, na pessoa de seu Coordenador **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**.

Aos **Professores da área de Prótese Dental** da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, especialmente aos Professores de Prótese Parcial Removível, que contribuíram para minha formação acadêmica.

À Gislaine **Regiane Alves Piton**, técnica do laboratório de Prótese Parcial Removível, pelo apoio e ajuda durante as aulas teóricas e laboratoriais, além de todo carinho e cuidado com todos os alunos.

Ao **Professor Dr. Antonio Marcos Montagner**, pelo incentivo de sempre aos estudos, à profissão e à parceria de vida.

Ao **Professor Dr. Marcelo Luchesi Teixeira**, pelo incentivo à pesquisa, docência e à vida.

À toda **minha família**, em nome de Maria Beatriz Martini de Barros. Minha dinda Buia, que sempre me apoiou e apoia como uma mãe em tudo que eu faço, e representa a família, por estar ao meu lado durante toda minha vida, ser apoio incondicional e a certeza de que nunca estarei sozinho.

**Aos meus amigos**, a quem também dedico essa conquista que de forma direta, como sempre, apoiaram-me a ter mais essa conquista.

As oportunidades multiplicam-se à medida que são agarradas.

Sun Tsu

## RESUMO

As placas oclusais CAD-CAM fabricadas com tecnologia aditiva têm apresentado vantagens crescentes em relação à tecnologia subtrativa, com menor custo, menor produção de resíduos e maior produtividade. No entanto, há um conhecimento limitado sobre as propriedades dessas resinas para fundamentar cientificamente se a impressão 3D pode substituir a fresagem. O objetivo deste estudo foi comparar as propriedades mecânicas e superficiais de resinas acrílicas utilizadas para impressão ou fresagem de placas oclusais. Um total de 30 espécimes retangulares e 30 discos de resina acrílica foram preparados por meio de fresagem (F) ou impressão (I) (n=15). O teste de resistência à flexão foi realizado com uma máquina Instron, de acordo com a norma ISO 4049:2019 e o módulo de elasticidade foi calculado. O teste de microdureza Knoop utilizou um microdurômetro; o teste de rugosidade superficial foi realizado por meio de um perfilômetro; e a energia livre superficial e a molhabilidade foram medidas por meio de um goniômetro. As características topográficas foram observadas por meio de microscópio eletrônico de varredura. Os dados foram analisados com o teste-t independente, a 5% de significância. As resinas fresadas apresentaram menor resistência à flexão ( $F = 71,12 \pm 15,12$ ;  $I = 82,76 \pm 6,51$  MPa), e maior microdureza ( $F = 22,08 \pm 2,32$ ;  $I = 14,40 \pm 6,41$  KHN) e módulo de elasticidade ( $F = 2,83 \pm 0,15$ ;  $I = 2,17 \pm 0,17$  GPa) do que as impressas. A energia livre superficial e a molhabilidade das resinas fresadas foram menores, com menor componente dispersivo do que as impressas. Os valores de rugosidade foram semelhantes ( $P > 0,05$ ). A análise topográfica revelou que as superfícies impressas tinham camadas que se desprenderam, enquanto os espécimes fresados estavam mais homogêneos. Concluiu-se que a resina impressa apresentou características mecânicas e superficiais inferiores às fresadas, com exceção da resistência à flexão e rugosidade. Ambas resinas precisam de aprimoramento em suas propriedades para serem utilizadas na fabricação de placas oclusais.

Palavras-chave: Placas oclusais. Impressão em 3D. Resina acrílica. Bruxismo. Resistência à flexão.

## ABSTRACT

Additive-manufactured CAD-CAM occlusal splints have presented increasing fabrication advantages over subtractive-manufactured ones, with lower cost, less waste production, and increased productivity. However, there is limited knowledge about the mechanical properties of these resins to scientifically ground whether 3D printing can replace milling. The purpose of this study was to compare mechanical and superficial properties of the acrylic resins used for printing or milling occlusal splints. A total of 30 rectangular and 30 disk-shaped specimens were prepared with milled (M) or printed (P) acrylic resins ( $n = 15$ ). The flexural resistance test was performed using an Instron machine, according to ISO 4049:2019 and the elasticity modulus was calculated. The Knoop microhardness test was performed using a microhardness test device; the surface roughness test was performed by using a profilometer, and the surface free energy and wettability were measured using a goniometer. The topographic characteristics of the specimens were observed by means of a scanning electron microscope. Data were analyzed using an independent sample *t*-test at 5% significant level. The milled resins had lower flexural strength ( $M = 71.12 \pm 15.12$ ;  $P = 82.76 \pm 6.51$  MPa) and higher microhardness ( $M = 22.08 \pm 2.32$ ;  $P = 14.40 \pm 6.41$  KHN) and modulus of elasticity ( $F = 2.83 \pm 0.15$ ;  $I = 2.17 \pm 0.17$  GPa) than the printed ones. The surface free energy and wettability of the milled resins were lower, with lower dispersive component than the printed ones. Roughness values were similar ( $P > 0.05$ ). Topographic analysis revealed that the printed surfaces had microlayers that detached from the specimen during the polishing procedures while milled specimens were more homogeneous. In this study, the following conclusions were drawn: the printed resin showed lower mechanical and superficial characteristics than the milled resins, except for the flexural strength and roughness. Both resins need improvements in their mechanical and surface properties for use in the manufacture of occlusal splints.

Keywords: Occlusal splints. 3-D Printing. Acrylic resin. Bruxism. Flexural strength.

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
3 PROPOSIÇÃO	22
4 MATERIAL E MÉTODOS	23
5 RESULTADOS	30
6 DISCUSSÃO	33
7 CONCLUSÃO	38
REFERÊNCIAS	39
ANEXO 1 - Verificação de originalidade e prevenção de plágio	43

## 1 INTRODUÇÃO

A placa oclusal (PO) (ou dispositivo oclusal) tem sido frequentemente usada para manejar distúrbios temporomandibulares (DTMs) e bruxismo e para proteger as estruturas dentárias remanescentes e restaurações do desgaste dentário (Manfredini et al., 2015, Mengatto et al., 2016, Al-Moraissi et al., 2022). Embora a verdadeira efetividade da PO no tratamento completo de DTMs e bruxismo (Tran et al., 2022) ainda seja discutida na literatura, os estudos concordam que a PO pode reduzir sintomas como dor muscular, sensibilidade mecânica e atividade rítmica muscular do bruxismo (Manfredini et al., 2015, Al-Moraissi et al., 2022).

A PO pode ser feita de materiais rígidos ou resilientes com diferentes desenhos de acordo com o tipo de guia de desocclusão, como guia canina, oclusão balanceada bilateral, guia anterior e guia em grupo (Denardim et al., 2022). O material mais utilizado para fabricar esses dispositivos é um polimetacrilato de metila – PMMA, translúcido termopolimerizável ou autopolimerizável, que é processado por meio de uma técnica convencional de prensagem extensivamente descrita na literatura (Moslehifard et al., 2022). No entanto, embora esta técnica não exija máquinas de processamento onerosas, é demorada, com muitos passos e induz a contração de polimerização e mudanças das propriedades mecânicas e superficiais da resina acrílica (Moslehifard et al., 2022).

Recentemente, surgiram materiais e tecnologias novas e inovadoras baseadas nas manufaturas aditiva (impressão 3D) e subtrativa (fresagem ou moagem de blocos de materiais pré-fabricados) (Lourinho et al., 2022) para fabricar PO e vários outros dispositivos protéticos. A Estereolitografia (SLA) é a técnica aditiva mais utilizada para fabricar PO. Para isso, o dispositivo é projetado em um software de computador e a imagem gerada no computador (CAD) é transferida para uma impressora de SLA que constrói a PO camada por camada (Piedra-Cascón et al., 2022) com uma resina líquida fotossensível. A peça impressa em resina é adicionalmente curada com uma luz ultravioleta (UV) específica. Para fabricar a PO usando métodos subtrativos, a imagem CAD é transferida para uma fresadora que desgasta um bloco de resina pré-polimerizado até obter o tamanho e o formato necessários da imagem CAD (Berli et al., 2020; Wesemann et al., 2021).

Os materiais utilizados na impressão ou na fresagem de PO diferem em composição daqueles utilizados na técnica convencional de prensagem. Assim, seria

de se esperar que suas propriedades mecânicas e superficiais e comportamento clínico também diferissem. No entanto, os estudos prévios não concordam se as propriedades das resinas fresadas ou impressas usadas para computer-aided design/ computer-assisted manufacturing (CAD-CAM) são semelhantes ou diferem e qual seria mais favorável para a fabricação de PO. Alguns estudos relatam que a PO de resina que é fabricada em várias camadas, como as da tecnologia aditiva, seria menos resistente às forças oclusais e menos rígida (Gad et al. 2021, Perea-Lowery et al. 2021, Wesemann et al., 2021, Dwairi et al., 2022, Prpic' et al., 2022, Lee et al, 2022, Lourinho et al., 2022) do que as fabricadas em uma camada por meio de uma máquina de fresagem ou uma técnica prensada convencional (Al-Qahtani et al., 2021, Lourinho et al., 2022, Berli et al., 2023).

Berli et al. (2023) avaliaram várias marcas comerciais de resinas utilizadas para técnica convencional de prensagem, impressão 3D ou fresagem e constataram que as resinas convencionais e as fresadas podem ser consideradas equivalentes em termos de suas propriedades materiais. No entanto, as resinas impressas em 3D apresentaram menores valores de resistência à flexão e dureza, e maior sorção e solubilidade em água, em comparação com as prensadas e fresadas (Lourinho, et al., 2022, Berli et al., 2023). Al-Qahtani AS et al. (2021) reportaram que as resinas de impressão apresentaram maior rugosidade, maior microdureza e resistência à flexão semelhante aos blocos de resina fresada. Assim, esses materiais são muito recentes e os resultados dos estudos são controversos e ainda inconclusivos para fundamentarem cientificamente o uso de resinas 3D e blocos de fresagem para fabricar PO (Lourinho et al., 2022). Testes físicos, mecânicos e de desempenho clínico de longo prazo são necessários para caracterizar essas novas marcas de resina que vêm sendo lançadas no mercado odontológico.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

A disfunção têmporo-mandibular (DTM) é uma condição orofacial que afeta aproximadamente 5 a 12% da população mundial enquanto o bruxismo do sono (Bx) é uma desordem de movimento, caracterizada pelo aumento da atividade rítmica dos músculos mastigatórios, que afeta 1,1 a 15,3% da população adulta mundial, conforme relatado na revisão sistemática de Denardin et al. (2022). A dor orofacial muscular e/ou articular e o desgaste dental são duas consequências relacionadas à DTM ou ao Bx e que podem ser reduzidos com o uso contínuo de placas oclusais ou dispositivos interoclusais confeccionados por resina acrílica (Manfredini et al., 2015, Mengatto et al., 2016), embora a literatura ainda se mostre controversa em dizer que as placas oclusais são um tipo de tratamento para a DTM ou o Bx (Al-Moraissi et al., 2022). Tanto a DTM quanto o Bx permanecem como desordens multifatoriais, em que a abordagem de vários fatores ao mesmo tempo, por uma equipe interdisciplinar, não trata completamente, mas ameniza e reduz seus sinais, sintomas e consequências sobre os músculos, articulações, dentes e as próprias rotinas e qualidade de vida do paciente que procura a ajuda do profissional de saúde (Manfredini et al., 2015, Mengatto et al., 2016, Al-Moraissi et al., 2022, Denardin et al., 2022).

As responsabilidades do cirurgião-dentista nesta equipe interdisciplinar, englobam realizar educação em saúde com instruções e orientações sobre os hábitos do paciente que possam estar influenciando a DTM e o Bx, assim como atuar para reduzir dores e inflamações nos músculos e articulações da face, que vão desde a prescrição de fármacos sistêmicos ou de fisioterapia local, a confecção de placas oclusais para proteção dos dentes e sistema estomatognático, a restauração dos dentes trincados e fraturados, o manejo da hipersensibilidade dentária e infecções intracanaís, por vezes presentes nos casos de desgaste dental, até a realização de procedimentos mais invasivos como os cirúrgico-articulares (Manfredini et al., 2015, Mengatto et al., 2016, Al-Moraissi et al., 2022, Denardin et al., 2022).

Mengatto et al. (2016) apresentaram uma revisão narrativa ilustrada sobre maneiras clínicas de se abordar as consequências orais do Bx, entre elas o desgaste dos dentes e a perda de dimensão vertical de oclusão. Para o restabelecimento da dimensão vertical de oclusão reportam, embasados na literatura, o uso de próteses parciais removíveis provisórias ou órteses feitas de resina acrílica, anteriormente à

restauração do comprimento e do formato dos dentes desgastados por meio de restaurações em resina composta ou próteses fixas em resina ou cerâmica. E posteriormente à restauração funcional dos dentes, recomendam o uso de placas oclusais tanto para proteção das restaurações e próteses executadas, quanto para a minimização dos episódios de dor ou de apertamento e ranger de dentes.

O tratamento menos invasivo e mais comum é o uso de placas oclusais, que são dispositivos confeccionados em resina acrílica translúcida. Estas placas oclusais podem ser feitas com formatos diferentes, podendo ser plana, edentada, com guias oclusais, com recobrimento total ou parcial dos dentes ou do palato, ou até com materiais resilientes (Piedra-Cascón et al., 2021, Al-Moraissi et al., 2022, Denardin et al., 2022).

Piedra-Cascón et al. (2021) descreveram uma técnica de confecção de placas oclusais utilizando um sistema computadorizado do tipo CAD-CAM (computer-aided design/ computer-aided manufacturing) que associou a impressão de uma resina rígida com a incorporação de uma porção de material resiliente sob a justificativa de melhor adaptação nos dentes e melhor absorção de forças durante os episódios de apertamento ou ranger de dentes. No entanto, é um artigo de descrição de técnica, não trazendo justificativas científicas ou testes clínicos ou mecânicos que avaliassem com precisão o uso da placa oclusal descrita no artigo.

Al-Moraissi et al. (2022) realizaram uma revisão sistemática extensa da literatura em busca do melhor tratamento para as DTMs miogênicas. Após revisarem 52 ensaios clínicos randomizados, concluíram que existiam poucas evidências científicas fortes sobre a questão, mas que a terapia manual era o tratamento mais efetivo, seguido pelo aconselhamento, injeções intramusculares e uso de placas oclusais.

Denardim et al. (2022) realizaram uma revisão de literatura sobre os diversos tipos de placas oclusais e sua eficácia em tratar a DTM e Bx. Após revisarem 16 estudos, concluíram que as evidências têm qualidade científica moderada a baixa e não há evidências suficientes para indicar algum tipo específico de placa, embora as placas feitas com balanceamento bilateral de oclusão (planas) ou com guia canino reduziram significativamente os níveis de dor comparado ao placebo, nos estudos revisados.

Para a confecção das placas oclusais, pode ser utilizado o método convencional que envolve o enceramento das placas sobre o modelo de gesso e posterior prensagem em mufla metálica ou plástica, com a polimerização de uma resina acrílica que pode ser autopolimerizável ou termopolimerizável por calor ou por energia de microondas (Moslehifard et al., 2022). A resina da técnica convencional pode ser prensada ou injetada no molde de gesso da mufla. Moslehifard et al. (2022) compararam a microdureza Vickers, rugosidade superficial e sorção de água de resinas acrílicas fabricadas pela técnica convencional de prensagem ou de injeção da resina acrílica e encontraram que a técnica de injeção proporcionava maiores valores de microdureza Vickers, e menores valores de rugosidade superficial e de sorção de água, indicando superioridade sobre a prensagem. Mas os valores numéricos apresentados nesse estudo não são comparáveis a outros pois os espécimes possuem tamanhos específicos, não descritos por nenhuma norma técnica.

Embora a fabricação de placas oclusais pelo método convencional ainda seja o mais usado e divulgado nos laboratórios de prótese dentária, recentemente, as placas oclusais e demais próteses dentais também têm sido feitas por meio de sistema CAD-CAM, por tecnologias que incluem a obtenção da imagem da arcada dentária do paciente seja por meio de um escaneamento intraoral ou do modelo de gesso, e por meio dessa imagem, faz-se o planejamento e desenho, em software de computador, da peça protética, no caso, uma placa oclusal, por exemplo, que será fabricada por impressão 3D, que é uma das técnicas chamada de aditiva, ou por fresagem, que é uma das técnicas nomeadas de subtrativa (Raszewski, 2020).

Na tecnologia subtrativa (TS), um bloco pré-fabricado de material odontológico é reduzido por fresagem, ou seja, desgastado por meio de corte ou de lixamento com fresas de precisão, até que o bloco adquira o tamanho e formato da peça planejada no software do computador (Van Noort, 2012, Valenti et al., 2022; Berli et al., 2020; Wesemann et al., 2021). A tecnologia subtrativa surgiu com o desenvolvimento do sistema CEREC por volta de 1980, que permitiu a fabricação de próteses fixas por meio do planejamento digital e da fresagem de um bloco cerâmico (Van Noort, 2012). Muitos estudos avançaram desde então e, recentemente, a MS tem sido utilizada nos consultórios e laboratórios de prótese dental para a confecção de próteses dentais em cromo-cobalto, titânio, cera, zircônia, resina composta, epóxi, polimetilmetacrilato (PMMA), ou o polímero polieteretercetona (PEEK) (Valenti et al., 2022). A fresagem de um bloco pré-fabricado de resina acrílica (PMMA), por exemplo, tem vantagens

como o processo de mistura e polimerização dos componentes da resina é feito diretamente por processo industrial. Esse processo reduz a incorporação de bolhas na mistura e aumenta o comprimento das cadeias poliméricas e o grau de conversão do monômero em polímero, o que reduz a contração de polimerização, o monômero residual, e traz melhores características para o bloco resinoso (Raszewski, 2020). Esses blocos resinosos são feitos em cores e composições distintas de acordo com o segredo do fabricante e suas aplicações, como A1 a C4 da escala VitaPan para atender a fabricação de próteses fixas e parciais fixas, cor de rosa, para as bases de prótese, ou transparente, para guias de implante ou placas oclusais. Este bloco resinoso, com composições distintas precisa passar pelo processo de fresagem, o que pode alterar as propriedades do bloco inicial a partir do aumento da rugosidade e de trincas. Além disso, há a perda de muito resíduo durante e após os desgastes que não pode ser reutilizado, aumentando o custo de produção da peça (Raszewski, 2020, Valenti et al., 2022). Essas desvantagens têm incentivado o desenvolvimento de estudos sobre a tecnologia aditiva (TA), em especial, da estereolitografia (SLA), ser uma alternativa à MS.

A TA, na Odontologia, é popularmente conhecida por impressão 3D e é uma técnica utilizada para a fabricação de peças protéticas por deposição, camada a camada, de metal, resina, plástico, ou cerâmica, a partir de uma imagem digital planejada (You et al., 2021, Lourinho et al., 2022, Piedra-Cascón et al., 2022). Existem ao menos 7 variações dessa tecnologia, que foram classificadas pela Sociedade Americana de Testagem e Materiais (American Society for Testing and Materials – ASTM) em: estereolitografia (SLA), injeção de material (MJP), extrusão de material ou fabricação com filamento fundido (FDM ou FFF), processamento de luz direta (DLP), fusão de cama em pó (sinterização seletiva a laser), jateamento de material e aglutinante, e laminação em folha (You et al., 2021). A SLA consiste na sobreposição sucessiva de camadas de uma resina líquida fotossensível por meio de um equipamento de impressão em 3D, que é posteriormente fotopolimerizada com luz ultravioleta para a cura do material (Lourinho et al., 2022, Piedra-Cascón et al., 2022).

Os dois métodos, a fresagem e a impressão, têm sido utilizados na fabricação de placas oclusais, e ainda não se estabeleceu qual deles é mais vantajoso e preciso

para este fim. A literatura científica mostra-se controversa em meio de tantas marcas comerciais disponíveis no mercado odontológico internacional e nacional.

Ellakany et al. (2022) avaliaram as propriedades mecânicas de resinas acrílicas utilizadas para a fabricação de próteses parciais fixas provisórias por método convencional, de fresagem ou de impressão 3D após processo de envelhecimento térmico. Encontraram maior resistência à flexão e dureza para as resinas fresadas ( $174,42 \pm 3,39$  MPa e  $27,13 \pm 0,52$  HV) e o menor valor para a técnica convencional ( $98,02 \pm 6,1$  Mpa e  $15,77 \pm 0,32$  HV). O maior módulo de elasticidade também foi para a resina fresada. A resina impressa teve resultados inferiores, similares aos da resina convencional. No entanto, os resultados numéricos desse estudo devem ser avaliados com cautela, pois os espécimes reproduziram o formato de uma prótese fixa de 3 elementos e não o de uma barra retangular como é recomendado pelas normas técnicas; e a microdureza avaliada foi a Vickers. Além disso, todas as amostras foram submetidas ao envelhecimento térmico, trazendo uma condição específica de desafio aos espécimes do estudo.

Raszewski (2020) fez uma revisão narrando sobre diversas marcas comerciais de resinas acrílicas utilizadas nos processos de fresagem CAD-CAM, mas sem a intenção de responder nenhuma pergunta específica e nem critérios de avaliação da qualidade da evidência científica. Reportou os resultados de propriedades mecânicas, biocompatibilidade e desempenho clínico de 36 estudos, em que conclui que a resina fresada apresenta características superiores às demais. Embora seja uma revisão com o panorama de bastantes estudos para a introdução e abordagem do assunto, suas conclusões devem ser avaliadas com cautela, uma vez que se trata de uma revisão narrativa que discutiu resinas fresadas, impressas e convencionais, e não de uma revisão sistemática, como nomeado no título.

Lourinho et al. (2022) fizeram uma revisão sistemática com metanálise, comparando as propriedades mecânicas da resina acrílica para impressão 3D com as convencionais para fabricação de bases de próteses. Na revisão, englobaram 8 artigos científicos incluindo os estudos de Perea-Lowery et al. (2021), Al-Dwairi et al. (2022), e Gad et al. (2022), descritos abaixo. Encontraram que a resina impressa apresentou valores mais baixos de resistência à flexão e microdureza, e maior

resistência ao impacto comparada às resinas convencionais. Enfatiza que as resinas impressas demandam estudos adicionais que embasem o seu uso clínico.

Gad et al. (2022) avaliaram as propriedades mecânicas de resinas impressas para bases de prótese, utilizando os parâmetros da ISO 20795-1:2013. Encontraram valores para as resinas convencionais e impressas, respectivamente, de: resistência à flexão =  $86,63 \pm 1,0$  e  $69,15 \pm 0,88$  MPa; resistência ao impacto =  $6,32 \pm 0,50$  e  $2,44 \pm 0,31$  KJ/m<sup>2</sup>; microdureza =  $41,63 \pm 2,03$  e  $34,62 \pm 2,1$  HV; e rugosidade superficial =  $0,18 \pm 0,01$  e  $0,12 \pm 0,02$  µm. Verificaram que o envelhecimento térmico reduziu a microdureza e a resistência à flexão e aumentou a rugosidade. Concluíram que a resina impressa tinha características inferiores à convencional, exceto pela rugosidade superficial.

Gibreel et al. (2021) avaliaram 5 marcas comerciais de resinas fresadas e 2 convencionais utilizadas para a fabricação de placas oclusais, quanto à resistência à flexão, módulo de elasticidade, microdureza Vickers, tenacidade à fratura, trabalho de fratura, sorção de água e solubilidade, em espécimes com dimensões de 65 x 10 x 3,2 mm. Encontraram resistência à flexão acima de 100 MPa e módulo de elasticidade acima de 3,2 MPa para as resinas fresadas. Concluíram que as resinas para fresagem tinham resistência à fratura superior às convencionais, mas nas demais propriedades, algumas marcas foram superiores às convencionais e outras, não foram. Também verificaram que o armazenamento em água após a cura reduziu a resistência à flexão e o módulo de elasticidade comparado a manter a peça seca.

Berli et al. (2020) compararam a resistência à flexão, microdureza Vickers, sorção de água, solubilidade em água e topografia superficial de três marcas de resinas convencionais, três fresadas e três impressas que são utilizadas para a fabricação de placas oclusais. Encontraram que as resinas impressas possuíam propriedades inferiores às demais.

Al-Qahtani et al. (2021) investigaram a rugosidade superficial, a microdureza Vickers e a resistência à flexão de resinas utilizadas para provisórios de prótese fixas que foram processadas por fresagem, impressão ou técnica convencional. Fabricaram discos de 3 mm de espessura e 10 mm de diâmetro e barras de 25 x 2 x 2 mm para os testes. As resinas impressas e fresada apresentaram resistência à flexão e

microdureza similares e a rugosidade superficial das resinas impressas foi maior do que a das fresadas ou convencionais.

Prpić et al. (2020) estudaram 3 resinas termopolimerizáveis, 3 fresadas, 1 impressa e 1 poliamida indicadas para bases de próteses, por meio de espécimes retangulares. A resistência à flexão variou de  $71,7 \pm 7,4$  MPa a  $111,9 \pm 4,3$  Mpa e a microdureza superficial variou de  $67,13 \pm 10,64$  MPa a  $145,66 \pm 2,22$  MPa. Encontraram que, no geral, as resinas fresadas apresentaram melhores propriedades, embora tenha havido variação entre as marcas e tipo de polimerização. A resina impressa teve menores valores de resistência à flexão.

Perea-Lowery et al. (2021) avaliaram a resistência à flexão, módulo de elasticidade, resistência à fratura, sorção em água e solubilidade em água de uma marca comercial de resina impressa e de duas resinas convencionais sendo uma termopolimerizável e outra autopolimerizável utilizadas para base de prótese, após 30 dias de imersão em água. Compararam também dois tipos de equipamentos de aplicação de luz ultravioleta para cura. Concluíram que a resina acrílica termopolimerizável apresentou os melhores valores de resistência à flexão, módulo de elasticidade, resistência à fratura e solubilidade, em comparação às demais. Conseqüentemente, a resina de impressão 3D apresentou-se inferior à convencional em todas as propriedades avaliadas, mas o aumento do tempo de cura poderia aprimorar a sua resistência à flexão.

Wesemann et al. (2021) investigaram a resistência ao desgaste, resistência à flexão, módulo de elasticidade e microdureza de resinas convencionais injetadas, impressas e fresada indicadas para a confecção de placas oclusais. Para o teste de resistência ao desgaste, utilizaram como antagonista a superfície do esmalte dental, com carga de 20N e 50N que as propriedades das resinas impressas foram piores que as demais, exceto pela resistência à flexão, mas recomendaram as resinas fabricadas por tecnologia aditiva para placas oclusais baseados nos resultados de resistência ao desgaste que obtiveram.

Altarazi et al. (2022), avaliaram a influência da angulação de impressão ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$  ou  $90^\circ$ ) e do tempo de cura (20, 30 ou 50 minutos) com luz ultravioleta na resistência à flexão, microdureza Vickers, grau de conversão polimérica, sorção e solubilidade de resinas impressas após imersão por 42 dias em saliva. Encontraram que todas as

propriedades avaliadas melhoraram com o aumento da inclinação de impressão de 0° para 90° mas o tempo de aplicação de luz ultravioleta não alterou essas propriedades. Para resultados mais favoráveis, recomendaram a impressão das peças a 90° de inclinação e um tempo de cura de 30 minutos.

Al-Dwairi et al. (2022) fabricaram espécimes nas dimensões de 25 x 25 x 3 mm e compararam 3 marcas comerciais de resinas impressas e 1 convencional, após armazenamento em água por 7 dias. Avaliaram a rugosidade superficial, a microdureza Vickers, a molhabilidade e a topografia de superfície por microscopia eletrônica de varredura. Encontraram que a resina convencional apresentou melhores propriedades sobre a impressa, com microdureza Vickers de  $18,11 \pm 0,65$  HV, resistência à flexão de  $92,44 \pm 7,91$  MPa, e menor molhabilidade de  $66,71 \pm 3,38^\circ$ . A rugosidade da resina convencional ( $0,23 \pm 0,07$   $\mu\text{m}$ ) foi maior que a da impressa. A resina impressa apresentou grande variação entre as marcas comerciais.

Os estudos de Van oss et al. (1998), Vogler (1998), Combe et al. (2004) e Firlik e Molenda (2010) apresentam e discutem metodologias para a avaliação da energia livre de superfície de sólidos, seus componentes e implicações. Assim como, os estudos de Buegers et al. (2009), da Silva WJ et al. (2010) e Rüttermann et al. (2011) aplicam a energia livre de superfície para as resinas odontológicas, descrevendo suas implicações e relações com a rugosidade superficial e à adesão microbiana sobre o PMMA.

Os estudos científicos revisados apresentam metodologias bastante variadas com relação à padronização do tamanho e do formato dos espécimes, às marcas comerciais e suas composições, às potências e tempos de cura em equipamento ultravioleta, aos tempos e soluções de armazenamento após a fabricação e antes dos testes de suas propriedades, o que torna difícil de se estabelecer um painel de comparação entre os resultados já estudados das propriedades das resinas impressas, fresadas e convencionais. Além disso, os estudos apresentam marcas de resina de comercialização internacional, a maioria, ainda não vendidas amplamente no Brasil.

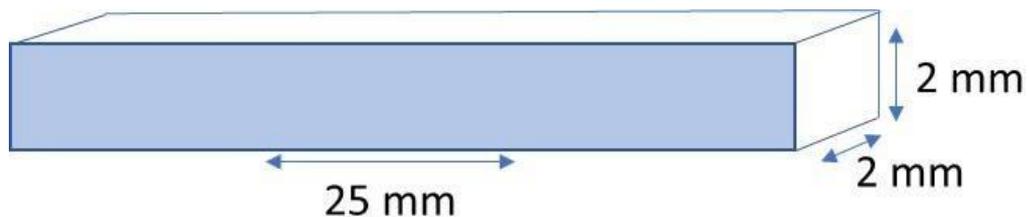
### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi comparar as propriedades mecânicas e superficiais de uma resina para impressão e de uma resina de fresagem incolores que pudessem ser utilizadas para a fabricação de placas oclusais. As características mecânicas e superficiais avaliadas foram resistência à flexão, módulo de elasticidade, microdureza Knoop, rugosidade artificial, energia livre superficial, molhabilidade, e análise da topografia superficial por microscopia eletrônica de varredura. A hipótese nula foi de que não havia diferença entre as resinas fresada e impressa.

#### 4 MATERIAL E MÉTODOS

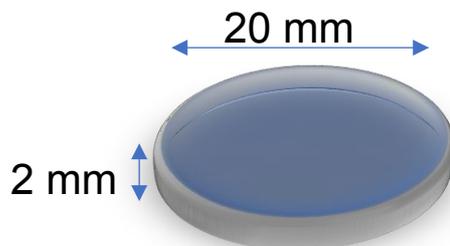
As propriedades dos materiais comparadas neste estudo foram: a resistência à flexão, o módulo de elasticidade, a microdureza Knoop, a rugosidade superficial, a energia livre de superfície, a molhabilidade e a topografia de superfície por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para o teste de resistência à flexão, 30 espécimes de resina acrílica foram confeccionados por fresagem ( $n = 15$ ) ou impressão ( $n = 15$ ), em formato retangular nas dimensões de 25 mm x 2 mm x 2 mm, de acordo com a ISO 4049:2019 (European Committee for Standardization, 2019) (Figura 1). Para os demais testes, 30 espécimes de resina acrílica foram confeccionados por fresagem ( $n = 15$ ) ou impressão ( $n = 15$ ), em formato de discos de 2 milímetros de espessura e 20 milímetros de diâmetro (Figura 2).

Figura 1 – Representação do formato e tamanho dos espécimes para os testes de resistência à flexão.



Fonte: do autor

Figura 2 – Representação do formato e tamanho dos espécimes para as análises de microdureza Knoop, rugosidade superficial, energia livre de superfície e molhabilidade, e topografia superficial por MEV.



Fonte: do autor

#### 4.1. Fabricação dos espécimes por tecnologia subtrativa – resina fresada

Os espécimes fabricados por tecnologia subtrativa foram preparados a partir de um bloco pré-fabricado de resina acrílica incolor calcinável que têm sido usado de maneira *off label* para a confecção de placas oclusais (Vipi Block Burnout CAD-CAM Clear, Vipi Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda., Pirassununga, São Paulo). O bloco de resina foi fresado por um disco de diamante em um torno mecânico industrial de (DMTG CD 410x1000 mm, Dalian Machine Tool Group Foundry Co. Ltd., China), em baixa velocidade e irrigação constantes nas dimensões requeridas (Figura 3).

Figura 3 – Fotografia do torno industrial utilizado para o corte do bloco de resina acrílica para a fresagem dos espécimes.



Fonte: do autor

#### 4.2. Fabricação dos espécimes por tecnologia aditiva – resina impressa

Para a fabricação por tecnologia aditiva, os espécimes foram desenhados em um software para modelagem 3D (Tinkercad, Autodesk Inc.) nas dimensões requeridas e a imagem foi transformada em um arquivo de extensão STL (dados de design). O arquivo STL foi transferido para um software de segmentação de dados (Chitubox Basic; Chitu Systems) para a adição de suportes de reforço para a impressão. A imagem final CAD foi enviada para outro software (Anycubic Photon S,

Shenzhen Anycubic Technology Co, Ltda., China) que faz a fatiação e o planejamento da impressão das peças. A impressão foi feita com camadas de 5  $\mu\text{m}$ , em angulação de 90 graus com relação à plataforma de impressão, e em impressora de estereolitografia com 405nm de comprimento de onda e 50W de potência (Anycubic Photon S, Shenzhen Anycubic Technology Co, Ltda., China). Posteriormente, uma resina líquida transparente (Cosmos Splint, Yller Biomateriais SA, Rio Grande do Sul) foi injetada no tanque da impressora e camadas sucessivas de resina foram sendo depositadas até formar a estrutura projetada no CAD. Após a impressão, os espécimes impressos foram lavados com álcool isopropílico e polimerizados em uma câmara de luz ultravioleta por 10 minutos (FGD Lux, FGD Equipamentos e Controles Ltda., São Paulo) para a cura final, e manualmente destacados do bloco de resina impresso.

#### **4.3. Polimento e preparação para os testes**

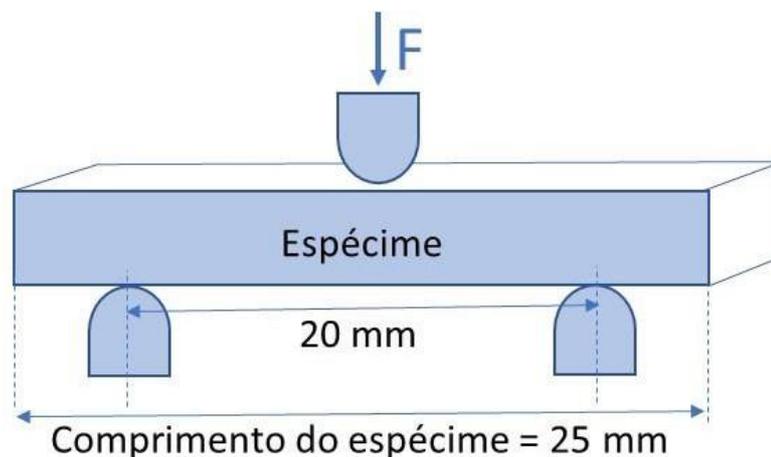
O acabamento e polimento dos espécimes foram realizados em uma politriz mecânica (Aropol APL-4, Arotec Indústria e Comércio, Cotia, São Paulo) utilizando uma sequência de lixas de carbetto de silício de granulação #320 por 30 segundos, #400 por 1 minuto, #600 por 1 minuto e #1200 por 30 segundos, seguido por um disco de feltro com pedra pomes (Polidental, São Paulo, São Paulo) e branco de Espanha (Quimidrol, Joinville, Santa Catarina) por 1 minuto cada. As dimensões foram conferidas no centro dos espécimes com precisão de 0,001 mm por meio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Mitutoyo Sulamericana Ltda., São Paulo). Após o polimento, os espécimes receberam um banho de ultrassom (Thornton T 740; Thornton-INPEC Eletrônica Ltda., São Paulo, São Paulo) em água destilada por 20 minutos para a limpeza das peças. Todos os demais procedimentos foram feitos com o auxílio de uma pinça clínica e luvas de procedimentos sem talco para evitar as contaminações das superfícies. Os espécimes foram conservados em água a temperatura ambiente até o início dos testes. Antes de cada teste, os espécimes foram retirados da água destilada, colocados sobre papel toalha e deixados secar em temperatura ambiente, por 10 minutos.

#### 4.4. Resistência à flexão e módulo de elasticidade

O teste de resistência à flexão e o cálculo do módulo de elasticidade seguiram as especificações da ISO 4049:2019 (European Committee for Standardization, 2019). Cada espécime retangular foi posicionado e fixado em dois suportes de um aparato próprio para o teste de flexão de uma máquina de ensaios universal Instron (Autograph Universal Testing Machine, Shimadzu Corp., Japão) (Figura 4). Os suportes esféricos tinham 2 mm de diâmetro e montados paralelos entre si com uma distância de  $20 \pm 0,1$  mm entre seus centros. A carga foi aplicada no centro entre estes dois suportes, com uma velocidade da cabeça de carga de  $(0,75 \pm 0,25)$  mm/min e comprimento de 40,00 mm, com carga aproximada de  $(50 \pm 16)$  N/min. A carga máxima no momento anterior à fratura do espécime foi medida. A resistência à flexão ( $\sigma$ ), em megapascal (MPa), foi calculada por meio da equação ( $\sigma = 3Fl / 2bh^2$ ), em que F é a carga máxima ante da fratura, l é a distância entre os suportes, b é a largura do espécime e h é a altura do espécime.

O módulo de elasticidade (E) foi calculado a partir da equação de Young:  $E = (F * d) / (A * I)$ , que utiliza 5 medidas obtidas durante o teste de resistência à flexão: F = força aplicada; d = distância entre os suportes; A = área do espécime; I = deslocamento da superfície superior/ deflexão).

Figura 4 – Representação esquemática do posicionamento do espécime no aparato da máquina de ensaios universal durante o teste de resistência à flexão.



Fonte: do autor

#### 4.5. Microdureza Knoop

A microdureza foi aferida por meio de um microdurômetro (Shimadzu (Shimadzu Microhardness Tester, Modelo HMV-2; Shimadzu Corp., Tóquio, Japão). O penetrador de diamante em forma de pirâmide foi introduzido com carga aplicada (c) de 25 g por 10 segundos na superfície de cada espécime, de maneira a realizar 5 repetições das edentações. As edentações tiveram uma distância de 500  $\mu\text{m}$  entre si. O tamanho da maior diagonal de cada edentação angular (d) foi medido ( $\mu\text{m}$ ) a partir de uma escala da ocular do microscópio, e o valor médio das 5 repetições foi utilizado para o cálculo da microdureza Knoop, que se deu a partir da equação  $\text{KHN} = [(14228c)/(d^2)]$ , onde: 14228 = constante; c = carga aplicada (em gramas); d = a maior medida diagonal de uma penetração angular ( $\mu\text{m}$ ).

#### 4.6. Rugosidade superficial

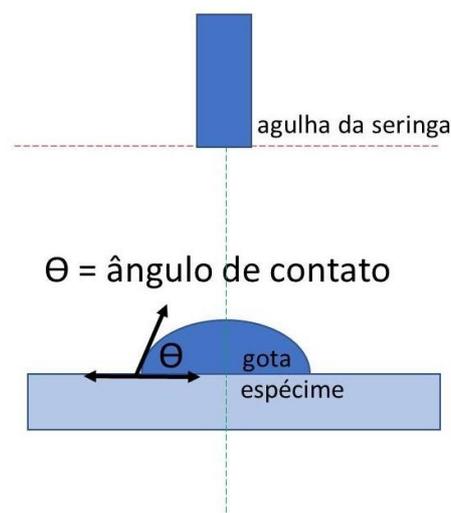
A rugosidade superficial ( $\mu\text{m}$ ) foi determinada por meio de um rugosímetro (Surfcorder SE 1700; Kosaka Laboratory Ltd, Kosaka, Japão) com resolução de 0,01  $\mu\text{m}$ , calibrado em um comprimento de leitura de 0,8 mm e velocidade de 0,5 mm/s. O valor de rugosidade superficial ( $R_a$ ) de cada espécime foi calculado a partir da média de três pontos de leitura pré-estabelecidos (da Silva et al., 2010).

#### 4.7. Energia livre de superfície e molhabilidade

A energia livre de superfície (ELS) foi determinada através do método van Oss-Good - vOGC (van Oss et al., 1988), também chamada de equação Lifshitz–van der Waals acid–base (LWAB), descrita em Firlik e Molenda (2010), que utiliza a medição de três líquidos com tensões superficiais conhecidas, sendo dois polares, a água destilada com tensão superficial de 72,8  $\text{mJ}\cdot\text{m}^{-2}$  e a formamida (Sigma-Aldrich Corporation, San Luis, Missouri, EUA) com tensão superficial de 58  $\text{mJ}\cdot\text{m}^{-2}$ , e um apolar, o 1-bromonaftaleno (Sigma-Aldrich Corporation, San Luis, Missouri, EUA) com tensão superficial de 44,4  $\text{mJ}\cdot\text{m}^{-2}$  (Combe et al., 2004; da Silva et al., 2010; Firlik e Molenda, 2010). A escolha por este trio de líquidos foi embasada no trabalho de Combe et al., 2004. Para o cálculo da energia livre de superfície, os ângulos de contato da água, da formamida e do 1-bromonaftaleno foram medidos sequencialmente, em um goniômetro automatizado (Ramé-hart 200, Ramé-hart Instrument. Co., Netcong,

Nova Jersey, EUA), e, entre as medições, os espécimes foram cuidadosamente lavados com detergente neutro e água destilada. Para isso, cada espécime foi posicionado individualmente na plataforma metálica do aparelho, com a superfície polida voltada para cima. Sobre a superfície, foi depositada, com uma microseringa, uma gota séssil de 15  $\mu\text{L}$  do líquido. A imagem de cada gota na superfície foi registrada por uma câmera fotográfica (Mavica CD 350, Sony, Tokyo, Japan) conectada a um computador, e os ângulos de contato formado na intersecção entre a gota e a superfície foram medidos no ponto de intersecção do líquido com a superfície do corpo de prova, usando o software DROPimage Standard do próprio equipamento (Ramé-hart Instrument co., Netcong, Nova Jersey, EUA) (Figura 5). As medições foram realizadas opticamente por 10 vezes com uma precisão de  $\pm 1^\circ$ , e a média desses valores representou o ângulo de contato para cada amostra. O ângulo de contato da água representou os valores para molhabilidade. O componente dispersivo da energia livre de superfície foi determinado pelo ângulo de contato de um líquido apolar (1-bromonaftaleno). Para calcular a energia livre de superfície, utilizou-se a equação representada por ELS  $\gamma_s = (\cos\theta + 1) \times \gamma_L = 2((\gamma_s^{\text{LW}} \gamma_L^{\text{LW}}) + (\gamma_s^- \gamma_L^+) + (\gamma_s^+ \gamma_L^-))$ , sendo  $\gamma_s^{\text{AB}} = 2(\gamma_s^+ \gamma_s^-)$ ,  $\gamma_L^{\text{LW}}$  = componente apolar Lifshitz-van der Waals,  $\gamma_L^+$  = componente polar ácido de Lewis,  $\gamma_L^-$  = componente polar básico de Lewis,  $\gamma_s^{\text{LW}}$  = componente apolar ou dispersivo e  $\gamma_s^{\text{AB}}$  = componente polar (van Oss et al., 1988).

Figura 5 – Representação esquemática do posicionamento do espécime no goniômetro durante a medição do ângulo de contato frente a gota do líquido dispensado pela seringa.



Fonte: do autor

#### **4.8. Topografia superficial por Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV**

Os espécimes foram imersos em 1% tetraóxido de ósmio por 1 hora, e posteriormente lavados em água destilada, desidratados por uma série de banhos de etanol (a 70% por 10 minutos, a 95% por 10 minutos, e a 100% por 20 min), e colocados em um dissecador antes de serem recobertos por uma camada de ouro. Posteriormente, os espécimes foram montados em posicionadores (stubs) e metalizados com cobertura de ouro. A topografia da superfície foi observada com um microscópio eletrônico de varredura (Philips XL30 FEG, Philips, Eindhoven, Holanda) em ambiente e alto vácuo a 15 kV e ampliações de  $\times 100$  and  $\times 500$  (da Silva et al., 2010).

#### **4.9. Análise estatística**

Após confirmar a homogeneidade dos dados, por meio do teste Shapiro-Wilk, as duas resinas (fresada e impressa) foram comparadas estatisticamente por meio do teste T independente, a 5% de significância, utilizando o software SAS v.9.4 (Statistical Analysis Software, Cary, NC).

## 5 RESULTADOS

A hipótese nula de que as resinas fresada e de impressão são iguais em suas propriedades foi rejeitada, pois houve diferenças estatisticamente significativas para a resistência à flexão ( $P = 0,0068$ ), o módulo de elasticidade ( $P < 0,0001$ ), a microdureza Knoop ( $P = 0,0001$ ), a molhabilidade ( $P = 0,0001$ ) e os componentes polar ( $P = 0,0029$ ), e dispersivo da energia livre de superfície ( $P = 0,0062$ ). Não houve diferença significativa entre as resinas quanto à rugosidade ( $P = 0,148$ ), nem o componente ácido ( $P = 0,6577$ ) ou o base ( $P = 0,0677$ ), e a energia livre de superfície ( $P = 0,095$ ).

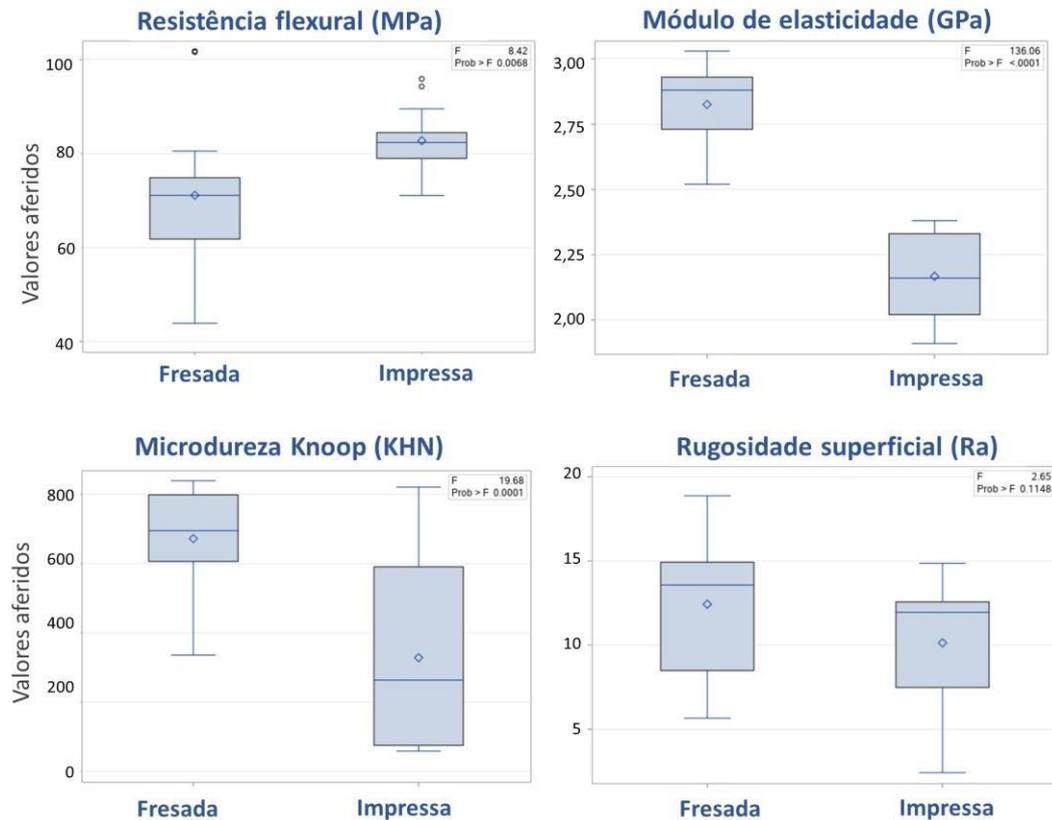
A resistência à flexão da resina impressa ( $82,76 \pm 6,51$  MPa) foi maior do que da fresada ( $71,12 \pm 15,12$  MPa), enquanto o módulo de elasticidade e a microdureza foram menores na impressa ( $2,17 \pm 0,17$  GPa e  $14,40 \pm 6,41$  KHN) do que na fresada ( $2,83 \pm 0,15$  GPa e  $22,08 \pm 2,32$  KHN) (Tabela 1 e Gráfico 1).

Tabela 1 – Média e desvio padrão das propriedades mecânicas avaliadas para as diferentes resinas para as resinas fresada e impressa.

	Fresada	Impressa	Valor de P
<b>Resistência à flexão (MPa)</b>	$71,12 \pm 15,12$	$82,76 \pm 6,51$	0,0068 *
<b>Módulo de elasticidade (MPa)</b>	$2,83 \pm 0,15$	$2,17 \pm 0,17$	$< 0,0001$ *
<b>Microdureza Knoop (KHN)</b>	$22,08 \pm 2,32$	$14,40 \pm 6,41$	0,0001 *
<b>Rugosidade superficial (Ra)</b>	$0,09 \pm 0,04$	$0,13 \pm 0,11$	0,1148

\* Diferença estatística significativa para  $P < 0,05$ , com o teste T independente.

Gráfico 1 – Box-plots dos valores médios e desvios-padrões para as propriedades de resistência à flexão, módulo de elasticidade, microdureza Knoop e rugosidade superficial, avaliadas para as resinas fresada e impressa.



A energia livre de superfície foi igual entre ambas as resinas, com média  $30,33 \pm 5,17$  ergs/cm<sup>2</sup> para a impressa e  $27,19 \pm 5,72$  ergs/cm<sup>2</sup> para a fresada, mas a impressa apresentou valores maiores do componente dispersivo  $\gamma_s^{LW}$  ( $31,47 \pm 4,13$ ) e menor componente polar  $\gamma_s^{AB}$  ( $-0,29 \pm 1,81$ ) do que a fresada ( $26,55 \pm 4,92$  e  $0,64 \pm 0,82$ , respectivamente). A molhabilidade da resina impressa ( $88,80 \pm 1,91^\circ$ ) foi maior que a fresada ( $86,03 \pm 1,48^\circ$ ) (Tabela 2).

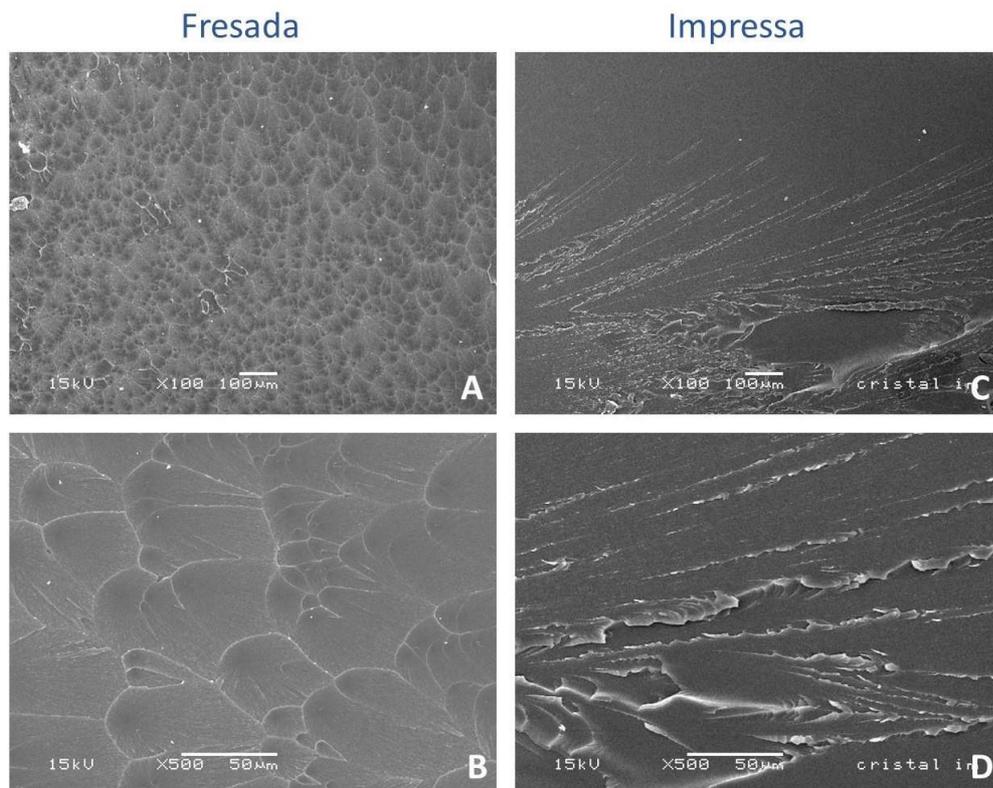
Os dois materiais avaliados diferiram entre si em termos de aparência de sua superfície observada na MEV. A superfície fresada apresentou um desenho estrutural próprio da fabricação dos blocos pela empresa devido à sua composição, e com caráter homogêneo, sem porosidades ou ranhuras (Figuras 6A e 6B). Por entre a superfície homogênea dos espécimes impressos, observaram-se áreas de delaminação entre as camadas, mostrando menor homogeneidade do material impresso frente ao fresado (Figuras 6C e 6D).

Tabela 2 – Média e desvio padrão da energia livre de superfície e seus componentes (ergs/cm<sup>2</sup>) e da molhabilidade (ângulo de contato -  $\Theta$ ) para as diferentes resinas para as resinas fresada e impressa.

	Fresada	Impressa	Valor de P
<b>Energia livre de superfície <math>\gamma_s</math></b>	27,19 ± 5,72	30,33 ± 5,17	0,0952
Componente polar $\gamma_s^{AB}$	0,64 ± 0,82	-0,29 ± 1,81	0,0029 *
Componente ácido $\gamma_{L+}$	0,10 ± 0,15	0,18 ± 0,10	0,6277
Componente base $\gamma_{L-}$	8,39 ± 4,30	5,85 ± 2,88	0,0677
Componente dispersivo $\gamma_{L^{LW}}$	26,55 ± 4,92	31,47 ± 4,13	0,0062 *
<b>Molhabilidade <math>\Theta</math></b>	86,03 ± 1,48	88,80 ± 1,91	0,0001 *

\* Diferença estatística significativa para  $P < 0,05$ , com o teste T independente.

Figura 6 – Imagens da microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície dos espécimes confeccionados com resina fresada (A e B) ou impressa (C e D), com aumento de  $\times 100$  (A e C) e  $\times 500$  (B e D), a 15 kV.



Fonte: do autor

## 6 DISCUSSÃO

O presente trabalho avaliou as propriedades de resistência à flexão, módulo de elasticidade, microdureza Knoop, rugosidade superficial, energia livre de superfície e molhabilidade de dois tipos de resinas acrílicas comercializadas no Brasil, para a fabricação de placas oclusais por tecnologia aditiva ou subtrativa. Para a maioria das propriedades avaliadas, a resina fresada mostrou resultados superiores à impressa, exceto para a resistência à flexão.

Os valores da resistência à flexão da resina impressa estão acima do valor mínimo de 80 Mpa especificado pela ISO 4049:2019 (European Committee for Standardization, 2019) para materiais tipo 1, classe 3, que são materiais restauradores poliméricos mencionados pelo fabricante como indicados para restaurações envolvendo superfície oclusal, e que têm um mecanismo de autocura e também precisam receber a energia de uma fonte externa para terminar seu processo de cura. Já a resina fresada apresentou valores abaixo do especificado nesta ISO. A resistência à flexão indica o quanto de carga um material resiste à deformação antes de sua fratura, simulando sua habilidade de resistir às forças intraorais (Lourinho et al., 2022) e depende de variados fatores, tais como: a composição do material, a inclinação de posicionamento da peça durante a impressão, o número e espessura de camadas de impressão, o comprimento e potência da luz durante a polimerização, o tempo e as condições de temperatura e umidade de armazenamento após a cura (Al-Qahtani et al., 2021, Altarazi et al., 2022, Gad et al., 2022). A resina fresada não atingiu os valores da ISO, mesmo tendo sido armazenada em condições adequadas após sua manufatura, o que pode ser atribuído à composição dos blocos, que não é completamente revelada pelo fabricante. O armazenamento em água pode reduzir a resistência à flexão das resinas fresadas (Gibreel et al., 2021).

De qualquer forma, é importante que as resinas para fabricação de placas oclusais possam ser resistentes às forças compressivas que podem ocorrer durante seu uso, em especial em pacientes com apertamento ou bruxismo cuja força máxima de mordida é estimada ser entre 245 N a 1244 N (25 a 127 kg), com média de (77 kg), conforme a revisão de literatura de Grymak et al. (2021). Para um material fraturar ou desgastar devido ao apertamento ou bruxismo, a força aplicada nesse material tem que exceder os das suas propriedades físicas de resistência à flexão e à fratura (Grymak et al., 2021). Pensando na média de força de mordida reportada para os

pacientes que utilizam placas oclusais, a resina fresada aqui estudada torna-se inadequada para esse uso, se fabricada nas condições do presente estudo. Estudos futuros podem auxiliar a confirmar os resultados do presente estudo em outras condições ou a modificar o método de fabricação subtrativa para essa resina ou sua composição para aprimorar esta marca comercial.

No presente estudo, o módulo de elasticidade da resina impressa e a dureza Knoop foram menores do que a da fresada, e menores do que os valores encontrados no estudo de Altarazi et al. (2022) que relataram valores em torno de 2,4 MPa para impressões a 45° ou 90° curadas em luz ultravioleta por 20 minutos. Gibreel et al. (2021) encontraram valores superiores de módulo de elasticidade (maiores que  $3,2 \pm 0,2$  GPa) para as resinas fresadas. Ellakany et al. (2022) também encontraram maiores valores de módulo de elasticidade e dureza para a resina fresada, embora os valores encontrados não sejam comparáveis ao do presente estudo, já que os autores utilizaram resina para provisórios e o formato de uma prótese parcial fixa posterior de 3 elementos para os testes, ao invés de uma barra retangular.

O fato de a resina fresada ser mais dura pode trazer complicações relacionadas à adesão de rentes de resina acrílica ou de materiais de reembasamento e consertos (Raszewski, 2020), o que não é o caso das resinas para placa oclusal, mas sim das utilizadas para outros tipos de próteses dentais. Quanto menor a dureza, a matriz do material degrada, tornando-o heterogêneo, e aumentando o risco de fratura, pigmentação e adesão microbiana (Lourinho et al., 2022) Essa possível degradação da matriz pôde ser vista nas imagens do MEV para as resinas impressas, durante a análise microscópica da topografia superficial, confirmando que provavelmente a dureza reduzida da resina impressa da marca comercial do presente estudo influenciou a alteração da superfície e, conseqüentemente, as relações dos componentes da energia livre de superfície polar e apolar, que também foram diferentes para a resina impressa. É importante que a resina utilizada para fabricação de uma placa oclusal tenha alta dureza, a fim de resistir às forças de atrição ocorridas durante o bruxismo (Raszewski, 2020, Grymak et al., 2021, Altarazi et al., 2022). Os valores de dureza dos trabalhos anteriores sejam dureza Vickers e não dureza Knoop, o que torna difícil a comparação de valores. Mas pôde ser verificado que a marca commercial de resina impressa estudada neste trabalho tem baixos valores de dureza, devendo ser usada com cautela para placas oclusais, frente à possibilidade de

desgaste superficial. Estudos futuros que aprimores essa propriedade são necessários e favoráveis à evolução e difusão do uso das resinas impressas na reabilitação oral.

A dureza e módulo de elasticidade reduzidos para a resina impressa do presente estudo pode ser explicada pela estrutura interna do material, frente à uma menor taxa de conversão de monômero em polímero, fato também descrito nos estudos de Dwairi et al. (2022), Lourinho et al., 2022, Prpic' et al. (2022). Mas estudos futuros que explorem propriedades relacionadas à taxa de conversão polimérica da resina impressa usada no presente estudo são necessários para um melhor entendimento de seu comportamento nas condições de polimerização utilizadas no presente estudo. Outros estudos, justificam a menor dureza e módulo de elasticidade da resina impressa, como o encontrado no presente estudo, à menor adesão entre as camadas de impressão (Gad et al., 2021, Perea-Lowery et al., 2021, Lourinho et al., 2022) de maneira que se a carga aplicada no teste for paralela à direção da estratificação da impressão da peça, esta adesão seria ainda pior. O presente estudo utilizou a inclinação de 90 graus durante a impressão e realizou o teste em direção perpendicular a isso, não sendo essa uma justificativa relacionada aos valores reduzidos de modulo de elasticidade e dureza encontrados no presente estudo. A formação de bolhas durante a manipulação e impressão da resina, que também é citada na literatura como uma das causas para menores valores de elasticidade e dureza, também não foi observada nas imagens de microscopia (Lourinho et al., 2022).

A molhabilidade, representada pelo ângulo de contato, é definida pelo ângulo que se forma na superfície da água ao entrar em contato com a superfície de um sólido. Um ângulo de contato maior significa uma superfície mais hidrofóbica, ou seja, o líquido apresentará dificuldade de molhamento da superfície (Vogler, 1998). Mesmo a molhabilidade da resina impressa ( $88,80 \pm 1,91$ ) sendo significativamente maior que a fresada ( $86,03 \pm 1,48$ ), o ângulo de contato formado com a água foi maior do que  $85^\circ$  para ambas as resinas. Ângulos de contato superiores a  $65^\circ$ , e consequentemente, ELS menores que  $30 \text{ mJm}^{-2}$ , indicam uma superfície muito hidrofóbica, característica comum às resinas acrílicas (Vogler, 1998), e que pôde ser observada para ambas as resinas avaliadas no presente trabalho. Mesmo a superfície estando irregular, por causa das descamações da resina impressa, não a tornaram

mais hidrofílica do que a fresada, o que pode ser explicado pela diferença de composição entre as duas e o formato microscópico assumido por suas partículas observado no MEV.

A ELS baixa ( $30,33 \pm 5,17$  e  $27,19 \pm 5,72$ ) encontrada no presente estudo traz um painel de discussão com relação à adesão bacteriana sobre a resina, e, nesse quesito, não houve diferença entre as resinas, que tiveram uma baixa ELS comparado com outros estudos sobre a resina acrílica e adesão bacteriana, como a ELS encontrada por da Silva et al., de  $39,4 \pm 0,5$ ) (da Silva et al., 2010). A ELS encontrada no presente trabalho abaixo de  $30 \text{ mJm}^{-2}$ , assim como o reportado por Rüttermann et al. (2011) pode refletir o processo de polimento que ocorreu de maneira padronizada em ambas as resinas, mantendo uma rugosidade média de  $0,11 \mu\text{m}$ , limite abaixo dos  $0,2 \mu\text{m}$  que a literatura aponta para a adesão bacteriana efetiva (Quirinen et al., 1990, da Silva et al., 2010). Assim, os resultados do presente estudo indicam que ambas as resinas estão próximas do limite ELS de  $30 \text{ mJ m}^{-2}$  descrita como favorável para a adesão bacteriana (Vogler, 1998, Rüttermann et al., 2011). As bactérias das espécies *Actinomyces naeslundii* e *viscosus* e *Streptococi oralis*, *mitis* e *sanguinis* formam interações hidrofóbicas para aderirem ao esmalte dental (Rüttermann et al., 2011). Esse processo de polimento e abrasão da superfície continua ocorrendo durante seu uso clínico, por ácidos da superfície e o próprio contato durante a mastigação, o que pode modificar de forma intermitente as superfícies dessas resinas (Rüttermann et al., 2011). Estudos clínicos futuros que acompanhem longitudinalmente a performance dessas resinas pode auxiliar a responder essas questões.

Um ponto positivo do presente estudo é a padronização do espécime de acordo com uma norma ISO, permitindo um padrão de comparação mais preciso e alinhado com o que é feito internacionalmente. Uma limitação do presente estudo é que a simulação *in vitro* não reproduz as variadas situações e condições clínicas de fundição e uso de uma placa oclusal, embora seja o melhor tipo de ensaio para se estudar as propriedades dos materiais e possibilidades de seu aprimoramento. Estudos clínicos que acompanhem longitudinalmente. O presente estudo apresentou a limitação de ter avaliado uma marca comercial de cada tipo de resina impresso e fresado, e não ter utilizado resinas convencionais. A escolha por essas marcas comerciais deu-se em razão de sua venda e uso ser recentemente difundido no país, e de estudos a respeito dessas resinas serem escassos ou até inexistentes, considerando o conhecimento da

equipe de pesquisa. Estudos futuros são encorajados para ampliar o conhecimento a respeito dessas resinas no Brasil e modificar a composição das resinas para fornecer melhores propriedades para a fabricação de placas oclusais por CAD-CAM.

O presente estudo traz um embasamento e aplicabilidade para os técnicos de prótese dental e cirurgiões-dentistas a respeito de duas marcas comerciais de resinas acrílicas utilizadas no país para fabricação aditiva ou subtrativa de placas oclusais, mostrando que ambas as resinas possuem comprometimentos de propriedades mecânicas e superficiais importantes para o uso e longevidade das placas oclusais, demandando a atenção dos fabricantes e pesquisadores para a necessidade de seu urgente aprimoramento.

## 7 CONCLUSÃO

Com base nos achados deste estudo, concluiu-se que:

1. A resina impressa teve baixos valores de microdureza Knoop, e menores do que a fresada.
2. A resina fresada mostrou baixa resistência à flexão, abaixo dos valores da ISO utilizada neste estudo e abaixo da média de força de mordida relatada na literatura durante o bruxismo.
3. O módulo de elasticidade e a microdureza Knoop foram maiores para as resinas fresadas.
4. A energia de superfície foi similar para ambas as resinas, mas a molhabilidade e o componente dispersivo foram maiores para a resina impressa.
5. Ambas as resinas possuem comprometimento de propriedades mecânicas importantes para a fabricação de placas oclusais, demandando estudos e aprimoramento.

## REFERÊNCIAS

Al-Dwairi, Z.N.; Al Haj Ebrahim, A.A.; Baba, N.Z. A comparison of the surface and mechanical properties of 3D printable denture-base resin material and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). *J. Prosthodont.* 2022, in prelo.

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 Dec;38(12):1841-1854. doi: 10.1016/j.dental.2022.09.006.

Al-Moraissi EA, Conti PCR, Alyahya A, Alkebsi K, Elsharkawy A, Christidis N. The hierarchy of different treatments for myogenous temporomandibular disorders: a systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials. *Oral Maxillofac Surg.* 2022 Dec;26(4):519-533. doi: 10.1007/s10006-021-01009-y.

Al-Qahtani AS, Tulbah HI, Binhasan M, Abbasi MS, Ahmed N, Shabib S, Farooq I, Aldahian N, Nisar SS, Tanveer SA, Vohra F, Abduljabbar T. Surface properties of polymer resins fabricated with subtractive and additive manufacturing techniques. *Polymers (Basel).* 2021 Nov 24;13(23):4077. doi: 10.3390/polym13234077.

Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, Rohr N. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent.* 2020 Dec;124(6):780-786. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.10.024.

Buergers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, Rosentritt M, Handel G. Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. *Dent Mater.* 2009 Feb;25(2):269-75. doi: 10.1016/j.dental.2008.07.011.

Combe EC, Owen BA, Hodges JS. A protocol for determining the surface free energy of dental materials. *Dent Mater.* 2004 Mar;20(3):262-8. doi: 10.1016/S0109-5641(03)00102-7.

da Silva WJ, Seneviratne J, Samaranyake LP, Del Bel Cury AA. Bioactivity and architecture of *Candida albicans* biofilms developed on poly(methyl methacrylate) resin surface. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010 Jul;94(1):149-56. doi: 10.1002/jbm.b.31635.

Denardin ACS, do Nascimento LP, Valesan LF, Da Cas CD, Pauletto P, Garanhani RR, Januzzi E, Hilgert LA, de Souza BDM. Disocclusion guides in occlusal splints on temporomandibular disorders and sleep bruxism: a systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2022 Jul 23;S2212-4403(22)01052-5. doi: 10.1016/j.oooo.2022.07.009.

Ellakany P, Fouda SM, Mahrous AA, AlGhamdi MA, Aly NM. Influence of CAD-CAM milling and 3d-printing fabrication methods on the mechanical properties of 3-unit interim fixed dental prosthesis after thermo-mechanical aging process. *Polymers (Basel)*. 2022 Sep 30;14(19):4103. doi: 10.3390/polym14194103.

European Committee for Standardization. EN ISO 4049:2019. Dentistry - Polymer-based restorative materials. Brussels, The British Standards Institution Ltd., 2019.

Firlik, S; Molenda, J. Comparison of methods for the surface free energy determination of polymeric layers aligning liquid crystals. *Chemik*. 2010;64(4):1-4.

Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, Alshahrani FA, Al-Thobity AM, Khan SQ, Akhtar S, Ateeq IS, Helal MA, Al-Harbi FA. Strength and surface properties of a 3d-printed denture base polymer. *J Prosthodont*. 2022 Jun;31(5):412-418. doi: 10.1111/jopr.13413.

Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021 Dec;124:104813. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104813.

Lourinho C, Salgado H, Correia A, Fonseca P. Mechanical properties of polymethyl methacrylate as denture base material: heat-polymerized vs. 3d-printed-systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Biomedicines*. 2022 Oct 13;10(10):2565. doi: 10.3390/biomedicines10102565.

Manfredini D, Ahlberg J, Winocur E, Lobbezoo F. Management of sleep bruxism in adults: a qualitative systematic literature review. *J Oral Rehabil*. 2015 Nov;42(11):862-74. doi: 10.1111/joor.12322.

Mengatto CM, Coelho-de-Souza FH, de Souza Junior OB. Sleep bruxism: challenges and restorative solutions. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2016 Apr 22;8:71-7. doi: 10.2147/CCIDE.S70715.

Moslehifard E, Ghaffari T, Abolghasemi H, Maleki Dizaj S. Comparison of conventional pressure-packed and injection molding processing methods for an acrylic resin denture based on microhardness, surface roughness, and water sorption. *Int J Dent*. 2022 Aug 17;2022:7069507. doi: 10.1155/2022/7069507.

Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila LV. 3D-Printed vs. Heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials (Basel)*. 2021 Oct 3;14(19):5781. doi: 10.3390/ma14195781.

Piedra-Cascón W, Sadeghpour M, Att W, Revilla-León M. A vat-polymerized 3-dimensionally printed dual-material occlusal device: a dental technique. *J Prosthet Dent*. 2021 Sep;126(3):271-275. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.07.011.

Prpić V, Schauerl Z, Ćatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of mechanical properties of 3D-printed, CAD-CAM, and conventional denture base materials. *J Prosthodont*. 2020 Jul;29(6):524-528. doi: 10.1111/jopr.13175.

Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*. 1990 Mar;17(3):138-44. doi: 10.1111/j.1600-051x.1990.tb01077.x.

Raszewski Z. Acrylic resins in the CAD-CAM technology: A systematic literature review. *Dent Med Probl*. 2020 Oct-Dec;57(4):449-454. doi: 10.17219/dmp/124697.

Rüttermann S, Trellenkamp T, Bergmann N, Raab WH, Ritter H, Janda R. A new approach to influence contact angle and surface free energy of resin-based dental restorative materials. *Acta Biomater*. 2011 Mar;7(3):1160-5. doi: 10.1016/j.actbio.2010.10.002.

Tran C, Ghahreman K, Huppa C, Gallagher JE. Management of temporomandibular disorders: a rapid review of systematic reviews and guidelines. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2022 Sep;51(9):1211-1225. doi: 10.1016/j.ijom.2021.11.009.

Valenti C, Isabella Federici M, Masciotti F, Marinucci L, Xhimitiku I, Cianetti S, Pagano S. Mechanical properties of 3D-printed prosthetic materials compared with milled and conventional processing: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent.* 2022 Aug 5:S0022-3913(22)00415-2. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.06.008.

van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):3-12. doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014.

van Oss, CJ, Good, RJ, Chaudhury, MK. Additive and nonadditive surface tension components and the interpretation of contact angles. *Langmuir* 1988;4:884-891.

Vogler EA. Structure and reactivity of water at biomaterial surfaces. *Adv Colloid Interface Sci.* 1998 Feb;74:69-117. doi: 10.1016/s0001-8686(97)00040-7.

You SG, You SM, Kang SY, Bae SY, Kim JH. Evaluation of the adaptation of complete denture metal bases fabricated with dental CAD-CAM systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2021 Mar;125(3):479-485. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.039.

Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G, Beuer F, Kohal R, Wemken G, Krügel M, Pieralli S. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dent Mater.* 2021 Mar;37(3):432-442. doi: 10.1016/j.dental.2020.11.020.

## ANEXOS

### ANEXO 1 – Verificação de originalidade e prevenção de plágio



Relatório gerado pelo software Turnitin, em <https://www.turnitin.com/pt>