

UNIVERSIDADE SANTO AMARO

Mestrado em Odontologia

Área de Concentração em Implantodontia

Vinicius Sato Silva

**Microdureza, sorção e solubilidade de resinas de impressão 3D
utilizadas para prótese**

São Paulo

2026

Vinicius Sato Silva

**Microdureza, sorção e solubilidade de resinas de impressão 3D
utilizadas para prótese**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* da Universidade Santo Amaro – UNISA, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Orientador: Prof. Dr. William Cunha Brandt Coorientador: Prof. Dr. Rafael Pino Vitti.

**São Paulo – SP
2026**

S584m

Silva, Vinicius Sato.

Microdureza, sorção e solubilidade de resinas de impressão 3D utilizadas para prótese / Vinicius Sato Silva. - São Paulo, 2026.

58 p. : il.;

Dissertação (Mestrado (Dissertação) em Mestrado em Odontologia) – Universidade Santo Amaro, 2026.

Orientador: Prof. Dr. William Cunha Brandt.

Coorientador: Prof. Me. Rafael Pino Vitti.

Bibliografia incluída

1. Bases de Dentadura. 2. Impressão Tridimensional. 3. Prótese. I. Brandt, William Cunha, II. Vitti, Rafael Pino. III. Universidade Santo Amaro. IV. Título.

CDD 617.6920223

Elaborado pela Bibliotecária Zely Siqueira Gonzaga Filha CRB8/7691

Vinicius Sato Silva

**MICRODUREZA, SORÇÃO E SOLUBILIDADE DE RESINAS PARA
IMPRESSÃO 3D UTILIZADAS PARA PRÓTESE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* da Universidade Santo Amaro – UNISA, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. William Cunha Brandt Coorientador: Prof. Dr. Rafael Pino Vitti.

São Paulo, 02 de fevereiro de 2026

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Caio Vinicius Roman Torres

Prof. Dr. Rafael Pino Vitti

Prof. Dr. William Cunha Brandt

Conceito final: _____

Dedico esta dissertação à minha mãe, Tatiana, que, com amor e coragem, não mediu esforços para manter minha mente curiosa e meu coração aberto.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço aos meus pais, **Adriano e Tatiana**, pelo incentivo, apoio e reconhecimento muito além do que consigo perceber que mereço.

Agradeço à minha avó **Zuleide**, fonte de profunda admiração e inspiração. Sua força e dedicação ao bem-estar da nossa família são parte fundamental de qualquer conquista que eu possa alcançar nesta vida.

Agradeço à minha noiva, **Bárbara**, que me enche de amor e carinho e torna meus dias mais doces e cheios de alegria. Nossos momentos deixam minha alma mais leve, renovam minhas energias e fazem com que o nosso amor me encante a cada dia.

Às minhas irmãs, **Laura e Geovana**, e a todos os meus familiares, pelo amor e incentivo incondicionais, pela parceria, pela torcida, pelo carinho e pelas boas risadas, que tornam a jornada da vida mais leve em todas as suas etapas.

Agradeço imensamente ao **Prof. Dr. Rafael Pino Vitti**, que, em todos os momentos, foi tão paciente e solícito.

Agradeço ao **Prof. Dr. William Cunha Brandt**, por assumir a orientação desse trabalho.

Agradeço à **Prof^a. Dra. Marina Tiemi Shio**, por viabilizar meu acesso ao laboratório mesmo diante da minha agenda complicada.

Agradeço a todos os professores da Pós-graduação da Universidade Santo Amaro: **Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, Prof^a. Dra. Angelica Castro Pimentel, Prof. Dr. Caio Vinicius Roman Torres, Prof^a. Dra. Debora Pallos, Prof^a. Dra. Fabiana Martins, Prof^a. Dra. Heloísa Fonseca Marão, Prof^a. Dra. Flávia Gonçalves, Prof^a. Dra. Luana Campos, Prof^a. Dra. Marcia Tanaka, Prof^a. Dra. Yeon Jung Kim, Prof. Dr. Gustavo Antônio Correa Momesso e Prof. Dr. William Cunha Brandt**, que são profissionais inspiradores e seres humanos incríveis. É nobre a dedicação de cada um em compartilhar seu conhecimento.

Aos amigos da turma de Mestrado, com quem tive a honra de compartilhar esta jornada. Tenho grande admiração por cada um de vocês. Foi um privilégio dividir a sala de aula e tantos momentos enriquecedores.

À equipe e aos pacientes da **APCD Ipiranga**, onde executei meus primeiros casos de implantodontia, pela confiança e aprendizado.

Agradeço a todos os amigos e colegas de trabalho da **Fiscalização do CROSP**, com quem dividi muitos dias em diligências, que nos proporcionaram conversas enriquecedoras sobre a Odontologia e a vida.

A **Cleide Cardoso**, parceira de diligências que se tornou uma amiga tão querida e que acompanhou de perto o início da minha jornada na Implantodontia, por ouvir minhas promessas de visita, que nunca se concretizam e são sempre adiadas em razão dos fins de semana de estudos, mas que, em breve, se concretizarão.

A **Gisele Pavão Spaulonci**, coordenadora da Macro 5B da Fiscalização do CROSP, profissional exemplar e pessoa inspiradora na forma como conduz sua equipe, pelos aprendizados proporcionados durante nosso convívio de trabalho e pelo apoio quando fui aprovado e decidi iniciar o mestrado.

Agradeço a toda a equipe da **Comissão de Ética do CROSP**, em particular à **Sarita Quillici Ibelli** e ao **Renato Hissashi Mori**, amigos queridos que vêm me apoiando de perto e valorizando meu trabalho, no qual me esforço para aplicar todo o conhecimento adquirido ao longo do mestrado.

Ao Diretor da Comissão de Ética do CROSP, **Pablo Luiz L. F. Pistoni**, por reconhecer a qualificação que o mestrado me proporcionou e, a partir disso, vislumbrar a possibilidade de minha contribuição ao Núcleo de Auditoria.

À equipe do laboratório **Foco Dental**, pelo apoio técnico e por viabilizar a realização deste trabalho.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pelo apoio e pela bolsa concedida.

*Então, onde compro minha passagem?
Gostaria de ter um assento na primeira fila.
Quero conhecer a nova Mãe Terra,
Quero ouvir e ver tudo*

Jimi Hendrix

RESUMO

O objetivo desse trabalho foi avaliar propriedades físicas e químicas de resinas de impressão 3D utilizadas para prótese. Foi confeccionado um total de 50 amostras em formato de discos com dimensão de 10 × 2 mm, separadas 25 para o ensaio de microdureza e 25 para sorção e solubilidade, onde foram divididas em grupos (n=5) de acordo com a marca: Yller; Printax; Monille; Prizma e Smartdent. A medição de microdureza Knoop foi realizada 5 vezes, em regiões distintas de uma mesma superfície na amostra, utilizando carga de 50 gf aplicada por 10 segundos. Os testes de sorção e solubilidade em água seguiram as recomendações da norma ISO 20795-1. Foram realizadas pesagens em 3 momentos: após secagem dos espécimes em estufa a 37 °C por 24 horas e transferência para dessecador por mais 24 horas (M1), após 7 dias de imersão em água destilada em estufa a 37 °C (M2); e após secagem por 24 horas em estufa, seguida por 24 horas em dessecador (M3). Para o cálculo de volume, foram utilizadas as medidas de espessura e diâmetro obtidas com paquímetro analógico. O valor de sorção de água foi calculado pela fórmula $(M2 - M3) / V$ e a solubilidade pela fórmula $(M1 - M3) / V$. Os dados foram inicialmente avaliados quanto à normalidade e à homoscedasticidade. Para sorção e solubilidade, as médias foram analisadas por ANOVA de um fator, seguida do teste post hoc de Tukey (HSD) para comparações múltiplas com nível de significância de 5%. Quanto à microdureza, os dados foram analisados pelo teste de Kruskal-Wallis, seguido de comparações múltiplas com correção de Bonferroni ($\alpha=0,05$). O maior valor de sorção foi verificado na resina Smartdent, e o menor na resina Yller, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Para solubilidade, o maior valor encontrado foi da marca Printax, e o menor valor foi da marca Prizma, que apresentou valor negativo (ganho de massa), com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). No teste de microdureza, o maior valor foi apresentado pela resina Monille, e o menor por Smartdent, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). A resina Yller apresentou o melhor desempenho geral, e a resina SmartDent, o pior

Palavras-chaves: Bases de Dentadura, Impressão Tridimensional, Testes de Dureza, Solubilidade, Adsorção

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the physical and chemical properties of 3D printing resins used for prostheses. A total of 50 disk-shaped specimens measuring 10 × 2 mm were fabricated, with 25 allocated to the microhardness test and 25 to the sorption and solubility tests. The specimens were divided into groups (n = 5) according to brand: Yllor, Printax, Monille, Prizma, and SmartDent. Knoop microhardness was measured five times in different regions of the same specimen surface using a 50 gf load applied for 10 seconds. Water sorption and solubility tests followed the recommendations of ISO 20795-1. Specimens were weighed at three time points: after drying in an oven at 37 °C for 24 hours followed by storage in a desiccator for another 24 hours (M1); after 7 days of immersion in distilled water in an oven at 37 °C (M2); and after drying again for 24 hours in an oven followed by 24 hours in a desiccator (M3). For volume calculation, thickness and diameter measurements obtained with an analog caliper were used. Water sorption was calculated using the formula $(M2 - M3) / V$, and solubility using the formula $(M1 - M3) / V$. The data were initially assessed for normality and homoscedasticity. For sorption and solubility, means were analyzed by one-way ANOVA followed by Tukey's post hoc test (HSD) for multiple comparisons at a significance level of 5%. For microhardness, data were analyzed using the Kruskal-Wallis test followed by multiple comparisons with Bonferroni correction ($\alpha = 0.05$). The highest sorption value was observed for SmartDent resin, and the lowest for Yllor resin, with a statistically significant difference ($p < 0.05$). Regarding solubility, the lowest value was found for Prizma, which showed a negative value (mass gain), while the highest value was found for Printax, with a statistically significant difference ($p < 0.05$). In the microhardness test, the highest value was observed for Monille resin and the lowest for SmartDent, also with a statistically significant difference ($p < 0.05$). Yllor resin showed the best overall performance, and SmartDent, the worst.

Keywords: Denture Bases, Three-Dimensional Printing, Hardness Tests, Solubility Adsorption,

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	12
2.	OBJETIVO	15
3.	REVISÃO DA LITERATURA	16
3.1.	Dados sobre edentulismo e reabilitação protética	16
3.2.	Aplicações e fluxos de trabalho.....	18
3.3.	Materiais para base de prótese	19
3.4.	Fatores que influenciam no desempenho das resinas	20
3.5.	Comparações entre materiais	25
4.	MATERIAL E MÉTODO	33
4.1.	Confecção das amostras.....	33
4.2.	Dureza Knoop	36
4.3.	Sorção e solubilidade	39
4.4.	Análise estatística	41
4.5.	Declaração de uso de Inteligência Artificial	41
4.6.	Resumo do delineamento experimental	41
5.	RESULTADOS	42
6.	DISCUSSÃO	44
7.	CONCLUSÃO.....	52
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	53

1. INTRODUÇÃO

Diante da alta prevalência do edentulismo, com 36,48% de edêntulos na população brasileira, ¹ e números próximos aos 400 milhões de pessoas a nível global,² há uma alta demanda para o tratamento com próteses dentárias. Seu uso está relacionado à melhora da qualidade de vida em pacientes desdentados, ^{3,4} trazendo benefícios na fonação, estética e função mastigatória,⁵ além de poder oferecer benefícios protetores contra o declínio cognitivo. ⁶

Na confecção de próteses dentárias, existem resinas com aplicações distintas, que, em suma, podem ser destinadas à fabricação de dentes artificiais ou de bases protéticas. As destinadas a confecção de bases de prótese são particularmente relevantes devido a sua versatilidade na odontologia, visto que, além de sua aplicação na confecção de próteses totais e parciais removíveis, também são empregadas em dispositivos como moldeiras individuais e aparelhos ortodônticos.

Historicamente, diferentes matérias-primas eram utilizadas na confecção de bases protéticas. Antes do século XVII materiais naturais como madeira, marfim e ossos de hipopótamo ou baleia, os quais eram esculpidos para se adaptarem às regiões edêntulas. No século XVIII, Etienne Bourdet foi o primeiro a utilizar ouro na confecção de bases de prótese, mas seu uso amplo na Odontologia foi limitado devido ao alto custo e à estética insatisfatória decorrente da cor do metal, e, atualmente, o tipo de material mais utilizado são as resinas termoativadas. ^{6,7}

A ISO 20795-1:2013 ⁸ classifica polímeros e copolímeros para base de prótese e estabelece requisitos e métodos de ensaio para verificação de conformidade. Os materiais são categorizados em cinco tipos: termo polimerizáveis; auto polimerizáveis; bloco ou pó termoplástico; ativados por luz e polimerizados por micro-ondas). Idealmente, espera-se que esses materiais aliem propriedades mecânicas adequadas, como dureza de superfície, resistência à abrasão, à fadiga e ao impacto, estabilidade química e dimensional, com baixa sorção em fluidos orais, alta insolubilidade e biocompatibilidade, além de boa relação custo-benefício, qualidade estética, facilidade de fabricação e limpeza. ⁷

Atualmente, o poli metilmetacrilato (PMMA), uma resina termoativada, é o polímero mais adotado, com vantagens como facilidade de manipulação e baixo custo. Embora apresente propriedades mecânicas favoráveis, como boa resistência mecânica e estabilidade dimensional após polimerização, esse material possui desvantagens relevantes, como alta contração de polimerização e biocompatibilidade limitada, devido à possibilidade de reações de contato oriundas da presença de monômero residual. Além disso é suscetível a fadiga mecânica e fraturas: quase 30% dos pacientes relatam que suas próteses já fraturaram, e até 63% das próteses podem fraturar nos 3 primeiros anos de uso.^{9, 10} Assim, torna-se necessário o desenvolvimento de materiais e técnicas de fabricação aprimorados, com melhor desempenho químico e mecânico.

Diante dessa necessidade, a fabricação de bases de prótese através da impressão em três dimensões (3D) apresenta-se como uma alternativa ao método convencional e ao uso de resinas termoativadas, com vantagens como melhor retenção, adaptação tecidual superior, otimização no tempo de confecção pela redução de consultas e maior conforto.^{11, 12}

As resinas de impressão 3D utilizadas para prótese apresentam, em sua composição, quatro grupos principais de componentes: metil metacrilato (MMA) e seus derivados (monômeros e oligômeros), que atuam como base reativa e polimerizam para formar uma estrutura sólida; foto iniciadores, que absorvem luz e, quando expostos à radiação ultravioleta geram radicais livres, responsáveis por iniciar a polimerização do MMA e promover a solidificação da resina; estabilizadores, que reduzem a degradação induzida pela radiação ultravioleta, prevenindo fragilidade, desbotamento e perda de propriedades mecânicas; e aditivos, que otimizam o desempenho tanto no armazenamento, ao estabilizar a formulação, evitando polimerização prematura e prolongando a vida útil, quanto no uso clínico, por meio do ajuste de características como pigmentação e incorporação de cargas para ganho de resistência, além de influenciar em aspectos relacionados a impressão, como a precisão, por modular escoamento e viscosidade¹³

Ainda que o advento da impressão 3D tenha revolucionado a odontologia, trazendo soluções precisas, personalizáveis e de bom custo-benefício - em particular na prótese dentária, onde pode ser utilizada para produzir modelos, moldeiras

individuais, próteses removíveis, coroas provisórias ou definitivas, dentes artificiais e bases de prótese - ¹⁴ a tecnologia e os materiais empregados ainda se encontram em estágios iniciais de desenvolvimento, e estudos recentes que avaliaram bases de resinas de impressão 3D com diferentes composições têm demonstrado a necessidade de aprimoramento dos materiais atualmente disponíveis. ^{15, 16} os quais podem inclusive apresentar desempenho inferior ao dos materiais polimerizados por calor ou de resinas prensadas ¹⁷⁻¹⁹

Entre as propriedades investigadas por esses estudos, destacam-se a dureza, a sorção e a solubilidade, parâmetros relevantes para determinar diferentes características de uma prótese, como longevidade, resistência mecânica, estabilidade dimensional, compatibilidade biológica e desempenho estético. Essas propriedades também se relacionam à capacidade do material de absorver líquidos, reter placa, sofrer pigmentação e resistir aos danos causados pela mastigação e pela escovação, bem como à sua suscetibilidade ao desenvolvimento de fissuras e deformações, que podem favorecer o acúmulo de microrganismos e a liberação de monômeros residuais ²⁰⁻²⁵

2. OBJETIVO

Nesse contexto, o objetivo desse trabalho foi avaliar as propriedades de dureza, sorção e solubilidade de resinas de impressão 3D utilizadas para prótese disponíveis comercialmente, a fim de auxiliar na tomada de decisão clínica e no desenvolvimento de futuras pesquisas. A hipótese de trabalho seria que as diferentes resinas apresentariam diferenças significativas nos valores de: i - microdureza; ii - sorção e iii - solubilidade.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Dados sobre edentulismo e reabilitação protética

Dados extraídos de levantamentos epidemiológicos nacionais conduzidos pelo Ministério da Saúde nos anos de 2003, 2010 e 2023 mostraram que aproximadamente 35% dos idosos apresentavam edentulismo. Em 2010, o número de pessoas com 60 anos ou mais era de 20.534.832, enquanto em 2023 esse número aumentou para 32.113.490, representando um crescimento de cerca de 50% nessa faixa etária. Com base nas estimativas dos levantamentos, aproximadamente 10,9 milhões de pessoas viviam sem dentes em 2010 e 11,7 milhões em 2023.¹

A nível global, o estudo de Feng et al.² utilizou a plataforma *Global Health Data Exchange*, com o conjunto de dados *Global Burden of Disease 2021*, para examinar as tendências globais de incidência, prevalência e anos vividos com incapacidade de edentulismo e doença periodontal no período de 1990 a 2021, além de aplicar um modelo Autorregressivo Integrado de Médias Móveis para prever as tendências futuras desses indicadores entre 2022 e 2050 com base na série histórica de 1990 a 2021. Em 2021, o número global de casos prevalentes de edentulismo foi de 353.000.621 (intervalo de incerteza de 95% = 300.591.593 a 416.167.869), e as projeções sugerem tendências relativamente estáveis da carga global de 2022 a 2050. Porém, com o crescimento contínuo da população mundial, o estudo aponta para a o possível aumento dessa carga nas próximas décadas.

A revisão sistemática de Li et al.³ analisou a associação entre condições de saúde bucal e a qualidade de vida relacionada à saúde em adultos com 60 anos ou mais, abrangendo 35 estudos transversais e 3 estudos de coorte, extraídos de 36 artigos e totalizando 111.592 participantes de 18 países. Quanto ao uso de próteses dois estudos transversais apontam (através do instrumento para medir qualidade de vida EuroQol e do questionário Short Form-36) que o uso de prótese apresenta associação positiva com a qualidade de vida e a percepção da própria saúde de tais indivíduos.

Outra revisão, conduzida por Linn et al.⁴ analisou dez estudos clínicos que utilizaram questionários padronizados para medir o impacto da condição bucal na qualidade de vida (Oral Health Impact Profile (OHIP) e o Geriatric Oral Health Assessment Index (GOHAI). No total, 504 participantes foram avaliados, sendo 133

usuários de próteses totais convencionais, 372 usuários de overdentures sobre implantes e 39 usuários de próteses fixas sobre implantes. Os autores encontraram aumento nas pontuações dos indicadores, apontando um resultado positivo principalmente entre o terceiro e o sexto mês de acompanhamento, que variou de 21,3% a 25,43% para próteses convencionais, de 36,82% a 41,32% para overdentures sobre implantes e de 39,48% a 42,83% para próteses fixas sobre implantes.

A satisfação de usuários de próteses totais quanto aos resultados do tratamento após a entrega das próteses, foi avaliada por Devi et al.,⁵ que aplicaram um questionário registrando expectativas em relação à mastigação, fonética, conforto, retenção e estética. Os resultados mostraram que os fatores de retenção, estética e fonética apresentaram altos níveis de satisfação entre usuários já adaptados às próteses, enquanto a mastigação foi o aspecto mais bem avaliado pelos novos usuários. O fator conforto, demonstrou-se consistentemente satisfatório em ambos os grupos de participantes.

O estudo de Afrashtehfar et al.⁶ investigou a ocorrência de comprometimento cognitivo leve, em pacientes edêntulos, até três anos após a instalação de overdentures sobre um único implante mandibular, utilizando a versão japonesa do instrumento Montreal Cognitive Assessment nos momentos basal, após dois meses, um ano, dois anos e três anos da instalação da prótese. 22 pacientes com mandíbulas edêntulas receberam overdentures sobre um implante, e apresentaram aumento estatisticamente significativo nas pontuações totais do instrumento, após um e três anos em comparação com os valores basais. As pontuações relacionadas a memória foram significativamente maiores em todos os tempos, em relação ao basal, e as do relacionadas a funções executivas foram significativamente maiores nos tempos de dois meses, dois anos e três anos. Com isso, os autores sugeriram que o tratamento de pacientes com mandíbulas edêntulas através da instalação de overdenture sobre um implante pode contribuir para prevenir declínio cognitivo em idosos edêntulos independentemente da condição da maxila.

O estudo transversal de Takamiya et al.²⁶ avaliou a prevalência de uso e de fratura de próteses totais em pacientes edêntulos atendidos em duas Faculdades de Odontologia (Faculdade de Odontologia de Araçatuba e Faculdade de Odontologia de Araraquara), ambas pertencentes à mesma universidade no Brasil (Universidade

Estadual Paulista). Para a coleta de dados, foi elaborado e aplicado um questionário como método de avaliação das variáveis associadas ao uso e à fratura de próteses totais. Do total de 224 pacientes, 20 não sabiam informar se suas próteses haviam fraturado; assim, entre os 204 pacientes restantes, quase 30% (28,4%) relataram já ter apresentado fraturas de prótese, das quais 44,8% ocorreram na prótese maxilar, 34,5% na prótese mandibular e 20,7% em ambas as próteses. ¹¹

3.2. Aplicações e fluxos de trabalho

A revisão narrativa de Yuçeer et al.¹⁴ examinou de forma abrangente as técnicas de produção e as aplicações clínicas de resinas foto polimerizáveis impressas em 3D em diversas especialidades odontológicas, incluindo Prótese Dentária, Ortodontia, Odontopediatria, Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, Periodontia, Endodontia e Dentística. Além disso, fornece também uma visão sobre o impacto transformador dessas tecnologias no cuidado ao paciente, destacando os desafios existentes e sugerindo direções futuras para o avanço das propriedades das resinas e sua integração à prática odontológica de rotina.

A viabilidade de diferentes fluxos clínicos e laboratoriais para produzir próteses totais impressas em 3D foi avaliada através de estudo de coorte prospectivo conduzido por Osnes e seus colaboradores,¹⁹ onde cada paciente recebeu uma prótese convencional e uma prótese impressa em 3D, ambas confeccionadas a partir da mesma moldagem, do mesmo registro maxilomandibular e do mesmo registro em cera. As variáveis investigadas incluíram os métodos de digitalização da moldagem e o uso opcional de uma placa-base impressa em 3D para o registro maxilomandibular. As próteses totais impressas mostraram viabilidade clínica com retenção e estabilidade percebidas pelos pacientes semelhantes às convencionais, e os profissionais preferiram bases impressas para registros registro maxilomandibular e ensaio em cera, indicando que é viável combinar procedimentos clínicos convencionais com técnicas digitais para produzir próteses impressas em 3D. Quanto ao conforto, um número maior de pacientes indicou preferir as próteses convencionais, reforçando a necessidade de aprimorar propriedades das resinas impressas.

Uma revisão sistemática foi conduzida por Zandinejad et al.,¹² com o objetivo responder à pergunta “Qual é o desfecho clínico de próteses totais confeccionadas

por métodos digitais em comparação com próteses totais convencionais em pacientes edêntulos?”. Com base nos achados, observou-se melhor retenção e menor tempo de produção nas próteses totais confeccionadas por métodos digitais, enquanto as percepções e a satisfação dos pacientes foram independentes do método de confecção, digital ou convencional.

3.3. Materiais para base de prótese

A revisão narrativa publicada por Alqutaibi et al.⁷ apresenta um panorama histórico dos diferentes materiais utilizados na confecção de bases de prótese, bem como o cenário atual de uso desses materiais. Além disso, aborda aspectos relacionados às características desejáveis e ao desempenho observado nos materiais atualmente empregados, assim como suas diferentes aplicações

A ISO 20795-1:2013⁸ classifica polímeros e copolímeros para base de prótese e estabelece requisitos e métodos de ensaio para verificação de conformidade, entre eles a sorção e solubilidade. Os materiais são categorizados em cinco tipos: tipo 1 (materiais termo polimerizáveis), classe 1 (pó e líquido) e classe 2 (massa plástica); tipo 2 (materiais auto polimerizáveis), classe 1 (pó e líquido) e classe 2 (pó e líquido para resinas de vazamento); tipo 3 (bloco ou pó termoplástico); tipo 4 (materiais ativados por luz); tipo 5 (materiais polimerizados por micro-ondas. Para sorção em água, estabelece que o aumento de massa por volume não deve exceder $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. Para solubilidade, a perda de massa por volume não deve exceder $1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, para os tipos 1, 3, 4 e 5, e não deve exceder $8,0 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ para o tipo 2.

Os compostos presentes em materiais para fabricação de próteses totais por impressão 3D foram investigados através do estudo in vitro de Penzenstadler et al.¹³ Para tal, amostras não polimerizadas foram analisadas a fim de permitir a caracterização exata de sua composição. Quatro resinas amplamente utilizadas na fabricação de próteses na Suíça foram testadas: uma resina para dentes e uma resina de base, ambas da marca ASIGA DentaBase (Asiga Pty Ltd, Alexandria, Austrália).; e uma resina para dentes e outra de base, da marca SAREMCO Dental AG (Rebstein, Suíça). Foram detectados 5208 compostos ao todo, porém apenas 63 foram examinados em detalhe. Os autores indicaram potencial risco de lixiviação de monômeros, devido a elevada concentração de MMA, e apontaram incertezas sobre

a biocompatibilidade dessas resinas em longo prazo, ressaltando que compostos não avaliados podem ainda ser clinicamente relevantes, dado que a composição pode variar entre amostras. Em sua conclusão, consideraram que as resinas analisadas apresentam ampla variabilidade composicional e contêm múltiplos compostos de função distinta, reforçando a necessidade de novas investigações, especialmente quanto aos efeitos intraorais a longo prazo e ao desempenho em aplicação clínica

O artigo de Majeed et al.²³ apresenta uma revisão sobre os esforços recentes voltados à melhoria dos materiais de impressão 3D utilizados na confecção de bases de próteses, com ênfase nos avanços obtidos por meio da incorporação de nanopartículas. O estudo destacou que a otimização desses materiais requer uma abordagem com ênfase em pesquisas que visem aprimorar propriedades mecânicas, resistência ao envelhecimento e durabilidade a longo prazo, considerando a durabilidade frente ao uso prolongado, a estabilidade química em meio bucal e a biocompatibilidade necessária para garantir a segurança dos tecidos. Além disso, destacou a necessidade de desenvolver estratégias para superar limitações para questões relacionadas a estética, retenção e a necessidade de técnicas de modificação superficial capazes de promover melhor dispersão das cargas.

3.4. Fatores que influenciam no desempenho das resinas

A revisão sistemática de Khan et al.²⁷ teve como objetivo avaliar, comparar e examinar os efeitos de agentes de reticulação, monômeros, copolímeros e métodos inovadores de polimerização empregados na otimização de materiais para base de prótese, especialmente quanto às suas propriedades mecânicas, apresentando ainda uma discussão detalhada sobre os diferentes materiais investigados. Os achados fornecem evidências de que a modificação química por meio da interconexão entre monômeros, oligômeros e agentes de reticulação, promove interações covalentes e estabiliza a estrutura do PMMA, conseqüentemente reduzindo a sorção e a solubilidade em água, bem como aumentando suas propriedades flexurais. Além disso, os autores concluíram que os métodos inovadores ainda se encontram em estágios iniciais de investigação e, por isso, demandam mais avaliações laboratoriais.

Os efeitos de agentes de reticulação sobre as propriedades mecânicas do PMMA foram avaliados por Ceylan et al.²⁸ Foram investigados quatro tipos de agentes

de reticulação: dimetacrilato de etilenoglicol (EGDMA), dimetacrilato de tetraetilenoglicol (TEGDMA), diacrilato de tetraetilenoglicol (TEGDA) e dimetacrilato de polietilenoglicol (PEGDMA). Esses compostos foram adicionados ao monômero MMA nas concentrações de 5%, 10%, 15% e 20% em volume, além de 10% em base molecular. De modo geral, a adição desses agentes ao PMMA convencional não promoveu aumento significativo da resistência à flexão, do módulo de elasticidade ou da resistência ao impacto, sugerindo que sua incorporação, nas concentrações e nos comprimentos de cadeia avaliados, não resultou em melhoria substancial dessas propriedades mecânicas. Observou-se, entretanto, que a adição de PEGDMA em concentrações entre 5% e 20% reduziram significativamente os valores de dureza superficial, indicando efeito desfavorável desse agente sobre essa propriedade. Por outro lado, ao se considerarem os efeitos gerais dos agentes de reticulação, verificou-se que sua incorporação em concentrações entre 5% e 15% pode favorecer as propriedades mecânicas do PMMA convencional utilizado em bases de prótese. Esses achados indicam que, mediante a seleção adequada do agente de reticulação, é possível ajustar as propriedades mecânicas do material na direção desejada.

Há diferentes técnicas de impressão 3D aplicáveis a bases de próteses, incluindo: modelagem por deposição fundida; sinterização seletiva a laser; jateamento de polímero e a polimerização em cuba, que é a mais utilizada por combinar precisão, velocidade de produção, estética e baixo custo. Na polimerização em cuba também chamada impressão fotopolimerizável, a polimerização da resina ocorre por luz e pode ser realizada pelos métodos de estereolitografia, processamento digital de luz ou tela de cristal líquido. O estudo de Lee et al.²⁹ avaliou bases de prótese impressas em 3D, confeccionadas utilizando os diferentes métodos de polimerização. Utilizou a resina NextDent Denture 3D (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos). e investigou diferentes propriedades mecânicas, adesão fúngica de *Candida Albicans*, sorção e solubilidade de água. Observou-se que os espécimes preparados por estereolitografia apresentaram a menor taxa de sorção, atribuída a maior conversão de monômeros. Os espécimes confeccionados utilizando todas as técnicas atenderam ao requisito da ISO 20795, entretanto, para solubilidade, nenhum grupo atendeu ao limite recomendado.

O artigo de revisão de Hassanpour et al.³⁰ destaca que a escolha criteriosa do pós-processamento é imperativa para alcançar propriedades mecânicas, biocompatibilidade, durabilidade, estabilidade, precisão dimensional e qualidade estética desejáveis em dispositivos odontológicos impressos em 3D. Além disso, ressalta que diferentes resinas apresentam características próprias e que o pós-processamento deve ser ajustado a cada material.

O efeito do tempo de pós-cura e da orientação de impressão sobre a dureza de resinas para base de prótese foi avaliado por Al-Dulaijan et al.,³¹ utilizando uma resina convencional polimerizada por calor e duas resinas impressas em 3D: NextDent Denture 3D+ (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos) e ASIGA DentaBase (Asiga Pty Ltd, Alexandria, Austrália). A dureza foi medida pelo método Vickers, calculando-se a média de 3 indentações por corpo de prova, realizadas com penetrador de diamante em forma de pirâmide, carga de 50 g, tempo de aplicação de 30 segundos. Os resultados mostraram que a dureza aumentou com o incremento do tempo de pós-cura, havendo relação direta e significativa entre ambos, enquanto a orientação de impressão não influenciou a dureza. Os autores concluíram que tempos de pós-cura mais longos melhoram o grau de conversão e reduzem o teor de monômero residual, o que eleva a dureza, e que o aumento do tempo de pós-cura para 120 minutos melhorou a dureza superficial das resinas impressas em 3D, tornando-a comparável à da resina polimerizada por calor.

No estudo de Aati et al.,³² foi investigado o efeito do tempo de pós-cura por luz nas propriedades físico-mecânicas, microdureza Vickers, citotoxicidade, sorção e solubilidade de água em um material de impressão 3D à base de PMMA, em comparação a uma resina polimerizada por calor, usada como controle. Foram analisadas a resina de impressão 3D DENTCA Denture Base II (DENTCA, Inc., Torrance, Estados Unidos) e termoativada Vertex Rapid Simplified (Vertex-Dental B.V., Soesterberg, Países Baixos). Os autores concluíram que as propriedades físico-mecânicas do material impresso em 3D melhoraram com o aumento do tempo de pós-cura para vinte minutos. Além disso, quando pós-curado por vinte minutos, o material impresso em 3D apresentou propriedades físico-mecânicas comparáveis às da alternativa convencional polimerizada por calor, e o aumento do tempo de pós-cura elevou a viabilidade celular e a biocompatibilidade do material impresso em 3D.

Kim et al.¹¹ avaliaram os efeitos de diferentes nano cargas sobre diferentes propriedades, incluindo a microdureza, sorção e solubilidade de resinas para bases de prótese impressas em 3D utilizando como matriz a resina NextDent Denture 3D+ (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos). Foram adicionados individualmente à matriz, em várias concentrações: óxido de alumínio (Al₂O₃); óxido de zinco (ZnO); óxido de cério-zircônio (CeO₄Zr) e dióxido de silício (SiO₂). A microdureza foi significativamente maior nos grupos com 5% de óxido de alumínio, 2,5% de óxido de cério-zircônio e 5% de dióxido de silício em comparação ao controle. A sorção de água foi significativamente maior no grupo com 5% de óxido de alumínio, enquanto a solubilidade não diferiu entre grupos experimentais e controle. Os autores concluíram que os resultados demonstram que a incorporação de nano cargas afeta de modo significativo as propriedades superficiais e físico-químicas do material.

Para investigar e comparar o efeito da espessura da camada de impressão e do tempo de pós-cura sobre a resistência flexural e a dureza de resinas impressas em 3D para bases de prótese, Alrumaih et al.³³ avaliaram 3 marcas, das quais 2 foram processadas através de processamento digital por luz ASIGA DentaBase (Asiga Pty Ltd, Alexandria, Austrália) e NextDent DentaBASE (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos), e uma processada por estereolitografia, Formlabs Denture Base OP Resin (Formlabs, Inc., Somerville, Estados Unidos). Com orientação de 0°, camadas de 25, 50 e 100 µm, limpeza em álcool isopropílico 99,9% e pós-cura por 15, 30, 60 e 90 minutos. A microdureza Vickers foi medida aplicando carga de 25 gf por 30 segundos no centro de cada corpo de prova e realizando três indentações por espécime para cálculo da média. Concluiu-se que a resistência flexural e a dureza das resinas impressas em 3D melhoram com o aumento do tempo de pós-cura e que espessuras de 25 e 50 µm tendem a produzir valores superiores aos de 100 µm e que o tempo de pós-cura afeta mais a superfície dos espécimes do que o núcleo, pois a superfície recebe maior exposição luminosa durante essa etapa.

Jafarpouer et al.³⁴ avaliaram o efeito das orientações de impressão (0, 45 e 90°) e de diferentes pós-processamentos (radiação ultravioleta, calor ou combinação de ambos) sobre as propriedades mecânicas e superficiais, entre essas, a dureza Vickers, da resina para impressão 3D FREEPRINT denture (DETAX GmbH & Co. KG, Ettlingen, Alemanha). Para o ensaio de microdureza, foi aplicada carga de 2,9 N por

15 segundos, com três indentações por superfície, registrando-se a média como número de dureza Vickers. Foi observado que a orientação de impressão influenciou nas propriedades mecânicas, sendo a orientação a 90° e o pós-processamento por radiação ultravioleta associados à maior microdureza.

O estudo de Perea-Lowery et al.³⁵ investigou o efeito de dois métodos distintos de pós-cura sobre diferentes propriedades de um material para base de prótese impresso em 3D, incluindo a sorção e solubilidade, além de comparar as propriedades mecânicas desse material com as de resinas convencionais de autopolimerização e de polimerização por calor. As resinas analisadas foram: impressão em 3D, IMPRIMO® LC Denture (SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn, Alemanha); de polimerização por calor, Paladon® 65 (Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha). a acrílica de auto polimerização Palapress Palapress® (Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha). O tipo de resina exerceu efeito significativo sobre a sorção de água ($p = 0,004$), os valores de sorção e de solubilidade de água diferiram entre os grupos ($p > 0,001$), com saturação hídrica alcançada após quatorze dias de imersão em água. Os valores de sorção de água para Imprimo Cure, Form Cure e Paladon não diferiram entre si ($p = 0,167$), a solubilidade de água foi significativamente mais baixa para Paladon ($p < 0,001$) e houve diferença significativa entre as Imprimo Cure e Form Cure quanto à solubilidade ($p > 0,001$). Entre as conclusões, foi relatado que o material impresso em 3D apresentou solubilidade de água mais elevada e propriedades mecânicas inferiores quando comparado ao material polimerizado por calor, possivelmente em razão da maior temperatura e do tempo de processamento utilizados nos polímeros termo ativados, que tendem a reduzir sorção, solubilidade e teor de monômero residual.

Simunovic et al.³⁶ realizaram uma revisão de literatura sobre a reologia e o comportamento de escoamento e deformação de resinas no estado não curado. Os autores analisaram estratégias de formulação capazes de modificar a viscosidade desses materiais, bem como a forma pela qual tais alterações podem influenciar aspectos determinantes para a impressão, como a profundidade de penetração da luz, seu comportamento de espalhamento e as implicações desses fatores

O efeito da orientação de impressão e do tempo de pós-cura foi investigado também por Altarazi et al.¹⁵, que analisou as propriedades mecânicas e físicas da

resina NextDent Denture 3D+ (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos). Corpos de prova foram impressos nas orientações de 0, 45 e 90°, combinadas a três tempos de pós-cura (20, 30 e 50 minutos). Houve avaliação da microdureza pelo ensaio Vickers e a sorção e a solubilidade foram determinadas após armazenamento dos espécimes em saliva artificial por 42 dias. Todos os grupos experimentais apresentaram variação de massa com o tempo durante o armazenamento em saliva artificial, com aumento rápido nos primeiros 7 dias do processo de sorção, seguido por redução da taxa de ganho de massa até estabilizar no 42º dia. Posteriormente, houve redução de massa durante o processo de dessorção, mais acentuada nos primeiros 7 dias e com equilíbrio atingido no 21º dia. A dureza superficial variou com a orientação de impressão e com o tempo de pós-cura, porém sem diferenças significativas, exceto no grupo impresso a 0 ° e pós-curado por 20 minutos, que apresentou o menor valor. Aos 30 minutos de pós-cura, os espécimes impressos a 90° exibiram sorção significativamente menor em comparação às demais orientações.

3.4.1. Comparações entre materiais

A microdureza Knoop foi avaliada por Neves et al.³⁷ em um estudo que comparou quatro resinas: V-Print Dentbase (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha). e NextDent Denture 3D+ (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos). de impressão 3D; Probase Hot (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). e Villacryl Rapid (Zhermack SpA, Badia Polesine, Itália)., polimerizadas por calor. A microdureza foi determinada calculando-se a média de 6 medições equidistantes, realizadas com carga de 98,12 mN por 30 segundos. As médias variaram de 11,6 para V-Print Dentbase a 14,9 para Villacryl Rapid, e a análise de variância indicou diferenças estatisticamente significativas entre as resinas ($p < 0,001$). Ambas as resinas convencionais polimerizadas por calor apresentaram microdureza significativamente maior do que as duas resinas de impressão 3D ($p < 0,001$). Na comparação entre resinas do mesmo tipo, a Denture 3D+ mostrou microdureza significativamente maior do que a V-Print Dentbase ($p = 0,003$), e a Villacryl Rapid superou a Probase Hot ($p = 0,01$).

O estudo de Kim et al.³⁸ avaliou a viabilidade do uso do etil (2,4,6-trimetilbenzoil) fenilfosfinato (TPO-L), um novo fotoiniciador, em um polímero odontológico impresso em 3D, investigando se sua adição resultaria em materiais

menos citotóxicos, sem prejuízo do desempenho relacionado à impressão de dispositivos odontológicos, em comparação com os fotoiniciadores óxido de difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfina (TPO) e óxido de fosfina fenilbis(2,4,6-trimetilbenzoíla) (BAPO). Os autores observaram que o fotoiniciador TPO-L apresentou excelente biocompatibilidade, estabilidade de cor e precisão suficiente para uso em impressão 3D, sugerindo que esse composto pode atenuar problemas de descoloração e biocompatibilidade associados aos fotoiniciadores BAPO e TPO.

No estudo de Azmy et al.,³⁹ foram avaliados os efeitos da incorporação de nanopartículas de dióxido de zircônio, dióxido de titânio e dióxido de silício, nas concentrações de 3% e 7% em peso, sobre a resistência à flexão, a resistência ao impacto, a dureza e a resistência ao desgaste de um nanocompósito de PMMA. Os resultados mostraram que a incorporação de 3% e 7% de dióxido de zircônio, 3% de dióxido de titânio e 3% de dióxido de silício promoveu aumento significativo da resistência à flexão, da resistência ao impacto e da resistência ao desgaste da resina acrílica de PMMA. Além disso, a incorporação de 3% e 7% de dióxido de zircônio, 7% de dióxido de titânio e 7% de dióxido de silício aumentou significativamente a dureza da resina acrílica de PMMA. Os autores sugeriram que a concentração de 7% de dióxido de zircônio e de dióxido de titânio pode ser benéfica na prevenção de fraturas de próteses durante o uso clínico, enquanto o dióxido de silício seria mais indicado em menores concentrações, como 3%.

O estudo de Gad⁴⁰ avaliou a sorção de água, a solubilidade das resinas para base de prótese impressas em 3D NextDent Denture 3D+ (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos), Formlabs Denture Base OP Resin (Formlabs, Inc., Somerville, Estados Unidos) e ASIGA DentaBase (Asiga Pty Ltd, Alexandria, Austrália), comparando-as a uma resina acrílica polimerizada por calor, além de examinar o desempenho após termo ciclagem. Os ensaios de sorção e solubilidade foram conduzidos conforme a norma ISO 20795-1:2013. Os resultados de média e desvio padrão da análise de variância com teste de Tukey (pós-hoc) para sorção e solubilidade indicaram variações estatisticamente significativas entre os materiais antes e depois de termo ciclagem ($p < 0,001$), com o grupo controle apresentando a menor sorção de água em comparação às resinas impressas ($p < 0,001$). Entre as resinas impressas, a FormLabs exibiu o a menor sorção quando comparada a Asiga

e NextDent. Quanto ao efeito do termo ciclagem por material, a sorção de água aumentou significativamente ($p < 0,001$), e o efeito combinado entre termo ciclagem e tipo de material sobre a sorção também foi estatisticamente significativo ($p < 0,001$). Todos os valores de sorção e solubilidade das resinas impressas ficaram abaixo do limite máximo recomendado pela norma ISO 20795-1:2013, indicando adequação para aplicação clínica.

Para avaliar e comparar diferentes propriedades mecânicas de diferentes materiais, Ziad et al.²⁴ estudou 3 resinas para base de prótese de impressão 3D em relação ao PMMA convencional, polimerizado por calor. As três marcas de resina para base de prótese impressa em 3D foram utilizadas: NextDent Denture 3D+ (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos), Dentona Optiprint Denture (dentona AG, Dortmund, Alemanha). e ASIGA DentaBase. Para determinação de dureza Vickers foi utilizada carga de 300 g e tempo de aplicação de 15 segundos, com 3 indentações por espécime. Foram observadas diferença significativa nas propriedades superficiais e mecânicas entre diferentes marcas de resina impressa em 3D e em relação ao PMMA convencional polimerizado por calor.

Dimitrova et al.²⁵ avaliaram a sorção e solubilidade de 4 resinas: resina impressa em 3D NextDent Denture 3D+ (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos).; resina fresada Ivotion Base (Ivotion Denture System; Ivoclar (Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein); PMMA convencional Vertex BasiQ 20 (Vertex Dental, Soesterberg, Países Baixos) e resina polimerizada por calor BMS (BMS Dental Srl, Roma, Itália)., submetidos a envelhecimento artificial. Todos os materiais atenderam aos requisitos da norma ISO 20795-1:2013 para sorção e solubilidade, antes e depois de termo ciclagem. A termo ciclagem não afetou a solubilidade dos materiais estudados.

No estudo de Altarazi et al.⁴¹ a resistência à flexão, o módulo de flexão, a resistência ao impacto, a dureza superficial (incluindo dureza Vickers e dureza Martens), o grau de conversão e a sorção e solubilidade de resinas para base de prótese total impressas em 3D, contendo quantidades crescentes de nanopartículas de dióxido de titânio (0,10, 0,25, 0,50 e 0,75%), após a polimerização e após armazenamento. Foi utilizada uma resina comercial NextDent Denture 3D+ (3D Systems, Soesterberg, Holanda), à qual foi progressivamente adicionado pó de dióxido de titânio, com diferentes concentrações, em comparação tanto com a resina

não modificada quanto com um material convencional polimerizado por calor, os nano compósitos resultantes foram caracterizados quanto ao grau de conversão, sorção e solubilidade, resistência à flexão, resistência ao impacto, dureza Vickers e dureza Martens, e posteriormente reavaliados após envelhecimento em saliva artificial, além de análise da superfície fraturada em microscopia eletrônica de varredura. A incorporação de nanopartículas de dióxido de titânio promoveu melhora significativa da resistência e do módulo de flexão, da resistência ao impacto, da dureza Vickers e do grau de conversão, com leve aumento da dureza Martens em comparação com a resina não modificada, enquanto os valores de sorção não apresentaram melhora e a solubilidade foi reduzida de forma significativa. A adição de 0,10% em massa apresentou o melhor desempenho entre as concentrações avaliadas, ao passo que 0,75% em massa apresentou o pior. Esse resultado foi interpretado como indicador que a incorporação de nanopartículas de dióxido de titânio a 0,10% no material de base de prótese impresso em 3D manteve desempenho superior ao da resina não modificada mesmo após envelhecimento em saliva artificial, e o nano compósito foi apontado como tendo potencial para estender a vida útil de bases de prótese em uso clínico futur.; adicionalmente, observou-se que concentrações de 0,50% ou superiores apresentaram aglomeração das nanopartículas ao microscópio, com redução das propriedades do material em relação às menores concentrações, e que o processo de envelhecimento em saliva artificial afetou negativamente tanto o material polimerizado por calor quanto os materiais impressos em três dimensões modificados, particularmente no que se refere à resistência à flexão, para a qual o efeito foi significativo.

Em outro estudo, Altarazi et al.¹⁸ avaliaram diferentes propriedades, incluindo a microdureza, a sorção e solubilidade antes e após envelhecimento em saliva artificial, comparando duas resinas impressas, (3D Systems, Soesterberg, Holanda), e Formlabs Denture Base OP Resin (Formlabs, Inc., Somerville, Estados Unidos). e uma resina polimerizada por calor da marca Schottlander (Reading, Reino Unido). A análise post hoc de Tukey revelou diferenças significativas entre o grupo polimerizado por calor e os grupos impressos, bem como entre as duas resinas impressas ($p < 0,001$), enquanto a análise de variância de um fator não identificou diferença significativa entre as médias de solubilidade ($p > 0,05$). A sorção dos materiais impressos foi maior que a da resina polimerizada por calor, sendo atribuída a fatores

como grau de conversão e composição química. Todos os materiais avaliados atenderam às recomendações da ISO 20795-1:2013 para sorção e solubilidade.

A microdureza Knoop de diferentes resinas foi avaliada também por Bento et al.¹⁵, a fim de investigar o efeito do envelhecimento sobre tais materiais. 4 resinas foram analisadas: convencional, da marca Onda-Cryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil); termoativada por micro-ondas, também da marca Onda-Cryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil); fresada, da marca BlueDent (Blue Dent Dental Ind. Com. Imp. e Exp. Ltda., Pirassununga, Brasil). e de impressão 3D, da marca NextDent Denture 3D+ (NextDent B.V., Soesterberg, Países Baixos). Foram feitas 3 marcações por amostra em distâncias de 500 μms , carga vertical estática de 0,24 N por 10 segundos, medindo-se a maior diagonal de cada marcação por um único operador e adotando-se a média das três leituras como valor de microdureza kgf/mm^2 . A resina impressa em 3D apresentou a menor microdureza independentemente do tempo de envelhecimento ($P > 0,001$), a resina processada por micro-ondas foi a única que não exibiu redução significativa durante o envelhecimento ($P = 0,05$); as resinas convencional e fresada mostraram diminuições significativas aos 24 meses ($P < 0,05$), enquanto a resina impressa em 3D apresentou redução não significativa entre 6 e 12 meses ($P = 1,00$). Os autores concluíram que a resina fresada apresentou propriedades mecânicas semelhantes às das resinas tradicionais (convencional e processada por micro-ondas), enquanto a resina impressa em 3D não demonstrou propriedades mecânicas adequadas para uso clínico de longo prazo.

Cantelli et al.¹⁷ avaliaram diferentes propriedades, entre elas, a sorção e solubilidade, comparando a resina de impressão 3D Cosmos Denture (Yllor Biomateriais S.A., Pelotas, Brasil). com a resina termoativada (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil). Nos resultados, observaram-se valores superiores de sorção de água para a resina termoativada em relação à de impressão 3D, enquanto a solubilidade foi maior para o polímero de impressão 3D do que para a resina termoativada. Concluiu-se que a resina de impressão 3D é biocompatível, mas requer desenvolvimento adicional para aprimorar suas propriedades, como resistência flexural e solubilidade em água.

O estudo *in vitro* de Artopoulou et al.²² avaliou a dureza Vickers de duas resinas de impressão 3D para base de prótese, em comparação com um PMMA polimerizado por calor utilizado como controle. Foram utilizadas as resinas V-Print Dentbase (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha), Optiprint Laviva (dentona AG, Dortmund, Alemanha). e Acrypol Fast (Corel Pharma Chem, Ahmedabad, Índia). As medições de dureza Vickers foram feitas com aumento de 70x, carga de 1 kPa e tempo de contato entre 10 e 15 segundos, realizando-se 3 indentações por corpo de prova e registrando-se a média como valor inicial de dureza. Houve diferenças significativas na dureza Vickers entre as duas resinas impressas e o PMMA, e concluiu-se que as diferentes composições químicas das resinas fabricadas por impressão tridimensional resultaram em diferenças significativas em parte das propriedades avaliadas.

Vuksic et al.²⁰ investigou o teor de monômero residual, a resistência flexural e a microdureza de materiais para bases de prótese, bem como as correlações entre esses parâmetros, utilizando sete materiais: Meliodent - PMMA polimerizado por calor (Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha), Vertex Thermosens - poliamida processada por técnica de injeção (Vertex Dental B.V., Soesterberg, Países), materiais fresados s, entre esses Ivobase CAD pink V (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Polident Pink CAD-CAM Disc Basic (Polident d.o.o., Volčja Draga, Eslovênia). e Anaxdent Pink Blank U medium pink (Anaxdent GmbH, Stuttgart, Alemanha). e resinas de impressão 3D Freeprint denture (DETAX GmbH & Co. KG, Ettlingen, Alemanha). e Imprimo LC denture (SCHEU-DENTAL GmbH, Iserlohn, Alemanha). A microdureza foi analisada pelo método Vickers. Os valores de microdureza diferiram entre os materiais testados, inclusive dentro de um mesmo grupo. Entre os materiais confeccionados por impressão 3D, um apresentou valor estatisticamente inferior, e o outro mostrou valores semelhantes ao PMMA convencional, polimerizado por calor. Identificou-se correlação positiva estatisticamente significativa entre microdureza e resistência flexural para os materiais de impressão 3D. Como não foi encontrada correlação estatisticamente significativa entre o teor de monômero residual e as demais propriedades investigadas nos materiais obtidos por impressão 3D, não se consideram aplicáveis, nesses casos, as sugestões de utilizar valores de microdureza e de resistência flexural para determinar o monômero residual.

A durabilidade mecânica e as propriedades de sorção e solubilidade em água de materiais para bases de prótese confeccionados por impressão em 3D e por método convencional foram avaliadas também por Öztürk et al.²¹ Amostras convencionais de PMMA (Meliodent, Heraeus Kulzer, Alemanha) foram preparadas pela técnica de prensagem, enquanto as amostras impressas em 3D foram produzidas com a resina PowerResins (3BFAB Technology, Inc., Istambul, Turquia). Para avaliar a microdureza, foi utilizada dureza Vickers. A sorção de água média foi menor no grupo impresso em 3D do que no grupo convencional, diferença estatisticamente significativa ($p = 0,001$), e houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos também para a solubilidade em água ($p = 0,003$). No grupo impresso em 3D, observou-se correlação negativa moderada e estatisticamente significativa entre microdureza e solubilidade em água ($r = -0,483$; $p = 0,007$). No grupo convencional, identificou-se correlação positiva fraca e estatisticamente significativa entre sorção e solubilidade em água ($r = 0,398$; $p = 0,029$). Independentemente do tipo de material, a análise de correlação revelou correlações positivas fortes entre resistência flexural, resistência à compressão e microdureza. A sorção de água correlacionou-se negativamente com essas propriedades mecânicas, enquanto as correlações com solubilidade foram mais fracas, porém estatisticamente significativas. Concluiu-se que, no conjunto avaliado, as bases de prótese produzidas por impressão em 3D exibiram desempenho mecânico superior e menor sorção de água em comparação às confeccionadas pelo método convencional, sustentando o uso mais amplo da impressão em 3D em aplicações clínicas na odontologia e indicando potencial para melhorar o conforto dos pacientes.

O estudo clínico de Teama et al.⁴² avaliou os efeitos da adição de nanopartículas de dióxido de zircônio (0,4% em peso) e de dióxido de titânio (0,4% em peso) em próteses totais impressas em 3D, utilizadas por pacientes completamente edêntulos, quanto à colonização microbiana e à satisfação dos pacientes. Com base em seus achados, os autores concluíram que as nanopartículas de dióxido de zircônio apresentaram efeitos antibacterianos e antifúngicos por até 18 meses, enquanto as nanopartículas de dióxido de titânio apresentaram efeito antifúngico por até 6 meses e efeito antibacteriano por até 18 meses. Além disso, as resinas para base de prótese impressas em 3D sem aditivos apresentaram elevada adesão bacteriana e menor satisfação dos pacientes, ao passo que a incorporação de

nanopartículas de dióxido de zircônio e de dióxido de titânio às resinas impressas em 3D promoveu melhora na estética, na fala, na eficiência mastigatória, na higiene e no conforto dos pacientes.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. Confeção das Amostras

Trata-se de estudo in vitro, para o qual foi confeccionado um total de 50 amostras em formato de discos com dimensão de 10 × 2 mm (figura 1), sendo 25 para o ensaio de microdureza e 25 para o ensaio de sorção e solubilidade, divididas em grupos (n=5) de acordo com a marca: Yller; Printax; Monille; Prizma e Smartdent.

As amostras foram confeccionadas utilizando as seguintes resinas de impressão 3D para base de prótese: Cosmos Denture (Yller Biomateriais S.A., Pelotas, Brasil); BB Base (PrintaX/Odontomega, Ribeirão Preto, Brasil). Denture (Monille Lab – F&F Materiais de Engenharia Ltda., Araquari, Brasil); Prizma Biodenture (Markertech Labz/BF Tecnologia 3D Ltda., Tatuí, Brasil) e Denture (SmartDent, São Carlos, Brasil), as quais estão descritas na tabela 1. Foram escolhidas resinas para base de prótese devido a sua ampla aplicação.

As informações sobre composição foram extraídas das Fichas de Informação de Segurança de Produtos Químicos (FISPQ), fornecidas pelos fabricantes.

Tabela 2. Resinas utilizadas.

Fabricante	Resina	Composição		Tempo recomendado de pós-cura	Lote
		Componente	Proporção		
Printax	BB Base	(5-etil-1,3-dioxan-5-il) metil acrilato	43%	10-20 minutos	PDR-2409801
		Triacrilato de trimetilolpropano etoxilado	28%		
		2-Oxepanona, polímero com 2-etil-2-(hidroximetil) -1,3-propanodiol e 5-isocianato-1-(isocianatometil) -1,3,3-trimetilciclohexano, 2-hidroxietil bloqueado com	22%		
		acrilato, <u>bis(4-metilfenil)fosforil metanona</u>	5%		

		Dióxido de titânio	0,50%		
		Cálcio 3-hidroxi-4-[(4-metil-2-sulfonatofen) yl) azo] -2-naftoato	1,50%		
		Oligomer	20–30%		
Monille	Denture	Glycol Methacrylate	15-20%	20 minutos	Não identificado
		Isobornyl acrylate	15-20%		
		2-hydroxypropyl methacrylate	5-10%		
		Photoinitiator	0,5-3%		
		Monômeros Acrilados Proprietário	>10%		
Markertech Labz	Prizma Biodenture	Pigmentação e Carga	≤10%	10-20 minutos	169724
		Oligômeros Acrilagos Proprietário	<65 %		
		Diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl)-phosphine oxide	< 5 %		
		Monômeros Ésteres Metacrílicos	>90 %		
SmartDent	Denture	Óxidos Metálicos	< 4%	9-10 minutos	PDR 001/25
		Fillers			
		Oligômeros	≥90 %	10-20 minutos	169724
Yller	Cosmos Denture	Pigmentos	< 10%		

Figura 1: Amostra utilizada para ensaios de microdureza, sorção e solubilidade



Fonte: O autor (2025)

Os modelos foram desenhados em software CAD (Catia) e exportados em formato STL. Antes da impressão, as resinas foram homogeneizadas manualmente, antes da dispensação no reservatório. As impressões foram realizadas na impressora (figura 2) Elegoo Mars 5 ultra MSLA (Shenzhen Elegoo Technology Co., Ltd., Shenzhen, China). As impressões foram realizadas utilizando camada de espessura de 50 μm , em orientação horizontal, diretamente sobre a plataforma de construção, sem estruturas de suporte.

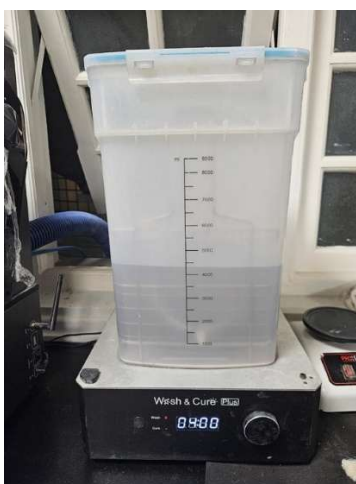
Figura 2: impressora Elegoo Mars 5 ultra MSLA



Fonte: Disponível em: https://www.makertechlabs.com.br/produto/impressora-3d-resina-elegoo-mars-5-ultra-70493?srsIid=AfmBOoqf2xav8_zDFKd-Vw64DIkn1cx8IV2R0WR7fBppXYQH6lJlgDaG [acesso em: 2026 jan 11]

Ao término da impressão, as amostras passaram por lavagem por imersão em álcool isopropílico e cura em câmara ultravioleta (figura 3) (Shenzhen Anycubic Technology Co., Ltd., Shenzhen, China), com comprimento de onda de 405 nm. o tempo de pós-cura foi definido seguindo as orientações individuais fornecidas pelos fabricantes.

Figura 3: Câmara para cura e limpeza Anycubic



Fonte: O autor (2025)

4.2. Dureza Knoop

Para o ensaio de microdureza, as amostras foram inclusas em tubos de PVC (figura 4) com resina acrílica incolor autopolimerizável Triunfo Dent's (REAW Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., Pirassununga, Brasil), a fim de facilitar sua manipulação durante o polimento. As amostras foram colocadas sobre superfície plana, recoberta com fita adesiva dupla face (para que a resina acrílica não recobrisse a superfície das amostras), os tubos de PVCs foram posicionados com as amostras posicionadas ao centro, e a resina acrílica foi depositada no interior do tubo de PVC.

Então foram testadas diferentes séries de lixas, sendo selecionada a sequência composta por lixas d'água de granulação 600, 1200 e 2500, por ter proporcionado o

nível de polimento mais adequado à visualização das indentações. O polimento foi realizado em politriz (figura 5), sob irrigação contínua, durante 1 minuto para cada lixa. As medições foram realizadas em microdurômetro Shimadzu HMV-2 Ver 3.21 (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão), utilizando carga de 50 gf aplicada por 10 segundos (figura 6). Para cada amostra, foram realizadas cinco indentações (figura 6), em regiões distintas da superfície, sendo os valores médios registrados como resultado.

Figura 4: Amostra incluída em tubo de PVC



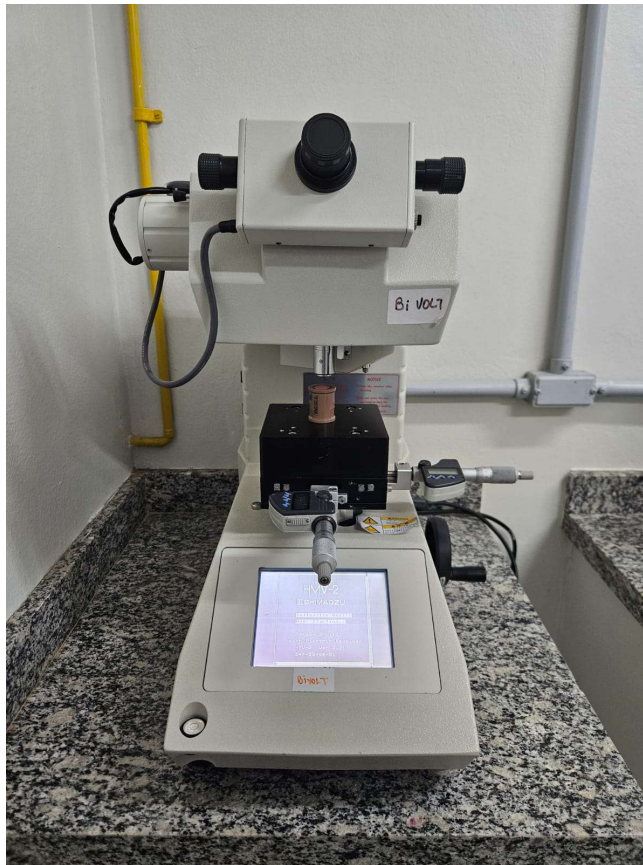
Fonte: O autor (2025)

Figura 5: Politriz



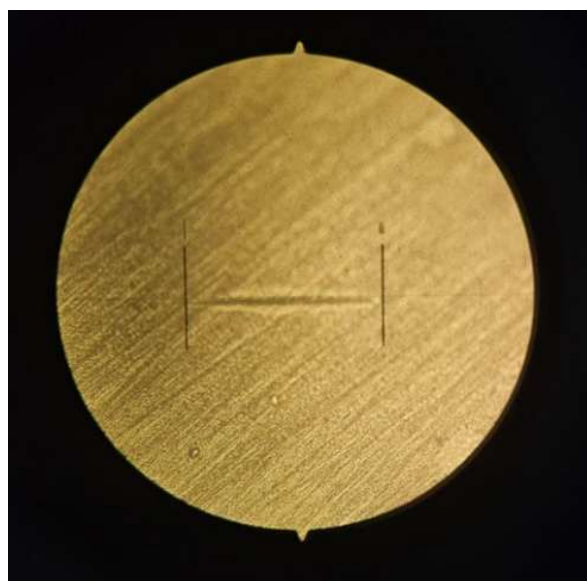
Fonte: O autor (2025)

Figura 6: Microdurômetro (Shimadzu HMV-2 Ver 3.21)



Fonte: O autor (2025)

Figura 7: Exemplo de indentação realizada



Fonte: O autor (2025)

4.3. Sorção e Solubilidade

Os testes de sorção e solubilidade em água seguiram os critérios estabelecidos na norma ISO 20795-1.

Para obtenção dos valores de massa, foi utilizada balança de precisão (figura 8) com acurácia de 0,0001 g. O registro foi realizado após estabilização do valor exibido, e a pesagem de cada espécime foi repetida 3 vezes, em todos os momentos.

Inicialmente os espécimes foram secos em estufa a 37 °C por 24 horas e transferidos para dessecador (figura 9) por mais 24 horas. A massa inicial (M1) foi registrada e em seguida, os espécimes foram imersos individualmente em recipientes com água destilada (figura 10), trocada diariamente, e mantidos em estufa a 37 °C por 7 dias. Após esse período, os espécimes foram retirados, levemente secos com papel absorvente e pesados novamente (M2). Em seguida, foi repetido o processo de secagem por 24 horas em estufa, seguida por 24 horas em dessecador, e prosseguiu-se a pesagem final (M3).

Figura 8: Balança de precisão utilizada para obtenção dos valores de massa



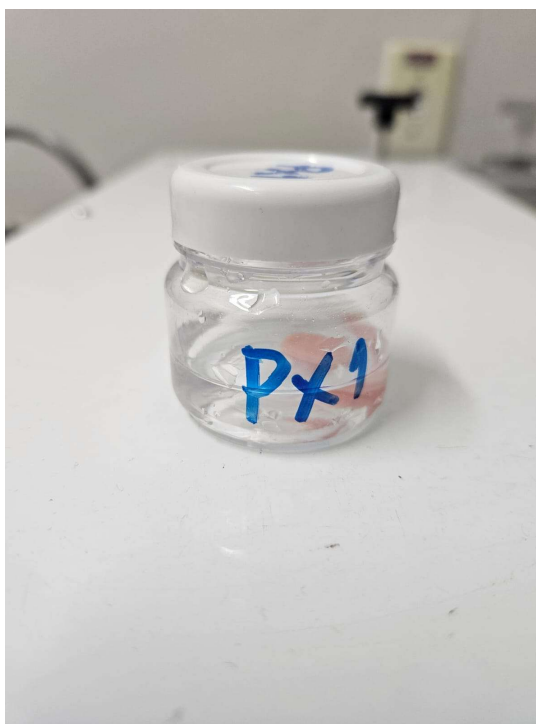
Fonte: O autor (2025)

Figura 9: Dessecador utilizado para desidratação dos espécimes



Fonte: O autor (2025)

Figura 10: Espécime imerso em recipiente com água destilada



Fonte: O autor (2025)

A sorção de água foi calculada pela fórmula $(M2 - M3) / V$ e a solubilidade pela fórmula $(M1 - M3) / V$, sendo V o volume do espécime.

4.4. Análise Estatística

Os dados foram inicialmente avaliados quanto à normalidade e à homoscedasticidade. Para sorção e solubilidade, as médias foram analisadas por ANOVA de um fator, seguida do teste post hoc de Tukey (HSD) para comparações múltiplas com nível de significância de 5%. Quanto à microdureza, os dados foram analisados pelo teste de Kruskal-Wallis, seguido de comparações múltiplas com correção de Bonferroni ($\alpha=0,05$).

4.5. Declaração de uso de Inteligência Artificial

Foram utilizadas as ferramentas de inteligência artificial Gemini e ChatGPT como instrumentos de apoio à elaboração deste trabalho, para busca de literatura, tradução, aprimoramento linguístico de texto redigido pelo autor e organização de referências bibliográficas.

4.6. Resumo do delineamento experimental

Tabela 1 – Resumo do delineamento experimental

Padrão de Amostras	Ensaio Realizado	Grupos	Método de Análise Estatística
Formato: Disco Dimensão: 10 × 2 mm (N = 50)	Microdureza Knoop	Yller (YL); Printax (PX) Monille (MO) Prizma (PM)	Kruskal-Wallis + Bonferroni ($\alpha=0,05$)
	Sorção e solubilidade	Smartdent (SD) (n=5)	ANOVA de um fator + Tukey ($\alpha=0,05$)

5. RESULTADOS

Os valores médios, com desvio padrão, de sorção e solubilidade; a mediana, com máxima e mínima para os valores de microdureza; e as diferenças entre os diferentes grupos, estão apresentados na Tabela 2 e nos Gráficos 1 (Sorção), 2 (Solubilidade) e 3 (Microdureza). Os valores de sorção e solubilidade estão expressos em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ e de microdureza Knoop em kgf/mm^2 .

Tabela 2. Média ($\pm\text{DP}$) de sorção e solubilidade e mediana (máximo-mínimo) de microdureza.

Grupo	Sorção	Solubilidade	Microdureza
Yller	8,52 (2,17) c	1,18 (1,41) b	12,18 (5,15-21,30) b
Printax	10,51 (1,77) bc	7,36 (2,12) a	119,24 (16,72-418,94) a
Monille	12,20 (1,79) bc	5,19 (0,43) a	226,68 (68,36-570,00) a
Prizma	15,81 (6,05) b	-1,10 (1,36) b	4,79 (2,27-6,55) bc
Smartdent	25,74 (4,48) a	0,89 (3,11) b	4,22 (2,35-4,53) c

Letras minúsculas diferentes indicam diferença estatisticamente significativa dentro de cada ensaio (coluna).

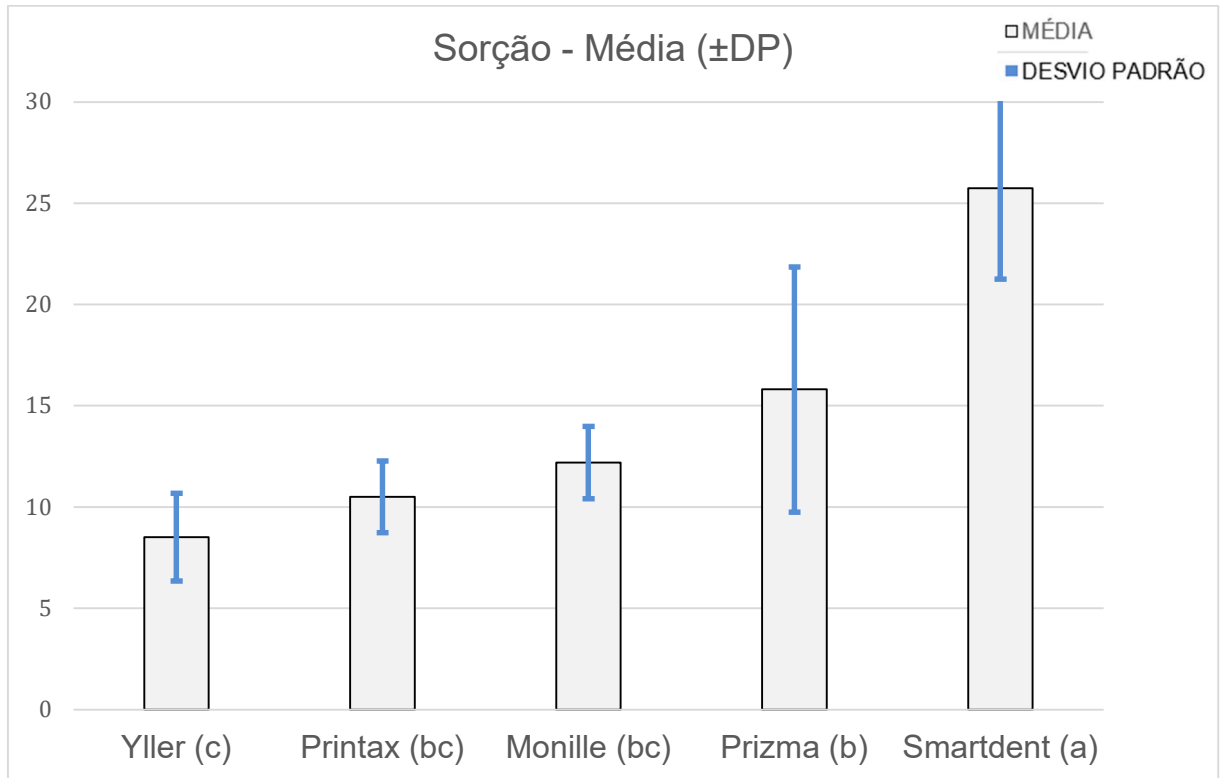
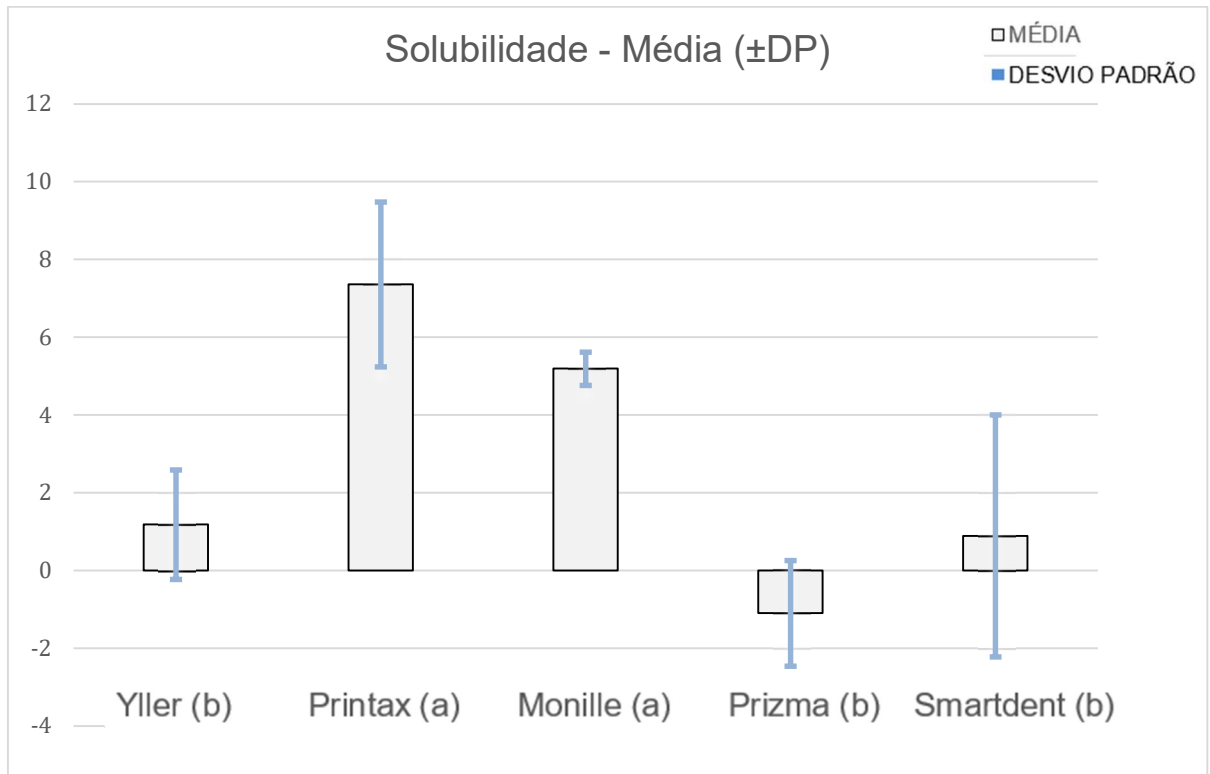
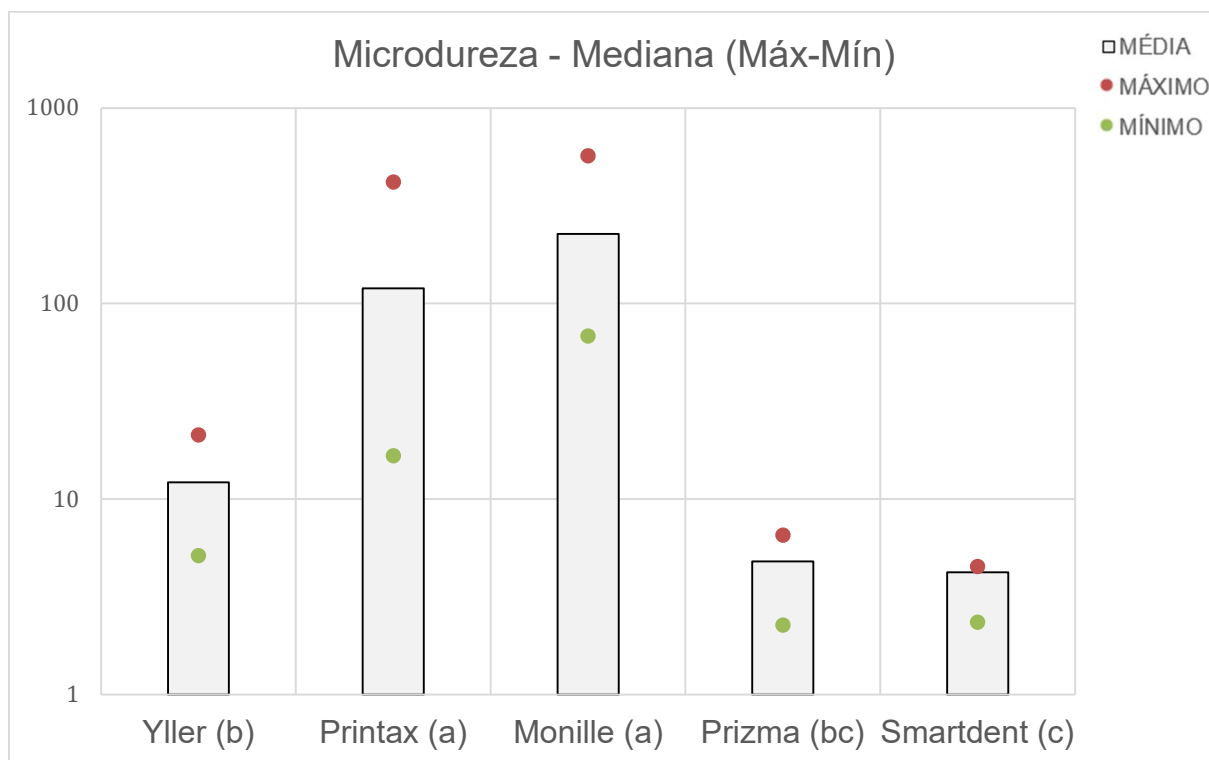
Gráfico 1. Sorção**Gráfico 2. Solubilidade**

Gráfico 3. Microdureza

Para os valores de sorção, o maior valor apresentado foi o da resina SmartDent, e o menor, da resina Yller, com diferença estatisticamente significativa. Também houve diferença estatisticamente significativa entre Yller e Prizma, e Smartdent apresentou diferença estatisticamente significativa em relação a todas as marcas. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as resinas das marcas Printax, Monille e Prizma, bem como não houve diferença estatisticamente significativa entre Yller, Printax e Monille.

Quanto à solubilidade, Printax apresentou o maior valor, e Prizma, o menor sendo este um valor negativo, indicando ganho de massa devido à incorporação de água com diferença estatisticamente significativa. Não houve diferença estatisticamente significativa entre Monille e Printax, nem entre Yller, Prizma e Smartdent

No teste de microdureza, o maior valor encontrado foi na resina Monille, e o menor em Smartdent, com diferença estatisticamente significativa. Não houve diferença estatisticamente significante nas comparações entre Printax e Monille, entre Prizma e SmartDent e entre Prizma e Yller.

6. DISCUSSÃO

As três hipóteses propostas foram aceitas. Os resultados do estudo apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos ensaios de microdureza, sorção e solubilidade, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nas comparações entre as marcas de resina testadas.

Um fator relevante para a falta de padrão na performance de resinas de impressão 3D utilizadas para base de prótese é a ampla variabilidade composicional desses materiais.²² Os fabricantes utilizam formulações proprietárias, sem padronização, o que resulta em variações nas propriedades mecânicas e na compatibilidade com protocolos de pós-processamento. Além disso, a composição dos materiais é mantida em sigilo e são disponibilizadas apenas fichas de dados de segurança com informações limitadas, uma falta de transparência que gera incerteza e inconsistência tanto na pesquisa quanto nos métodos de aplicação^{9, 30}

Em análise às informações sobre composição disponíveis nas Fichas De Informação De Segurança De Produtos Químicos (FISPQ), em suma, verifica-se que a maior parte da composição das resinas corresponde a uma base reativa formada por diferentes monômeros e oligômeros, em proporções declaradas que, em relação à composição total, variam de 55–80% na resina Monille a 93% na resina Printax.

De modo geral, as resinas odontológicas para impressão 3D contêm, como matriz base, um ou mais monômeros ou oligômeros acrílicos multifuncionais, cujas viscosidades podem variar amplamente. Nos últimos anos, a modificação química dessas resinas por meio da associação entre monômeros, oligômeros e agentes de reticulação tem sido amplamente estudada e aplicada, de modo que a combinação de substâncias com propriedades físicas distintas, em proporções variadas, dê origem a um novo material com características ajustáveis.³⁶

Um dos motivos para se associar diferentes substâncias na matriz base é para modificar as características reológicas do material, um fator crítico relacionado a imprimibilidade, precisão e o desempenho das peças impressas. Uma estratégia comum consiste em combinar oligômeros viscosos, porém de maior resistência, com diluentes de baixa viscosidade, a fim de obter uma consistência adequada para impressão. Nesse processo, deve-se buscar um equilíbrio, pois escolhas de

formulação que aumentam o desempenho mecânico tendem a elevar a viscosidade, tornando o processo de impressão mais desafiador. ³⁶

A modificação química das resinas pode ser realizada pela adição de agentes de reticulação, isto é, monômeros que apresentam dois ou mais grupos polimerizáveis por molécula. O dimetacrilato, por exemplo, é adicionado com a finalidade de formar um polímero altamente reticulado, resultando em uma estrutura tridimensional complexa. Há evidências de que concentrações entre 5% e 15%, de agentes de reticulação, resultam em melhora das propriedades mecânicas de resinas base de prótese, enquanto concentrações mais elevadas costumam ser evitadas em razão de seus efeitos associados à redução da resistência à tração e ao impacto. ²⁸

O desempenho mecânico do material, incluindo dureza, resistência à tração, à flexão e à fratura, tende a ser maximizado quando a resina forma uma rede polimérica robusta e altamente reticulada. Esse comportamento costuma estar associado a formulações que, antes da cura, apresentam maior viscosidade e maior conteúdo de componentes formadores de rede. ³⁶ Também se supõe que o uso de modificadores químicos de baixo peso molecular, em concentrações adequadas, possa aprimorar significativamente as propriedades mecânicas dos materiais para base de prótese, em razão da redução da contração de polimerização e das tensões geradas nesse processo. ²⁷ Em contrapartida, materiais como metais ou fibras, frequentemente utilizados para reforçar resinas para base de prótese, não estabelecem ligação química com a base protética e podem apresentar desvantagens mecânicas e estéticas. ²⁸

A incorporação de diferentes nanocargas e a variabilidade dos sistemas fotoiniciadores podem influenciar as taxas de conversão monomérica e, conseqüentemente, comprometer propriedades mecânicas, físicas e de biocompatibilidade. Uma série de aspectos relacionados às cargas, como composição, concentração, forma, tamanho e estrutura das partículas, química de superfície, grau de agregação e tratamento superficial, podem afetar de modo significativo a taxa de polimerização e o grau de conversão das resinas de impressão 3D. ^{9, 11, 22, 23} A adição de cargas pode exercer efeitos distintos sobre a sorção e a solubilidade em água, a depender da composição, grau de conversão, dispersão e

tipo de matriz polimérica, em razão de seu comportamento hidrofílico e do grau de reticulação ²⁰

Quanto aos fotoiniciadores, considera-se que um fotoiniciador ideal para resinas de impressão 3D deve apresentar biocompatibilidade, estabilidade de cor, elevado grau de conversão e adequada precisão de impressão. O Diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl)-phosphine oxide (TPO), presente na resina Prizma, apresenta maior grau de conversão do que a canforoquinona e melhor estabilidade de cor do que o óxido de fosfina fenilbis(2,4,6-trimetilbenzoíla) (BAPO). Recentemente, o etil (2,4,6-trimetilbenzoil) fenilfosfinato (TPO-L) tem sido proposto como um potencial substituído aos demais fotoiniciadores, por apresentar excelente biocompatibilidade, estabilidade de cor e precisão suficiente para uso em impressão 3D, sugerindo-se que possa atenuar problemas de descoloração e biocompatibilidade associados ao BAPO e ao TPO. ³⁸

Entre as nanopartículas mais utilizadas, destacam-se o dióxido de silício, o dióxido de titânio e o dióxido de zircônio, que afetam de maneira distinta o desempenho das resinas, a depender da concentração empregada. ^{36, 41} Em relação à dureza, há relatos de aumento significativo com a incorporação de dióxido de zircônio a 3%, bem como de dióxido de zircônio, titânio ou silício a 7%. Em relação à prevenção de fraturas de próteses decorrentes do uso clínico, o emprego de 7% de dióxido de zircônio ou de dióxido de titânio pode ser benéfico, enquanto o dióxido de silício parece mais indicado em baixas concentrações, como 3%. ³⁹ Além disso, a incorporação de nanopartículas de dióxido de zircônio e dióxido de titânio em resinas impressas em 3D apresentou melhora da estética, da fala, da eficiência mastigatória, da higiene e do conforto dos pacientes, em estudo clínico. ⁴²

Em relação a variações na concentração e incorporação de diferentes pigmentos e corantes, podem alterar a profundidade de cura e a precisão da impressão. Uma resina viscosa com alto teor de pigmento pode curar apenas uma camada superficial, uma vez que a intensidade luminosa decai mais rapidamente em comparação com uma resina transparente de baixa viscosidade. Da mesma forma, a adição de dióxido de titânio ou de outros agentes opacificantes, com a finalidade de reproduzir a cor dentária, aumenta a viscosidade da formulação e limita a

profundidade de cura, exigindo camadas mais finas ou maiores doses de exposição.

36

A ISO 20795-1:2013 não apresenta recomendações de desempenho específicas para as resinas de impressão 3D, por esse motivo, foi utilizado como critério os valores apresentados para as resinas do tipo 1 (materiais termo polimerizáveis) da ISO 20795-1:2013.

Todas as resinas apresentaram valores de sorção que atendem às recomendações da ISO 20795-1:2013, que estabelece que o aumento de massa deve ser inferior a $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. Um alto valor de sorção de água seria indesejável por indicar maior capacidade do material de absorver líquidos, o que pode causar alterações dimensionais e mudanças nas propriedades da resina que podem contribuir para o envelhecimento do material, comprometer a estabilidade da prótese na boca do paciente e favorecer alterações de cor. Além disso, a água absorvida penetra entre as cadeias poliméricas, afastando-as e atuando como plastificante, o que aumenta tensões internas e favorece a formação de trincas ao longo do tempo e redução das propriedades mecânicas, bem como pode diminuir a resistência de união com materiais de reembasamento.²⁰

Quanto a solubilidade, as resinas Prizma, Smartdent e Yllor apresentaram valores adequados, abaixo do valor estabelecido de $1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. Foi encontrado valor negativo para a resina Prizma (ganho de massa), algo já verificado na literatura,²¹ tanto para uma resina para base de prótese de impressão 3D, da marca PowerResins (3BFAB Technology, Inc., Istanbul, Turquia), quanto para uma resina termo polimerizável convencional, da marca Meliodent (Heraeus Kulzer, Alemanha). Isso pode ser atribuído a ligações químicas entre moléculas de água o material testado que impedem a absorção e liberação de água. A perda de massa por volume de Printax e Monille excedeu o valor máximo de $1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ exigido pela normativa ISO 20795-1:2013.

Valores elevados de solubilidade indicam maior perda de constituintes do material, como monômeros não reagidos, plastificantes e iniciadores, componentes solúveis que são lixiviados durante a imersão em água, o que tende a comprometer seu desempenho. Além disso, há evidências de que sorção e solubilidade estão

correlacionadas, de modo que materiais com maior solubilidade tendem também a absorver mais água. Existe uma relação direta entre solubilidade e propriedades mecânicas: quanto maior a solubilidade da resina de base de prótese, pior o desempenho mecânico, com redução de propriedades como resistência e durabilidade.³⁵ A sorção e a solubilidade são determinantes também para a biocompatibilidade, estabilidade dimensional e desempenho estético. Valores elevados podem aumentar problemas de higiene por acúmulo de microrganismos e intensificar a liberação de monômeros residuais, o que pode causar irritação.²¹

De acordo com as especificações da norma ANSI/ADA nº 12-2002, a dureza Knoop das resinas para base de prótese deve ser $> 15 \text{ kgf/mm}^2$ para evitar desgaste excessivo do material.¹⁶ Printax e Monille atenderam a tal requisito, e as resinas Yller, Prizma e Smartdent não, pois apresentaram medianas inferiores ao valor de referência, apesar de ter sido registrado um valor máximo de 21,30 para Yller. Maior microdureza em materiais para base de prótese geralmente está relacionada a maior resistência à abrasão e ao desgaste superficial,³⁷ além de oferecer vantagens relacionadas a estética e higiene, ao reduzir o acúmulo de placa e manchas, e contribuir para manter a estabilidade dimensional, preservando sua adaptação e conforto.²¹

Dados disponíveis para a resina Yller, reportados por Cantelli et al.¹⁷ indicam valores de sorção de $15,16 \pm 0,57 \mu\text{g/mm}^3$ e solubilidade de $2,33 \pm 0,48 \mu\text{g/mm}^3$, valores diferentes do encontrado no presente trabalho. As diferenças podem decorrer da metodologia utilizada, incluindo variação na espessura de camada de impressão, procedimentos de limpeza e no pós-processamento dos espécimes. Além disso, também houve diferenças no tempo de armazenamento em água.

Quanto aos valores de dureza Knoop, o estudo de Bento et al.¹⁶ avaliou a resina Smartdent em diferentes tempos, e encontrou valores que variaram entre $17,45 \pm 1,10$ e $11,72 \pm 0,69$, também diferentes dos encontrados no presente estudo. Tal divergência entre os valores encontrados possivelmente se deu em função de diferenças no polimento e nos parâmetros de carga utilizados para indentação.

A dureza está relacionada à resistência à abrasão causada pela mastigação, oclusão e limpeza, bem como à longevidade da prótese e pode ser influenciada por

tipo e tamanho da carga presente no material, grau de conversão e reticulação das cadeias poliméricas. Além disso, próteses confeccionadas com materiais de baixa dureza podem ser danificadas pela escovação mecânica, resultando em retenção de placa e pigmentação, o que pode reduzir a vida útil da prótese.²⁰⁻²⁴

As resinas para bases de próteses apresentam baixa solubilidade em água, mas ainda assim ocorre de monômero não reagido e de aditivos solúveis para a cavidade oral, pois a água penetra nas cadeias poliméricas, atuando como plastificante. Diversos estudos demonstraram que a solubilidade de materiais confeccionados por impressão 3D é maior do que a de materiais polimerizados por calor ou de resinas prensadas.¹⁷⁻¹⁹

Além da composição, parâmetros como método de polimerização, orientação de impressão e espessura da camada de impressão podem influenciar na performance das resinas de impressão 3D.^{29, 29, 33} Ao contrário da composição da resina, que é inerente ao material, esses parâmetros foram padronizados. Contudo, foram adotados diferentes tempos de pós-cura, conforme as orientações dos fabricantes.

O pós-processamento exerce influência significativa sobre as propriedades dos materiais, e como diferentes resinas apresentam características próprias, o pós-processamento deve ser ajustado a cada material.³⁰ Há evidências sobre o impacto do tempo de pós-cura sobre sorção e solubilidade,^{15, 35} e o aumento do tempo de pós-cura melhora o grau de conversão, reduz o teor de monômero residual e está associado à maior dureza.³²⁻³⁴ Cabe salientar que, por não haver correlação estatisticamente significativa entre o teor de monômero residual e a dureza, não é aplicável utilizar a dureza para estimar o monômero residual.²⁰

Uma das limitações do presente trabalho é a falta de um grupo controle, avaliando as resinas termoativadas, para que se pudesse realizar uma comparação direta entre o desempenho dessas e as resinas de impressão 3D, embora seja possível encontrar na literatura valores de desempenho de tais resinas em ensaios de microdureza, sorção e solubilidade.^{20, 21, 35, 37, 40}

Outra limitação relevante, é o uso de água no teste de sorção e solubilidade, em detrimento de saliva artificial. O uso de água é recomendado pela norma ISO

20795-1:2013 e permite a criação de condições reprodutíveis, no entanto, não reflete as condições clínicas reais nas quais a prótese é utilizada. A saliva artificial apresenta resultados semelhantes aos da água destilada, mas a imersão em água resulta em maior sorção e maior solubilidade, quando comparada à imersão em saliva artificial, pois enzimas salivares podem causar degradação da matriz polimérica e influenciar negativamente as propriedades do material.²⁰

É recomendável a realização de futuras pesquisas para investigar detalhadamente qual a composição das resinas disponíveis, e qual a relação dos diferentes componentes com o desempenho físico-químico e a performance clínica das bases de prótese. Além disso, a solubilidade em água mensura a perda de material durante a imersão, mas permanecem dúvidas sobre o que exatamente é dissolvido, o que migra para fora do material e em que quantidade, sendo necessárias pesquisas futuras também para determinar quais compostos químicos específicos são liberados.²⁰

Embora a literatura apresente evidências favoráveis à impressão 3D na confecção de bases protéticas,^{12, 19} bem como materiais já em conformidade com os requisitos para aplicação clínica,^{8, 18, 41} há materiais que ainda requerem avanço e aprimoramento,^{9, 21} Desde sua introdução, os materiais utilizados para confecção de prótese estão em constante evolução,⁷ e sua demanda se justifica, dada a versatilidade desses materiais,¹⁴ a prevalência do edentulismo,^{1,2} alta incidência de fraturas de próteses^{7, 10, 26} e benefícios evidentes da reabilitação protética.³⁻⁵

Os resultados encontrados vão ao encontro de outras pesquisas, que também observaram diferenças estatisticamente significativas em ensaios de dureza, sorção e solubilidade, ao comparar diferentes marcas de resinas para impressão 3D de bases de prótese.^{20, 12, 24, 25, 37, 40}

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, foi possível concluir que a resina Yller apresentou o melhor desempenho geral, enquanto a resina SmartDent apresentou o desempenho menos satisfatório, em razão da elevada sorção e da baixa dureza.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ferreira RC, Vargas AMD, Moura RNV, Fonseca MLV, Gomes VE, Pinheiro EL, Cartaxo SCA, Pinto RDS. Caries and edentulism trends among Brazilian older adults: a comparative analysis of 2003, 2010, and 2023 surveys. *Braz Oral Res.* 2025;39(suppl 1):e050
2. Feng Y, Xiao L, Fu LL, Gosau M, Vollkommer T, Speth U, et al. Global, regional and national burden of edentulism and periodontal diseases from 1990 to 2021: analysis of risk factors and prediction of trends in 2050. *In Vivo.* 2025 Mar-Apr;39(2):1148-1161.
3. Li H, Sim CPC, Figueiredo DR, Peres KG. General health-related quality of life and oral health in older adults: A systematic review. *J Dent.* 2025; 161:105942.
4. Linn TT, Khaohoen A, Thu KM, Rungsiyakull P. Oral health-related quality of life in elderly edentulous patients with full-arch rehabilitation treatments: A systematic review. *J Clin Med.* 2024;13(12):3391.
5. Devi BV, Ahmed N, Ganapathy D, Maiti S, Pandurangan KK. Expectation of treatment outcomes in complete denture wearers. *J Adv Pharm Technol Res.* 2022;13(Suppl 1):S277-81.
6. Afrashtehfar KI, Jurado CA, Abu Fanas SH, Del Fabbro M. Short-term data suggests cognitive benefits in the elderly with single-implant overdentures. *Evid Based Dent.* 2024;25(2):71-2.
7. Alqutaibi AY, Baik A, Almuzaini SA, et al. Polymeric denture base materials: a review. *Polymers (Basel).* 2023;15(15):32588
8. International Organization for Standardization. *Dentistry — Base polymers — Part 1: Denture base polymers (ISO 20795-1:2013).* Geneva: ISO; 2013.

9. Azab A, Abdelhady WA, Elwakeel E, et al. Systematic review and meta-analysis of mechanical properties of 3D printed denture bases compared to milled and conventional materials. *Sci Rep.* 2025; 15:29207.
10. . de Paula MS, Cardoso JB, de Menezes EEG, Nogueira TE, McKenna G, Leles CR. A prospective cohort on the incidence of fractures in single-implant mandibular overdentures. *J Dent.* 2020 Dec; 103:103521.
11. Kim MC, Byeon DJ, Jeong EJ, Go HB, Yang SY. Color stability, surface, and physicochemical properties of three-dimensional printed denture base resin reinforced with different nanofillers. *Sci Rep.* 2024;14(1):1842.
12. Zandinejad A, Floriani F, Lin WS, Naimi-Akbar A. Clinical outcomes of milled, 3D-printed, and conventional complete dentures in edentulous patients: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont.* 2024;33(8):736-47.
13. Penzenstadler M, Intarak N, Kamnoedboon P, Nantanapiboon D, Suwanchaikasem P, Porntaveetus T, Srinivasan M. In vitro analysis of composition profiles of resins for 3D printing of dentures. *J Dent.* 2025; 154:105565
14. Yüceer ÖM, Kaynak Öztürk E, Çiçek ES, Aktaş N, Bankoğlu Güngör M. Three-dimensional-printed photopolymer resin materials: a narrative review on their production techniques and applications in dentistry. *Polymers (Basel).* 2025;17(3):316
15. 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.
16. Bento VAA, Gomes JML, Oliveira-Limirio JPJ, et al. Effect of Aging on the Mechanical Properties of CAD/CAM-Milled and 3D-Printed Acrylic Resins for Denture Bases. *Int J Prosthodont.* 2024;37(7):5-11. doi:10.11607/ijp.8376
17. Cantelli V, Brito VT, Collares FM, Della Bona A. Biomechanical behavior of a 3D-printed denture base material. *Int J Prosthodont.* 2024;37(7):109-17.

- 18.** Altarazi A, Haider J, Alhotan A, Silikas N, Devlin H. Impact of artificial aging on the physical and mechanical characteristics of denture base materials fabricated via 3D printing. *Int J Biomater.* 2024; 2024:8060363.
- 19.** Osnes C, Davda K, Hyde TP, Khalid S, Dillon S, Archer N, et al. Current challenges for 3D printing complete dentures: experiences from a multi-centre clinical trial. *Br Dent J.* 2023.
- 20.** Vuksic J, Pilipovic A, Poklepovic Pericic T, Kranjcic J. The influence of contemporary denture base fabrication methods on residual monomer content, flexural strength and microhardness. *Materials (Basel).* 2024;17(5):1052
- 21.** Öztürk Z, Tosun B. Comparison of 3D printed and conventional denture base materials in terms of durability and performance characteristics. *Sci Rep.* 2025; 15:18234.
- 22.** Artopoulou II, Pani E, Eliades G. Comparative laboratory study of 3D printed denture base resin materials. *J Prosthet Dent.* 2025; S0022-3913(25)00650-X.
- 23.** Majeed HF, Hamad TI, Bairam LR. Enhancing 3D-printed denture base resins: a review of material innovations. *Sci Prog.* 2024;107(3):368504241263484.
- 24.** Al-Dwairi ZN, Al Haj Ebrahim AA, Baba NZ. A comparison of the surface and mechanical properties of 3D printable denture-base resin material and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthodont.* 2023;32(1):40-8
- 25.** Dimitrova M, Vlahova A, Hristov I, Kazakova R, Chuchulska B, Kazakov S, Forte M, Granberg V, Barile G, Capodiferro S, et al. Evaluation of water sorption and solubility of 3D-printed, CAD/CAM milled, and PMMA denture base materials subjected to artificial aging. *J Compos Sci.* 2023;7(8):339.

- 26.** Takamiya AS, Monteiro DR, Marra J, Compagnoni MA, Barbosa DB. Complete denture wearing and fractures among edentulous patients treated in university clinics. *Gerodontology*. 2012;29(2):e728-e734
- 27.** Khan AA, Fareed MA, Alshehri AH, Aldegheishem A, Alharthi R, Saadaldin SA, Zafar MS. Mechanical properties of the modified denture base materials and polymerization methods: a systematic review. *Int J Mol Sci*. 2022;23(10):5737
- 28.** Ceylan G, Emik S, Yalcinyuva T, Sunbuloğlu E, Bozdog E, Unalan F. The effects of cross-linking agents on the mechanical properties of poly(methyl methacrylate) resin. *Polymers (Basel)*. 2023;15(10):2387.
- 29.** Lee HE, 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.
- 30.** Hassanpour M, Narongdej P, Alterman N, Moghtadernejad S, Barjasteh E. Effects of post-processing parameters on 3D-printed dental appliances: a review. *Polymers (Basel)*. 2024;16(19):2795.
- 31.** Al-Dulaijan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, Alboainain A, Alalawi H, Alshehri S, Khan SQ, Alsaloum M, AlRumaih HS, Alhumaidan AA, Gad MM. Comparative evaluation of surface roughness and hardness of 3D-printed resins. *Materials (Basel)*. 2022;15(19):6822.
- 32.** Aati S, Akram Z, Shrestha B, Patel J, Shih B, Shearston K, Ngo H, Fawzy A. Effect of post-curing light exposure time on the physico-mechanical properties and cytotoxicity of 3D-printed denture base material. *Dent Mater*. 2022;38(1):57-67.
- 33.** AlRumaih HS, Gad MM. Effect of 3D printing layer thickness and post-polymerization time on the flexural strength and hardness of denture base resins. *Prosthesis*. 2024; 6:970-8.

- 34.** Jafarpour D, El-Amier N, Tahboub K, Zimmermann E, Pero AC, de Souza R. Effects of DLP printing orientation and postprocessing regimes on the properties of 3D printed denture bases. *J Prosthet Dent.* 2025;134(1):239.e1-9
- 35.** Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila LV. 3D-printed vs. heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials (Basel).* 2021;14(19):5781
- 36.** Šimunović L, Brenko L, Marić AJ, Meštrović S, Haramina T. Rheology of dental photopolymers for SLA/DLP/MSLA 3D printing. *Polymers (Basel).* 2025;17(19):2706
- 37.** Neves CB, Chasqueira AF, Rebelo P, Fonseca M, Portugal J, Bettencourt A. Microhardness and flexural strength of two 3D-printed denture base resins. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.* 2022;63(4):198-203
- 38.** Kim GT, Go HB, Yu JH, Yang SY, Kim KM, Choi SH, Kwon JS. Cytotoxicity, colour stability and dimensional accuracy of 3D printing resin with three different photoinitiators. *Polymers (Basel).* 2022;14(5):979.
- 39.** Azmy E, Al-Kholy MRZ, Al-Thobity AM, Gad MM, Helal MA. Comparative effect of incorporation of ZrO₂, TiO₂, and SiO₂ nanoparticles on the strength and surface properties of PMMA denture base material: an in vitro study. *Int J Biomater.* 2022;2022:5856545
- 40.** Gad MM, Alshehri SZ, Alhamid SA, Albarrak A, Khan SQ, Alshahrani FA, Alqarawi FK. Water sorption, solubility, and translucency of 3D-printed denture base resins. *Dent J (Basel).* 2022;10(3):42
- 41.** Altarazi A, Haider J, Alhotan A, Silikas N, Devlin H. 3D printed denture base material: the effect of incorporating TiO₂ nanoparticles and artificial ageing on physical and mechanical properties. *Dent Mater.* 2023;39(12):1122-1136.
- 42.** Ahmed Teama EM, Amin Rashad HM, Mohamed Shakal EAE, Hegazy EE. Clinical and microbial study of reinforced 3D-printed maxillary denture base resin: a

randomized trial. BMC Oral Health. 2025;25(1):1192. doi:10.1186/s12903-025-06601-2