



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro Biomédico

Faculdade de Odontologia

Camila de Pretes Pegoraro

**Avaliação de propriedades mecânicas e influência da posição de impressão
de resinas para impressão 3d contendo carga inorgânica**

Rio de Janeiro

2024

Camila de Pretes Pegoraro

**Avaliação de propriedades mecânicas e influência da posição de impressão de resinas
para impressão 3d contendo carga inorgânica**

Dissertação apresentada, como requisito parcial
para a obtenção do título de Mestre, ao Programa
de Pós-Graduação em Odontologia, da
Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área
de concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Plínio Mendes Senna

Rio de Janeiro

2024

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/CB/B

P376 Pegoraro, Camila de Pretes

Avaliação da influência da posição de impressão e da presença de carga inorgânica nas resinas para impressão 3D de próteses dentárias / Camila de Pretes Pegoraro. – 2024.
28 f.

Orientador: Plínio Mendes Senna

Dissertação (mestrado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia.

1. Impressão tridimensional. 2. Resinas dentárias - Teses. 3. Prótese dentária - Teses. 4. Materiais dentários - Teses. 5. Resistência à Flexão. I. Senna, Plínio Mendes. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

CDU 616.314

Bibliotecário: Felipe Vieira Queiroz Xavier CRB: RJ - 230047/S

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta Dissertação, desde que citada a fonte

Assinatura

Data

Camila de Pretes Pegoraro

Avaliação da influência da posição de impressão e da presença de carga inorgânica nas propriedades mecânicas de resinas para impressão 3D de próteses dentárias

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Prótese dentária.

Aprovada em 21 de fevereiro de 2024.

Orientador:

Prof. Dr. Plinio Mendes Senna
Faculdade de Odontologia – UERJ

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Cesar dos Reis Perez
Faculdade de Odontologia – UERJ

Prof. Dr. Carlos Roberto Teixeira Rodrigues
Universidade Federal Fluminense

Prof. Dr. Hélio Rodrigues Sampaio Filho
Faculdade de Odontologia – UERJ

Rio de Janeiro

2024

DEDICATÓRIA

Ao meu querido noivo, cujo apoio e contribuições foram fundamentais para a realização deste sonho. À minha amada família, com destaque especial para a minha mãe e minha irmã, mulheres exemplares, cuja força e inspiração são constantes fontes de estímulo em minha jornada acadêmica. A todos vocês, meu profundo agradecimento por fazerem parte desse capítulo significativo da minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus, cuja grandiosidade e centralidade em minha existência foram fundamentais para a superação de desafios ao longo desta jornada. Sua generosidade foi a fonte de todos os benefícios que tornaram possível vencer caminhos difíceis.

À minha amada família, pelo inabalável suporte e crença em meu potencial. À minha mãe, Penha, cujo esforço e orientação foram cruciais para a concretização de sonhos que, graças a ela, têm se tornado realidade. Desde a infância, suas palavras de incentivo ecoaram em meus ouvidos, plantando o sonho de estudar em uma universidade pública, e as jornadas seguintes seguiram nessa mesma tendência, a especialização e agora o mestrado. À minha irmã, Carolina, um exemplo de resiliência e parceria.

Ao meu noivo Vinícius, meu melhor amigo e parceiro de vida. Sua inteligência, determinação e constante apoio foram alicerces nos momentos em que nem mesmo eu acreditava. Você é o cuidado de Deus em minha vida, e encontrar alguém tão incrível é verdadeiramente um presente divino. Te amo.

À minha segunda família, minhas queridas amigas Amanda Ribeiro, Ana Beatriz Nogueira, Ester Dias, Fernanda Marins, Jaqueline Severo, Thaís Falcão e Wuislane Ribeiro, pelo apoio e incentivo constantes.

Ao meu orientador, Plínio Senna, por sua excelência como dentista, professor e pesquisador. Agradeço pela dedicação, ajuda, conhecimento e apoio, tornando esta jornada leve e prazerosa. Trabalhar ao seu lado foi um privilégio, e você é um exemplo para mim.

A todos os professores do programa de Pós-Graduação da UERJ, que se dedicam a transmitir conhecimentos e a transformar alunos em verdadeiros mestres. A universidade, com seu corpo docente diferenciado e acolhedor, é um privilégio do qual me orgulho em fazer parte.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES, pela bolsa concedida durante o curso (Processo 88887.671841/2022-00).

Aos professores da prótese dentária: Cesar dos Reis Perez, Daniel de Moraes Telles, Eduardo José Veras Lourenço, Mayla Kezy Silva Teixeira, por contribuírem de perto pela minha evolução profissional e acadêmica. Obrigada por cada sugestão e por todo acolhimento.

Aos professores Luis Felipe Schneider, Hélio Rodrigues Sampaio e Tatiana Fidalgo, cujas contribuições diretas foram essenciais para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos cirurgiões-dentistas Robson Mamedes e Fabio Coppas pela valiosa colaboração nesta pesquisa. A ajuda deles foi fundamental neste trabalho.

Às queridas colegas de turma: Juliana Neves, Líssya Gonçalves, Lizandra Serrano e Wuislane Ribeiro. Todas foram brilhantes nesta jornada, e tenho muito orgulho de fazer parte desta turma.

A Wuislane Ribeiro, amiga e parceira acadêmica, obrigada por acompanhar-me desde a graduação, especialização até o mestrado. Não consigo imaginar passar por esse desafio sem o seu apoio.

Aos alunos de doutorado e pós-doutorado, cuja valiosa ajuda e excelentes conselhos foram fundamentais para o meu percurso acadêmico. Em especial, agradeço a Adriano Campos, Ain Yamazaki, Caroline Maluf, Tamires Melo e Rodrigo Guimarães por compartilharem generosamente seus conhecimentos e experiências.

A todos os funcionários da UERJ, sempre prontos a ajudar em tudo que fosse necessário.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a concretização deste sonho. Muito obrigada!"

*Confie ao Senhor as tuas
obras, e os teus desígnios serão
estabelecidos.
Provérbios 16,3*

RESUMO

PEGORARO, C. P. **Avaliação da influência da posição de impressão e da presença de carga inorgânica nas resinas para impressão 3D de próteses dentárias.** 2024. 28 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2024.

A tecnologia de impressão 3D desempenha um papel crucial ao simplificar os processos de fabricação das próteses dentárias, entretanto o desempenho mecânico de novas resinas contendo carga inorgânica ainda precisa ser mais bem avaliado. Assim, o propósito deste estudo *in vitro* foi investigar o efeito da posição durante a impressão nas propriedades mecânicas e avaliar diferentes resinas para impressão 3D que apresentam adição de carga inorgânica em sua composição. Foram selecionadas três resinas comerciais contendo partículas de sílica ou zircônia Varseo Smile Crown da Bego (V), Nanolab 3D da Wilcos (N) e Prizma 3D Bio Crown da Makertech Labs (C). Uma resina sem carga, Prizma 3D Bio Prov da Makertech (P) foi utilizada como controle. Para avaliar o efeito da posição durante a impressão, 15 amostras das resinas P e C foram impressas utilizando as orientações de 0°, 45° e 90° (n=5) em relação ao plano horizontal. O erro percentual, resistência à flexão, deformação, estabilidade dimensional e microdureza Vickers (Hv) foram avaliados. Para comparar as diferentes resinas, foram impressas 10 amostras em 0° das resinas V, N, C e P. As mesmas propriedades mecânicas foram avaliadas antes e após 250 ciclos de termociclagem (TC), alternando entre banhos de água a 5°C, 37°C e 65°C por 1 min em cada banho. Os grupos foram comparados utilizando ANOVA seguido do teste de Tukey no nível de significância de 5%. Foi possível observar que as resinas P e C foram mais susceptíveis à variação de tamanho nos valores de altura. A resina C apresentou menor variação quando impressa em 90°, porém em 0° produziu maior resistência à flexão ($P > 0,05$). Ambas as resinas apresentaram maiores valores de Hv quando impressas em 45° ($P > 0,05$). Na avaliação das diferentes resinas, N apresentou a menor resistências à flexão e maior Hv. C superou P em resistência à flexão. P apresentou maior deformação e menor Hv ($P > 0,05$). Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, foi possível concluir que as resinas contendo carga inorgânica apresentam anisotropia em função da sua posição durante a impressão e as diferentes formulações comerciais das resinas com adição de carga inorgânica apresentam diferentes propriedades mecânicas.

Palavras-chave: impressão tridimensional; dióxido de silício; materiais dentários; resistência à flexão; testes mecânicos.

ABSTRACT

PEGORARO, C. P. **Evaluation of the influence of printing position and the presence of inorganic fillers on the mechanical properties of resins for 3D printed dental prosthesis.** 2024. 28 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2024.

The 3D printing technology plays a crucial role in simplifying the manufacturing processes of dental prostheses; however, the mechanical performance of new resins containing inorganic fillers still needs further evaluation. Thus, this in vitro study aimed to investigate the effect of printing orientation on the mechanical properties and assess different 3D printing resins containing inorganic fillers in their composition. Three commercial resins containing silica or zirconia particles were selected: Varseo Smile Crown from Bego (V), Nanolab 3D from Wilcos (N), and Prizma 3D Bio Crown from Makertech Labs (C). A filler-free resin, Prizma 3D Bio Prov from Makertech (P), was used as a control since it contains no fillers. To evaluate the effect of printing orientation, 15 samples of resins P and C were printed using orientations of 0°, 45°, and 90° (n=5) relative to the horizontal plane. Percentage error, flexural strength, deformation, dimensional stability, and Vickers microhardness (Hv) were assessed. To compare different resins, ten samples of resins V, N, C, and P were printed in the 0° orientation. The same mechanical properties were evaluated before and after 250 cycles of thermocycling (TC), alternating between water baths at 5°C, 37°C, and 65°C for 1 minute each. Groups were compared using ANOVA followed by Tukey's test at a significance level of 5%. It was observed that both resins were more susceptible to size variation in height values. Resin C showed less variation when printed at 90°, but at 0°, it exhibited higher flexural strength ($P > 0.05$). Both resins showed higher Hv values when printed at 45° ($P > 0.05$). In assessing different resins, N exhibited the lowest flexural strength and higher Hv. C surpassed P in flexural strength. P showed higher deformation and lower Hv ($P > 0.05$). Within the limitations of this in vitro study, it was possible to conclude that resins containing inorganic fillers exhibit anisotropy based on their printing orientation, and different commercial formulations of resins with inorganic fillers present distinct mechanical properties.

Keywords: three-dimensional printing; silicon dioxide; dental materials; flexural strength; mechanical tests.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Ilustração das três diferentes orientações de impressão 0° (esquerda), 45° (no centro) e 90° (direita) dos corpos de prova (azul) com seus respectivos suportes (amarelo).....	17
Figura 2 –	Ilustração do equipamento de termociclagem com 3 cubas para os banhos em água em temperaturas diferentes.....	18
Figura 3 –	Ilustração do ensaio de resistência à flexão de três pontos.....	19
Figura 4 –	Ilustração do ensaio de microdureza Vickers.....	20
Figura 5 –	Erro percentual nas diferentes dimensões dos corpos de prova impressos com resina BioProv (P), Bio Crown (C), Varseo (V) e Nanolab (N).....	22

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Nomes comerciais, fabricantes, cores e números de lote das resinas utilizadas.....	16
Tabela 2 –	Relação dos grupos em relação aos objetivos do estudo.....	18
Tabela 3 –	Erro percentual (%) na produção dos corpos de prova em função do tipo de resina com ou sem carga e da posição do corpo de prova durante a impressão.....	21
Tabela 4 –	Valores (média $\pm$ desvio padrão) de microdureza, resistência à flexão e deformação das resinas com e sem carga impressas em diferentes posições.....	22
Tabela 5 –	As dimensões dos corpos de prova aferidas após a ciclagem térmica das diferentes resinas para determinar sua estabilidade dimensional.....	23
Tabela 6 –	Valores para microdureza, resistência à flexão e deformação das diferentes resinas antes e após a ciclagem térmica.....	23

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
CAD	<i>Computer-aided design</i>
CAM	<i>Computer-aided manufacturing</i>
DLP	Processamento de luz digital
HV	Microdureza Vickers
ISO	<i>International Standards Organization</i>
LED	Diodo emissor de luz
LCD	Tela de cristal líquido
MPa	Megapascal
nº	Número
PMMA	Polimetilmetacrilato
SLA	Estereolitografia
STL	<i>Standard Tessellation Language</i>
TC	Termociclagem
UV	Ultravioleta
W	Watts

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO.....	13
1	MATERIAL E MÉTODOS.....	16
1.1	Erro percentual e estabilidade dimensional.....	18
1.2	Resistência à flexão.....	19
1.3	Microdureza Vickers.....	20
1.4	Análise estatística.....	20
2	RESULTADOS.....	21
3	DISCUSSÃO	24
	CONCLUSÃO.....	26
	REFERÊNCIAS.....	27

INTRODUÇÃO

A confecção de dispositivos ou próteses dentárias de forma indireta é uma prática comum na odontologia para tratar alterações funcionais, reposicionar elementos dentários e reabilitar estruturas danificadas. Contudo, o método indireto tradicional envolve diversas etapas laboratoriais que aumentam o tempo e os custos de produção (PARK *et al.*, 2020; GHOSHAL, 2017). Deste modo, os avanços tecnológicos levaram ao desenvolvimento dos sistemas *Computer-aided design* (CAD) e *computer-aided manufacturing* (CAM) que tem tido ampla utilização na odontologia para otimizar a produção laboratorial através do fluxo digital (GRZEBIELUCH *et al.*, 2021).

Nos sistemas CAD/CAM, os dispositivos são projetados digitalmente sobre as arcadas dentárias digitalizadas para então ser produzidos através de equipamentos que apresentam tecnologias subtrativas ou aditivas (PARK *et al.*, 2020; REVILLA-LEÓN; ÖZCAN, 2019). A tecnologia subtrativa está presente nas fresadoras, onde o material apresenta-se na forma de bloco ou disco para ser desgastado até a forma final projetada através de fresagem ou moagem. Este tipo de equipamento apresenta alto custo e há um desperdício substancial de material (KIHARA *et al.*, 2021). Assim, uma alternativa eficaz é a manufatura aditiva (MA), presente nas impressoras 3D, onde o dispositivo odontológico é impresso camada a camada com rapidez e precisão (MALAS *et al.*, 2019) e com menor geração de resíduos (MONDAL e TRIPATHY, 2021).

A impressão 3D pode ser feita por diversas tecnologias, porém, na odontologia a tecnologia da fotopolimerização é a mais utilizada (QUAN *et al.*, 2020; RODRIGUES *et al.*, 2008). Nesse método, um polímero líquido fotossensível é depositado em um tanque integrado à impressora para ser polimerizado utilizando luz ultravioleta (UV) (STANSBURY e IDACAVAGE, 2016; HORN e HARRYSSON, 2012). Ao final do processo, a peça é formada (BS ISO/ASTM, 2015). Após a impressão, duas etapas de pós-processamento são necessárias a limpeza do dispositivo com isopropanol e a cura final (WESEMANN *et al.*, 2021).

São três principais categorias de impressoras 3D a depender da fonte emissora de luz: estereolitografia (SLA), processamento de luz digital (DLP) e tela de cristal líquido (LCD) (MADŽAREVIĆ e IBRIĆ, 2021). A principal vantagem da tecnologia de LCD é que toda a camada é produzida ao mesmo tempo, o que confere maior velocidade de impressão (HORN e HARRYSSON, 2012). Entretanto, a produção através de camadas confere a propriedade de

anisotropia ao dispositivo impresso, propriedade na qual diferente resistência mecânica é verificada dependendo da posição de impressão (AHN *et al.*, 2002).

As propriedades mecânicas dos dispositivos impressos dependem da composição da fórmula química (REYMUS *et al.*, 2020). Deste modo, existe um polímero específico para cada finalidade odontológica, destacando os polímeros para modelos, próteses, guias cirúrgicos, calcináveis e moldeiras. O uso de resinas para próteses dentárias impressas tem sido indicado como materiais para restaurações provisórias, uma vez que esses materiais apresentam propriedades mecânicas mínima para o uso temporário na cavidade oral (TAHAYERI *et al.*, 2018). Para permitir a utilização definitiva dessas peças no ambiente bucal, a incorporação de carga inorgânica, como nanopartículas de quartzo ou zircônia, tem sido considerada para melhorar a resistência à abrasão (GHOSHAL, 2017). Entretanto, esta modificação dificulta a impressão 3D, a qual é dependente de uma consistência fluida do polímero (GRZEBIELUCH *et al.*, 2021).

Tradicionalmente, o desempenho físico e mecânico dos compósitos dentários melhoraram através das incorporações de cargas inorgânicas que preservam a translucidez da resina ao mesmo tempo que reforçam e melhoram a resistência do material (ZHOU *et al.*, 2019). Para essa adição, diversas cargas cerâmicas têm sido utilizadas e esse processo se iniciou com quartzo e partículas vítreas de borossilicato e aluminossilicato (FERRACANE, 1995). No entanto, partículas de quartzo e vidro, originalmente maiores e mais duras que a matriz polimérica circundante, podiam danificar o esmalte, resultando em superfícies ásperas nas restaurações e para superar isso, foram desenvolvidas nanopartículas de sílica de pequenas dimensões, permitindo um excelente polimento e aprimorando a estética (FERRACANE, 1995).

Contudo, os poucos estudos que investigaram as melhorias dos polímeros de impressão 3D através da adição de carga inorgânica concluíram que o material deve conter menos carga do que os compósitos disponíveis em blocos e discos dos métodos subtrativos (GRZEBIELUCH *et al.*, 2021). As nanopartículas de sílica são as melhores cargas para serem infiltradas em vários tipos de polímeros (GUN'KO, 2019). Quando as partículas de sílica são adicionadas em líquidos orgânicos conseguem se dispersar facilmente, pois seus íons do grupo silanol são separados e atraídos para as hidroxilas do polímero formando ligações com os hidrogênios, dando origem à molécula Si-OH (RAGHAVAN *et al.*, 2000). Além da sílica, a resina pode conter nanozircônia para melhorar o desempenho mecânico do material, embora não seja aconselhável que a zircônia seja a carga predominante (HONG *et al.*, 2020).

Ainda há a necessidade de pesquisas adicionais nesta área, pois são amplas a utilização dos polímeros para impressão 3D na odontologia, mas a expansão de sua aplicação clínica depende das melhorias adicionais nas tecnologias de processamento e inovações nos materiais, para explorar todo o potencial dos polímeros (STANSBURY e IDACAVAGE, 2016).

O objetivo deste estudo *in vitro* foi investigar as propriedades mecânicas e a influência da posição de impressão de polímeros fotossensíveis contendo carga inorgânica para confecção de próteses provisórias através da impressão 3D.

1 MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização deste estudo quatro resinas de impressão 3D para confecção de próteses dentárias foram utilizadas (Tabela 1), sendo três formulações apresentando carga em sua composição e uma sem carga. As resinas foram agitadas de acordo com as instruções do fabricante antes de cada processo de impressão e imediatamente despejadas no tanque da impressora. Todos os corpos de prova foram impressos em uma impressora equipada com LCD de comprimento de onda de 405 nm (Halot One Cl 60, Creality Co., Shenzhen, China).

Para o cálculo amostral, foi realizado um estudo piloto com corpos de prova para o teste de resistência à flexão, conforme as especificações da *International Standards Organization* (ISO) 10477:2020. Com base nas médias e desvio padrão obtidos para cada grupo, foi possível determinar o tamanho apropriado da amostra usando o teste t no nível de significância de 5% e poder de 80% G*Power v.3.1.9.4 (Heinrich Heine Universität, Düsseldorf, Alemanha). Os resultados indicaram a necessidade de utilizar 5 amostras em cada grupo.

Tabela 1 – Nomes comerciais, fabricantes, cores e números de lote das resinas utilizadas

Resina	Siglas	Presença de carga	Fabricante	Cor	Lote nº
Varseo Smile Crown	V	Sim	Bego	A1	600235
Nanolab 3D	N	Sim	Wilcos	A1	2109018
Prizma 3D Bio Crown	C	Sim	Makertech Labs	A1	177922
Prizma 3D Bio Prov	P	Não	Makertech Labs	A1	1617

Fonte: a autora, 2024

O modelo 3D do corpo de prova foi criado utilizando o *software* de código aberto Tinkercad (Autodesk). O corpo de prova foi projetado no formato de barra com largura em 2 milímetro (mm) de comprimento com 25 mm e espessura com 2 mm conforme as especificações da ISO 10477:2020. O projeto foi exportado no formato *Standard Tessellation Language* (STL) e carregado no *software* da impressora 3D (Halot Box, V3.5.1, Creality Co., Shenzhen, China) para impressão.

Dez corpos de prova foram impressos em três diferentes orientações de impressão (0°, 45° e 90°) para cada resina, conforme ilustrado na Figura 1. A impressão ocorreu em temperatura ambiente, com espessura de camada de 0,05 mm. O tempo de exposição da primeira camada foi de 70 s, enquanto as demais camadas tiveram um tempo de exposição de 6,5 s. Ao término da impressão, os objetos foram submersos em álcool isopropílico em um recipiente e submetidos a uma máquina de lavagem de impressão 3D (UW-02, Creality Co.,

Shenzhen, China) por 4 minutos (min) em movimento para remover resíduos de monômeros não reagentes da superfície dos espécimes. Posteriormente, os objetos foram secos com jato de ar. A etapa seguinte compreendeu a pós-cura em uma câmara de luz UV (UW-02, Creality Co., Shenzhen, China) durante 40 min em temperatura ambiente.

Figura 1 – Ilustração das três diferentes orientações de impressão 0° (esquerda), 45° (no centro) e 90° (direita) dos corpos de prova (azul) com seus respectivos suportes (amarelo)

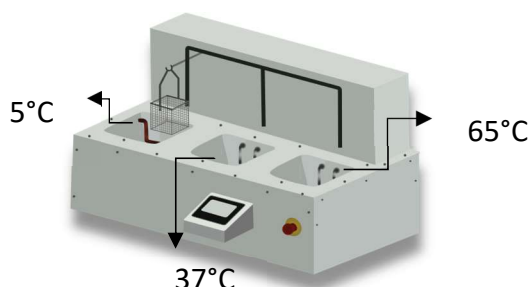


Fonte: a autora, 2024.

Após a remoção dos suportes, os corpos de prova foram lixados com lixas d'água de granulometria 220, 400 e 600 em uma politriz (Aropol-VV, Arotec S.A. Ind. E COM., Cotia, SP, Brasil). O polimento foi feito com um motor elétrico (Motor Elétrico LB 100, Beltec, SP, Brasil) associado a borrachas abrasivas com granulações grossa, média e fina (American Burrs, Palhoça, SC, Brasil) e escova de pano e algodão (American Burrs, Palhoça, SC, Brasil).

Com o intuito de simular as condições de envelhecimento dos espécimes, foi utilizado uma máquina de termociclagem (OMC 350 TS, Odeme Dental Research, Luzerna, SC, Brasil), para simular as variações de temperatura que ocorrem na cavidade bucal ao longo de aproximadamente três meses (Fig. 2). Metade dos corpos de prova de cada grupo ($n = 5$) foram submetidos a 250 ciclos de termociclagem (TC), alternando entre banhos de água a 5°C, 37°C e 65°C por 1 min em cada banho (BOTEGA *et al.*, 2008; ALAGEEL *et al.*, 2022).

Figura 2 – Ilustração do equipamento de termociclagem com 3 cubas para os banhos em água em diferentes temperaturas



Fonte: A autora, 2024.

Tabela 2 – Relação dos grupos em relação aos objetivos do estudo

Resina	Posição
Análise da posição de impressão	
Prizma 3D Bio Prov	0°
	45°
	90°
Prizma 3D Bio Crown	0°
	45°
	90°
Análise das diferentes resinas	
Prizma 3D Bio Prov	0°
Prizma 3D Bio Crown	0°
Varseo Smile Crown	0°
Nanolab 3D	0°

Fonte: A autora, 2024.

1.1 Erro percentual e estabilidade dimensional

O comprimento, largura e espessura dos corpos de prova de cada grupo foram mensuradas com auxílio de um paquímetro digital (Digital Caliper; Zaas Precision) em três regiões distintas (SHIM *et al.*, 2020). Deste modo, a variação de tamanho decorrente do processo de impressão pôde ser verificada. A média das mensurações foi registrada para cada corpo de prova e o erro percentual calculado em relação ao tamanho determinado no projeto CAD. Para os corpos de prova submetidos à TC, o comprimento, largura e espessura foram mensurados com auxílio de um paquímetro digital. A estabilidade dimensional foi calculada a partir da análise da discrepância entre as medidas pré e pós envelhecimento por TC em cada um dos espécimes (CHUCHULSKA; ZLATEV, 2021)

1.2 Resistência à flexão

O teste foi conduzido em uma máquina de ensaio universal (EMIC DL2000MF, Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com velocidade constante de 1,0 mm/min e célula de carga de 2 kN. O suporte apresenta duas hastes transversais com 2 mm de diâmetro, posicionadas paralelamente, com 20 mm de vão entre as duas hastes. Uma terceira haste, também com 2 mm de diâmetro aplicou força perpendicularmente na região central de cada corpo de prova (Fig.3). Os valores de força máxima (N) e deformação (mm) foram registrados no momento da ruptura. A resistência à flexão (σ) foi calculada em megapascal (MPa) utilizando a fórmula:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Onde:

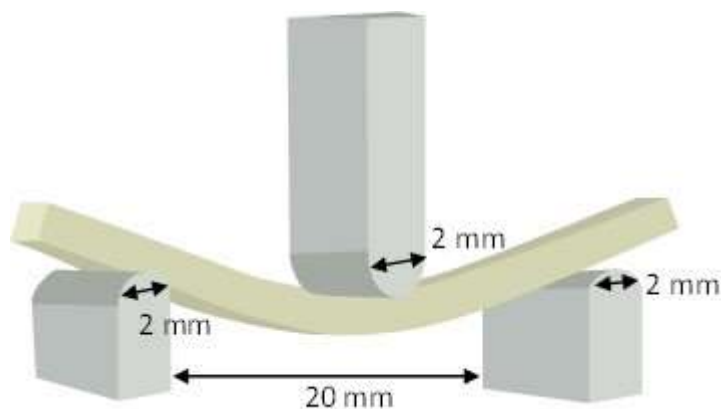
F representa a carga máxima aplicada, em N;

l é a distância entre os suportes, medida em milímetros (20 mm);

b é a largura do corpo de prova, em milímetros (2 mm);

h é a altura do corpo de prova, em milímetros (2 mm).

Figura 3 – Ilustração do ensaio de resistência à flexão de três pontos

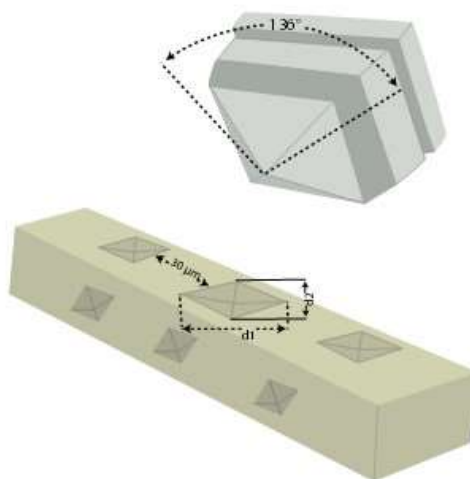


Fonte: a autora, 2024.

1.3 Microdureza Vickers

O teste foi efetuado usando um microdurômetro (Microdurômetro Vickers - 400.310, Digimess Instrumentos de Precisão Ltda, São Paulo- SP, Brasil) seguindo a norma ISO 6507-1. O penetrador piramidal foi aplicado sobre a superfície com uma força de 200 g por 15 s. (Fig. 4). Foram realizadas três marcações com um espaçamento de 30 μm na superfície superior. A média dos três valores coletados foi considerado como o valor de microdureza Vickers (Hv) para cada espécime.

Figura 4 – Ilustração do ensaio de microdureza Vickers



Fonte: a autora, 2024

1.4 Análise estatística

A distribuição dos resultados foi verificada através do teste de Shapiro-Wilk. Em seguida, os grupos foram comparados utilizando a análise de variância (ANOVA) a um critério e a dois critérios seguida do teste de Tukey. As análises foram realizadas considerando o nível de significância de 5% (SPSS Statistics 20; IBM, Armonk, NY, EUA).

2 RESULTADOS

Para a análise da anisotropia na resina com carga inorgânica, foram comparadas duas resinas do mesmo fabricante, uma contendo carga e outra não. O cálculo de erro percentual demonstrou que ambas as resinas foram mais susceptíveis à variação de tamanho nos valores de altura. A resina C apresentou menor variação quando impressa em 90°.

Tabela 3 – Erro percentual (%) na produção dos corpos de prova em função do tipo de resina com ou sem carga e da posição do corpo de prova durante a impressão

Resina	Posição	Altura	Largura	Comprimento	Total
P	00°	2,37±1,3% Aa	0,47±0,38% Aa	0,65±0,08% Aa	1,16±0,47% Aa
	45°	3,30±0,92% Aa	0,65±0,57% Aa	0,28±0,15% Ab	1,41±0,44% Aa
	90°	5,02±1,51% Ab	0,62±0,60% Aa	0,10±0,04% Ab	1,91±0,57% Aa
C	00°	2,42±1,81% Aa	3,40±5,20% Ba	0,62±0,19% Aa	2,16±1,80% Aa
	45°	3,27±1,8% Aa	1,20±0,69% Aa	0,40±0,05% Aa	1,62±0,68% Aa
	90°	1,52±1,2% Ba	0,85±0,79% Aa	0,13±0,09% Ab	0,83±0,38% Ab

Legenda: P=BioProv, C=BioCrown. Os valores representam o aumento do tamanho em relação ao projeto CAD. Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre as resinas e letras minúsculas indicam diferença significativa para a posição na mesma resina (ANOVA a 2 critérios/Tukey, $P < 0,05$).

Fonte: A autora, 2024

A posição de impressão exerce influência nos resultados do teste de microdureza Vickers. A presença de carga na resina C fez com que os valores de microdureza aumentassem em 90° e diminuísse em 45° ($P < 0,05$). Na Tabela 4 é possível observar que os corpos de prova impressos em 45° apresentaram os maiores valores para microdureza. Para os corpos de prova impressos a 0°, a resina C produziu maior resistência à flexão que a resina P.

Tabela 4 – Valores (média $\pm$ desvio padrão) de microdureza, resistência à flexão e deformação das resinas com e sem carga impressas em diferentes posições

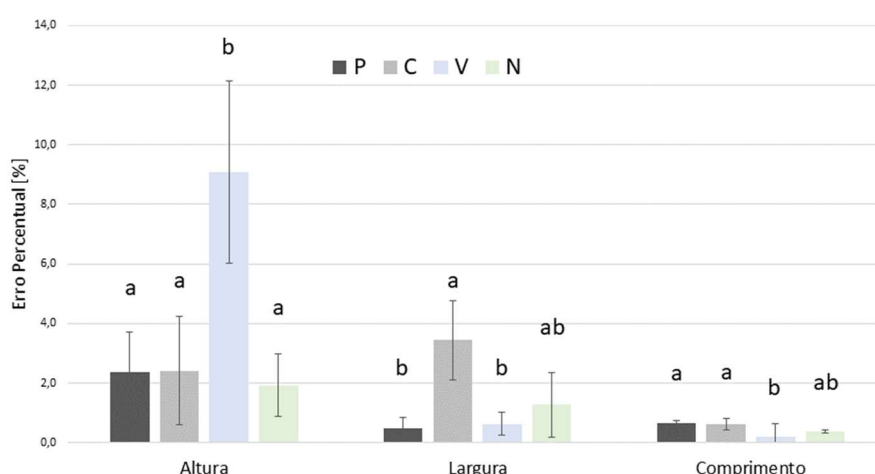
Resina	Posição	Microdureza (HV)	Resistência à flexão (Mpa)	Deformação (mm)
P	00°	11,6 $\pm$ 0,9 Aa	94,5 $\pm$ 3,9 Aa	2,2 $\pm$ 0,1 Aa
	45°	17,0 $\pm$ 0,4 Ab	105,2 $\pm$ 5,0 Ab	2,0 $\pm$ 0,1 Aa
	90°	13,2 $\pm$ 0,4 Ac	94,9 $\pm$ 6,0 Aa	2,0 $\pm$ 0,3 Aa
C	00°	12,8 $\pm$ 0,5 Aa	114,4 $\pm$ 14,9 Ba	1,7 $\pm$ 0,2 Aa
	45°	15,1 $\pm$ 0,4 Bb	108,2 $\pm$ 5,7 Aa	1,9 $\pm$,2 Aa
	90°	14,6 $\pm$ 0,9 Bb	99,7 $\pm$ 4,9 Ab	2,0 $\pm$ 0,1 Aa

Legenda: P=BioProv, C=BioCrown. Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre as resinas e letras minúsculas indicam diferença significativa para a posição de impressão para o mesmo grupo (ANOVA a 2 critérios/Tukey, $P < 0,05$).

Fonte: A autora, 2024.

Para a análise do comportamento mecânico de diferentes resinas contendo carga inorgânica, foram comparados corpos de prova impressos a 0° submetidos ou não à TC. O cálculo de erro percentual demonstrou maior variação para a resina V na altura ($P < 0,05$). O comprimento foi a dimensão com a melhor precisão (Figura 5). Após a ciclagem, os grupos apresentaram uma tendência para a redução de volume (Tabela 5).

Figura 5 – Erro percentual nas diferentes dimensões dos corpos de prova impressos com resina BioProv (P), Bio Crown (C), Varseo (V) e Nanolab (N)



Nota: Diferentes letras indicam diferença significativa entre as resinas, nas diferentes dimensões dos corpos de prova.

Fonte: A autora, 2024.

Tabela 5 – As dimensões dos corpos de prova aferidas após a ciclagem térmica das diferentes resinas para determinar sua estabilidade dimensional

Resina	Altura	Largura	Comprimento
P	2,67 ±2,58% A	-1,73 ±1,01% A	-0,39± 0,14% A
C	1,14 ±1,20% A	-3,5 ±6,26% A	-0,53 ±0,18%A
V	-5,25 ±3,11% B	-1,15± 1,18% A	-0,07 ±0,02%B
N	-0,33±0,5% A	-1,7± 1,3% A	-0,19± 0,02%B

Legenda: P = Bio Prov; C = Bio Crown; V = Varseo; N = Nanolab. Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre as resinas. Valores negativos representam redução do tamanho em relação as medidas realizadas antes da TC (ANOVA a 1 critério/Tukey, $P < 0,05$).

Fonte: A autora, 2024.

Na Tabela 6 é possível observar os valores de microdureza, resistência à flexão e deformação após a ciclagem térmica. O maior valor de Hv foi do grupo N ($P < 0,05$) e o menor valor foi do grupo P ($P < 0,05$). Os valores de microdureza aumentaram após a ciclagem no grupo V ($P < 0,05$). O mesmo fenômeno aconteceu com a resistência à flexão nos grupos P e V, os quais aumentaram os valores após a ciclagem térmica ($P < 0,05$). A resina sem carga apresentou os maiores valores de deformação ($P < 0,05$).

Tabela 6 – Valores para microdureza, resistência à flexão e deformação das diferentes resinas antes e após a ciclagem térmica

Resina	Ciclagem	Microdureza (HV)	Resistência à flexão (Mpa)	Deformação (mm)
P	Pré	11,6±0,9 Aa	94,52±4,38 Aa	2,22±0,11 Aa
	Pós	12,5±1,6 Aa	105,00±5,10 Ab	2,43±0,32 Aa
C	Pré	12,8±0,5 Aa	114,39±14,95 Ba	1,72±0,18 Ba
	Pós	15,3±1,2 Ba	126,14±8,47 Ba	1,64±0,25 Ba
V	Pré	12,6±1,3 Aa	71,48±5,93 Ca	1,75±0,30 Ba
	Pós	16,6±0,7 Bb	81,08±7,30 Cb	1,52±0,22 Ca
N	Pré	20,7±0,7 Ba	62,23±8,40 Ca	0,61±0,08 Ca
	Pós	20,2±2,4 Ca	65,91±7,60 Da	0,63±0,09 Da

P=BioProv, C=BioCrown, V=Varseo; N=Nanolab. Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre as resinas e letras minúsculas indicam diferença significativa para o tempo no mesmo grupo (ANOVA a 2 critérios/Tukey, $P < 0,05$).

Fonte: A autora, 2024.

3 DISCUSSÃO

Os materiais de impressão 3D com partículas inorgânicas apresentam propriedades mecânicas diferentes em função da posição de impressão. A inclusão de diferentes posições de impressão para essas resinas visa avaliar como a orientação das camadas durante o processo de impressão pode afetar suas características finais, considerando a presença ou ausência de partículas inorgânicas.

No presente estudo, comparou-se a influência da posição de impressão em duas resinas com composição semelhante de um mesmo fabricante, sendo a principal distinção entre elas a presença de carga inorgânica. Os resultados revelaram que a presença da carga inorgânica impactou significativamente as propriedades mecânicas, variando de acordo com a posição de impressão e demonstrando melhorias em determinados aspectos. Enquanto a resina sem carga apresentou melhores resultados quando impressa em 45°, a resina com carga foi melhor quando impressa em 0°. Um estudo prévio também verificou a influência da posição de impressão na resistência à flexão e observou que espécimes impressos em PMMA em 0° de orientação apresentaram os maiores valores, seguido por 45° e a menor resistência foi na orientação 90° (SHIM *et al.*, 2020). Deste modo, percebe-se que a aplicação de força deve ser aplicada ao longo, e não através das camadas (GRZEBIELUCH *et al.*, 2021).

Considerando uma abordagem prática, a posição de 0° representa o melhor posicionamento para reduzir o tempo de impressão já que apresenta um menor número de camadas. No presente estudo, utilizando os mesmos parâmetros de impressão, foram necessários 58 min (140 camadas), 189 min (481 camadas) e 235 min (600 camadas) para impressão dos corpos de provas a 0°, 45° e 90°, respectivamente. Deste modo, as diferentes resinas foram avaliadas com a impressão dos corpos de prova nesta posição 0°. Nesta posição, todas as resinas apresentaram valores maiores que 50 MPa, o qual é o valor mínimo estipulado pela ISO 10477:2020 para uso bucal. Entretanto, somente o grupo C apresentou valores para a resistência à flexão maiores que o grupo sem carga P. Os grupos V e N não foram melhores que a resina sem carga. Borella e colaboradores (2023) avaliaram a resistência à flexão de quatro resinas para impressão 3D e também verificaram os menores valores para a resina Nanolab.

Ao analisar a variação na resistência à flexão nos diferentes grupos antes e após a TC, foi possível observar um aumento nos valores após o processo de TC. Seria esperado que a ação da água sobre o polímero diminuísse a resistência à flexão, entretanto, é possível que o calor tenha produzido uma polimerização adicional. O aumento nos valores de dureza também

indicaria um aumento do grau de conversão dos materiais. Deste modo, futuros estudos devem verificar parâmetros diferentes de impressão a fim de se obter o máximo grau de conversão dos polímeros.

As partículas inorgânicas, como sílica ou zircônia, frequentemente adicionadas a resinas odontológicas, modificam as propriedades mecânicas do material, pois as partículas tendem a reforçar a matriz polimérica, proporcionando maior rigidez e resistência ao material final (RAGHAVAN; WALLS; KHAN, 2000). A maior resistência para a indentação confere maiores valores de dureza. No presente estudo, a resina Nanolab 3D (Wilcos) apresentou a maior microdureza Vickers entre as resinas testadas antes e após o envelhecimento térmico, com diferença estatisticamente significativa, corroborando achados anteriores (BORELLA *et al.*, 2023). Entretanto, é importante destacar que a dureza pode variar em função da face de leitura, principalmente comparando uma face que recebe o suporte para uma que não recebe. Alageel e colaboradores (2022) realizaram uma avaliação da microdureza Vickers em diferentes materiais para confecção de coroa provisória, e reportaram maior microdureza Vickers para o grupo impresso em comparação aos grupos resina acrílica autopolimerizável e PMMA fresado (ALAGEEL *et al.*, 2022). Estes achados reforçam a vantagem do método de impressão 3D na obtenção de propriedades mecânicas superiores em coroas provisórias quando comparado às abordagens convencional e fresada.

A seleção da orientação de impressão é uma ferramenta estratégica para otimizar a eficiência na fabricação, sendo crucial adaptar a posição de impressão conforme a necessidade, pois os resultados divergentes entre as orientações de impressão sugerem a necessidade de ajustar as variáveis de impressão como espessura da camada, intensidade e velocidade do laser, para garantir a produção adequada, alinhando-se à orientação escolhida (SHIM *et al.*, 2020).

Futuras pesquisas devem investigar os efeitos das variáveis de impressão em diferentes orientações, aprimorando a otimização dos ajustes dessas variáveis. Portanto, mais pesquisas e estudos são necessários para avaliar o desempenho desses materiais em situações clínicas reais e para entender fatores como a carga na resina e a orientação de impressão afetam o comportamento dos compósitos.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, pode-se concluir que a adição de carga inorgânica na resina impressa pode melhorar as propriedades mecânicas da resina para impressão 3D, porém nem todos os grupos apresentaram melhores resultados que a resina sem carga inorgânica. Resinas contendo carga inorgânica também apresentam anisotropia em função da sua posição durante a impressão.

REFERÊNCIAS

- AHN, S. H. *et al.* Anisotropic material properties of fused deposition modeling ABS. **Rapid Prototyping Journal**, v. 8, n. 4, p. 248-257, 2002.
- ALAGEEL, O. *et al.* Assessment of effect of accelerated aging on interim fixed dental materials using digital technologies. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 14, n. 6, p. 360-368, 2022.
- BORELLA, P. S. *et al.* Physical and mechanical properties of four 3D-printed resins at two different thick layers: An in vitro comparative study. **Dental Materials**, v. 39, n. 8, p. 686, 2023.
- BOTEGA, D. M. *et al.* Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 17, n. 7, p. 550-554, 2008.
- CHUCHULSKA, B.; ZLATEV, S. Linear dimensional change and ultimate tensile strength of polyamide materials for denture bases. **Polymers**, Basel, v. 13, n. 19, p. 3446, 2021.
- FERRACANE, J. L. Current trends in dental composites. **Oral Biology Medicine**, v. 6, n. 4, p. 302-318, 1995.
- GHOSHAL, S. Polymer/Carbon Nanotubes (CNT) Nanocomposites Processing Using Additive Manufacturing (Three-Dimensional Printing) Technique: An Overview. **Fibers**, v. 5, n. 4, p. 40, 2017.
- GRZEBIELUCH, W. *et al.* Printable and Machinable Dental Restorative Composites for CAD/CAM Application-Comparison of Mechanical Properties, Fractographic, Texture and Fractal Dimension Analysis. **Materials**, Basel, v. 14, n. 17, p. 4919, 2021.
- GUN'KO, V. M. Polymer Composites with functionalized silica: Synthesis, Properties, and Applications. *In: PIELICHOWSKI, Krzysztof; MAJKA, Tomasz M (ed.). Polymer Composites with Functionalized Nanoparticles: Synthesis, Properties, and Applications.* Amsterdam: Elsevier, 2019. p. 119-148.
- HONG, G. *et al.* Mechanical properties of nanohybrid resin composites containing various mass fractions of modified zirconia particles. **Int J Nanomedicine**, v. 15, p. 9891-9907, 2020.
- HORN, T. J.; HARRYSSON, O. L. Overview of current additive manufacturing technologies and selected applications. **Science Progress**, v. 95, pt. 3, p. 255-282, 2012.
- ISO; ASTM. ISO/ASTM 52900: 2015. **Additive manufacturing- general principles-terminology**. Londres: BSI Standards Limited, 2015.
- KIHARA, H. *et al.* Applications of three-dimensional printers in prosthetic dentistry. **J Oral Sci.**, v. 63, n. 3, p. 212-216, 2021.

- MADŽAREVIĆ, M.; IBRIĆ, S. Evaluation of exposure time and visible light irradiation in LCD 3D printing of ibuprofen extended release tablets. **Eur J Pharm Sci**, v. 158, p. 105688, 2021.
- MALAS, A. *et al.* Fabrication of high permittivity resin composite for vat photopolymerization 3D printing: Morphology, thermal, dynamic mechanical and dielectric properties. **Materials**, v. 20, n. 12, p. 3818, 2019.
- MONDAL, K.; TRIPATHY, P. K. reparation of smart materials by additive manufacturing technologies: A review. **Materials**, Basel, v. 14, n. 21, p. 6442, 2021.
- PARK, S. M. *et al.* Flexural Strength of 3D-Printing Resin Materials for Provisional Fixed Dental Prostheses. **Materials**, Basel, v. 13, n. 18, p. 3970, 2020.
- QUAN, H. *et al.* Photo-curing 3D printing technique and its challenges. **Bioactive Materials**, v. 5, n. 1, p. 110-115, 2020.
- RAGHAVAN, S. R.; WALLS, H. J.; KHAN, S. A. Rheology of silica dispersions in organic liquids: New evidence for solvation forces dictated by hydrogen bonding. **Langmuir**, v. 16, n. 21, p. 7920–7930, 2000.
- REVILLA-LEÓN, M.; ÖZCAN, M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. **J Prosthodont**, v. 28, n. 2, p. 146-158, 2019.
- REYMUS, M. *et al.* Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. **Clin Oral Investig**, v. 24, n. 2, p. 701-710, 2020.
- RODRIGUES, S. A. *et al.* Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. **Dental Materials**, v. 24, n. 9, p. 1281-1288, 2008.
- SHIM, J. S. *et al.* Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. **J Prosthet Dent**, v. 124, n. 4, p. 468-475, 2020.
- STANSBURY, J. W.; IDACAVAGE, M. J. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. **Dental Materials**, v. 32, n. 1, p. 54-64, 2016.
- TAHAYERI, A. *et al.* 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. **Dent Mater**, v. 34, n. 2, p. 192-200, 2018.
- WESEMANN, C. *et al.* Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. **Dent Mater**, v. 37, n. 3, p. 432-442, 2021.
- ZHOU, X. *et al.* Desenvolvimento e estado atual de compósitos de resina como materiais restauradores dentários. **Journal of Applied Polymer Science**, v. 136, n. 44, 2019.