

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Vitor Trancoso de Britto

**INFLUÊNCIA DO PÓS-
PROCESSAMENTO E ENVELHECIMENTO
NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE
COMPÓSITO RESINOSO RESTAURADOR
FABRICADO POR IMPRESSÃO 3D**

Passo Fundo

2025

Vitor Trancoso de Britto

**INFLUÊNCIA DO PÓS-
PROCESSAMENTO E ENVELHECIMENTO
NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE
COMPÓSITO RESINOSO RESTAURADOR
FABRICADO POR IMPRESSÃO 3D**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. **Alvaro Della Bona** e co-orientação do prof. Dr. **Fabricio Mezzomo Collares**.

Passo Fundo

2025

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.

Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Vitor Trancoso de Britto.

Vitor T. de Britto, natural de Passo Fundo nasceu no dia 15 de julho de 1990. Graduiu-se Cirurgião Dentista na Universidade de Passo Fundo, Passo fundo – RS, no ano de 2014. Formou-se especialista pela Centro de Estudos Odontológicos Meridional em Dentística Restauradora e Estética, Passo fundo – RS, no ano de 2017. Alcançou o grau de Mestre em Clínica Odontológica pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade de Passo Fundo, Passo fundo – RS, no ano de 2022. Atua como cirurgião dentista de especialidade em clinicas odontológicas parceiras, atua como Treiner LATAM da DentsplySirona, é coordenador de curso de especialização do Instituto Rodhen em Passo Fundo – RS também é socio proprietário do Laboratório de Prótese Dentaria Coral, de Passo Fundo – RS, principalmente atua como Cirurgião Dentista em consultório particular.

AGRADECIMENTOS

Incluir agradecimentos a pessoas, empresas, instituições, órgãos financiadores da bolsa e da infraestrutura de pesquisa, etc.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE ABREVIATURAS	13
RESUMO	16
ABSTRACT	18
1 INTRODUÇÃO	20
3 PROPOSIÇÃO	40
4 MATERIAIS E MÉTODOS	42
4.1. Resistência máxima à flexão (σ_f) e módulo de elasticidade por flexão (E)	51
4.2 Dureza Vickers	54
4.4 Estabilidade de cor ΔE_{00}	55
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	58
6 DISCUSSÃO.....	81
7 CONCLUSÕES.....	84
8 CONSIDERAÇÕES FINAIS	85
9 REFERÊNCIAS	86

ARTIGO I.....[Erro! Indicador não definido.](#)⁹³

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores da mediana e do intervalo interquartil (II) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de envelhecimento (I e M).
_____60

Tabela 2. Valores da mediana e do intervalo interquartil (II) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de lavagem pós impressão (B1 e B2).
_____62

Tabela 3. Valores da mediana e do intervalo interquartil (II) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de pós-polimerização (S, W, e A).
_____64

Tabela 4. Valores do módulo de Weibull (m) e da resistência característica (σ_0 , em MPa) e seus intervalos de confiança de 95% (IC95%) para todos os grupos experimentais. _____69

Tabela 5. Valores da média e do Desvio Padrão (DV) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de envelhecimento (I e M). _____72

Tabela 6. Valores da média e do desvio padrão (DV) da dureza vickers (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de lavagem pós impressão (B1 e B2). _____74

Tabela 7. Valores da média e do desvio padrão (DV) da dureza vickers (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de pós-polimerização (S, W, e A). _____75

Tabela 8. Valores do módulo de Weibull (m) e da resistência característica (σ_0 , em MPa) e seus intervalos de confiança de 95% (IC95%) para todos os grupos experimentais. _____79

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Resina VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Brémen, Alemanha) _____	43
Figura 2. CP em forma de barra para os testes de flexão conforme ISO 10477:2024. _____	44
Figura 3. CP em forma de disco para teste ΔE_{00} conforme descrito na ISO 7491:2000. _____	45
Figura 4 Digital ultrasonic Cleaner, CD4810, Gnatus, São Paulo, Brasil. _____	46
Figura 5: SprintRay ProCure, Los angeles, CA, EUA. _____	47
Figura 6: W3D Light, Wilcos, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil. _____	48
Figura 7: ANYCUBIC Wash and Cure Plus, ANYCUBIC, Auckland, Nova Zelândia. _____	49

Figura 8: Fluxograma do estudo. _____ 50

Figura 9. Representação gráfica da resistência flexural de todos os grupos experimentais. _____ 66

Figura 10. Representação gráfica do módulo de elasticidade de todos os grupos experimentais. _____ 67

Figura 11. Representação gráfica da distribuição de Weibull para os grupos experimentais. _____ 70

Figura 12. Representação gráfica da dureza vickers de todos os grupos experimentais _____ 77

Figura 13. Representação gráfica da distribuição de Weibull para os grupos experimentais de VH. _____ 80

LISTA DE ABREVIATURAS

σ_f - resistência à flexão

E - módulo de elasticidade por flexão

VH - dureza vickers

CP - corpos de prova

MA - manufatura aditiva

3D - três dimensões

CAD - *computer aided design*

CAM - *computer aided machining* ou *manufacturing*

MS - manufatura subtrativa

ASTM - Sociedade Americana de Testes e Materiais

2D - duas dimensões

eixo X - move-se para frente e para trás

eixo Y - da esquerda para a direita

eixo Z - para cima e para baixo

SLA - *Stereolithography* ou estereolitografia

SLS - *Selective Laser Sintering* ou sinterização seletiva a

laser

DMLS - *Direct Metal Laser Sintering* ou sinterização de metais a laser

FDM - *Fused Deposition Modeling* ou modelagem por deposição de material fundido

LOM - *Laminated Object Manufacturing* ou fabricação de objetos laminados

Vat - recipiente de impressão

Luz UV - luz ultravioleta

DLP - Digital Light Processing

mW/cm² - **miliwatt por centímetro quadrado.**

nm - nanômetro

rpm - rotação por minuto

min - minutos

% - porcentagem

H - Dureza superficial

DC - Grau de conversão

ΔE - estabilidade de cor

mm - milímetros

° - graus centígrados

μm - Micrômetro

wt% - **porcentagem em peso** (*weight percent*)

I - imediatos

M - mediatos

C₂H₆O - etanol a 96%

H₂O - água destilada

± - mais/menos

.stl - *Standard Tessellation Language*

sprues - suportes

USB - *Universal Serial Bus*

Mpa - Megapascal

(ΔE) - diferença de cor

II - Intervalo Interquartil

DV - Desvio Padrão

m - módulo de Weibull

σ₀ .resistência característica

.

RESUMO¹

A impressão 3D tem revolucionado a odontologia restauradora, permitindo a fabricação de restaurações definitivas personalizadas. No entanto, a influência do pós-processamento e do envelhecimento na resistência mecânica e estabilidade óptica dos materiais ainda carece de evidências científicas. Este estudo avaliou o impacto de diferentes protocolos de lavagem e pós-polimerização, além do envelhecimento em água, sobre a resistência à flexão (σ_f), módulo de elasticidade por flexão (E), dureza vickers (VH) de um compósito resinoso (VarseoSmile Crown Plus) indicado para restaurações definitivas impressas em 3D. Foram confeccionados 420 corpos de prova (CP) conforme a norma ISO 10477:2024, divididos em grupos experimentais que variaram quanto ao método de lavagem pós-impressão (álcool 96% + álcool 96% ou álcool 96% + água destilada), método de pós-polimerização (SprintRay ProCure, W3D Light e ANYCUBIC Wash and Cure Plus) e tempo de envelhecimento (imediate e mediato - 12 meses). Os testes laboratoriais incluíram ensaios mecânicos e ópticos, seguidos de análise estatística (Shapiro-Wilk,

¹ Identificação do autor

teste T, Kruskal Wallis, ANOVA e Weibull). Os resultados indicaram que a resistência flexural e o módulo de elasticidade foram significativamente influenciados pelo protocolo de pós-polimerização e pelo tempo de envelhecimento, sendo que o método SprintRay ProCure apresentou os melhores desempenhos. A lavagem com álcool 96% seguida de água destilada minimizou variações ao longo do tempo. A dureza vickers também foi afetada pelo pós-processamento, destacando a importância da padronização dos protocolos para maior previsibilidade clínica. Conclui-se que as etapas de pós-processamento e envelhecimento impactam diretamente as propriedades dos compósitos resinosos impressos em 3D, reforçando a necessidade de diretrizes específicas para otimização dos protocolos laboratoriais e clínicos.

Palavras-chave: CAD-CAM, Impressão 3D, Odontologia.

ABSTRACT²

3D printing has revolutionized restorative dentistry, enabling the fabrication of customized definitive restorations. However, the influence of post-processing and aging on the mechanical resistance and optical stability of materials still lacks scientific evidence. This study evaluated the impact of different washing and post-polymerization protocols, as well as water aging, on the flexural strength (σ_f), flexural modulus (E) and vickers hardness (VH) of a resin composite (VarseoSmile Crown Plus) indicated for definitive restorations fabricated via 3D printing. A total of 420 specimens (CP) were fabricated according to ISO 10477:2024 and divided into experimental groups that varied in terms of post-printing washing method (96% alcohol + 96% alcohol or 96% alcohol + distilled water), post-polymerization method (SprintRay ProCure, W3D Light, and ANYCUBIC Wash and Cure Plus), and aging time (immediate and mediated - 12 months). Laboratory tests included mechanical and optical evaluations followed by statistical analysis (Shapiro-Wilk, test T, Kruskal Wallis, ANOVA, and Weibull). The results indicated that

² Title (título em inglês)

flexural strength and modulus of elasticity were significantly influenced by the post-polymerization protocol and aging time, with the SprintRay ProCure method achieving the best performance. Washing with 96% alcohol followed by distilled water minimized variations over time. Vickers hardness also affected by post-processing, highlighting the importance of protocol standardization for greater clinical predictability. It is concluded that post-processing and aging steps directly impact the properties of 3D-printed resin composites, reinforcing the need for specific guidelines to optimize laboratory and clinical protocols.

Key-Words: CAD-CAM, 3D-Printing, Odontology

1 INTRODUÇÃO

A odontologia restauradora enfrenta o desafio constante de oferecer tratamentos que combinem estética, função e durabilidade. O sucesso clínico das restaurações dentárias 3D depende diretamente das propriedades dos materiais utilizados e do impacto de processos como o envelhecimento e o pós-processamento destes materiais. Com o avanço das tecnologias digitais, a manufatura aditiva (MA) por impressão 3D surgiu como uma alternativa promissora na odontologia, possibilitando a confecção de restaurações definitivas de forma mais precisa e personalizada. No entanto, a aplicação clínica dessa tecnologia ainda é limitada pela escassez de evidências científicas, sobre a influência do pós-processamento e do envelhecimento nas propriedades mecânicas e ópticas, dos materiais restauradores.

Diferentemente dos métodos convencionais, a impressão 3D permite a fabricação de estruturas dentárias a partir de um modelo digital, que é convertido em um objeto físico por meio da deposição de camadas sucessivas de material. Essa abordagem oferece vantagens como maior controle sobre o design das restaurações,

redução de desperdício de material e maior agilidade na execução dos tratamentos. No entanto, para garantir a previsibilidade e longevidade clínica dessas estruturas, é essencial compreender como fatores como o tipo de lavagem pós-impressão e o método de pós-polimerização impactam a resistência, a estabilidade e o comportamento mecânico dos materiais impressos.

A literatura existente sobre impressão 3D na odontologia é ainda simples quando se trata de materiais restauradores definitivos. Muitos estudos focam na viabilidade da tecnologia para restaurações provisórias ou mock-ups, e próteses totais, mas há uma lacuna de conhecimento sobre a durabilidade e o desempenho mecânico dos compósitos resinosos utilizados para restaurações definitivas. Fatores como a resistência à flexão, o módulo de elasticidade, a dureza superficial e a estabilidade de cor são determinantes para o sucesso clínico das restaurações, influenciando sua capacidade de suportar as cargas mastigatórias e manter suas propriedades estéticas ao longo do tempo.

Neste contexto, este estudo busca investigar a influência do pós-processamento e do envelhecimento na resistência e estabilidade de um compósito resinoso fabricado por impressão 3D, visando fornecer evidências científicas para a otimização dos protocolos clínicos e laboratoriais. A compreensão desses fatores contribuirá para uma maior previsibilidade e longevidade das

restaurações definitivas, permitindo ao cirurgião-dentista adotar essa tecnologia com mais segurança e eficiência na prática clínica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Polímeros Restauradores para MA

A literatura científica tem explorado amplamente a manufatura aditiva (MA) aplicada à odontologia, destacando os avanços e desafios na utilização de polímeros para impressão 3D. Estudos recentes ressaltam a importância da escolha do material e do pós-processamento para otimizar propriedades como resistência mecânica, estabilidade óptica e biocompatibilidade (Iliev et al., 2024; Dimitrova et al., 2024).

Dentre os principais desafios, Schmidt et al. (2024) enfatizam a necessidade de aperfeiçoar os protocolos de pós-cura para evitar degradação precoce dos materiais., analisaram a influência de nanopartículas na composição dos polímeros, verificando que modificações estruturais podem impactar diretamente na durabilidade clínica das restaurações.

Com o avanço das pesquisas, novas formulações e técnicas de impressão têm sido desenvolvidas para proporcionar melhor desempenho clínico. Dai J et al. (2024) destacam que a incorporação de reforços cerâmicos nas resinas melhora a

resistência à flexão e a estabilidade, tornando os materiais mais previsíveis e seguros para aplicação odontológica projetados para oferecer alta resistência e biocompatibilidade, ampliando o leque de aplicações na odontologia.

Apesar do método de impressão por MA estar se tornando cada vez mais utilizado na odontologia, e o desenvolvimento de materiais estar em constante evolução, é recente a introdução, no mercado mundial, de polímeros com definições específicas para serem utilizados como restauradores definitivos e não como provisórios (Britto et al., 2022).

Portanto, a revisão da literatura evidencia que, embora os materiais poliméricos para impressão 3D tenham evoluído significativamente, ainda há lacunas no conhecimento sobre os efeitos do pós-processamento e do envelhecimento nas propriedades mecânicas e ópticas desses materiais.

2.2 Método de confecção por impressão 3D

A tecnologia digital está avançando rapidamente na odontologia e isso está facilitando o desenvolvimento de determinadas tarefas, diminuindo tempo, com menor custo e com maior previsibilidade (van Noort, 2012). A aplicação de desenho auxiliado por computador (CAD- *computer aided design*) e a fabricação assistida por computador (CAM- *computer aided*

machining ou *manufacturing*) ganhou ampla aceitação, impulsionando o desenvolvimento de novos materiais e processos de fabricação de restaurações e estruturas. Há pouco tempo, a fabricação assistida por computador era sinônimo apenas de manufatura subtrativa (MS), ou seja, quando um objeto é formado a partir da fresagem de um bloco sólido pré-fabricado de determinado material (KESSLER et al., 2019). Essa técnica (MS) apresenta a vantagem de produzir um produto com formato e acabamento adequado, porém, tem como desvantagens o consumo excessivo de material e a dificuldade em produzir estruturas complexas e com detalhe minucioso na superfície (Woo & Kim, 2016).

Os arquivos CAD também podem ser produzidos para os processos de manufatura aditiva, como a impressão 3D, que é uma prototipagem rápida para fabricação de objetos a partir da adição sucessiva de finas camadas de determinado material (Kessler et al., 2019). Esse processo de fabricação pode produzir formas complexas a preços acessíveis, com pouco ou nenhum desperdício (van Noort, 2012).

A manufatura aditiva é definida pela Sociedade Americana de Testes e Materiais (ASTM) como “o processo de unir materiais para criar objetos a partir de dados de modelos 3D, geralmente camada após camada, ao contrário das metodologias de fabricação subtrativa” (van Noort, 2012). Esse tipo de fabricação foi

introduzido pela primeira vez em 1986 com o advento do processo de estereolitografia, com a patente de Charles Hull (HULL, 1896).

Atualmente, a impressão 3D está em rápido desenvolvimento e é, frequentemente, descrita como a tecnologia chave da próxima revolução industrial. A transição para a sua aplicação clínica em odontologia é altamente dependente dos materiais disponíveis, que devem, não apenas fornecer a precisão necessária, mas também as propriedades biológicas e físicas adequadas ao uso odontológico (KESSLER et al., 2019).

A impressora 3D, pelo método de estereolitografia, é uma máquina que faz objetos sólidos ou estruturas com base nos desenhos tridimensionais digitais. Segue o mesmo princípio que uma impressora jato de tinta que imprime imagem 2D, borrifando tinta no papel, move-se para frente e para trás (eixo X) da esquerda para a direita (eixo Y). No entanto, em uma impressora 3D, o movimento para cima e para baixo (eixo Z) é adicionado para que ocorra a construção, por impressão, de um objeto sólido com base no desenho 3D de entrada (Woo & Kim, 2016).

Existem diversas formas de construir uma peça, de acordo com o estado ou forma do material a ser utilizado para a fabricação. Os materiais utilizados para impressão 3D podem ser de base líquida, em pó e por extrusão de filamentos plásticos. O exemplo mais popular da tecnologia a base de líquido é a SLA (*Stereolithography* ou estereolitografia), já a base de pó inclui SLS

(*Selective Laser Sintering* ou sinterização seletiva a laser) e DMLS (*Direct Metal Laser Sintering* ou sinterização de metais a laser). A tecnologia a base de plástico-filamento-extrusão inclui FDM (*Fused Deposition Modeling* ou modelagem por deposição de material fundido) e LOM (*Laminated Object Manufacturing* ou fabricação de objetos laminados). A espessura das camadas adicionadas uma sobre as outras, pode variar de 0,01 a 0,08 mm. Quanto mais fina for a camada de material adicionado, mais precisa será a estrutura 3D impressa (Woo & Kim, 2016).

A tecnologia SLA é o método mais antigo e mais utilizado em impressão 3D na odontologia (KESSLER et al., 2019). Para a fabricação de um objeto por este processo, primeiramente, é necessário que um modelo 3D do objeto desejado seja criado em um programa CAD. O *software* utilizado divide o modelo CAD em finas camadas, que podem variar de 5 a 20 camadas por milímetro; Quanto mais camadas, melhor a resolução (van Noort, 2012). Essas camadas são em formato 2D que, sobrepostas, formam o objeto 3D (TAORMINA et al., 2018). O feixe de laser ou luz polimeriza a camada depositada de material, criando, assim, a primeira camada. Continuando o processo, a plataforma sobe e desce no recipiente de impressão (vat) deixando uma fração de milímetro para a próxima camada de impressão e a luz/laser sensibiliza/polimeriza a próxima camada, esse processo é repetido camada por camada até que a estrutura seja completamente impressa. Na sequência, o

objeto impresso deve ser lavado com um solvente para remover o excesso de material na superfície, geralmente, a resina não polimerizada e, em seguida, submetido a uma pós-cura para complementação da polimerização do material impresso, geralmente realizada sob luz ultravioleta (luz UV) (van Noort, 2012).

O tempo do processo de fabricação depende do tamanho do objeto a ser impresso, no eixo Z. Existe a possibilidade de produzir vários objetos ao mesmo tempo posicionando estes um ao lado do outro na plataforma de impressão (van Noort, 2012).

A variedade de materiais e técnicas para a manufatura aditiva garantem inúmeras implementações na área odontológica, com a promessa de se tornar parte da prática clínica rotineira (KATREVA et al., 2018).

Contudo, ainda é muito precária a descrição de técnicas e parâmetros para impressão 3D de restaurações e estruturas utilizadas na odontologia, e os fabricantes de materiais, para essa finalidade, não são precisos nas informações de utilização. O avanço das técnicas de impressão 3D tem proporcionado benefícios significativos para a odontologia restauradora, especialmente com a aplicação de polímeros sintéticos e cerâmicas avançadas (SCHMIDT et al. 2024).

Schmidt et al. (2024) destacam os avanços na utilização de polímeros sintéticos para a MA, apontando que novos materiais

não apenas aprimoram a estética das restaurações, mas também conferem maior resistência mecânica e estabilidade dimensional, fatores essenciais para aplicações clínicas.

Além disso, a tecnologia *Digital Light Processing* (DLP) tem sido amplamente adotada na odontologia devido à sua alta resolução e capacidade de polimerização rápida. Rus et al. (2024) exploraram a aplicabilidade dessa tecnologia na fabricação de coroas e facetas dentárias, destacando que as resinas desenvolvidas para DLP apresentam menor contração de polimerização e maior estabilidade estrutural ao longo do tempo. Essa característica permite maior previsibilidade clínica e durabilidade das restaurações.

Outro avanço importante é a utilização de cerâmicas híbridas impressas em 3D, que combinam propriedades de polímeros sintéticos com partículas cerâmicas reforçadas. Esse desenvolvimento garante maior durabilidade e resistência ao desgaste, sendo uma alternativa viável às cerâmicas fresadas tradicionalmente utilizadas na odontologia restauradora. Schmidt et al. (2024) apontam que essas cerâmicas híbridas possibilitam a produção de restaurações altamente precisas, com menor desperdício de material e otimização das propriedades físicas. Esses avanços demonstram o impacto positivo das novas tecnologias de impressão 3D na confecção de estruturas odontológicas, proporcionando maior precisão, resistência e

qualidade estética para restaurações definitivas, ao mesmo tempo em que otimizam os processos laboratoriais e clínicos.

2.3 *Post-processing* (pós-processamento)

O pós-processamento é essencial para garantir a qualidade de dispositivos odontológicos impressos em 3D. López-García et al. (2024) analisaram os efeitos de diferentes protocolos de pós-cura em resinas 3D biocompatíveis, evidenciando melhorias em resistência mecânica e estabilidade de cor. Complementando isso, Dai J et al. (2024) exploraram o impacto de métodos inovadores, como centrifugação, para otimizar a qualidade superficial e reduzir a citotoxicidade em polímeros odontológicos. Hassanpour et al. (2024) revisaram os parâmetros críticos de pós-cura, destacando o papel da intensidade de luz UV na estabilidade final das estruturas impressas.

Os processos executados após a impressão 3D de estruturas tem influência direta sobre as propriedades da estrutura impressa. Tem sido relatado que pequenas alterações podem influenciar significativamente na resistência e estabilidade das estruturas (BRITTO et al., 2022; KANG et al., 2022; LAMBART et al., 2022a).

2.3.1 Lavagem

O processo de lavagem das peças impressas é uma etapa importante na manufatura aditiva usando materiais resinosos a partir do vat, pois é responsável pela remoção do excesso de resina não polimerizada da superfície da estrutura que, em caso de não remoção, pode causar desadaptação ou interferência na utilização da estrutura impressa. Porém, essa etapa, pode ser efetuada com alguns líquidos que também tem potencial para influenciar nas características físico-mecânicas e ópticas da estrutura impressa. A lavagem com etanol ou álcool isopropílico não apresentaram influência sobre a rugosidade superficial, porém influenciam na resistência flexural (LAMBART et al., 2022b).

A lavagem adequada das resinas impressas em 3D desempenha um papel fundamental na remoção de resíduos de material não polimerizado. Moraes et al. (2023) analisaram o uso de álcool isopropílico 99% como solvente primário na limpeza de resinas odontológicas, demonstrando que ele remove eficientemente resíduos sem comprometer as propriedades mecânicas do material. Esses autores também ressaltaram que a escolha do solvente influencia na adesão do material ao substrato dentário, bem como na resistência final da peça impressa. O álcool isopropílico se destacou por garantir um acabamento superficial mais uniforme e propriedades mecânicas estáveis, sendo recomendado como um dos solventes mais eficazes para o pós-processamento em odontologia digital.

2.3.2 Pós-polimerização

A pós-polimerização, ou pós-cura, pode influenciar nas propriedades físicas das estruturas impressas, tais como o grau de conversão da resina, a fidelidade dimensional, a resistência flexural e a dureza superficial, pois a intensidade e o tempo de exposição de pós-cura estão diretamente associados a essas propriedades (KANG et al., 2022).

Este processo é responsável pela cura final da peça impressa, fazendo com que o polímero pré polimerizado alcance o seu estado de maior conversão polimérica e estabilidade dimensional. Com isto, o material é capaz de apresentar as características físicas listadas pelo fabricante, afim de cumprir a sua finalidade clínica, sendo está uma etapa que apresenta grande influência sobre as propriedades estruturais do material. No estudo foi observado que a exposição à luz UV com intensidade de 20 mW/cm² por 10 minutos em cada face da estrutura (superior/inferior) resultou em um aumento significativo da resistência flexural e na estabilidade dimensional da resina, tornando-a mais adequada para aplicações clínicas (Britto et al., 2022).

A pós-cura UV é um processo essencial para melhorar as propriedades mecânicas e biológicas de resinas odontológicas impressas em 3D (López-García et al., 2024). Esses autores destacaram que protocolos otimizados de pós-cura UV utilizando

uma exposição de 30 minutos sob luz UV de 405 nm, reduziu a presença de monômeros residuais em até 70% aumentando a biocompatibilidade do material, essencial para aplicações clínicas.

Moraes et al. (2023) exploraram o impacto de diferentes tempos de pós-cura UV nas propriedades mecânicas dos polímeros, observando, que um tempo de exposição de 15 minutos em uma câmara de luz UV de 365 nm aumentou a resistência à fratura e a estabilidade dimensional das peças. Outros autores reforçaram que a intensidade da luz UV e a duração do processo afetam diretamente o grau de conversão da resina e, conseqüentemente, suas propriedades finais (Hobbi P et al., 2024).

2.4 Propriedades dos materiais poliméricos para MA por impressão 3D

O desenvolvimento de materiais poliméricos para impressão 3D está transformando o campo odontológico, permitindo maior personalização e desempenho. Com isso identificou-se a importância de ajustes nos parâmetros de manufatura afim de aprimorar as propriedades estruturais, resistência mecânica e estabilidade dimensional para aplicações clínicas (YÜCEER et al. 2024).

Kirby et al. (2024) investigaram como diferentes métodos de pós-cura influenciam diretamente o grau de conversão de resinas, resultando em maior resistência à fratura e estabilidade

dimensional, o estudo revelou que o uso de luz LED azul (470 nm) por 20 minutos aumentou em 35% a resistência à flexão das resinas impressas.

Dai et al. (2024) destacaram a importância de materiais bioativos que combinam resistência mecânica com biocompatibilidade. Dai et al. (2024) analisaram a otimização de superfícies por centrifugação, reduzindo a rugosidade em até 50% e melhorando a resistência de polímeros dentários quando submetidos a um protocolo de 3 minutos a 2000 rpm.

As propriedades mecânicas de resinas utilizadas para restaurações impressas são importantes para o sucesso clínico dessas estruturas. As resinas devem ser resistentes para suportar as forças da mastigação (DIAZ-ARNOLD et al., 2008). Assume-se que as etapas de pós-processamento têm influência significativa na resistência flexural e no módulo de elasticidade do material impresso (DELLA BONA et al., 2021).

Yüceer et al. (2024) destacaram que a manufatura aditiva, de resinas fotopolimerizáveis para tecnologia 3D, permite o desenvolvimento de materiais com propriedades mecânicas otimizadas, devido à possibilidade de ajustes nos parâmetros de impressão e diferentes composições da resina. O estudo enfatiza que a escolha do método de fabricação impacta diretamente a resistência estrutural e na estabilidade dimensional das peças

impressas, fatores fundamentais para aplicações odontológicas definitivas.

2.4.1 Resistência à flexão (σ_f) e módulo de elasticidade (E) por flexão

Iliev et al. (2024) mostraram que a resistência à fratura de materiais impressos em 3D é comparável à de cerâmicas fresadas, ampliando as possibilidades clínicas. No estudo as resinas processadas com luz UV de 405 nm por 20 min alcançaram um módulo de elasticidade superior quando comparadas a resinas que não passaram pelo processo de pós-cura. Além disso, Dimitrova et al. (2024) mostraram que a distribuição de tensões em dentes artificiais impressos, utilizando um protocolo de pós-cura UV de 15 min a 385 nm, resultou em uma melhoria de 30 % na resistência à flexão das estruturas.

As propriedades mecânicas de polímeros, em especial a resistência, utilizados para MA em odontologia são importantes para suportar as forças da mastigação (DIAZ-ARNOLD et al., 2008). O teste de resistência flexural tem sido amplamente utilizado por ser eficiente em simular e detectar alterações estruturais dos materiais e com baixa complexidade de execução (RODRIGUES JUNIOR et al., 2007; AGUIRRE et al., 2020; PRPIC et al., 2019).

As propriedades mecânicas dos polímeros odontológicos impressos em 3D são fundamentais para garantir a longevidade e o desempenho clínico dessas estruturas. Yüceer et al. (2024) avaliaram o impacto dos diferentes processos de manufatura sobre a resistência mecânica de resinas fotopolimerizáveis. O estudo revelou que a tecnologia utilizada influencia diretamente a resistência à flexão e a adaptação clínica das restaurações e próteses. Iliev et al. (2024) realizaram um estudo comparativo entre cerâmicas dentais, compósitos e polímeros impressos em 3D, analisando sua resistência mecânica. Os resultados mostraram que os polímeros odontológicos podem apresentar resistência à fratura semelhante a alguns materiais fresados, tornando-se uma alternativa viável para aplicações restauradoras. Dimitrova et al. (2024) investigaram a resistência à fratura de dentes artificiais impressos em 3D e os compararam com dentes pré-fabricados. O estudo apontou que a distribuição uniforme das tensões nas peças impressas confere maior estabilidade estrutural, tornando esses materiais promissores para a confecção de restaurações indiretas.

Siqueira et al. (2024) destacaram que o tempo de pós-cura desempenha um papel crucial nas propriedades mecânicas de resinas odontológicas impressas em 3D. O estudo evidenciou que resinas temporárias submetidas a tempos mais longos de cura apresentam maior resistência à flexão e módulo de elasticidade,

características essenciais para aplicações clínicas de restaurações fixas e temporárias.

2.4.2 Dureza superficial (H) e Grau de conversão (DC)

A dureza superficial dos polímeros e o grau de conversão estão associados e são dependentes um do outro. LIN et al.,(2020), relataram que uma resina polimerizada com 405 nm teve um DC de somente 49%, sendo esse o melhor resultado encontrado para a propriedade naquele estudo, e assim como em todos os grupos estudados, os resultados foram proporcionalmente iguais no teste de dureza superficial, comprovando a interdependência dessas propriedades para polímeros fotopolimerizáveis.

A dureza superficial e o grau de conversão são fatores determinantes na durabilidade e resistência das resinas odontológicas impressas em 3D. Em uma comparação com outras resinas utilizadas para a confecção de restaurações, as resinas impressas apresentaram os melhores resultados da dureza superficial, até mesmo maior do que blocos de resina fresados por CAD-CAM (DIGHOLKAR et al., 2016).

A adequação do pós-processamento influencia diretamente essas propriedades, garantindo maior estabilidade estrutural e menor degradação ao longo do tempo. Santos Siqueira et al. (2024) analisaram a relação entre o tempo de pós-cura e a dureza superficial de resinas fotopolimerizáveis utilizadas na impressão

3D para aplicações odontológicas. O estudo mostrou que tempos mais longos de pós-cura aumentam significativamente a dureza superficial do material, melhorando sua resistência ao desgaste e estabilidade em longo prazo. Além disso, o grau de conversão foi otimizado, reduzindo a presença de monômeros residuais e potencialmente minimizando a citotoxicidade do material.

A dureza superficial e o grau de conversão são fatores determinantes na durabilidade e resistência das resinas odontológicas impressas em 3D. Katheng et al. (2024) investigaram o impacto de diferentes tempos e métodos de enxágue na polimerização e na dureza superficial das resinas odontológicas impressas. Os resultados indicaram que o uso de álcool isopropílico 99% combinado com pós-cura UV de 30 min a 405 nm maximizam a conversão dos monômeros em polímeros, tornando os materiais mais resistentes e menos propensos a degradação química e mecânica.

2.4.3 Estabilidade de cor

A estabilidade de cor (ΔE) é um fator relevante para todos os materiais restauradores, porém os dados obtidos com amostras produzidas por MA são pouco explorados e não há informação sobre essa estabilidade de cor (REVILLA-LEÓN et al., 2020).

Espinar et al. (2023) avaliaram a influência da espessura e do ângulo de impressão na estabilidade de cor de resinas

restauradoras impressas em 3D. O estudo demonstrou que resinas impressas em espessuras maiores que 2 mm apresentaram menor variação de cor ao longo do tempo, enquanto amostras impressas em ângulos maiores que 45° apresentaram alterações cromáticas mais significativas. Estes achados reforçam a necessidade de padronização dos parâmetros de impressão para garantir a previsibilidade estética das restaurações.

O impacto do tempo de pós-cura nas propriedades ópticas de resinas temporárias também foi analisado por Siqueira et al. (2024). Os resultados mostraram que períodos prolongados de pós-cura, 45 min a 405 nm, melhoram significativamente a translucidez e a estabilidade de cor, reduzindo a variação de cor (ΔE) em até 50% após 6 meses de uso clínico.

3 PROPOSIÇÃO

A manufatura aditiva por impressão 3D tem se consolidado como uma tecnologia inovadora na odontologia, possibilitando a fabricação de restaurações definitivas com maior precisão e previsibilidade. No entanto, a influência das etapas de pós-processamento e do envelhecimento sobre as propriedades mecânicas e ópticas dos compósitos resinosos utilizados na impressão 3D ainda precisa de evidências científicas.

Dessa forma, este estudo tem como objetivo avaliar o impacto de diferentes protocolos de pós-processamento e do envelhecimento em água sobre a resistência à flexão (σ_f), módulo de elasticidade por flexão (E), dureza superficial (H), grau de conversão (DC) e estabilidade de cor (ΔE_{00}) de um compósito resinoso, VarseoSmile Crown Plus, utilizado para restaurações definitivas impressas em 3D.

A hipótese do estudo é que as variáveis de pós-processamento, como os protocolos de lavagem e pós-polimerização, apresentam influência significativa na resistência e estabilidade de cor ao longo do tempo.

Os resultados devem fornecer evidências científicas para otimizar os protocolos laboratoriais e clínicos aplicados à manufatura aditiva na odontologia, contribuindo para uma maior previsibilidade e longevidade das restaurações definitivas, além de estabelecer diretrizes mais precisas para a utilização desses materiais na prática odontológica.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi conduzido com base em protocolos normativos internacionais (ISO 10477:2024 e ISO 7491:2000), utilizando 420 CP submetidos a diferentes procedimentos de lavagem e pós-polimerização. Os ensaios laboratoriais incluem testes mecânicos, espectrofotometria e microscopia eletrônica de varredura para uma análise detalhada das propriedades dos materiais.

A relevância deste estudo está na geração de dados científicos que contribuam para a otimização dos protocolos clínicos e laboratoriais aplicados à impressão 3D na odontologia. Espera-se que os resultados obtidos impactem positivamente a previsibilidade e durabilidade das restaurações definitivas, aprimorando sua confiabilidade e consolidando diretrizes mais eficazes para o uso desses materiais na prática odontológica.

O presente estudo utilizou o seguinte material:

- 3D: compósito resinoso para impressão 3D composto por um polímero resinoso reforçado por carga inorgânica, com tamanho médio de partícula de 0,7 μm , representando 30-50 wt% (Bego VarseoSmile Crown Plus, Bego, Brémen, Alemanha)

(Figura 1), sendo indicado para restaurações, provisórios e dentes para próteses.



Figura 1. Resina VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Brémen, Alemanha)

Foram confeccionados 360 CP em forma de barra (25 mm x 2 mm x 2 mm) (Figura 2) conforme descrito na ISO 10477:2024, divididos da seguinte forma (n=30): 180 CP para os testes de σ_f e E sem envelhecimento, grupos imediatos (I), e 180 CP com envelhecimento de 1 ano, grupos mediatos (M). Os dados de DC e H (n=10) foram obtidos de forma não destrutível, por este motivo foram utilizados os mesmos CP dos testes de σ_f e E.

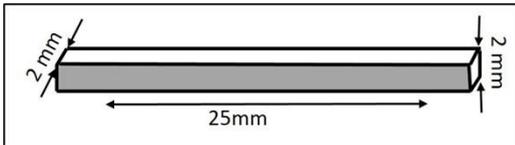


Figura 2. CP em forma de barra para os testes de flexão conforme ISO 10477:2024.

Além destes, foram confeccionados 60 CP em forma de disco (14 mm x 1 mm) (Figura 3) para o teste de ΔE_{00} conforme descrito na ISO 7491:2000, divididos da seguinte forma (n=5): 30 CP para os testes imediatos (I) e 30 para os mediatos (M).

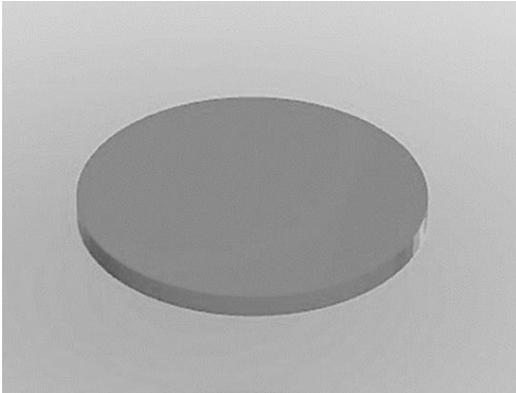


Figura 3. CP em forma de disco para teste ΔE_{00} conforme descrito na ISO 7491:2000.

Sendo assim, foram confeccionados um total de 420 CP nesse estudo.

Foram testadas as seguintes variáveis:

- Lavagem pós impressão:

B1 (controle): Banho sônico (Digital ultrasonic Cleaner, CD4810, Gnatus, São Paulo, Brasil) (Figura 4) em etanol a 96% (C_2H_6O) por 3 min, mais outro banho sônico em *fresh* etanol a 96% por 2 min;

B2: Banho sônico (Digital ultrasonic Cleaner, CD4810, Gnatus, São Paulo, Brasil) em etanol a 96% (C_2H_6O) por 3

min, mais outro banho sônico em água destilada (H₂O) por 2 min.



Figura 4. Digital ultrasonic Cleaner, CD4810, Gnatus, São Paulo, Brasil.

- Pós-polimerização:

Após o processo de lavagem os espécimes foram polimerizados, de acordo com seu grupo, em uma das polimerizadoras descritas a seguir:

S (controle): SprintRay ProCure, 90W de potência com luz de led de 405 nm, (SprintRay, Los angeles, CA, EUA) (Figura 5), 2 exposições de 20 min.

W: W3D Light, 40W de potência com luz de led de 356-405 nm (Wilcos, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 6), 2 exposições de 10 min.

A: ANYCUBIC Wash and Cure Plus, 40W de potência com luz de led de 405 nm, (ANYCUBIC, Auckland, Nova Zelândia) (Figura 7), 2 exposições de 10 min.

As opções 1 para as variáveis “lavagem” e “pós-cura” são as recomendações do fabricante.



Figura 5: SprintRay ProCure, Los angeles, CA, EUA



Figura 6: W3D Light, Wilcos, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil



Figura 7: ANYCUBIC Wash and Cure Plus, ANYCUBIC, Auckland, Nova Zelândia

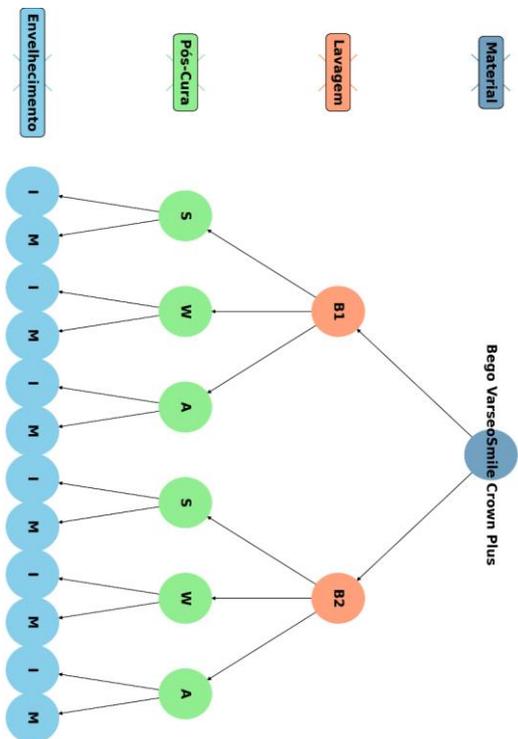


Figura 8: Fluxograma do estudo.

4.1. Resistência máxima à flexão (σ_f) e módulo de elasticidade por flexão (E)

Os testes de resistência à flexão e módulo de elasticidade por flexão seguiram as diretrizes apresentadas na norma ISO 10477:2024.

Os testes imediatos foram executados 24 h após a fabricação dos CP, e os testes mediatos ocorreram 1 ano após a fabricação.

Foram confeccionados 360 CP em forma de barra (25 ± 2 mm de comprimento; $2 \pm 0,1$ mm de altura; $2 \pm 0,1$ mm de largura) para executar os testes imediatos e mediatos ($n=30$).

Um desenho digital 3D com as dimensões da Figura 2 foi produzido em arquivo tipo “*Standard Tessellation Language* (.stl)”, o qual foi transferido para um software específico (CAMCreator) onde o CP foi virtualmente fatiado horizontalmente em camadas de 0,03 mm e os suportes (*sprues*) foram organizados e distribuídos formando o conjunto tridimensional que foi impresso em impressora 3D (Varseo, Bego, Brémen, Alemanha). Os *sprues* fazem a ligação da plataforma de impressão com o objeto impresso.

O material para impressão dos CP foi colocado no recipiente (*vat*) da impressora 3D e o arquivo do desenho dos CP foi exportado via USB (*Universal Serial Bus*) para a impressora, que realizou a impressão dos CP. O conjunto base de impressão, *sprues* e objetos (CP) foram removidos da impressora com auxílio de uma espátula específica e divididos aleatoriamente em dois

grupos para a variável “lavagem” do resíduo de impressão, conforme descrito anteriormente (Figura 8). Cada um dos dois grupos lavados foi dividido em três grupos para a variável “pós-polimerização” (Figura 8).

Após a primeira etapa da pós-polimerização, onde os CP foram posicionados com a plataforma de impressão para baixo, respeitando o tempo descrito para cada grupo, os *sprues* foram separados manualmente e os CPs passaram pelo segundo ciclo de pós-polimerização com a face onde estavam os *sprues* voltada para cima. Após o processo de pós-polimerização, os CPs receberam um polimento inicial com pedra pomes em pó extra fina para uso odontológico (SSWHITE, Rio de Janeiro - Brasil) e roda de feltro de lã macia (Kota, São Paulo - Brasil) e o polimento final com outra roda de feltro macia (Kota, São Paulo - Brasil) com pasta de polimento Diamond R (FGM Santa Catarina – Brasil) acoplada em mandril para peça reta (Edenta, Au – Suíça), para motor de bancada Beltec LB100 (BELTEC, São Paulo – Brasil) conforme descrito pelo fabricante. Após foi realizado três medições com paquímetro digital da espessura de cada CP no seu longo eixo com uma precisão de $\pm 0,01$ mm e a diferença entre as três medições não excedendo $\pm 0,02$ mm, ou seja, os CP deveriam ser planos, com espessura uniforme, sem defeitos ou porosidades visíveis. Com esta etapa concluída, os CP foram armazenados em água destilada a 37°C. Após 24 h (imediate), 30 CP por grupo experimental foram

testados em água destilada a 37°C sob flexão por 3 pontos. O restante dos CP (n=180) foram armazenados em água destilada a 37°C por 12 meses (mediato) antes do teste de flexão por 3 pontos. A água foi renovada a cada 7 dias de armazenamento, garantindo que os CP permanecessem sempre encobertos pela água.

Para o teste de resistência à flexão e módulo de elasticidade, os CP foram retirados após 24 h (grupos imediatos), aleatoriamente, da água destilada, um de cada vez, e foram colocados imediatamente sobre os suportes do dispositivo de ensaio de flexão por 3 pontos, imersos em água a $37 \pm 1^\circ\text{C}$. A máquina de ensaio universal (Emic-Instron) aplicou uma carga compressiva com taxa de deslocamento constante de $1 \pm 0,3$ mm/min até a fratura do CP.

O dispositivo para o teste de flexão é composto por dois cilindros com 2 mm de diâmetro montados paralelos a uma distância de 20 mm de seus centros, e um terceiro cilindro com 2 mm de diâmetro que aplica a carga de forma centralizada entre os dois cilindros de suporte (flexão por 3 pontos). O teste foi realizado de acordo com a norma ISO-10477:2024.

Calculou-se a resistência à flexão (em MPa) usando a seguinte equação:

$$\sigma_f = 3Fl / 2bh^2$$

onde, F é a carga máxima de fratura (em N); l é a distância entre os suportes (20 mm); b é a largura (2 mm) do CP; h é a altura (2 mm) do CP.

O módulo de elasticidade (E) obtido por flexão foi calculado (em MPa) usando a seguinte equação:

$$E = F_1 l^3 / 4bh^3d$$

onde, F_1 é a carga (em N) em um ponto na porção da linha reta (com a inclinação máxima) da curva tensão/deformação; d é a deformação (em mm) em F_1 ; l é a distância (20 mm) entre os suportes; b é a largura (em mm) do CP medida imediatamente antes do teste; h é a espessura (em mm) do CP medida imediatamente antes do teste.

Os dados de todos os testes foram analisados estatisticamente usando teste t de Student comparando os dados I e M ($\alpha=0,05$).

Após os ensaios de flexão I e M as superfícies fraturadas dos corpos de prova foram avaliadas com base nos princípios da fractografia. Para tanto foi utilizado inspeção visual e sob estereomicroscopia.

4.2 Dureza Vickers

Para o teste de dureza Vickers foram reutilizados os CP do teste de resistência a flexão.

A dureza (H) é definida como a resistência de um material à penetração em sua superfície, e apresenta-se como a razão entre a

carga aplicada (P) e a área superficial da impressão (A) provocada na superfície do material ($H = P/A$).

A carga e a forma do penetrador variam para cada tipo de ensaio. Cada teste apresenta uma equação para o cálculo da dureza que leva em consideração a carga aplicada e parâmetros da figura impressa pelo penetrador na superfície da amostra. A dureza Vickers, usa como penetrador uma pirâmide de diamante de base quadrada e com um ângulo de 136° entre faces opostas. Durante os ensaios de microdureza a carga pode variar de 0,01 a 1 kgf e é mantida constante por um tempo específico entre 10 a 30 s. O penetrador de Vickers é pressionado na amostra deixando uma pirâmide de base quadrada em sua superfície. O número da dureza Vickers é uma função da carga aplicada (P) e da diagonal (d) da base quadrada da pirâmide impressa na superfície do material, conforme a equação:

$$HV = \frac{1,854 P}{d^2}$$

A carga é dada em kgf ou N e a diagonal em mm, a dimensão da dureza Vickers é geralmente expressa em N/mm^2 ou kgf/mm^2 .

4.4 Estabilidade de cor ΔE_{00}

Os testes para avaliar a estabilidade de cor das amostras seguiu as diretrizes apresentadas na norma ISO 7491:2024.

Foram confeccionados CP (n=5) em forma de disco seguindo as medidas de 15 ± 1 mm de diâmetro x $2 \pm 0,1$ mm de altura (Figura 3).

As mensurações imediatas ocorreram 24 h após a fabricação dos CP, e as mediadas ocorreram 1 ano após, estas sendo armazenadas em água destilada a 37°C , sendo substituída a cada sete dias.

A confecção dos corpos de prova para este teste seguiram as mesmas diretrizes de fabricação já descritas para os CP em forma de barra, porém com o desenho “.stl” nas dimensões específicas para o teste em questão (forma de disco).

Uma vez fabricados e preparados conforme as variáveis descritas, os CP foram armazenados em água destilada por 24 h (I) para a realização da primeira avaliação de cor. Com o auxílio de um espectrofotômetro, Vita EasyShade compact (VITA Zahnfabrik, Alemanha), foram efetuadas 3 medições em 1 face de cada amostra e os valores das coordenadas L^* , a^* , b^* , C e h foram registrados em planilha de Excel (Microsoft, EUA) para posterior cálculo da diferença de cor (ΔE).

Após 1 ano de armazenamento em água destilada a 37°C , as amostras foram secas com jato de ar e papel absorvente e passaram por uma nova avaliação no espectrofotômetro, registrando as mesmas coordenadas para o cálculo da ΔE conforme a equação:

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H}{K_H S_H} \right) \right]^{\frac{1}{2}}$$

Onde os valores $\Delta L'$, $\Delta C'$ e $\Delta H'$ são a diferença de luminosidade, croma e valor das amostras, R_T é a função de rotação da interação do croma e o valor na região azul da cor, S_L , S_C e S_H , ajustam a diferença de cor total para variação na localização do par de diferença de cor nas coordenadas L' , a' , b' e os fatores paramétricos, K_L , K_C e K_H , são termos de correção para condições experimentais.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a influência das seguintes variáveis:

-Lavagem Pós-Impressão (B1 - álcool 96% + álcool 96%; B2 - álcool 96% + água destilada);

-Método de Pós-Polimerização (S, W, A); e

-Tempo de Envelhecimento (I - imediato, M – mediato)

na resistência à flexão (σ_f), no módulo de elasticidade por flexão (E), na dureza superficial (H), e na estabilidade da cor (ΔE_{00}) de um compósito resinoso (VarseoSmile Crown Plus) usado na fabricação de restaurações definitivas por impressão 3D.

Os corpos de prova foram divididos em 12 grupos experimentais, combinando os fatores descritos acima:

-B1SI, B1SM, B1WI, B1WM, B1AI, B1AM

-B2SI, B2SM, B2WI, B2WM, B2AI, B2AM

5.1 Resistência à flexão (σ_f), Fractografia e módulo de elasticidade por flexão (E)

O presente estudo simulou algumas condições orais (100% umidade a 37°C) para avaliação das propriedades mecânicas (σ_f e

E), reforçando que não há estudos que reportam a influência da armazenagem em água a 37°C por 12 meses e, subsequente, teste dessas propriedades em água a 37°C. Essas condições aproximam os resultados aos esperados no meio oral.

Os dados de resistência à flexão não passaram no teste de normalidade de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$) e foram analisados com análise de Kruskal Wallis e teste de comparação de Mann-Whitney ($p < 0,05$).

Tabela 1. Valores da mediana e do intervalo interquartil (II) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de envelhecimento (I e M).

	Resistência flexural (MPa)		Módulo de Elasticidade (MPa)	
	Mediana (II)	P	Mediana (II)	P
B1SI	52,0 (11,3) a	0,001	2341 (528,1) a	0,000
B1SM	61,7 (20,5) b		3237 (611,7) b	
B1WI	47,9 (4,9) a	0,482	1044 (204,8) a	0,000
B1WM	48,8 (6,3) a		1487 (983) b	
B1AI	50,0 (7,4) a	0,004	1381 (294,1) a	0,000
B1AM	55,9 (9,3) b		1731 (300,8) b	
B2SI	81,2 (25,6) a	0,000	2414 (451,3) a	0,000
B2SM	97,0 (17,9) b		3421 (602,9) b	
B2WI	54,7 (10,4) a	0,004	1414 (373,7) a	0,000
B2WM	59,2 (4,1) b		2030 (458,6) b	
B2AI	62,9 (20,5) a	0,029	1791 (514,1) a	0,000
B2AM	69,6 (8,8) b		2202 (618,8) b	

*Medianas seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Spearman($p \geq 0,05$).

Considerando os resultados de σ_f e E para a variável envelhecimento (I vs M), os grupos B2S e B1W apresentaram, respectivamente, os maiores e os menores valores, tanto no tempo I como no M. Somente os grupos B1W (I e M) não apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$) para σ_f com o envelhecimento, os demais grupos mostraram um aumento significativo ($p < 0,05$) de σ_f após 1 ano em água. Todos os grupos experimentais mostraram aumento significativo do E após o protocolo de envelhecimento nesta característica (Tabela 1). Esse aumento nos valores de σ_f e E pode estar associado a maturação tardia da cadeia polimérica.

Tabela 2. Valores da mediana e do intervalo interquartil (II) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de lavagem pós impressão (B1 e B2).

Resistência flexural (MPa)		Módulo de Elasticidade (MPa)	
	Mediana (II)		P
B1SI	52,0 (11,3) a	2341 (528,1) a	0,000
B2SI	81,2 (25,6) b	2414 (451,3) a	0,137
B1WI	47,9 (4,9) a	1044 (204,8) a	0,0001
B2WI	54,7 (10,4) b	1414 (373,7) b	0,000
B1AI	50,0 (7,4) a	1381 (294,1) a	0,000
B2AI	62,9 (9,3) b	1791 (514,1) b	0,000
B1WM	48,8 (6,3) a	1487 (983,0) a	0,011
B2WM	59,2 (4,1) b	2030 (458,6) b	
B1SMI	61,7 (20,6) a	3237 (611,7) a	0,009
B2SMI	97,0 (17,9) b	3421 (602,9) b	
B1AMI	62,9 (20,5) a	1731 (300,8) a	0,000
B2AMI	69,6 (8,8) b	2202 (618,8) b	

*Medianas seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Spearman ($p \geq 0,05$).

Considerando os resultados de σ_f e E para a variável lavagem pós-impressão (B1 vs B2), apenas os grupos SI (B1 e B2) não mostraram diferença significativa ($p=0.13$) para o E, os demais grupos mostraram diferença significativa ($p<0.05$) nos valores de σ_f e E , com aumento desses valores utilizando o protocolo B2 (Tabela 2). Esses resultados sugerem que a segunda lavagem com etanol a 96% (C_2H_6O) deve ser evitada para o material utilizado.

Tabela 3. Valores da mediana e do intervalo interquartil (II) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de pós-polimerização (S, W, e A).

	Resistência flexural (MPa)		Módulo de Elasticidade (MPa)	
	Mediana (II)	p	Mediana (II)	p
B1SI	52,0 (11,3) a		2341 (528,1) a	
B1WI	47,9 (4,9) a	0,096	1044 (204,8) b	0,000
B1AI	50,0 (7,4) a		1381 (294,1) c	
B2SI	61,7 (20,5) a		3237 (611,7) a	
B2WI	48,8 (6,3) b	0,000	1487 (983,0) b	0,000
B2AI	55,9 (9,3) b		1731 (300,8) c	
B1SM	81,2 (25,6) a		2414 (451,3) a	
B1WM	54,7 (10,4) b	0,000	1414 (373,7) b	0,000
B1AM	62,9 (20,5) a		1791 (514,1) b	
B2SM	97,0 (17,9) a		3421 (602,9) a	
B2WM	59,2 (9,3) b	0,000	2030 (458,6) b	0,000
B2AM	69,6 (8,8) c		2202 (618,8) c	

*Medianas das correlações seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Dunn ($p \geq 0,05$).

Considerando os resultados de σ_f e E para a variável pós-polimerização (S, W, e A), apenas os grupos B1I (S, W, A) não mostraram diferença significativa para σ_f nessa variável ($p=0.09$), todos os demais grupos apresentaram diferença significativa para as duas propriedades (σ_f e E), com valores maiores para o protocolo S (SprintRay ProCure) (Tabela 3). Isso pode ser explicado por ser o protocolo de pós-polimerização recomendado para o material avaliado.

Os valores de resistência flexural (σ_f) e módulo de elasticidade (E) estão apresentados graficamente nas Figuras a seguir.

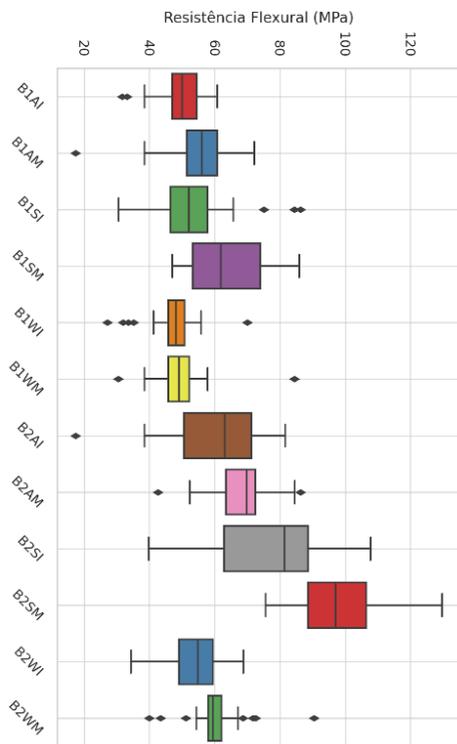


Figura 9. Representação gráfica da resistência flexural de todos os grupos experimentais.

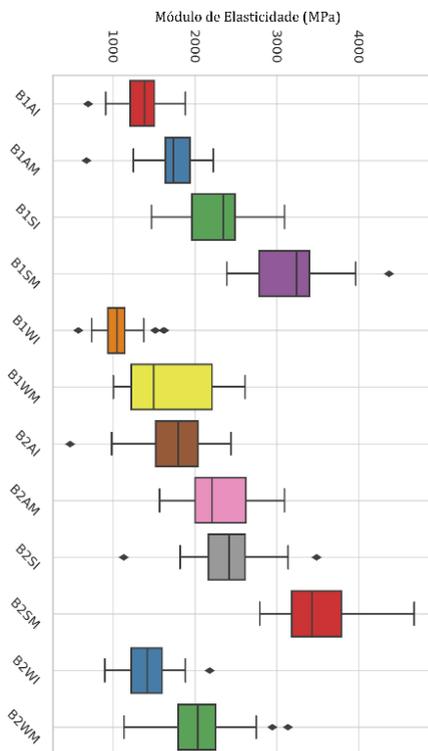


Figura 10. Representação gráfica do módulo de elasticidade de todos os grupos experimentais.

A distribuição de Weibull foi avaliada para os resultados de resistência flexural. A Tabela 4 e a Figura 11 apresentam o módulo de Weibull (m) e a resistência característica (σ_0) com seus intervalos de confiança (IC95%) estimados. Considerando a variável envelhecimento (I vs M)*, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas os grupos B1A, B1S, B2W e B2S apresentaram diferença em σ_0 . Considerando a variável lavagem (B1 vs B2)†, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas todos os grupos mostraram diferença entre B1 e B2 para essa variável em σ_0 . Considerando a variável pós-polimerização (S, W, A)‡, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas todos os grupos mostraram alguma diferença entre S, W, A (exceto entre os grupos B1WI e B1AI; e entre B1WM e B1SM) para essa variável em σ_0 .

Tabela 4. Valores do módulo de Weibull (m) e da resistência característica (σ_0 , em MPa) e seus intervalos de confiança de 95% (IC95%) para todos os grupos experimentais.

	m (IC95%)	σ_0 (IC95%)
B1WI	6.2 (4.8; 13.6)	50.3 (47.1; 52.9)†‡
B1WM	4.8 (3.8; 13.1)	52.8 (48.9; 57.2)†‡
B1AI	8.6 (6.4; 12.1)	52.2 (50.1; 54.2)*†
B1AM	6.2 (4.7; 8.6)	59.8 (56.5; 63.5)*†‡
B1SI	4.3 (3.7; 7.7)	58.3 (53.2; 62.8)*†‡
B1SM	5.8 (5.2; 7.4)	69.2 (64.9; 73.4)*†
B2WI	8.3 (6.6; 11.8)	56.6 (53.8; 58.6)*†‡
B2WM	6.3 (5.1; 12.5)	64.3 (60.7; 68.3)*†‡
B2AI	5.2 (3.8; 7.7)	65.0 (59.8; 68.8)†‡
B2AM	8.9 (7.1; 13.6)	72.1 (68.7; 74.9)†‡
B2SI	4.9 (3.9; 6.7)	83.0 (76.6; 88.2)*†‡
B2SM	7.1 (6.2; 10.5)	103.9 (98.5; 108.7)*†‡

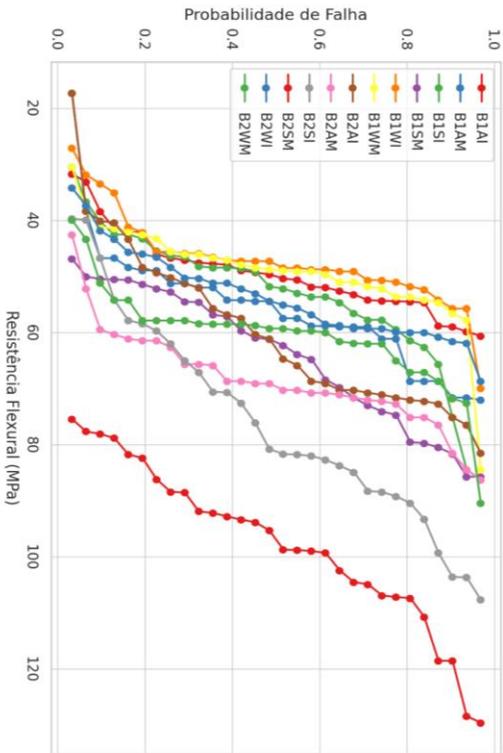


Figura 11. Representação gráfica da distribuição de Weibull para os grupos experimentais.

5.2 Dureza Vickers (VH)

Os dados de resistência à flexão passaram no teste de normalidade de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$) e foram analisados com análise de ANOVA, comparação Teste T e correlação de Pearson e correlação F ($p < 0,05$).

Na análise descritiva, foi identificado que o grupo B2AI apresentou o maior valor de VH entre os grupos I, e o B2SM entre os M. o menor valor apresentado foi do grupo B2AI para os I e B1AM entre os M.

Para a variável de envelhecimento, foram executados Teste T ($p < 0,05$) para comparar a variável I e M de cada grupamento. Não foi identificada diferença estatística nesta avaliação. Para a variável estudada (TABELA 05).

Tabela 5. Valores da média e do Desvio Padrão (DV) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao grupamento estatístico para a variável de envelhecimento (I e M).

	Dureza Vickers (MPa)	
	Media (DV)	p
B1SI	78.0 (16.9) a	0.010
B1SM	78.4 (11.1) b	
B1WI	75.9 (14.6) a	0.015
B1WM	69.3 (9.4) b	
B1AI	67.9 (21.2) a	0.000
B1AM	65.6 (19.1) b	
B2SI	86.9 (16.7) a	0.000
B2SM	85.2 (13.3) b	
B2WI	72.7 (11.0) a	0.005
B2WM	66.9 (6.3) b	
B2AI	73.6 (28.9) a	0.004
B2AM	63.4 (9.1) b	

*Medianas seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Pearson($p \geq 0,05$).

Considerando os resultados de VH para a variável envelhecimento (I vs M), os grupos B2S apresentaram os maiores valores e, B1AI e B2AM apresentaram, e os menores valores. Todos os grupos apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$) para VH com o envelhecimento, somente o grupo B1S mostrou um aumento ($p < 0,05$) de VH após 1 ano em água segundo o protocolo de envelhecimento nesta característica (Tabela 5). Esse aumento pode estar relacionado com a maior integridade superficial deste grupo podendo estar relacionada com a menor degradação de superfície na interação com o meio aquoso.

Tabela 6. Valores da media e do desvio padrão (DV) da dureza vickers (MPa), além do valor de (p) referente ao grupamento estatístico para a variável de lavagem pós impressão (B1 e B2).

Dureza Vickers (MPa)		
	Media (DV)	P
B1SI	78.0 (16.9) a	0.595
B2SI	86.8 (16.7) a	
B1WI	75.9 (14.6) a	0.232
B2WI	72.7 (11.0) a	
B1AI	67.9 (21.2) a	0.272
B2AI	73.6 (28.9) a	
B1WM	69.3 (9.4) a	0.226
B2WM	66.9 (6.3) a	
B1SM	78.4 (11.1) a	0.336
B2SM	85.2 (13.3) a	
B1AM	65.6 (19.1) a	0.658
B2AM	63.4 (9.1) a	

*Medianas seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Pearson ($p \geq 0,05$)

Considerando os resultados de dureza vickers para a variável lavagem pós-impressão (B1 vs B2), não foi encontrado diferença significativa ($p > 0,05$) entre os grupos. Sendo os maiores valores

para B2SI e B2SM (Tabela 6). Esses resultados sugerem que a segunda lavagem com etanol a 96% (C₂H₆O) deve ser evitada para o material utilizado.

Tabela 7. Valores da média e do desvio padrão (DV) da dureza vickers (MPa), além do valor de (p) referente ao grupamento estatístico para a variável de pós-polimerização (S, W, e A).

Dureza Vickers (MPa)		
	Media (DV)	P
B1SI	78.0 (16.9) a	
B1WI	75.9 (14.6) a	0.417
B1AI	67.9 (21.2) a	
B2SI	86.8 (16.7) a	
B2WI	72.7 (11.0) b	0.236
B2AI	73.6 (28.9) b	
B1SM	78.4 (11.1) a	
B1WM	69.3 (9.4) b	0.123
B1AM	65.6 (19.1) a	
B2SM	85.2 (13.3) a	
B2WM	66.9 (6.3) b	0.000
B2AM	63.4 (9.1) b	

*Medianas das correlações seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Dunn ($p \geq 0,05$).

Considerando os resultados de VH para a variável pós-polimerização (S, W, e A), apenas os grupos B1I (S, W, A) não mostraram diferença significativa para σ_f nessa variável ($p=0.417$), todos os demais grupos apresentaram diferença significativa para a propriedade, com valores maiores para o protocolo S (SprintRay ProCure) (Tabela 7). Isso pode ser explicado por ser o protocolo de pós-polimerização recomendado para o material avaliado.

Os valores dos grupos da dureza vickers (VH) estão apresentados graficamente na Figura a seguir.

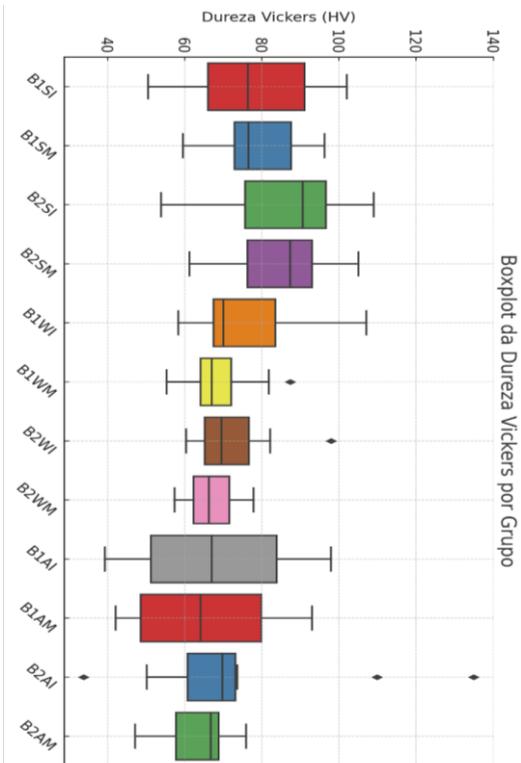


Figura 12. Representação gráfica da dureza vickers de todos os grupos experimentais

A distribuição de Weibull foi avaliada para os resultados da dureza vickers. A Tabela 8 e a Figura 13 apresentam o módulo de Weibull (m) e a resistência característica (σ_0) com seus intervalos de confiança (IC95%) estimados. Considerando a variável envelhecimento (I vs M)*, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas os grupos B2S, B1W, B2W e B2A apresentaram diferença em σ_0 . Considerando a variável lavagem (B1 vs B2)†, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas todos os grupos mostraram diferença entre B1 e B2 para essa variável em σ_0 . Considerando a variável pós-polimerização (S, W, A)‡, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas todos os grupos mostraram alguma diferença entre S, W, A (exceto os grupos B2SI e B1WM) para essa variável em σ_0 .

Tabela 8. Valores do módulo de Weibull (m) e da resistência característica (σ_0 , em MPa) e seus intervalos de confiança de 95% (IC95%) para todos os grupos experimentais.

	m (IC95%)	σ_0 (IC95%)
B1SI	5.5 (4.2; 8.8)	84.6 (43.7; 106.9)†¥
B1SM	8.4 (6.2; 15.7)	83.0 (53.6; 97.0)†¥
B2SI	6.8 (4.6; 13.8)	93.2 (54.4; 112.9)*†
B2SM	7.9 (6.0; 14.8)	90.6 (56.9; 106.9)*†¥
B1WI	5.4 (4.6; 15.0)	81.9 (41.5; 104.4)*†¥
B1WM	7.7 (6.5; 18.2)	73.3 (45.6; 86.8)*†
B2WI	6.4 (5.3; 15.0)	77.4 (43.9; 94.7)*†¥
B2WM	11.9 (9.1; 21.3)	69.7 (51.3; 77.7)*†¥
B1AI	3.7 (2.9; 6.1)	75.3 (28.5; 106.3)†¥
B1AM	4.0 (3.3; 6.5)	72.5 (29.1; 100.3)†¥
B2AI	2.8 (2.1; 13.1)	82.7 (22.3; 131.5)*†¥
B2AM	9.0 (6.6; 19.3)	67.1 (44.8; 77.4)*†¥

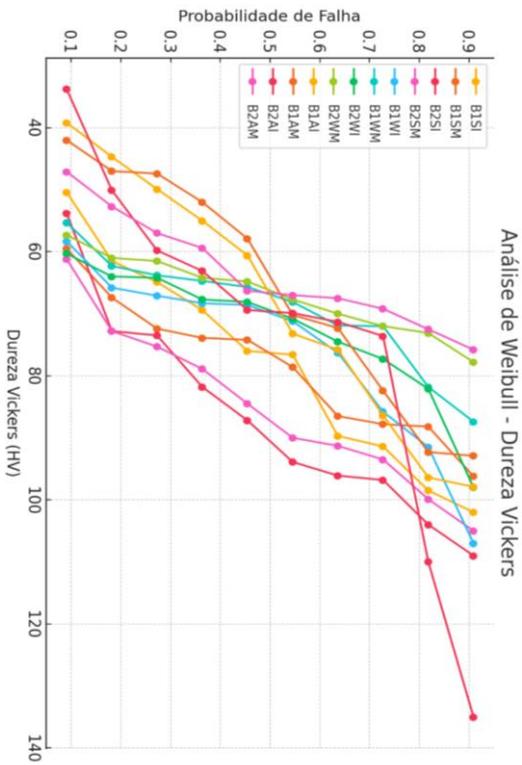


Figura 13. Representação gráfica da distribuição de Weibull para os grupos experimentais de VH.

6 DISCUSSÃO

A manufatura aditiva por impressão 3D vem sendo explorada como uma alternativa promissora na odontologia restauradora, permitindo a produção de compósitos resinosos com propriedades elevadas. No presente estudo, foram analisados os efeitos das variáveis lavagem pós-impressão, pós-polimerização e envelhecimento sobre as propriedades mecânicas e ópticas do compósito VarseoSmile Crown Plus. Os resultados obtidos demonstraram que esses fatores influenciam significativamente a resistência flexural (σ_f), o módulo de elasticidade (E), a dureza superficial (VH). Esses achados evidenciam a importância do protocolo de pós-processamento na durabilidade e previsibilidade clínica desses materiais.

Os valores de resistência flexural (σ_f) e módulo de elasticidade (E) indicam que a escolha do método de lavagem e pós-polimerização afeta diretamente o desempenho mecânico do material. Comparando os protocolos de lavagem, observou-se que o grupo submetido à lavagem com etanol seguido de água destilada (B2) apresentou maior resistência flexural e módulo de elasticidade, enquanto a lavagem apenas com etanol (B1) resultou

em menor resistência. Isso sugere que o segundo banho de etanol pode influenciar a integridade superficial da resina, corroborando achados de Lambart et al. (2022).

A pós-polimerização também demonstrou influência significativa, sendo o protocolo SprintRay ProCure (S) o que proporcionou melhores propriedades mecânicas. O aumento dos valores de σ_f e E com esse protocolo pode ser atribuído a uma conversão mais eficiente dos monômeros em polímeros, reduzindo a presença de monômeros residuais. Estudos como os de Moraes et al. (2023) e Gavioli et al. (2024) destacam que a conversão incompleta de monômeros pode comprometer a integridade mecânica das resinas.

A avaliação do envelhecimento em água indicou um aumento significativo na resistência flexural e módulo de elasticidade após 12 meses para a maioria dos grupos. Essa maturação tardia da cadeia polimérica pode estar associada à progressão da reorganização molecular do material ao passar do tempo, conforme sugerido por Della Bona et al. (2021). No entanto, grupos submetidos à lavagem apenas com etanol (B1) não apresentaram aumento após o envelhecimento, o que pode indicar que essa técnica não favorece a estabilidade das características mecânicas a longo prazo.

A análise da dureza Vickers (VH) indicou uma correlação positiva com os protocolos de pós-polimerização e lavagem, sendo

que os maiores valores foram obtidos com o protocolo SprintRay ProCure (S). Isso reforça que a intensidade da luz UV utilizada na pós-cura impacta diretamente na resina, aumentando a resistência à penetração superficial. Kirby et al. (2024) observaram que tempos mais longos de pós-cura LED aumentam a dureza e estabilidade estrutural dos polímeros odontológicos.

7 CONCLUSÕES

1. A resistência flexural e o módulo de Young são afetados significativamente pelo método de pós-polimerização, tempo de envelhecimento e tipo de lavagem utilizado.

2. Grupos submetidos a pós-polimerização com SprintRay ProCure apresentaram maior desempenho mecânico.

3. O envelhecimento mediato (360 dias) resultou em maior dispersão dos valores, indicando possível degradação estrutural ao longo do tempo.

4. A lavagem com álcool 96% seguida de água destilada parece minimizar variações ao longo do tempo e pode ser considerada uma abordagem mais eficiente.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados deste estudo demonstram que a escolha do protocolo de pós-processamento tem impacto direto sobre as propriedades mecânicas das resinas odontológicas impressas em 3D. A pós-polimerização com SprintRay ProCure e a lavagem com álcool seguido de água destilada proporcionaram os melhores resultados em termos de resistência mecânica e dureza superficial. Esses achados reforçam a necessidade de padronização dos protocolos laboratoriais para garantir a longevidade e previsibilidade clínica das restaurações definitivas fabricadas por tecnologia 3D.

Entretanto, este estudo apresenta algumas limitações, incluindo a ausência de simulação clínica de fadiga mastigatória e a restrição de testes laboratoriais a um único material. Pesquisas futuras devem explorar diferentes composições de resinas e condições de envelhecimento para validar os achados em cenários clínicos.

9 REFERÊNCIAS

LÓPEZ-GARCÍA, S.; PECCI-LLORRET, M. R. Influence of the post-processing protocol on a biocompatible 3D-printed resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, [s. l.], v. 10, n. 3, 2024. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/jopr.13980>>. Acesso em: 28 jan. 2025.

KIRBY, S.; PESUN, I.; NOWAKOWSKI, A.; FRANÇA, R. Effect of different post-curing methods on the degree of conversion of 3D-printed resin for models in dentistry. *Polymers*, [s. l.], v. 16, n. 4, p. 549, 2024. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/2073-4360/16/4/549/pdf>>. Acesso em: 28 jan. 2025.

DAI, J.; LUO, K.; LIU, K.; UNKOVSKIY, A.; SPINTZYK, S.; XU, S. Post-processing of a 3D-printed denture base polymer: Impact of a centrifugation method on the surface characteristics, flexural properties, and cytotoxicity. *Journal of Dentistry*, 2024. Disponível em:

<<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571224002719>>. Acesso em: 28 jan. 2025.

SIQUEIRA, S, J.; RODRIGUEZ, R.; CAMPOS, T.; RIBEIRO, N.; et al. Characterization of microstructure, optical properties, and mechanical behavior of a temporary 3D printing resin: Impact of post-processing curing time. *Materials*, [s. l.], v. 17, n. 4, p. 950, 2024. Disponível em: <https://www.preprints.org/frontend/manuscript/298964f577fa89690acc6eeefa8aa6d2/download_pub>. Acesso em: 28 jan. 2025.

HASSANPOUR, M.; NARONGDEJ, P.; ALTERMAN, N.; MOGHHTADERNEJAD, S.; et al. Effects of post-processing parameters on 3D-printed dental appliances: A review. *Polymers*, [s. l.], v. 16, n. 19, p. 2795, 2024. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/2073-4360/16/19/2795>>. Acesso em: 28 jan. 2025.

HOBBI,P.; ETAL. Clinical Performance of 3D Printed Resin Composite Posterior Fixed Dental Prosthesis: A Permanent Solution?. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2024 Nov 11. DOI: 10.1922/EJPRD_2796Hobbi10.

López-García, S., & Pecci-Lloret, M. R. (2024). Influence of the Post-Processing Protocol on a Biocompatible 3D-Printed Resin. *Journal of Prosthodontics*. DOI: 10.1111/jopr.13980.

Moraes, R. R., et al. (2023). Effects of Solvent Type and UV Post-Cure Time on 3D-Printed Restorative Polymers. *Dental Materials*. DOI: 10.1016/j.dental.2023.12.005.

GAVIOLLI, E.; COLLARES, F. M.; DE SOUZA BALBINOT, G.; ÖZCAN, M. Effect of adding ytterbium trifluoride filler particles on the mechanical, physicochemical, and biological properties of methacrylate-based experimental resins for 3D printing. *Dental Materials*, 2024. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564124002240>.

YÜCEER, Ö. M.; KAYNAK ÖZTÜRK, E.; ÇİÇEK, E. S.; AKTAŞ, N. Three-Dimensional-Printed Photopolymer Resin Materials: A Narrative Review on Their Production Techniques and Applications in Dentistry. *Polymers*, v. 17, n. 3, p. 316, 2024. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2073-4360/17/3/316>

ILIEV, G.; VASILEVA, R.; KIROV, D.; DELIVERSKA, E.; KIRILOVA, J. Mechanical Resistance of Different Dental Ceramics and Composite, Milled, or Printed Materials: A Laboratory Study. *Applied Sciences*, v. 14, n. 23, p. 11129, 2024. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2076-3417/14/23/11129>

DIMITROVA, M.; KAZAKOVA, R.; VLAHOVA, A. Comparative Study of the Fracture Resistance of 3D-Printed and Prefabricated Artificial Teeth for Removable Dentures. *Polymers*,

v. 16, n. 23, p. 3381, 2024. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2073-4360/16/23/3381>

KATHENG, A.; PRAWATVATCHARA, W. et al. Effect of Postrinsing Times and Methods on Surface Roughness, Hardness, and Polymerization of 3D-Printed Photopolymer Resin. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, [s. l.], v. 16, n. 1, p. 56-64, 2024. Disponível em: <<https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/html/10.1055/s-0044-1786866>>.

BRITTO, Vitor Trancoso et al. BIOMECHANICAL PROPERTIES OF A 3D PRINTING POLYMER FOR PROVISIONAL RESTORATIONS AND ARTIFICIAL TEETH. *Dental Materials*, [s. l.], v. 38, n. 12, p. 1956–1962, 2022.

BRITTO, Vitor Trancoso et al. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, [s. l.], v. 123, n. 4, p. 641–646, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.03.010>.

DELLA BONA, Alvaro et al. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials*, [s. l.], v. 37, n. 2, p. 336–350, 2021.

DIGHOLKAR, S.; MADHAV, V N V; PALASKAR, J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different

methods. *Journal of Indian Prosthodontic Society, India*, v. 16, n. 4, p. 328–334, 2016.

KANG, M J.; LIM, J H.; LEE, C G.; KIM, JE. Effects of Post-Curing Light Intensity on the Mechanical Properties and Three-Dimensional Printing Accuracy of Interim Dental Material. *Materials*, [s. l.], v. 15, n. 19, 2022.

KATREVA, I.; DIKOVA, T.; TONCHEV, T. 3d printing - an alternative of conventional crown fabrication: a case report. *Journal of IMAB*, [s. l.], v. 24, n. 2, p. 2048–2054, 2018. Disponivel em: <https://www.researchgate.net/publication/325855557_3D_printing_an_alternative_of_conventional_crown_fabrication_a_case_report>

KESSLER, A; HICKEL, R; REYMUS, M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Operative dentistry*, 2020 Jan/Feb;45(1):30-40. DOI: 10.2341/18-229-L.

LAMBART, A-L. et al. Rinsing postprocessing procedure of a 3D-printed orthodontic appliance material: Impact of alternative post-rinsing solutions on the roughness, flexural strength and cytotoxicity. *Dental Materials*, [s. l.], v. 38, n. 8, p. 1344–1353, 2022a. Disponivel em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564122001671>.

LIN, C H. et al. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of BisEMA, UDMA, and TEGDMA. *The Journal of prosthetic dentistry, United States*, v. 123, n. 2, p. 349–354, 2020. DOI: 10.1016/j.prosdent.2019.05.002.

PRPIC, V et al. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *Journal of Prosthetic Dentistry*, [s. l.], v. 121, n. 6, p. 955–959, 2019. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85060740269&doi=10.1016%2Fj.prosdent.2018.09.022&partnerID=40&md5=ac5bcbdb0ddb5654e32bdb3eaf86d3c4>.

REVILLA-LEÓN, M et al. Color dimensions of additive manufactured interim restorative dental material. *The Journal of prosthetic dentistry, United States*, v. 123, n. 5, p. 754–760, 2020. DOI: 10.1016/j.prosdent.2019.06.001

RODRIGUES JUNIOR, S. A et al. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz Oral Res*, [s. l.], v. 2121, n. 11, p. 16–2116, 2007. DOI: 10.1590/s1806-83242007000100003

TAORMINA, Gabriele et al. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. *Journal of applied biomaterials & functional*

materials, United States, v. 16, n. 3, p. 151–160, 2018. DOI: 10.1177/2280800018764770

VAN NOORT, Richard. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, [s. l.], v. 28, n. 1, p. 3–12, 2012. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.014>.

WOO, H.-S.; KIM, S.-H. A study on applying a 3D printer to healthcare; dentistry area. *Indian Journal of Science and Technology*, Department of Dental Hygiene, Suwon Women's University, Suwon, South Korea, v. 9, n. 20, 2016. Disponível em: <https://indjst.org/articles/a-study-on-applying-a-3d-printer-to-healthcare-dentistry-area>.

DIMITROVA, M. et al. Recent Advances in 3D Printing of Polymers for Application in Prosthodontics *Polymers* 2024, 15(23), 4525; <https://doi.org/10.3390/polym15234525>

SCHMIDT, R. et al. Comparative Analysis of Modern 3D-Printed Hybrid Resin-Ceramic Materials for Indirect Restorations: An In Vitro Study. *Polymers* 2024, 16(22), 3161; <https://doi.org/10.3390/polym16223161>

ARTIGO A SER SUBMETIDO*

**Influência do Pós-Processamento e Envelhecimento
nas Propriedades Mecânicas de Compósito Resinoso
Restaurador Fabricado por Impressão 3D**

Autores: Vitor Trancoso de Britto¹, Álvaro Della Bonna¹

¹ Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo,
Passo Fundo, Brasil.

Resumo

A manufatura aditiva por impressão 3D tem revolucionado a odontologia restauradora, permitindo a fabricação de restaurações definitivas personalizadas. No entanto, a influência do pós-processamento e do envelhecimento na resistência mecânica e estabilidade óptica dos materiais ainda precisa de evidências científicas. Este estudo avaliou o impacto de diferentes protocolos de lavagem e pós-polimerização, além do envelhecimento em água, sobre a resistência à flexão (σ_f), módulo de elasticidade (E), dureza Vickers (VH) e estabilidade de cor (ΔE_{00}) de um compósito resinoso (VarseoSmile Crown Plus) indicado para restaurações definitivas impressas em 3D. Foram confeccionados 420 corpos de prova (CP) conforme a norma ISO 10477:2024, divididos em grupos experimentais que variaram quanto ao método de lavagem pós-impressão (álcool 96% + álcool 96% ou álcool 96% + água destilada), método de pós-polimerização (SprintRay ProCure, W3D Light e ANYCUBIC Wash and Cure Plus) e tempo de envelhecimento (imediate e mediato - 12 meses). Os testes laboratoriais incluíram ensaios mecânicos e ópticos, seguidos de análise estatística. Os resultados indicaram que a resistência flexural e o módulo de elasticidade foram significativamente

influenciados pelo protocolo de pós-polimerização e pelo tempo de envelhecimento, sendo que o método SprintRay ProCure apresentou os melhores desempenhos. A lavagem com álcool 96% seguida de água destilada minimizou variações ao longo do tempo. A dureza Vickers também foi afetada pelo pós-processamento, destacando a importância da padronização dos protocolos para maior previsibilidade clínica. Conclui-se que as etapas de pós-processamento e envelhecimento impactam diretamente as propriedades dos compósitos resinosos impressos em 3D, reforçando a necessidade de diretrizes específicas para otimização dos protocolos laboratoriais e clínicos.

Palavras-chave: Manufatura aditiva, pós-processamento, resistência mecânica, estabilidade de cor, resina odontológica.

1. Introdução

A manufatura aditiva (MA) tem sido amplamente estudada na odontologia restauradora devido à sua capacidade de produzir restaurações definitivas com alta precisão, previsibilidade e rapidez na fabricação [1,2]. O avanço dessa tecnologia trouxe o desenvolvimento de compósitos resinosos formulados especificamente para impressão 3D odontológica, oferecendo

alternativas promissoras às técnicas convencionais de fresagem e moldagem indireta [3].

Entretanto, a conversão polimérica incompleta desses compósitos pode comprometer sua resistência mecânica, estabilidade de cor e biocompatibilidade [4]. Fatores como pós-processamento inadequado e envelhecimento em meio úmido podem afetar a integridade estrutural das restaurações, levando à degradação precoce e falhas clínicas [5,6].

A lavagem pós-impressão e a pós-polimerização são etapas essenciais para a remoção de monômeros residuais e aumento da conversão polimérica [7]. No entanto, a eficácia dessas etapas pode variar de acordo com o método utilizado, influenciando diretamente as propriedades finais do material [8].

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do pós-processamento e do envelhecimento em água nas propriedades mecânicas de um compósito resinoso indicado para restaurações definitivas impressas em 3D. A hipótese testada é que as variáveis de pós-processamento impactam significativamente a resistência mecânica do material ao passar do tempo.

2. Materiais e Métodos

Este estudo experimental foi conduzido seguindo as diretrizes da norma ISO 10477:2024, que estabelece os requisitos para a avaliação de resinas compostas utilizadas na odontologia restauradora. O compósito resinoso escolhido para os testes foi o VarseoSmile Crown Plus (Bego, Alemanha), material indicado para restaurações definitivas impressas em 3D.

A fabricação dos corpos de prova foi realizada utilizando a impressora Varseo (Bego, Alemanha), um sistema de projeção de luz digital (DLP) que opera com um comprimento de onda de 405 nm. Para evitar variações na polimerização inicial, todos os espécimes foram impressos sob as mesmas configurações, utilizando resina do mesmo lote e parâmetros padronizados de impressão.

2.1. Processamento Pós-Impressão

Após a impressão, os corpos de prova foram removidos da plataforma de impressão e separados aleatoriamente, e então submetidos à lavagem, um processo crítico para a remoção de monômeros residuais não polimerizados. Dois métodos de lavagem foram testados: B1: etanol 96% em dois ciclos

consecutivos e B2 etanol 96% seguido de água destilada. O procedimento foi realizado em um banho ultrassônico (Soniclean 3D, Brasil) por um tempo de 5 minutos, garantindo uma limpeza uniforme e minimizando a interferência de resíduos na conversão polimérica final.

Após a lavagem, os CPs foram submetidos à pós-polimerização em três sistemas distintos, cada um com características específicas de potência e comprimento de onda:

(S) - SprintRay ProCure (90W, 405 nm, 2 x 20 min) – Sistema de alta potência, projetado para otimizar a conversão polimérica e reduzir a presença de monômeros residuais .

(W) - W3D Light (40W, 356-405 nm, 2 x 10 min) – Equipamento com emissão de luz em diferentes faixas de comprimento de onda, podendo apresentar eficiência variável na polimerização final.

(A) - ANYCUBIC Wash and Cure Plus (40W, 405 nm, 2 x 10 min) – Sistema de fotopolimerização amplamente utilizado em odontologia digital, porém sem estudos clínicos conclusivos sobre sua eficácia comparativa.

Após a pós-polimerização, os corpos de prova divididos aleatoriamente novamente para formarem os grupos I (Imediato) e M (mediato), e então foram armazenados em ambiente úmido e controlado o grupo I foi armazenado por até 24 horas para realização dos testes mecânicos e ópticos iniciais, e o grupo M foi

armazenado por 1 ano para realização dos testes mecânicos e ópticos mediatos.

2.2. Envelhecimento

Os corpos de prova foram divididos em dois grupos experimentais: grupo imediato, onde os testes laboratoriais foram realizados após 24 horas da pós-polimerização, e grupo mediato, onde os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 12 meses, sendo substituída a água semanalmente, até os ensaios. Para avaliar a influência nas propriedades mecânicas e ópticas dos materiais restauradores em ambiente úmido [4,5].

2.3. Ensaios Laboratoriais

Os testes laboratoriais foram conduzidos no Laboratório de Materiais Odontológicos do PPGOdonto, e no Laboratório de Materiais do PPGEngenharia da Universidade de Passo Fundo, utilizando equipamentos calibrados e operados por um único operador treinado para minimizar variabilidades experimentais.

A resistência à flexão (σ_f) e o módulo de elasticidade (E) foram determinados por meio de ensaios de flexão em três pontos,

seguinto a norma ISO 10477:2024. O teste foi realizado em uma máquina de ensaios universais (EMIC) com velocidade de 1 mm/min até a fratura dos corpos de prova.

A dureza Vickers (VH) foi avaliada utilizando um microdurômetro com carga de 100 g por xx segundos. A medição foi realizada em três pontos diferentes de cada corpo de prova, e a média foi calculada para análise estatística.

Os dados foram analisados estatisticamente utilizando teste de normalidade de Shapiro-Wilk, seguido por teste T e ANOVA, ou teste de Spearman e Kruskal Wallis, adotando um nível de significância de $p > 0.05$

3. Resultados

Os ensaios laboratoriais demonstraram que o pós-processamento influenciou diretamente as propriedades mecânicas e ópticas do compósito resinoso impresso em 3D. A resistência à flexão e o módulo de elasticidade apresentaram diferenças significativas entre os grupos analisados. Os corpos de prova pós-polimerizados na SprintRay ProCure mostraram valores superiores de resistência, indicando que a conversão polimérica foi mais eficiente nesse protocolo. Em contrapartida, os espécimes tratados na ANYCUBIC Wash and Cure Plus e na W3D Light apresentaram

menores valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade, sugerindo uma polimerização incompleta ou menor eficiência do sistema de cura.

O efeito do envelhecimento em meio úmido também foi significativo. O armazenamento dos corpos de prova em água destilada por 12 meses resultou em um aumento média da resistência à flexão e no módulo de elasticidade, com menor grau observado nos grupos pós-polimerizados com W3D Light e ANYCUBIC Wash and Cure Plus. Esse aumento pode ser atribuído à interação com o meio aquoso e também pela maturação tardia da grade polimérica do compósito (Tabela 1). A dureza Vickers também foi afetada pelo envelhecimento, apresentando queda nos valores na maioria dos grupos, especialmente naqueles pós-polimerizados em sistemas de menor potência os únicos grupos que apresentaram aumento numérico foram os polimerizados na SprintRay ProCure (Tabela 2).

Tabela 1. Valores da mediana e do intervalo interquartil (II) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de envelhecimento (I e M).

	Resistência flexural (MPa)		Módulo de Elasticidade (MPa)	
	Mediana (II)	p	Mediana (II)	p
B1SI	52,0 (11,3) a	0,001	2341 (528,1) a	0,000
B1SM	61,7 (20,5) b		3237 (611,7) b	
B1WI	47,9 (4,9) a	0,482	1044 (204,8) a	0,000
B1WM	48,8 (6,3) a		1487 (983) b	
B1AI	50,0 (7,4) a	0,004	1381 (294,1) a	0,000
B1AM	55,9 (9,3) b		1731 (300,8) b	
B2SI	81,2 (25,6) a	0,000	2414 (451,3) a	0,000
B2SM	97,0 (17,9) b		3421 (602,9) b	
B2WI	54,7 (10,4) a	0,004	1414 (373,7) a	0,000
B2WM	59,2 (4,1) b		2030 (458,6) b	
B2AI	62,9 (20,5) a	0,029	1791 (514,1) a	0,000
B2AM	69,6 (8,8) b		2202 (618,8) b	

*Medianas seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Spearman($p \geq 0,05$).

Tabela 2. Valores da média e do Desvio Padrão (DV) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao grupamento estatístico para a variável de envelhecimento (I e M).

	Dureza Vickers (MPa)	
	Media (DV)	p
B1SI	78.0 (16.9) a	0.010
B1SM	78.4 (11.1) b	
B1WI	75.9 (14.6) a	0.015
B1WM	69.3 (9.4) b	
B1AI	67.9 (21.2) a	0.000
B1AM	65.6 (19.1) b	
B2SI	86.9 (16.7) a	0.000
B2SM	85.2 (13.3) b	
B2WI	72.7 (11.0) a	0.005
B2WM	66.9 (6.3) b	
B2AI	73.6 (28.9) a	0.004
B2AM	63.4 (9.1) b	

*Medianas seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Pearson ($p \geq 0,05$).

A influência do banho também foi significativa, pois todos os grupos apresentaram diferença estatística para esta análise. Sendo que B2 apresentou um aumento significativo na resistência à flexão e no módulo de elasticidade, porém em menor grau nos grupos pós-polimerizados com W3D Light e ANYCUBIC Wash and Cure Plus. Esse aumento pode ser atribuído à interação da superfície com os líquidos de lavagem de cada grupo sendo que interação dos dois banhos de álcool pode ser responsável por este aumento sutil em comparação ao B2 e também pela maturação tardia da grade polimérica do compósito (Tabela 3). A dureza Vickers também foi afetada pelo banho, porém apresentando uma queda sutil nos valores na maioria dos grupos, especialmente naqueles pós-polimerizados em sistemas de menor potência, o único grupo que apresentou aumento numérico foi o B1SM em comparação ao B1SI, isto pode sugerir que para esta variável o pós-processamento indicado pelo fabricante, é melhor. (Tabela 4).

Tabela 3. Valores da mediana e do intervalo interquartil (II) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de lavagem pós impressão (B1 e B2).

Resistência flexural (MPa)		Módulo de Elasticidade (MPa)		
	Mediana (II)	P	Mediana (II)	p
B1S1	52.0 (11.3) a	0,000	2341 (528.1) a	0.137
B2S1	81.2 (25.6) b		2414 (451.3) a	
B1W1	47.9 (4.9) a	0,001	1044 (204.8) a	0,000
B2W1	54.7 (10.4) b		1414 (373.7) b	
B1A1	50.0 (7.4) a	0,000	1381 (294.1) a	0,000
B2A1	62.9 (9.3) b		1791 (514.1) b	
B1WM	48.8 (6.3) a	0,000	1487 (983.0) a	0.011
B2WM	59.2 (4.1) b		2030 (458.6) b	
B1SM	61.7 (20.6) a	0,000	3237 (611.7) a	0,009
B2SM	97.0 (17.9) b		3421 (602.9) b	
B1AM	62.9 (20.5) a	0,000	1731 (300.8) a	0,000
B2AM	69.6 (8.8) b		2202 (618.8) b	

*Medianas seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Spearman ($p \geq 0,05$).

Tabela 4. Valores da media e do desvio padrão (DV) da dureza vickers (MPa), além do valor de (p) referente ao grupamento estatístico para a variável de lavagem pós impressão (B1 e B2).

Dureza Vickers (MPa)		
	Media (DV)	P
B1SI	78.0 (16.9) a	0.595
B2SI	86.8 (16.7) a	
B1WI	75.9 (14.6) a	0.232
B2WI	72.7 (11.0) a	
B1AI	67.9 (21.2) a	0.272
B2AI	73.6 (28.9) a	
B1WM	69.3 (9.4) a	0.226
B2WM	66.9 (6.3) a	
B1SM	78.4 (11.1) a	0.336
B2SM	85.2 (13.3) a	
B1AM	65.6 (19.1) a	0.658
B2AM	63.4 (9.1) a	

*Medianas seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Pearson ($p \geq 0,05$)

O equipamento utilizado para pos-polimerização também apresentou diferenças significativas, pois somente os grupos B1I não apresentaram diferença estatística para esta variável. Sendo

que em todas comparações a SprintRay ProCure apresentou os maiores valores. Tanto para resistência a flexão, modulo de elasticidade e dureza vickers. Este resultado pode ser atribuído à melhor polimerização deste equipamento frente aos outros, devido a sua maior potência ou pelo maior tempo de polimerização (Tabela 5 e 6)..

Tabela 5. Valores da mediana e do intervalo interquartil (II) da resistência flexural (MPa) e do módulo de elasticidade (MPa), além do valor de (p) referente ao agrupamento estatístico para a variável de pós-polimerização (S, W, e A).

	Resistência flexural (MPa)		Módulo de Elasticidade (MPa)	
	Mediana (II)	p	Mediana (II)	p
B1SI	52,0 (11,3) a		2341 (528,1) a	
B1WI	47,9 (4,9) a	0,096	1044 (204,8) b	0,000
B1AI	50,0 (7,4) a		1381 (294,1) c	
B2SI	61,7 (20,5) a		3237 (611,7) a	
B2WI	48,8 (6,3) b	0,000	1487 (983,0) b	0,000
B2AI	55,9 (9,3) b		1731 (300,8) c	
B1SM	81,2 (25,6) a		2414 (451,3) a	
B1WM	54,7 (10,4) b	0,000	1414 (373,7) b	0,000
B1AM	62,9 (20,5) a		1791 (514,1) b	
B2SM	97,0 (17,9) a		3421 (602,9) a	
B2WM	59,2 (9,3) b	0,000	2030 (458,6) b	0,000
B2AM	69,6 (8,8) c		2202 (618,8) c	

*Medianas das correlações seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Dunn ($p \geq 0,05$).

Tabela 6. Valores da média e do desvio padrão (DV) da dureza vickers (MPa), além do valor de (p) referente ao grupamento estatístico para a variável de pós-polimerização (S, W, e A).

Dureza Vickers (MPa)		
	Media (DV)	P
B1SI	78.0 (16.9) a	
B1WI	75.9 (14.6) a	0.417
B1AI	67.9 (21.2) a	
B2SI	86.8 (16.7) a	
B2WI	72.7 (11.0) b	0.236
B2AI	73.6 (28.9) b	
B1SM	78.4 (11.1) a	
B1WM	69.3 (9.4) b	0.123
B1AM	65.6 (19.1) a	
B2SM	85.2 (13.3) a	
B2WM	66.9 (6.3) b	0.000
B2AM	63.4 (9.1) b	

*Medianas das correlações seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes segundo o teste de correlação de Dunn ($p \geq 0,05$).

Os grupos também foram submetidos a análise de weibull para a probabilidade de falha. Os resultados de resistência flexural. Figura 1 apresenta o módulo de Weibull (m) e a resistência

característica (σ_0) com seus intervalos de confiança (IC95%) estimados. Considerando a variável envelhecimento (I vs M)*, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas os grupos B1A, B1S, B2W e B2S apresentaram diferença em σ_0 . Considerando a variável lavagem (B1 vs B2)†, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas todos os grupos mostraram diferença entre B1 e B2 para essa variável em σ_0 . Considerando a variável pós-polimerização (S, W, A)‡, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas todos os grupos mostraram alguma diferença entre S, W, A (exceto entre os grupos B1WI e B1AI; e entre B1WM e B1SM) para essa variável em σ_0 .

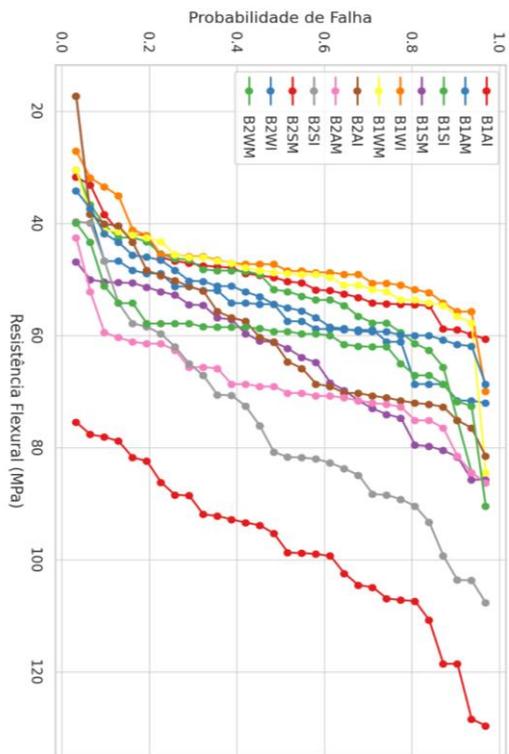


Figura 1. Representação gráfica da distribuição de Weibull para os grupos experimentais.

Para os resultados da dureza vickers. A Figura 2 apresentam o módulo de Weibull (m) e a resistência característica (σ_0) com seus intervalos de confiança (IC95%) estimados. Considerando a variável envelhecimento (I vs M)*, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas os grupos B2S, B1W, B2W e B2A apresentaram diferença em σ_0 . Considerando a variável lavagem (B1 vs B2)†, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas todos os grupos mostraram diferença entre B1 e B2 para essa variável em σ_0 . Considerando a variável pós-polimerização (S, W, A)‡, não houve diferença em m , uma vez que os IC95% se sobrepõem, mas todos os grupos mostraram alguma diferença entre S, W, A (exceto os grupos B2SI e B1WM) para essa variável em σ_0 .

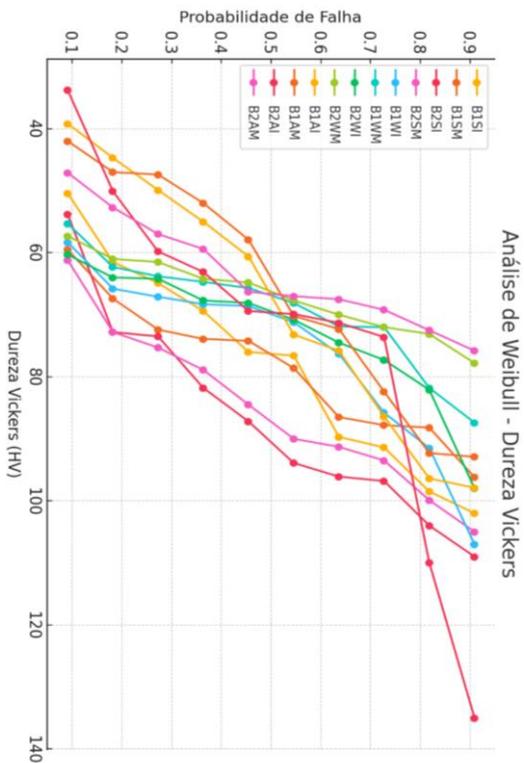


Figura 2. Representação gráfica da distribuição de Weibull para os grupos experimentais de VH.

4. Discussão

Os resultados deste estudo reforçam a influência crítica do pós-processamento na durabilidade das resinas impressas em 3D, corroborando achados prévios sobre a necessidade de protocolos padronizados para otimizar as propriedades mecânicas desses materiais. A pós-polimerização é um fator determinante na conversão de monômeros residuais, afetando diretamente a resistência mecânica e estabilidade óptica do compósito resinoso. O SprintRay ProCure demonstrou um desempenho superior em comparação com os demais métodos testados, possivelmente devido à sua potência de 90W e à emissão de luz na faixa de 405 nm, que favorece uma maior taxa de polimerização.

O efeito do envelhecimento foi evidente na redução dos valores de resistência mecânica e dureza, confirmando que a exposição prolongada à umidade compromete a integridade estrutural da matriz polimérica. Estudos anteriores relatam que a absorção de água leva ao inchamento da matriz orgânica, o que pode reduzir a coesão das cadeias poliméricas e, conseqüentemente, diminuir a resistência do material [9,10].

A análise revelou que os grupos pós-polimerizados no SprintRay ProCure apresentaram menores alterações ao longo do

tempo, indicando que uma polimerização mais eficiente reduz a degradação do material. Esse achado é relevante do ponto de vista clínico, pois sugere que um pós-processamento adequado pode minimizar a necessidade de substituições precoces das restaurações definitivas impressas em 3D.

5. Conclusão

Os achados deste estudo evidenciam que o pós-processamento e o envelhecimento influenciam diretamente as propriedades mecânicas e ópticas dos compósitos resinosos utilizados na impressão 3D para restaurações definitivas. A pós-polimerização com SprintRay ProCure apresentou os melhores resultados em termos de resistência mecânica e estabilidade óptica, enquanto os métodos W3D Light e ANYCUBIC Wash and Cure Plus demonstraram menor eficiência na conversão polimérica e maior degradação ao longo do tempo.

O envelhecimento em meio úmido reduziu significativamente a resistência à flexão e a dureza Vickers dos corpos de prova, reforçando a importância da escolha do protocolo de pós-processamento para garantir a longevidade clínica das restaurações. A estabilidade de cor foi melhor preservada nos grupos submetidos a uma polimerização mais eficiente, indicando

que a degradação da matriz resínica pode ser minimizada com a utilização de protocolos adequados.

Diante desses resultados, recomenda-se que os profissionais que utilizam a impressão 3D na odontologia priorizem protocolos de pós-polimerização com equipamentos de maior potência e lavagem controlada para minimizar os efeitos adversos da degradação ao longo do tempo. Novos estudos são necessários para avaliar o impacto desses fatores em condições clínicas e investigar a influência de outros parâmetros, como a composição da matriz resínica e a incorporação de cargas inorgânicas.

6. Referências

Kessler F, Hagens ERC, Speel EJM, et al. Bone invasion by oral squamous cell carcinoma—Is there a link to periodontal disease? A retrospective single center cohort study: 2010–2020. *Oral Oncol.* 2023;138:106378.

Woo S, Kim J, Kang SY, et al. Narrow-diameter implants with conical connection for restoring the posterior edentulous region. *Maxillofac Plast Reconstr Surg.* 2016;38(1):10.

Lambart RS, et al. Influence of additive and subtractive zirconia and lithium disilicate manufacturing on tensile bond strength and surface topography. *J Prosthet Dent.* 2024.

Della Bona A, et al. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dental Materials*, [s. 1.], v. 37, n. 2, p. 336–350, 2021.

Moraes RR, et al. The impact of aging on the mechanical properties of dental composite resins. *Dent Mater.* 2023;39(1):e45-58.

López-García S, Pecci-Lloret MR, et al. Influence of the post-processing protocol on a biocompatible 3D-printed resin. *J Prosthodontics.* 2024.

Dai J, Zhou W, Duan LY, Tang K, et al. High-Performance Dental Resins Containing a Starburst Monomer. *J Dent Res.* 2024.

Yüceer ÖM, Kaynak Öztürk E, Çiçek ES, Aktaş N, et al. Three-Dimensional-Printed Photopolymer Resin Materials: A Narrative Review on Their Production Techniques and Applications in Dentistry. *Polymers*. 2024;17(3):316-28.

Chiari MDS, König A, Delvecchio P, Braga RR, et al. TEGDMA-functionalized dicalcium phosphate dihydrate resin-based composites prevent secondary caries in an in vitro biofilm model. *J Funct Biomater*. 2022;13(4):232.

Shah PK, Stansbury JW. Photopolymerization shrinkage-stress reduction in polymer-based dental restoratives by surface modification of fillers. *Dent Mater*. 2021;37(12):1793-802.



Formatado: Justificado, Espaçamento entre linhas: 1,5 linhas