

**UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**INFLUÊNCIA DA TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO E PRESENÇA DE
CARGA NA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE RESINA 3D**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

MÔNICA ELIZABETH DA SILVA VIEIRA

2023

UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

INFLUÊNCIA DA TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO E PRESENÇA DE
CARGA NA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE RESINA 3D

MÔNICA ELIZABETH DA SILVA VIEIRA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Grande Rio (UNIGRANRIO), como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia (Área de Concentração: Clínica Odontológica).

Orientador: Prof. Dr. Plinio Mendes Senna

**CATALOGAÇÃO NA FONTE UNIGRANRIO – NÚCLEO DE COORDENAÇÃO DE
BIBLIOTECAS**

V658i Vieira, Mônica Elizabeth da Silva.

Influência da tecnologia de impressão e presença de carga na resistência à flexão de resina 3D / Mônica Elizabeth da Silva Vieira. – Duque de Caxias, Rio de Janeiro. 2023.

33 f.

Orientador: Plinio Mendes Senna.

Dissertação (mestrado) – UNIGRANRIO, Escola de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Rio de Janeiro, 2023.

1. Impressão 3D. 2. Propriedade mecânica. 3. Prótese dentária. I. Senna, Plinio Mendes. II. Título. III. UNIGRANRIO.

CDD: 617.6

Rodrigo de Oliveira Brainer CRB-7: 3396

MÔNICA ELIZABETH DA SILVA VIEIRA

INFLUÊNCIA DA TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO E PRESENÇA DE CARGA
NA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE RESINA 3D

Aprovado em 23 de maio de 2023.

Banca Examinadora



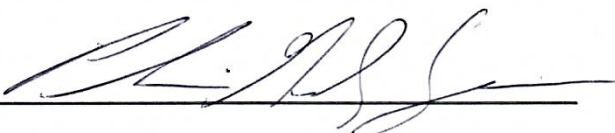
Prof. Dr. Hélio Rodrigues Sampaio Filho

Universidade do Estado do Rio de Janeiro



Prof. Dr. Rodrigo Pereira

Universidade do Grande Rio



Prof. Dr. Plinio Mendes Senna

Universidade do Grande Rio

DEDICATÓRIA

Aos meus pais pela felicidade, oportunidades e educação que me foram proporcionadas.

AGRADECIMENTOS

A minha querida família: Marcelo, Laura e Alexandre, pelo cultivo da amizade, respeito e afeto.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Plinio Mendes Senna, por aceitar a orientação deste trabalho, por sua dedicação, apoio e disponibilidade.

Aos meus colegas e amigos de profissão que me apoiaram e que me incentivaram.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UNIGRANRIO, que me proporcionou uma visão ampla e rica da docência.

EPÍGRAFE

“O esforço é vida, é um constante provar a capacidade
de produzir, de fazer, de realizar”.

Carlos Gonzalez Bernardo Pecotche

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA	01
2. JUSTIFICATIVA	07
3. OBJETIVO	08
4. MATERIAIS E MÉTODOS	09
5. RESULTADOS	13
6. DISCUSSÃO	14
7. CONCLUSÃO.....	17
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	18

RESUMO

Objetivo. Avaliar a resistência à flexão de resina com e sem carga inorgânica produzidas por diferentes tecnologias de impressão 3D, SLA e LCD. **Materiais e Métodos.** Doze barras (25 mm com secção de 2x2 mm) foram projetadas virtualmente e carregadas no software fatiador de uma impressora à laser (SLA) e outra de cristal líquido (LCD). As barras foram posicionadas horizontalmente no centro da mesa de impressão, suportes adicionados automaticamente e foram impressas (espessura de camada de 0,050 mm) utilizando uma resina com carga e outra sem. Tais barras foram lavadas com álcool isopropílico (5 min) sob agitação e secas com jato de ar. Os suportes foram removidos e as barras foram submetidas a uma cura adicional (20 min) e armazenadas em água destilada (37 ± 1) °C por 24h antes de serem submetidas ao ensaio de resistência à flexão em uma máquina de ensaio universal seguindo a norma ISO 10477:2020. No momento da fratura foi registrada a força (N) aplicada, convertida para tensão (MPa). Os grupos foram comparados pela análise de variância a dois critérios e teste de Tukey com nível de significância de 5%. **Resultados.** A resistência à flexão aumentou para a resina com carga produzida por ambas as tecnologias de impressão ($P<0,05$). A adição de carga foi mais impactante na tecnologia SLA ($P<0,05$). Os valores de deformação foram semelhantes em todos os grupos ($P>0,05$). **Conclusão.** Dentro das limitações deste estudo, a adição de carga melhora a resistência à flexão sem modificar a deformação. A tecnologia SLA mostrou-se mais dependente da presença de carga para produzir maior resistência à flexão.

Palavras-chave: Impressão 3D; Propriedade mecânica; Prótese dentária.

ABSTRACT

Aim. Evaluate the flexural strength of resin with and without inorganic filler produced by different 3D printing technologies, SLA and LCD. **Material and Methods.** Twelve 25 mm long bars with a 2 × 2 mm section were designed virtually and loaded into the slicer software of a printer with laser technology (SLA) and one with liquid crystal technology (LCD). Bars were positioned horizontally in the center of the virtual print bed, supports were added automatically and were printed with a layer thickness of 0.050 mm using one filled and one unfilled resin. After printing, the bars were washed with isopropyl alcohol for 5 min under agitation. Then, the bars were air-dried, the supports were removed and subjected to an additional cure for 20 min. The bars were stored in distilled water (37±1) °C for 24 h before being subjected to the flexural strength test in a universal testing machine following the ISO 10477:2020 standard. In the moment of fracture, the force (N) applied was recorded and this was converted to stress (MPa). The groups were compared by two-way ANOVA and Tukey post-hoc test at a significance level of 5%. **Results.** Higher flexural strength was observed for the filled resin produced by both technologies (P<0.05). The addition of filler was more impactful on flexural strength of SLA technology (P<0.05). The deformation values were similar for all groups (P>0.05). **Conclusion.** The presence of filler improved the flexural strength of 3D printed resin. SLA technology was more influenced by the presence of filler in the resin to produce higher flexural strength values.

Keywords: 3D printing; Mechanical properties; Prosthodontics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Barras posicionadas no software HalotBox para impressão pela tecnologia LCD e os parâmetros utilizados.	10
-----------	--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Resultado da análise da variância – saída do software estatístico.....	12
Tabela 2.	Valores de resistência à flexão e deformação (média $\pm$ desvio padrão) das barras produzidas em resinas com e sem carga em ambas as tecnologias	12

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	<i>Computer Aided Design</i> – Projeto assistido por computador
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i> – Produção assistida por computador
DLP	<i>Digital Light Processing</i> – Processamento de Luz Digital
ISO	International Standards Organization
LCD	Tela de Cristal Líquido
mm	Milímetro
nm	Nanômetro
SLA	Estereolitografia

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

Entende-se por prótese dentária todo o dispositivo protético frequentemente utilizado na odontologia para tratar alterações funcionais, preencher espaços edentados e reabilitar estruturas danificadas. Estes dispositivos, planejados e elaborados por profissionais qualificados, devem cumprir com alguns requisitos básicos que proporcionem saúde e segurança ao paciente como funcionabilidade, resistência e estética (Albahri, 2021). O avanço das restaurações protéticas no trabalho reabilitador oral é inquestionável. Atualmente, uma prótese dentária pode ser projetada e fabricada usando três tecnologias diferentes, a manufatura subtrativa, manufatura aditiva ou a convencional. (Park, 2020)

A confecção das próteses pelos métodos tradicionais é um trabalho técnico especializado que requer várias etapas laboratoriais, o que demanda maior tempo e custos para produção (Park et al., 2020).

A revolução digital mudou a odontologia interferindo no fluxo de trabalho e, conseqüentemente, alterando os procedimentos operacionais (Mangano et al., 2016). Com o avanço da odontologia digital, é possível fabricar próteses usando processos assistidos por computador, o que os torna mais controlados e mais dinâmicos. Os sistemas de desenho e manufatura assistidos por computador (CAD - *Computer Aided Design*; CAM - *Computer Aided Manufacturing*) buscam automatizar e padronizar a fabricação das restaurações, assim como reduzir custos de produção (Zimmermann et al., 2019). No dia a dia do consultório e no exercício da clínica diária temos evidências de que os pacientes preferem uma dinâmica de trabalho mais digital às técnicas convencionais (QUAN et al., 2020).

O sistema CAD-CAM foi desenvolvido na década de 1960 aplicado às indústrias automotivas e, com o tempo, alcançou a área da saúde contribuindo com diversas especialidades da odontologia como a implantodontia, cirurgia buco -maxilo

e prótese entre outras, reduzindo tempo de trabalho, custos de produção e elevando a precisão dos resultados (Melenikiotis et al., 2022).

Neste sentido, estas novas tecnologias nos levaram ao desenvolvimento crescente de restaurações dentárias em ambiente virtual (Zimmermann *et al.*, 2019). Entretanto, após a concepção virtual de uma prótese, é necessário que ela seja materializada. Para isto, há duas tecnologias principais: a manufatura subtrativa, em que um material é desgastado até a sua forma final, e a manufatura aditiva, onde o material é construído tridimensionalmente por meio do depósito de camada sobre camada. Esta última também é conhecida como impressão 3D.

Na manufatura subtrativa, a prótese é fabricada em uma estação de fresagem também chamada de fresadora, e tem como principal desvantagem o custo dos equipamentos e o desperdício de material. Por outro lado, a manufatura aditiva utiliza as impressoras 3D que tem como vantagem um menor custo de produção e a desvantagem é que as tecnologias atuais de impressoras 3D não permitem produzir peças cerâmicas, trabalhando predominantemente com resinas fotossensíveis ou fotocuráveis.

1.1. Manufatura aditiva

A impressão 3D na área odontológica foi introduzida há mais de uma década e sua aplicação continua aumentando. A fabricação de guias cirúrgicos por estereolitografia (SLA) e a sinterização de ligas metálicas por laser foram as primeiras tecnologias de fabricação aditiva aplicadas na odontologia. O desenvolvimento da aquisição digital de imagens e a aplicação da tecnologia CAD/CAM permitiram o surgimento de um tratamento odontológico totalmente digitalizado (Nesic *et al.*, 2020).

A ascensão da impressão 3D na odontologia tem sido paralela aos avanços do CAD e técnicas de imagem aprimoradas para planejar e imprimir próteses dentárias

para restaurar e substituir estruturas perdidas (Sangeeth *et al.*, 2021). A impressão 3D é uma técnica versátil que permite a fabricação de planos de tratamento totalmente automatizados e personalizados, fornecendo assim dispositivos e auxílios odontológicos personalizados aos pacientes. É altamente eficiente, reprodutível e fornece resultados rápidos e precisos de maneira acessível (Pillai, 2021).

De acordo com a ISO/ASTM 52900 (2021), a manufatura aditiva é definida como uma tecnologia que une materiais para obter peças por meio de dados oriundos de um modelo tridimensional a partir da deposição sucessiva de camadas, se diferenciando assim dos processos subtrativos de fabricação por usinagem ou eletroerosão. Os processos são classificados como jato de aglutinante; deposição com energia direcionada; extrusão de material; jateamento de material; fusão em leito de pó; laminação de folhas e fotopolimerização em cuba.

As capacidades da manufatura aditiva incluem a possibilidade de construir peça de, praticamente, qualquer forma, projeção e fabricação de estruturas de micro até macroestrutura com complexidade geométrica, processamento do material de camada por camada e fabricação direta de montagem e mecanismos totalmente funcionais (Gibson *et al.*, 2015). Esses recursos permitem, entre outros aspectos, a customização do produto e custos gerais de fabricação mais baixos. A técnica de impressão 3D foi originalmente pioneira na década de 1980 para fins industriais e de engenharia (Segaran, 2021). A primeira impressora 3D comercial foi baseada na técnica de estereolitografia por laser (SLA), criada por Charles Hull na década de 80 (Noort, 2012).

1.1.1 Estereolitografia – SLA

A estereolitografia (SLA) emprega um único feixe de laser para polimerizar uma resina de fotopolímero empilhada camada por camada. O comprimento de onda

da lâmpada usada pela máquina de estereolitografia (SLA) é de 355 nm, o feixe de laser está acima do tanque de resina e a direção da exposição é de cima, a resina líquida é solidificada quando digitalizada pelo feixe de laser (Quan *et al.*, 2020). A fonte luz é direcionado para o tanque de resina por dois motores que são chamados de galvanômetros, um para o eixo X e outro para o Y e assim que a camada é finalizada, outra nova começa a ser formada.

Como vantagens tem a sua alta maturidade no mercado, ou seja, é mais antiga tecnologia de prototipagem rápida o que significa que possui uma impressão estável e um alto número de fornecedores de impressoras, é boa o suficiente para imprimir objetos com estrutura complexa e tamanho fino favorecendo sua aplicação na odontologia.

Por outro lado, suas desvantagens residem em uma taxa de impressão que variável, quanto maior o tamanho dos modelos, mais lenta a taxa de impressão, a limitada disponibilidade de resinas fotopolimerizáveis e sua baixa resolução quando comparada com outras técnicas. Além disso, outras tecnologias de impressão 3D, como o processamento de digital de luz (DLP) e a tela de cristal líquido (LCD) que permitem maior capacidade produtiva, dentre elas as mais utilizadas são (Madžarević e Ibrić, 2021).

1.1.2. Tela de cristal líquido ou Liquid Cristal Display (LCD)

As impressoras 3D de tela de cristal líquido (LCD) utilizam display de cristal líquido para exposição pixel a pixel da plataforma de construção. A luz ultravioleta é emitida pela tela de LCD com uma faixa de comprimento de 395 a 405 nm e ativa a polimerização de uma resina líquida fotossensível (Schweiger *et al.*, 2021). Enquanto a estereolitografia (SLA) precisa polimerizar toda a estrutura da camada ponto por

ponto, a tecnologia de tela de cristal líquido (LCD) polimeriza toda a camada de uma única vez, por isso sua maior capacidade produtiva.

Como principais vantagens, a impressora de LCD apresenta o valor mais acessível e sua boa resolução. E como principais desvantagens o curto tempo de vida útil da máquina, o que exige uma substituição regular, e uma manutenção constante. (Quan *et al.*, 2019).

1.1.3. Materiais para impressão 3D

Os processos de fotopolimerização utilizam resinas líquidas curáveis por radiação ou fotopolímeros como materiais primários. Os fotopolímeros foram desenvolvidos no final da década de 1960 e logo se tornaram amplamente aplicados em diversas áreas comerciais até serem usadas em odontologia. (Gibson *et al.*, 2015).

Muitas tentativas têm sido feitas para melhorar o desempenho clínico desses materiais tendo em vista as características físicas, mecânicas e termomecânicas, como dureza, resistência à compressão e resistência à flexão. Essas investigações foram baseadas em avanços na química da resina, tecnologia de carga, silanização e técnica de fotopolimerização (Ramkumar, 2022). As resinas preenchidas geralmente não são adequadas para técnicas de fotopolimerização de cuba, como Estereolitografia (SLA) ou Display de Cristal Líquido (DLP), devido a um forte incremento de viscosidade derivado da presença de partículas rígidas na suspensão reativa.

O principal desafio na manufatura aditiva ou impressão 3D constitui no desenvolvimento de materiais dentários adequados (Noort, 2012), já que adição de carga inorgânica nestas resinas fotossensíveis aumenta a sua viscosidade e a decantação das cargas também pode interferir nas propriedades da resina (Taormina *et al.*, 2018). Deste modo, as resinas sem carga têm se difundido no mercado

odontológico, as quais demonstram um desempenho mecânico satisfatório quando comparadas com resinas termo polimerizadas convencionais e auto polimerizados (Song *et al.*, 2018).

A adição de nanopartículas representa uma forma simples e eficiente para aprimorar propriedades funcionais das resinas odontológicas (Korcusková *et al.*, 2022; Khan *et al.*, 2019). Neste sentido, os fabricantes têm produzido resinas com adição de nanopartículas que em tese preservam a translucidez da resina ao mesmo tempo que reforçam e melhoram a resistência desse material, porém são necessários mais estudos (Weng *et al.*, 2016).

2. JUSTIFICATIVA

Nos últimos dez anos, a tecnologia de impressão 3D tem se desenvolvido rapidamente para fabricar objetos complexos, de alta precisão em várias áreas e inclusive na odontologia (Park *et al.*, 2020). O desempenho físico e mecânico dos compósitos dentários é influenciado pela incorporação de cargas inorgânicas. Entretanto, a literatura ainda carece de informações a respeito do desempenho mecânico das resinas quando partículas de carga inorgânica são incorporadas e diferentes técnicas de impressão 3D são utilizadas.

3. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à flexão de resina com e sem carga inorgânica impressas pela tecnologia de estereolitografia (SLA) e tela de cristal líquido (LCD).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Uma barra de 25 mm de comprimento com secção de 2 × 2 mm foi projetada virtualmente (Tinkercad; Autodesk, EUA) seguindo a norma ISO 10477:2020 que classifica os materiais para coroas e facetas à base de polímeros usados em odontologia e especifica seus requisitos e os métodos de teste a serem usados para determinar a conformidade com esses requisitos.

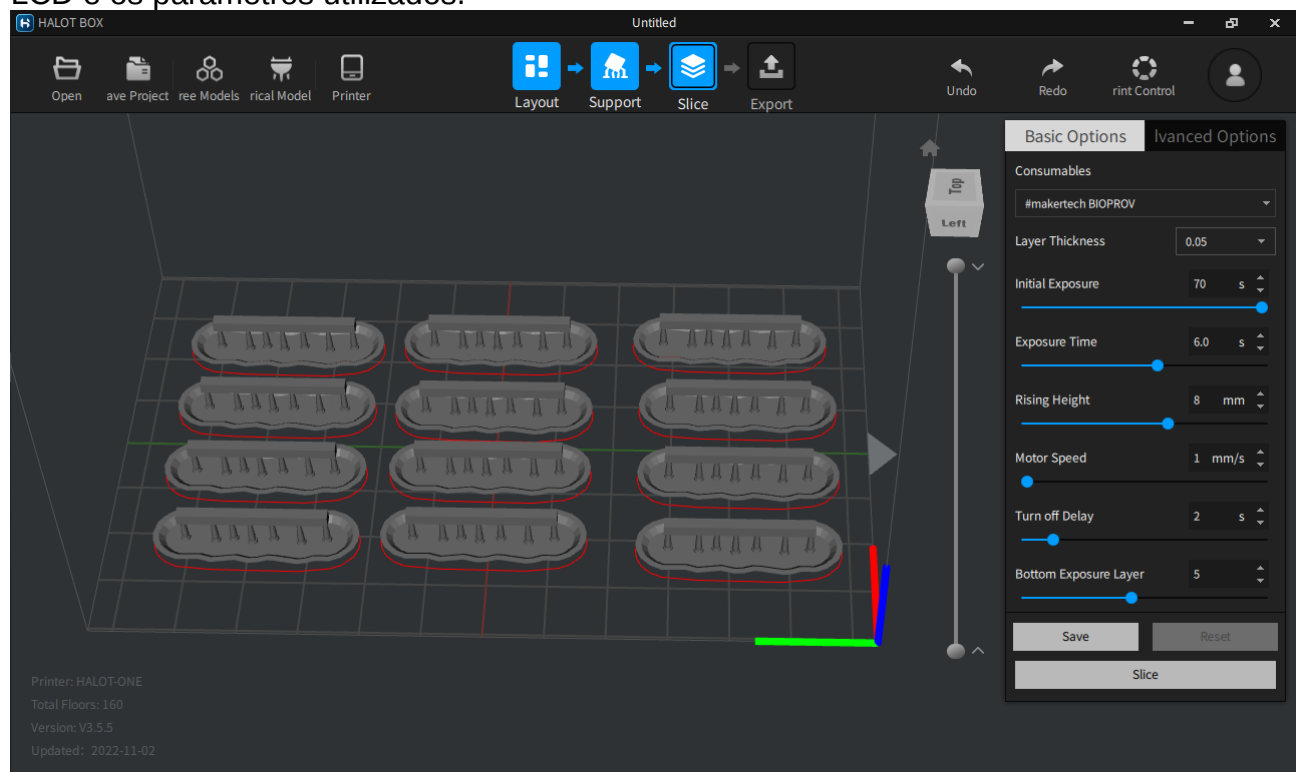
Para a produção pela tecnologia estereolitografia (SLA), doze barras foram carregadas sobre a mesa de impressão do *software* fatiador (PreForm, v.3.23.0; FormLabs, EUA). As barras foram posicionadas horizontalmente no centro da mesa de impressão virtual, suportes adicionados automaticamente e foram impressas usando uma espessura de camada de 0,050 mm e parâmetro “Denture Base DP”.

A impressora utilizada foi a Forms2 (FormLabs, EUA) que utiliza um laser Classe 1 de 250mW e 405nm. Após a impressão, as barras foram lavadas com álcool isopropílico 99,8% (Togmax, Brasil) por 5 min sob agitação (UW-02; Creality). Em seguida, as barras foram secas com jato de ar, os suportes foram removidos e submetidas a uma cura adicional por 20 min (UW-02; Creality). Este processo foi aplicado para as resinas com carga de cerâmica e zircônia silanizadas (Prizma 3D Biocrown; Makertech, Brasil) e sem adição de carga (Prizma 3D Bioprov; Makertech, Brasil), ambas na cor A1.

Para a produção com tecnologia em tela de cristal líquido (LCD), doze barras foram carregadas sobre a mesa de impressão (Figura 1) do *software* fatiador (Halot Box, v.3.5.5; Creality, China). As barras foram posicionadas horizontalmente no centro da mesa de impressão virtual, suportes adicionados automaticamente e foram impressas usando uma espessura de camada de 0,050 mm e parâmetros de impressão (exposição de adesão 70 s, 5 camadas de adesão, movimentação da mesa

de 8 mm, velocidade da mesa 1 mm/s, descanso da tela de cristal líquido (LCD) de 2 segundos, e tempo de exposição de cada camada de 6 segundos. A impressora utilizada foi a Halot One (Creality, China) que utiliza uma tela de LCD com 1620×2560 pixels e comprimento de onda de 405 nm. Após a impressão, as barras foram lavadas e polimerizadas da mesma maneira que o grupo SLA. As mesmas resinas com carga inorgânica e sem carga foram utilizadas nos grupos SLA e LCD.

Figura 1. Barras posicionadas no software HalotBox para impressão pela tecnologia LCD e os parâmetros utilizados.



Após o procedimento de pós-cura, as barras foram armazenadas em água destilada (37 ± 1) °C por 24h. Em seguida, foram posicionadas individualmente em uma máquina de ensaio universal (EMIC-Instron; Brasil) para verificação da resistência a flexão em três pontos seguindo a especificação n°12 (ISO 1567) da ANSI/ADA. Para isto, cada barra foi posicionada sobre um suporte com distância entre os apoios de 20 mm para o ensaio de flexão de 3 pontos. A ponta foi posicionada no centro da amostra

e movimentada com velocidade de 1 mm/min. No momento da fratura, foi registrada a força (N) aplicada e esta foi convertida para MPa. Apesar de não constar no escopo do estudo a deformação (mm) também foi registrada.

A média e desvio padrão foram calculados para cada grupo. A análise estatística consistiu no teste de normalidade Shapiro-Wilks, que implica em medir se as e os grupos comparados pela análise de variância a dois critérios seguido do teste de Tukey com nível de significância de 5% (SPSS, v.20, EUA).

5. RESULTADOS

Observou-se influência da tecnologia de impressão e do tipo de resina na resistência à flexão. A Tabela 1 mostra o resultado da análise de variância. A Tabela 2 mostra os valores de resistência à flexão e deformação das barras produzidas em resinas com e sem carga em ambas. A maior resistência à flexão foi observada para a resina com carga para ambas as tecnologias de impressão ($P < 0,05$). A adição de carga foi mais impactante na tecnologia SLA ($P > 0,05$). Os valores de deformação foram semelhantes em todos os grupos ($P > 0,05$).

Tabela 1. Resultado da análise da variância – saída do software estatístico.

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	5742.020a	3	1914.007	109.466	.000
Intercept	423226.080	1	423226.080	24205.095	.000
printer	3502.083	1	3502.083	200.291	.000
resin	444.083	1	444.083	25.398	.000
printer * resin	1795.853	1	1795.853	102.708	.000
Error	769.340	44	17.485		
Total	429737.440	48			
Corrected Total	6511.360	47			

$R^2 = .885$ (Adjusted $R^2 = .867$)

Tabela 2. Valores de resistência à flexão (média $\pm$ desvio padrão)

Tecnologia Impressão	Resina	Resistência à flexão (MPa)
SLA	Com carga	105.5 (± 3.4) Aa
	Sem carga	76.2 (± 4.3) Ab
LCD	Com carga	99.4 (± 4.5) Ba
	Sem carga	92.5 (± 3.6) Bb

Letras maiúsculas diferentes indicam diferença estatística entre as tecnologias de impressão e letras minúsculas diferentes indicam diferença estatística entre as resinas ($p < 0,05$).

6. DISCUSSÃO

Este estudo demonstrou que a resistência à flexão de resinas impressas pode ser influenciada pela tecnologia de impressão. Portanto, é fundamental a observância dos parâmetros de impressão a fim de otimizar o desempenho deste material na cavidade bucal. Enquanto na impressora SLA a resina é polimerizada gradualmente ao longo da camada, na impressora de LCD toda a camada é polimerizada de uma vez. Isto poderia fazer com que surja uma maior tensão residual no interior da peça impressa com LCD. Entretanto, nenhuma deformação foi observada ao final da impressão.

A resistência é dependente também do tempo de polimerização pós-cura (Aati *et al.*, 2022). Deste modo, o mesmo tempo de 20 min foi aplicado em ambos os grupos. Entretanto, vale ressaltar que esta polimerização adicional pode compensar alguma deficiência de polimerização oriunda de uma ou outra tecnologia de impressão. A presença de carga poderia atrapalhar a difusão da energia de ativação, porém a resina com carga mostrou maior resistência à flexão na impressora SLA e mesmos valores da resina sem carga na impressora de LCD, demonstrando que tal hipótese não aconteceu.

O fabricante da resina não descreve o teor de carga presente no polímero. Porém, em outros fabricantes, a adição de sílica silanizada ocorre na ordem de 30 a 50% da massa total (Varseo Crown Plus; Bego, Alemanha). Quando as resinas com e sem carga são comparadas, percebe-se um aumento da viscosidade do produto. Apesar deste aumento, não observou-se necessidade de modificar os parâmetros de impressão, aumentando o tempo de descanso entre camadas e a altura de

movimentação da mesa de impressão. A modificação de tais parâmetros são mais complexos no software da impressora SLA. No presente estudo, a resina com carga polimerizada por SLA apresentou a maior resistência à flexão, indicando que a sua presença não impede a ativação do polímero.

Na tecnologia SLA as partículas de cerâmica incorporadas em uma resina de cura aumentam a viscosidade da pasta afetando as propriedades mecânicas da estrutura onde se conclui que a relação entre o teor de pó cerâmico e a resina precisa ser balanceada. Cerâmicas com diferentes composições químicas precisam ser mais pesquisadas e desenvolvidas.

Apesar da resina 3D poder ser suscetível ao envelhecimento (Kebler *et al.*, 2021) este fenômeno não foi avaliado e deve ser investigado em futuros estudos. A adição de carga pode fazer com que a resina hoje indicada para restaurações provisórias possa ser indicada para restaurações de longa duração, uma vez que podem ter maior resistência à abrasão. Estudos futuros devem investigar diferentes tipos de resina, diferentes tecnologias e parâmetros de impressão e diferentes procedimentos de pós-processamento no desempenho clínico de próteses impressas em 3D.

Atualmente, estudos demonstram que as restaurações impressas em 3D tem vantagens com relação a lacuna interna das restaurações de que são significativamente menores , bem como, os ajustes a serem feitos nas coroas impressas em 3D, no entanto a fabricação de objetos nessa nova tecnologia e o processamento de materiais de impressão 3D ainda é controverso e demanda mais estudo e pesquisa. A disponibilidade limitada de materiais com propriedades especiais representa uma das principais limitações para impressão 3D. As resinas preenchidas geralmente não são adequadas. Foi realizado um estudo no qual é relatada a possibilidade de gerar nanopartículas de prata (AgNPs) *in situ* a partir de um sistema

líquido homogêneo contendo um sal de prata bem disperso. Com esta abordagem, a utilização de sais de prata permite a formação de uma estrutura nanocomposta na qual a liberação de subprodutos é minimizada abrindo um amplo espectro de aplicações potenciais para tal material (Taormina, 2018).

7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, a adição de carga melhorou a resistência à flexão sem modificar a deformação da resina para impressão 3D. A tecnologia SLA mostrou-se mais dependente da presença de carga para produzir uma maior resistência à flexão.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aati S, Akram Z, Shrestha B, Patel J, Shih B, Shearston K, Ngo H, Fawzy A (2022). Effect of post-curing light exposure time on the physico-mechanical properties and cytotoxicity of 3D-printed denture base material. *Dental materials* 38, 57-67.

Albahri R, Yoon H, Lee J D, Yoon S, Lee S J (2021). Shear bond strength of provisional repair materials bonded to 3D printed resin. *J Dent Sci* 16, 261-267.

Camargo, et al. (2018). Sistemas cad/cam e suas aplicações na odontologia: revisão da literatura. *Revista Uningá* 55;S3:221–228.

Gibson I, Rosen D, Stucker B. (2015). Processos de Fotopolimerização. In: *Tecnologias de Manufatura Aditiva*. Springer, Nova York, NY.

Jang Y, Sim JY, Park JK, Kim WC, Kim HY, Kim JH (2018). Evaluation of the marginal and internal fit of a single crown fabricated based on a three-dimensional printed model. *J Adv Prosthodont* 10(5):367-373.

Kebler A, Hickel R, Llie N (2021). In vitro investigation of the influence of printing direction on the flexural strength, flexural modulus and fractographic analysis of 3D-printed temporary materials. *Dental Mater J* 40, 641-649.

Khan I, Saeed K, Khan I (2019). Nanoparticles: Properties, applications and toxicities. *Arabian Journal of Chemistry* 12, 908-931.

Kihara H, Sugawara S, Yokota J, Takafuji K, Fukazawa S, Tamada A, Hatakeyama W, Kondo H (2021). Applications of three-dimensional printers in prosthetic dentistry. *J Oral Sci.* 63(3):212-216.

Korcusková M, Sevriugina V, Ondreás F, Svatík J, Tomal W, Vishakha V, Ortyl J, Lepcio P (2022) Photoactivity, conversion kinetics, nanoreinforcement, post-curing, and electric/dielectric properties of functional 3D printable photopolymer resin filled with bare and alumina-doped ZnO nanoparticles. *Polymer Testing* 116, 107798.

Madžarević M, Ibrić S (2021). Evaluation of exposure time and visible light irradiation in LCD 3D printing of ibuprofen extended-release tablets. *European Journal of Pharmaceutical Sciences* 158, 105688.

Mangano F, Shibli J, Fortin T (2016). Digital Dentistry: New Materials and Techniques. *Int J Dent*, 5261247.

Melenikiotis A et al. (2022) Usando o Fluxo Digital para Aumentar a Eficiência na Reabilitação Parcial Complexa com Implantes Dentários. *Relatos de Casos em Odontologia*, 7525837.

Nesic D, Schaefer BM, Sun Y, Saulacic N, Sailer I (2020). 3D Printing Approach in Dentistry: The Future for Personalized Oral Soft Tissue Regeneration. *J Clin Med*, 15;9(7):2238.

Park S, Park J, Kim S, Heo S, Koak J (2020). Flexural Strength of 3D-Printing Resin Materials for Provisional Fixed Dental Prostheses. *Materials* 13, 18, 3970.

Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M, Lee KT, Harb I, Zhou S, Wang Y, Tran SD (2021). Dental 3D-Printing: Transferring Art from the Laboratories to the Clinics. *Polymers (Basel)* 4;13:157.

Prechtel A, Stawarczyk B, Hickel R, *et al.* (2020). Carga de fratura de inlays de PEEK impressos em 3D em comparação com os fresados, obturações diretas de resina composta e dentes hígidos. *Clin Oral Invest* 24;3457–3466.

Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater* 22, 110-115.

Ramkumar Y, Hwalim L, Jung-Hwan L, Rajendra K. (2023). A comprehensive review: Physical, mechanical, and tribological characterization of dental resin composite materials, *Tribology International* 179:108102.

Schweiger J, Edelhoff D, Güth J (2021). 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med* 10, 9.

Segaran N, Saini G, Mayer JL, Naidu S, Patel I, Alzubaidi S, Oklu R (2021). Application of 3D Printing in Preoperative Planning. *J Clin Med* 10(5):917.

Song S Y, Park M S, Lee J W, Yun J S (2018). A Study on the Rheological and Mechanical Properties of Photo-Curable Ceramic/Polymer Composites with Different Silane Coupling Agents for SLA 3D Printing Technology. *Nanomaterials* 8, 2, 93.

Taormina G, Sciancalepore C, Bondioli F, Messori M (2018). Special Resins for Stereolithography: In Situ Generation of Silver Nanoparticles. *Polymers (Basel)* 10, 2, 212.

Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, Lu X, Shi H, Lee ES, Jiang HB (2021). A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning*. Jul 17:9950131.

Van Noort, R. (2012). O futuro dos aparelhos odontológicos é digital. *Materiais dentários* 28(1):3-12.

Weng Z, Zhou Y, Lin W, Senthil T, Wu L (2016). Structure-property relationship of nano enhanced stereolithography resin for desktop SLA 3D printer. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing* 88, 234-242.

Zimmermann M, Ender A, Egli G, Özcan M, Mehl A (2019). Fracture load of CAD/CAM-fabricated and 3D-printed composite crowns as a function of material thickness. *Clin Oral Investig* 23, 6, 2777-2784.