

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

LARISSA AYRES SCAGLIARINI ALVARES

**PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DE COMPOSTO RESINOSO  
NANOHÍBRIDO IMPRESSO EM 50 E 100  $\mu\text{m}$  EM DISPOSITIVO  
CAD/CAM**

UBERLÂNDIA  
2021

LARISSA AYRES SCAGLIARINI ALVARES

**PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DE COMPOSTO RESINOSO  
NANOHÍBRIDO IMPRESSO EM 50 E 100  $\mu\text{m}$  EM DISPOSITIVO  
CAD/CAM**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Graduada em Odontologia.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Karla Zancopé

Coorientador: Me. Paulo Sérgio Borella

UBERLÂNDIA

2021

## **AGRADECIMENTOS**

Ao dom da vida.

Aos meus pais, Mariza e Romildo.

A Bella e a Caju.

Aos amigos com os quais partilhei minha trajetória.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

A minha orientadora, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Karla Zancopé.

Ao meu coorientador, Me. Paulo Sérgio Borella.

## RESUMO

Os compostos resinosos nanohíbridos utilizados para impressões 3D em dispositivos CAD/CAM podem ser indicados para restaurações definitivas. De acordo com o fabricante, esse material é biocompatível com os tecidos orais e possui resistência à fratura aceitável. Apesar disso, suas propriedades biomecânicas ainda são pouco discutidas na literatura. Objetivou-se, então, com este trabalho, avaliar o efeito da espessura de impressão na resistência flexural, no módulo de elasticidade, na dureza Vickers, no grau de conversão e na rugosidade de superfície do composto resinoso nanohíbrido (Nanolab 3D, Wilcos) impresso em 50 e 100  $\mu\text{m}$ , além de caracterizar a morfologia e distribuição das cargas inorgânicas na matriz. Vinte barras medindo 25x2x2 mm foram divididas entre os seguintes grupos: impressão em 50  $\mu\text{m}$  (n=10) e impressão em 100  $\mu\text{m}$  (n=10). Os espécimes foram submetidos ao ensaio de flexão de três pontos (ISO 4049:2019), ao ensaio de dureza Vickers, à espectroscopia Raman e à microscopia confocal de escaneamento a laser. Para avaliar a influência dos diferentes parâmetros de impressão, o teste de normalidade Shapiro-Wilk foi aplicado, seguido pela análise de variância em fator único para determinação das diferenças entre as médias dos grupos. Todos os testes foram realizados com nível de confiança de 95%. Os espécimes impressos em 50 e 100  $\mu\text{m}$  apresentaram, respectivamente, médias de  $114.7 \pm 12.0$  e  $93.4 \pm 13.5$  MPa ( $p=0.002$ ) para a resistência flexural,  $9.1 \pm 1.1$  e  $9.3 \pm 1.8$  GPa ( $p=0.789$ ) para o módulo de elasticidade,  $35.2 \pm 1.3$  e  $33.3 \pm 1.4$  HV ( $p=0.007$ ) para dureza Vickers,  $55.2 \pm 8.3$  e  $55.9 \pm 6.1\%$  ( $p=0.833$ ) para grau de conversão e  $0.33 \pm 0.12$  e  $0.30 \pm 0.06$   $\mu\text{m}$  ( $p=0.478$ ) para a rugosidade de superfície. As diferentes espessuras de camada (50 e 100 $\mu\text{m}$ ) possuem influência na resistência flexural e na dureza Vickers.

**Palavras-chave:** Biomecânica; Resina Composta; Impressão em 3D; CAD/CAM; Restauração Dentária Permanente; Resistência à Fratura; Módulo de Elasticidade; Testes de Dureza; Espectroscopia Raman; Microscopia Confocal de Varredura Laser.

## SUMÁRIO

|     |   |    |
|-----|---|----|
| 1   | <b>INTRODUÇÃO COM FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....     | 5  |
| 2   | <b>OBJETIVOS</b> .....                                | 6  |
| 2.1 | OBJETIVO GERAL .....                                  | 6  |
| 2.2 | OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....                           | 6  |
| 3   | <b>JUSTIFICATIVA</b> .....                            | 7  |
| 4   | <b>METODOLOGIA</b> .....                              | 7  |
| 4.1 | DELINEAMENTO .....                                    | 7  |
| 4.2 | DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS .....                         | 8  |
| 4.3 | OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES .....                          | 8  |
| 4.4 | ENSAIO DE FLEXÃO EM TRÊS PONTOS (ISO 4049:2019) ..... | 8  |
| 4.5 | ENSAIO DE DUREZA VICKERS .....                        | 9  |
| 4.5 | ESPECTROSCOPIA RAMAN .....                            | 9  |
| 4.7 | MICROSCOPIA CONFOCAL DE ESCANEAMENTO A LASER .....    | 10 |
| 4.8 | ANÁLISE ESTATÍSTICA .....                             | 10 |
| 5   | <b>RESULTADOS</b> .....                               | 11 |
| 6   | <b>DISCUSSÃO</b> .....                                | 13 |
| 7   | <b>CONCLUSÃO</b> .....                                | 15 |
|     | <b>REFERÊNCIAS</b> .....                              | 16 |

## 1. INTRODUÇÃO COM FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A impressão 3D vem sendo amplamente utilizada nos mais diversos setores e sua introdução na odontologia se deu a partir da confecção de infraestruturas calcináveis e modelos de estudo e trabalho. Devido ao desenvolvimento de materiais biocompatíveis, as impressoras 3D possibilitam a produção de restaurações provisórias, guias cirúrgicos, dispositivos interoclusais, aparelhos ortodônticos, ou seja, o que entra em contato direto com o paciente (ARCILA *et al.*, 2020). Os compostos resinosos para impressão 3D são fotopolímeros de acrílico utilizados em dispositivos CAD/CAM (Computer Assisted Design/Computer Aided Manufacturing) na odontologia (MANGAL *et al.*, 2020). A adição de partículas e nanopartículas cerâmicas a esses polímeros gerou uma nova classe de materiais, os compostos resinosos nanohíbridos para impressão 3D, os quais podem permitir a confecção de restaurações definitivas.

Bae *et al.* (2017) descobriram que a precisão das restaurações fabricadas por métodos de manufatura aditiva é maior que a dos métodos subtrativos ao sobreporem os dados de inlays disto-oclusais obtidas por impressão 3D e por blocos de zircônia e de cera fresados. Apesar disso, a maioria dos sistemas CAD/CAM na odontologia ainda envolvem processos subtrativos, nos quais a restauração é projetada de forma digital e fabricada utilizando uma unidade fresadora computadorizada (MÖRMANN, 2006). Esse processo tende a gerar desperdício de material (PRASAD *et al.*, 2018).

Os processos de manufatura aditiva são a forma mais recente de prototipagem de arquivos CAD na odontologia (KESSLER; HICKEL; REYMUS, 2020). Neles, um arquivo .stl (stereolithography file) é gerado e os voxels são fotopolimerizados por luz ultravioleta em resina para impressão 3D. Essa alternativa representa uma diminuição de custos, já que um litro de resina pode ser utilizado na impressão de aproximadamente 300 coroas unitárias, enquanto seria necessário um bloco para cada nos sistemas de fresagem (SCOTTI *et al.*, 2020).

As propriedades biomecânicas dos compostos resinosos para impressão 3D que estão há mais tempo no mercado se mostram adequadas, como é o caso das resinas isentas de matriz inorgânica para restaurações provisórias impressas. Elas possuem módulo de elasticidade comparável ao da resina acrílica autopolimerizável e desempenham similarmente à resina bisacrílica em relação à tensão máxima antes da fratura, quando impressas em 100  $\mu\text{m}$  (TAHAYERI *et al.*, 2017).

O acréscimo de uma matriz inorgânica é capaz de modificar as indicações de um material, já que aumenta tanto a resistência flexural e o módulo de elasticidade, quanto a dureza das resinas impressas (KIM *et al.*, 2020), evitando, assim, a transferência excessiva de carga para as estruturas dentárias remanescentes (GRZEBIELUCH; MIKULEWICZ; KACZMAREK, 2021).

A maioria das empresas indicam a impressão dos compostos resinosos em 50  $\mu\text{m}$  com a justificativa de evitar ou amenizar o efeito escada das camadas polimerizadas e, conseqüentemente, reduzir a rugosidade superficial. Entretanto, as impressoras fornecem a possibilidade de aumentar a micragem visando a redução do tempo de impressão em aproximadamente 40% ao se trabalhar com a espessura de 100  $\mu\text{m}$  (ARNOLD *et al.*, 2019). Park *et al.*, (2019) observaram que a desadaptação interna era menor na espessura da camada de 50  $\mu\text{m}$ , enquanto a desadaptação marginal era menor na espessura da camada de 100  $\mu\text{m}$  em próteses de três elementos sobre implante.

Pouco ainda foi discutido sobre a influência da alteração da micragem na impressão dos compostos resinosos nanohíbridos para impressão 3D e seu impacto nas propriedades biomecânicas desse material. De acordo com os fabricantes, eles oferecem as características adequadas para a confecção de trabalhos restauradores definitivos, entretanto, devido à inconsistência de dados na literatura e baixo número de estudos focados em restaurações definitivas obtidas por tecnologia aditiva, a hipótese nula testada será: 1) Os diferentes parâmetros de impressão (50 e 100 $\mu\text{m}$ ) não terão influência nas propriedades físicas do material.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

Avaliar as propriedades biomecânicas de um composto resinoso nanohíbrido (Nanolab 3D, Wilcos) utilizado em impressoras 3D para obtenção de restaurações definitivas.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- a) Avaliar a influência da espessura de impressão (50 e 100  $\mu\text{m}$ ) na resistência flexural ( $\sigma$ ) e no módulo de elasticidade ( $E$ );
- b) Avaliar a influência da espessura de impressão (50 e 100  $\mu\text{m}$ ) na dureza Vickers (HV);
- c) Avaliar a influência da espessura de impressão (50 e 100  $\mu\text{m}$ ) no grau de conversão (DC);
- d) Avaliar a influência da espessura de impressão (50 e 100  $\mu\text{m}$ ) na rugosidade superficial ( $S_a$ ).

### 3. JUSTIFICATIVA

Há um pequeno número de estudos disponíveis na literatura focados em restaurações provisórias obtidas por impressão 3D e um número menor ainda quando se trata de restaurações definitivas obtidas por tecnologia aditiva. Assim como as impressoras 3D, as resinas utilizadas na impressão são relativamente recentes e pouco se sabe sobre suas propriedades biomecânicas. As empresas fabricantes indicam seu uso devido à propriedade de reproduzir as características dos dentes naturais, além de isolamento térmico e capacidade de adesão aos tecidos dentais e outros compostos, mas pouca informação ainda é fornecida.

Os compostos resinosos nanohíbridos para impressão 3D, caso estejam dentro dos parâmetros aceitáveis para uso na obtenção de restaurações definitivas impressas, possuem um grande potencial de difusão no mercado, devido a uma técnica simples por meio de fluxo digital, podendo promover tratamentos mais rápidos, mais confortáveis e com baixo custo, o que seria de grande impacto caso implementado no Sistema Único de Saúde (SUS).

### 4. METODOLOGIA

#### 4.1 DELINEAMENTO

Tipo de estudo: laboratorial *in vitro*.

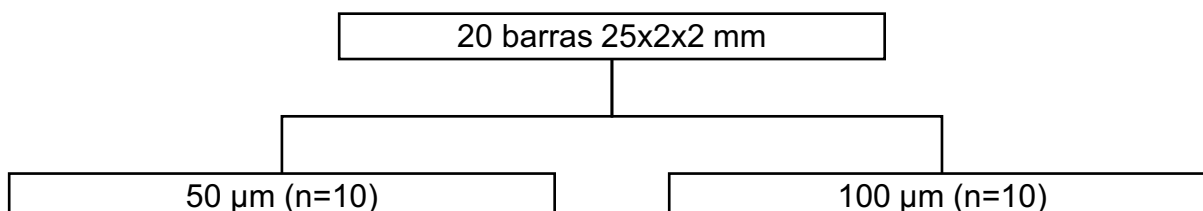
Fator em estudo: espessura de impressão em 2 níveis (50 e 100  $\mu\text{m}$ ).

Unidade experimental: barras 25x2x2 mm.



Variáveis resposta: resistência flexural ( $\sigma$ ), módulo de elasticidade ( $E$ ), dureza Vickers (HV), grau de conversão (DC) e rugosidade de superfície ( $S_a$ ).

## 4.2 DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS



## 4.3 OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES

Uma barra medindo 25x2x2 mm foi projetada em software de modelagem 3D (Meshmixer, Autodesk). O arquivo .stl foi enviado à impressora 3D LCD (Photon S, Anycubic) que confeccionou os espécimes em resina nanohíbrida (Nanolab 3D, Wilcos) com angulação de 45° (UNKOVSKIY *et al.*, 2019) de acordo com os parâmetros indicados pelo fabricante para a impressão em 50 e 100  $\mu\text{m}$ . Os espécimes foram retirados da impressora e passaram pelo processo de pós-cura (Wash & Cure Machine, Anycubic) por 40 minutos seguindo as recomendações do fabricante. Todos os espécimes passaram por protocolo de polimento (Jiffy, Ultradent) para compostos resinosos seguindo as orientações do fabricante e foram, posteriormente, lavados, secados e armazenados em água deionizada (PEREA-LOWERY *et al.*, 2021).

## 4.4 ENSAIO DE FLEXÃO EM TRÊS PONTOS (ISO 4049:2019)

Os espécimes foram submetidos ao ensaio de flexão em três pontos para obtenção da resistência flexural ( $\sigma$ ) e do módulo de elasticidade ( $E$ ) em máquina de ensaio universal (4411, Instron) com velocidade da haste móvel de 1 mm/min até completa fratura do espécime. Na parte inferior foi acoplado um deflectômetro dando a deflexão máxima no momento da fratura. As cargas máximas foram obtidas e a resistência flexural foi calculada em megapascais (MPa) usando a seguinte fórmula:

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

onde F é a carga máxima, em newtons, exercida sobre o corpo de prova, l é a distância, em milímetros, entre os apoios, b é a largura, em milímetros, da amostra medida imediatamente antes do teste e h é a altura, em milímetros, da amostra medida imediatamente antes do teste.

O módulo de elasticidade calculado em gigapascais (GPa) foi determinado como:

$$E = \frac{Fl^3}{4bh^3d}$$

onde F é a carga máxima, em newtons, exercida sobre o corpo de prova, l é a distância, em milímetros, entre os apoios, b é a largura, em milímetros, da amostra medida imediatamente antes do teste, h é a altura, em milímetros, da amostra medida imediatamente antes do teste e d é a deflexão, em milímetros, na carga máxima.

#### 4.5 ENSAIO DE DUREZA VICKERS

Em um microdurômetro (MicroHardnes Tester FM-700, Future Tech) calibrado, cinco indentações equidistantes foram feitas na superfície dos espécimes com carga de ensaio foi de 500 gf por 15 segundos e verificadas em microscópio. A partir de uma multiplicidade de medições armazenadas numa base de dados fornecida pelo fabricante, um fator de conversão entre dureza e VHN (Vickers hardness number) foi calculado e introduzido no software, de modo que as medições são expressas de acordo com o cálculo:

$$HV = \frac{F}{A}$$

no qual o valor de dureza Vickers (HV) é o quociente da carga máxima aplicada (F) pela área da indentação (A).

#### 4.6 ESPECTROSCOPIA RAMAN

Os espécimes foram analisados por espectroscopia Raman em um espectrofotômetro de Raman (LabRAM HR Evolution, HORIBA) acoplado a microscópio óptico (BX41, Olympus). Alturas de pico em 1.638,11  $\text{cm}^{-1}$  (ligações carbono-carbono alifáticas) e em 1.608,08  $\text{cm}^{-1}$  (ligações carbono-carbono

aromáticas) foram medidas utilizando um software para aquisição, processamento, análise e exibição de dados (LabSpec 6 Spectroscopy Suite, HORIBA). As leituras foram feitas entre 1380 a 1813  $\text{cm}^{-1}$  (grade para e centrada em  $1600\text{cm}^{-1}$ ), com tempo de aquisição por janela de 60 segundos e 6 repetições por janela. O laser de excitação usado foi de 532 nm (50mW) com 100% de potência, abertura da pupila de entrada de luz no detector de 400, lente objetiva x100Vis, grade de difração 1800 gr/mm e modo duoscan ligado varrendo uma área de aproximadamente  $20 \times 20 \mu\text{m}$ . Os valores de grau de conversão (DC) dos monômeros foram determinados em porcentagem pela seguinte equação:

$$DC = \left[ 1 - \left( \frac{\frac{1.638,11 \text{ cm}^{-1}}{1.608,08 \text{ cm}^{-1}} \text{ polímero}}{\frac{1.638,11 \text{ cm}^{-1}}{1.608,08 \text{ cm}^{-1}} \text{ monômero}} \right) \right] 100$$

#### 4.7 MICROSCOPIA CONFOCAL DE ESCANEAMENTO A LASER

Os espécimes foram avaliados em microscópio confocal de escaneamento a laser e software para aquisição, processamento, análise e exibição de dados (LEXT OLS 4000, Olympus). Uma primeira varredura foi realizada com ampliação de 216x para calcular os parâmetros de rugosidade superficial ( $S_a$ ). Os valores ( $S_a$ ) de cada amostra, expressos em  $\mu\text{m}$ , foram coletados e uma média de cada grupo foi calculada. Em seguida, os espécimes foram lixados por uma politriz com disco de lixa de carbureto de silício de granulação 600 e 1200 sob irrigação de água, seguidos de alumina em suspensão para polimento metalográfico rosa  $0,3 \mu$  e verde  $0,05 \mu$  e passaram por outra varredura com ampliação de 2160x para caracterização da morfologia e distribuição das cargas inorgânicas na matriz.

#### 4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para avaliar a influência dos diferentes parâmetros de impressão, o teste de normalidade Shapiro-Wilk será aplicado, seguido pela análise de variância em fator único para determinação das diferenças entre as médias dos grupos em caso de normalidade dos dados. Em caso de não normalidade dos dados, será aplicado teste de Mann-Whitney. Todos os testes serão realizados com nível de confiança de 95%.

## 5. RESULTADOS

Os dados obtidos para resistência flexural ( $\sigma$ ) e módulo de elasticidade ( $E$ ) (Tabela 1) passaram no teste de normalidade Shapiro-Wilk e no teste de variância. A análise estatística demonstrou que houve diferenças significativas para os diferentes parâmetros de impressão na resistência flexural entre os grupos testados (50 e 100  $\mu\text{m}$ ) ( $p=0.002$ ). O grupo impresso em 50  $\mu\text{m}$  apresentou o maior valor de resistência flexural. Não houve diferenças estatísticas entre os grupos ( $p=0.789$ ) para o módulo de elasticidade.

Tabela 1 - Média dos valores obtidos e desvio padrão para resistência flexural ( $\sigma$ ) e módulo de elasticidade ( $E$ ) respectivamente.

|                              | $\sigma$ (MPa)     | $E$ (GPa)       |
|------------------------------|--------------------|-----------------|
| Nanolab 3D 50 $\mu\text{m}$  | 114.7 $\pm$ 12.0 A | 9.1 $\pm$ 1.1 A |
| Nanolab 3D 100 $\mu\text{m}$ | 93.4 $\pm$ 13.5 B  | 9.3 $\pm$ 1.8 A |

\*Desvio padrão está descrito após o sinal de  $\pm$ . Diferentes letras nas colunas indicam diferenças significativas entre grupos.

Os dados obtidos para dureza Vickers (HV) (Tabela 2) passaram no teste de normalidade Shapiro-Wilk e no teste de variância. Diferenças significativas foram encontradas entre os grupos ( $p=0.007$ ). Maiores valores de dureza foram obtidos para o grupo 50  $\mu\text{m}$ .

Tabela 2 - Média dos valores obtidos e desvio padrão para dureza Vickers (HV).

|                              | HV               |
|------------------------------|------------------|
| Nanolab 3D 50 $\mu\text{m}$  | 35.2 $\pm$ 1.3 A |
| Nanolab 3D 100 $\mu\text{m}$ | 33.3 $\pm$ 1.4 B |

\*Desvio padrão está descrito após o sinal de  $\pm$ . Diferentes letras nas colunas indicam diferenças significativas entre grupos.

Os dados obtidos para grau de conversão (DC) (Tabela 3) passaram no teste de normalidade Shapiro-Wilk e no teste de variância. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos ( $p=0.833$ ) para os diferentes parâmetros de impressão no grau de conversão. Maiores valores de dureza foram obtidos para o grupo 50  $\mu\text{m}$ .

Tabela 3 - Média dos valores obtidos e desvio padrão para grau de conversão (DC).

|                              | <b>DC (%)</b>    |
|------------------------------|------------------|
| Nanolab 3D 50 $\mu\text{m}$  | 55.2 $\pm$ 8.3 A |
| Nanolab 3D 100 $\mu\text{m}$ | 55.9 $\pm$ 6.1 A |

\*Desvio padrão está descrito após o sinal de  $\pm$ . Diferentes letras nas colunas indicam diferenças significativas entre grupos.

Os dados obtidos para rugosidade de superfície ( $S_a$ ) (Tabela 4) passaram no teste de normalidade Shapiro-Wilk e no teste de variância. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos ( $p=0.478$ ) para rugosidade superficial (Figura 1).

Tabela 4 - Média dos valores obtidos e desvio padrão para rugosidade de superfície ( $S_a$ ).

|                              | <b><math>S_a</math> (<math>\mu\text{m}</math>)</b> |
|------------------------------|--|
| Nanolab 3D 50 $\mu\text{m}$  | 0.33 $\pm$ 0.12 A                                  |
| Nanolab 3D 100 $\mu\text{m}$ | 0.30 $\pm$ 0.06 A                                  |

\*Desvio padrão está descrito após o sinal de  $\pm$ . Diferentes letras nas colunas indicam diferenças significativas entre grupos.

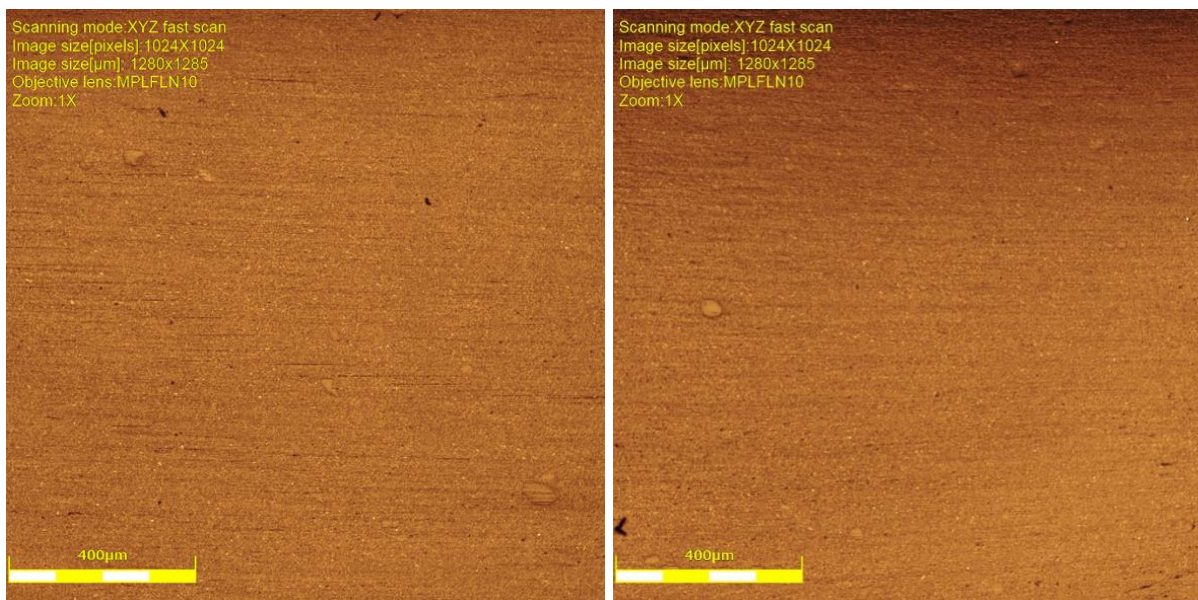


Figura 1 - Espécimes impressos em 50 e 100  $\mu\text{m}$ , respectivamente, ampliados em 216x em microscopia confocal de escaneamento a laser.

Ambos os grupos apresentaram partículas de carga inorgânica facetadas com dimensões heterogêneas e distribuição homogênea na matriz orgânica (Figura 2).

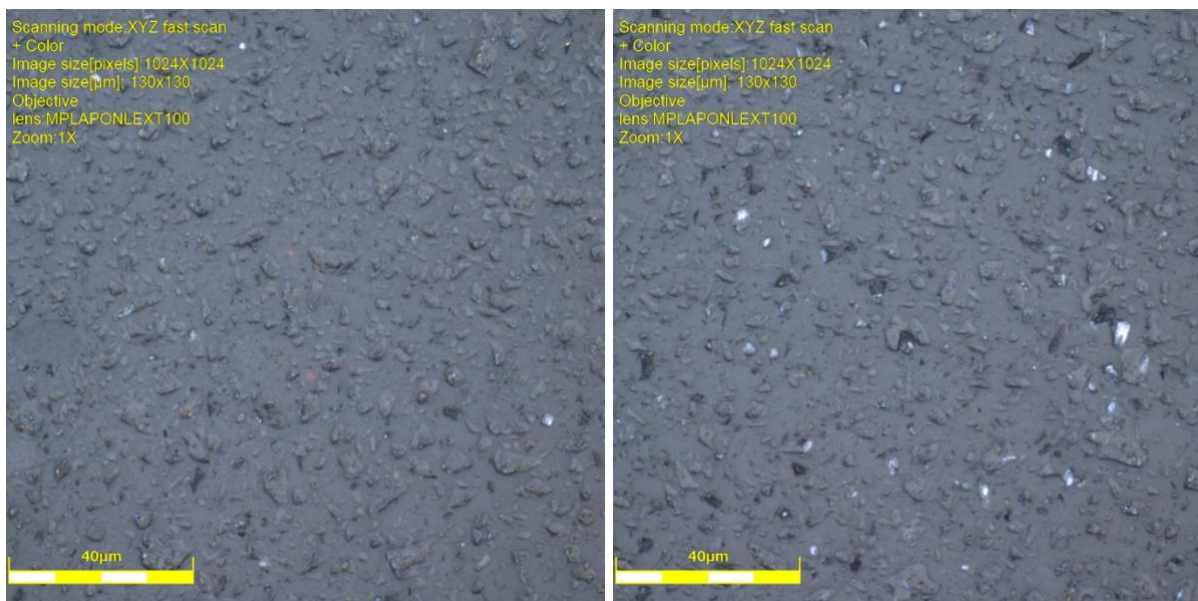


Figura 2 - Espécimes impressos em 50 e 100 µm, respectivamente, ampliados em 2160x em microscopia confocal de escaneamento a laser.

## 6. DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos, a hipótese nula deste trabalho foi rejeitada, uma vez que os diferentes parâmetros de impressão apresentaram diferenças para a resistência flexural e para a dureza Vickers. O ensaio de flexão de três pontos está normatizado pela ISO 4049:2019 para restaurações à base de polímeros na odontologia. Os compostos resinosos nanohíbridos para impressão 3D em dispositivos CAD/CAM aditivos pertencem a essa categoria, além de serem subclassificados como Tipo 1, Classe 2, Grupo 2, ou seja, são recomendados pelo fabricante para restaurações envolvendo superfícies oclusais e necessitam de uma fonte externa de energia, como é o caso da luz ultravioleta, para a polimerização extra-oral.

A fratura é uma das principais razões para a falha clínica das restaurações definitivas (MANHART *et al.*, 2004). Para materiais Tipo 1, Classe 2, Grupo 2, a resistência flexural mínima requerida é de 100 MPa, sendo que ao menos quatro espécimes devem atingir ou superar esse valor e apenas dois podem estar abaixo dele. Todos os espécimes do grupo impresso em 50 µm alcançaram valores maiores que 100 MPa, apresentando uma média de  $114.7 \pm 12.0$  MPa. O grupo impresso em 100 µm exibiu uma média significativamente diferente, de  $93.4 \pm 13.5$  MPa, e falhou absolutamente no teste, já que seis espécimes obtiveram valores inferiores ao limite

especificado. Isso pode ser melhorado com o aumento do tempo de pós-cura com períodos superiores a 60 minutos, como demonstrou Kim *et al.*, 2020.

Um material de substituição da camada mais externa do dente deveria ter, idealmente, dureza semelhante ou inferior à do esmalte, a qual é de  $274.8 \pm 18.1$  HV, enquanto um substituto da porção subjacente deveria apresentar módulo de elasticidade semelhante ou superior ao da dentina, que é de  $16.5 \pm 2.8$  GPa. Atualmente, apenas as ligas áureas atendem esses requisitos, porém devido ao alto custo e estética desfavorável, elas caíram em desuso (CHUN; LEE, 2014). Clinicamente, a longevidade dos trabalhos restauradores em compostos resinosos não difere das restaurações fundidas em ouro (DONLY *et al.*, 1999).

O módulo de elasticidade, ou seja, a capacidade de o material resistir à deformação elástica, dos grupos impressos em 50 e 100  $\mu\text{m}$  demonstraram valores médios de  $9.1 \pm 1.1$  e  $9.3 \pm 1.8$  GPa, respectivamente, não havendo diferença significativa entre eles. Em relação à dureza Vickers, que é a resistência à deformação plástica, o grupo impresso em 50  $\mu\text{m}$  exibiu a maior média, de  $35.2 \pm 1.3$  HV, sendo significativamente distinta do grupo impresso em 100  $\mu\text{m}$ , o qual obteve uma média de  $33.3 \pm 1.4$  HV. Portanto, o composto resinoso nanohíbrido para impressão 3D investigado neste estudo apresentou valores de dureza inferiores ao do esmalte, o que é importante considerando o desgaste dos dentes naturais antagonistas, e módulo de elasticidade inferior ao da dentina, podendo haver acúmulo de tensões na estrutura dentária remanescente. A dissipação de forças mastigatórias em dentes restaurados com esse material deve ser objeto de investigações futuras.

Outros polímeros comumente utilizados para confecção de restaurações definitivas em dispositivos CAD/CAM na odontologia são os blocos de compostos resinosos acrescidos de alta carga inorgânica, indicados para processos subtrativos. Eles podem apresentar resistência à flexão variando de  $120.38 \pm 6.54$  a  $186.02 \pm 10.49$  MPa em barras 15x4x1,5 mm, módulo de elasticidade de  $8.26 \pm 0.55$  a  $16.95 \pm 0.50$  GPa, sendo que os valores encontrados para o composto resinoso nanohíbrido para impressão 3D estão contidos neste intervalo, e valores dureza Vickers superiores, de  $77.84 \pm 5.11$  a  $140.43 \pm 5.47$  HV. (GRZEBIELUCH; MIKULEWICZ; KACZMAREK, 2021).

Valores altos de dureza estão relacionados a uma maior rugosidade superficial (LEBON; TAPIE; VENNAT, 2020), enquanto a espessura de impressão parece não ter influência (SABBAH; ROMANOS; DELGADO-RUIZ, 2021). Isso pode explicar tanto

os baixos valores das médias de rugosidade de superfície obtidos pelos grupos impressos em 50 e 100  $\mu\text{m}$ , de  $0.33 \pm 0.12$  e  $0.30 \pm 0.06$   $\mu\text{m}$ , respectivamente, quanto a ausência de diferença significativa entre os eles. O composto resinoso nanohíbrido para impressão 3D é superior no quesito rugosidade superficial a todos os blocos para fresagem testados Lebon, Tapie e Vennat (2020), sendo eles: composto resinoso nanocerâmico, cerâmica híbrida (PICN), cerâmica feldspática e silicato de lítio reforçado com zircônia, o que diminui o acúmulo de biofilme e, conseqüentemente, reduz a incidência de doenças periodontais e cárie secundária (GITI *et al.*, 2021).

O tempo de impressão não reduz exatamente pela metade quando a micragem dobra, tendo em vista que um maior tempo de exposição à fonte de luz polimerizadora é necessário para polimerizar cada camada. Essa compensação pode ser determinante na ausência de diferença estatística entre as médias das porcentagens do grau de conversão. Os grupos impressos em 50 e 100  $\mu\text{m}$  obtiveram valores de  $55.2 \pm 8.3$  e  $55.9 \pm 6.1\%$ , respectivamente, sendo esses valores superiores a todos os compostos resinosos para impressão 3D investigados por Kim *et al.* (2020), desde resinas para trabalhos provisórios a compostos microhíbridos para restaurações definitivas. A conversão dos monômeros em polímero nunca é completa, porém uma baixa quantidade monômero residual evita alterações nas propriedades físicas finais das resinas, além de diminuir reações de hipersensibilidade (ROCHA FILHO *et al.* 2007).

Ademais, a morfologia das cargas inorgânicas tem grande influência na resistência à fratura. Partículas de formas irregulares e facetadas, como as observadas no material investigado neste estudo, apresentam ângulos agudos, impedindo que as tensões mecânicas sejam distribuídas mais uniformemente e levando à formação de trincas (SABBAGH, *et al.*, 2004).

## 7. CONCLUSÃO

Os diferentes parâmetros de impressão (50 e 100 $\mu\text{m}$ ) possuem influência na resistência flexural e na dureza Vickers do composto resinoso nanohíbrido para impressão 3D (Nanolab 3D, Wilcos), enquanto módulo de elasticidade, grau de conversão e rugosidade de superfície não foram influenciados pela alteração da altura da camada impressa.



## REFERÊNCIAS

- ARCILA, L. V. C. *et al.* Indications, materials and properties of 3D printing in dentistry: a literature overview. **Research, Society and Development**, v. 9, n. 11, p. e80791110632, 2020.
- ARNOLD, C. *et al.* Surface Quality of 3D-Printed Models as a Function of Various Printing Parameters. **Materials**, v. 12, n.12, 2019.
- BAE, E.J. *et al.* A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 118, n. 2, p. 187–193, 2017.
- CHUN, K.J.; LEE, J.Y. Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. **Journal of Dental Biomechanics**, v. 5, 2014.
- DONLY, K.J. *et al.* A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations at 7 years. **Quintessence International**, v. 30, n. 3, p. 163–168, 1999.
- GITI, R. *et al.* Surface roughness, plaque accumulation, and cytotoxicity of provisional restorative materials fabricated by different methods. **PLOS ONE**, v. 16, n. 4, p. e0249551, 2021.
- GRZEBIELUCH, W.; MIKULEWICZ, M.; KACZMAREK, U. Resin Composite Materials for Chairside CAD/CAM Restorations: A Comparison of Selected Mechanical Properties. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2021, 2021.
- KESSLER, A.; HICKEL, R.; REYMUS, M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. **Operative Dentistry**, v. 45, n. 1, p. 30–40, 2020.
- KIM, D. *et al.* Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. **Polymers**, v. 12, n. 11, 2020.
- LEBON, N. *et al.* Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 2, p. 236–247, 2015.
- MANGAL, U. *et al.* Incorporating Aminated Nanodiamonds to Improve the Mechanical Properties of 3D-Printed Resin-Based Biomedical Appliances. **Nanomaterials**, v. 10, n. 5, 2020.
- MANHART, J. *et al.* Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. **Operative Dentistry**, v. 29, n. 5, p. 481–508, 2004.
- MÖRMANN, W. H. The evolution of the CEREC system. **Journal of the American Dental Association**, v. 137, p. 7S–13S, 2006. Supl.
- PARK, G.S. *et al.* Effects of Printing Parameters on the Fit of Implant-Supported 3D Printing Resin Prosthetics. **Materials**, v. 12, n. 16, 2019.
- PEREA-LOWERY, L. *et al.* Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 115, p. 104254, 2021.
- PRASAD, S. *et al.* 3D printing in dentistry. **Journal of 3D Printing in Medicine**, v. 2, p. 89–91, 2018.

ROCHA FILHO, R. *et al.* Avaliação de monômero residual em resinas acrílicas de uso ortodôntico e protético: análise por espectroscopia. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 12, p. 96–104, 2007.

SABBAGH, J. *et al.* Characterization of the inorganic fraction of resin composites. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 31, n. 11, p. 1090–1101, 2004.

SABBAH, A.; ROMANOS, G.; DELGADO-RUIZ, R. Impact of Layer Thickness and Storage Time on the Properties of 3D-Printed Dental Dies. **Materials**, v. 14, n. 3, p. 509, 2021.

SCOTTI, C. K. *et al.* Physical and surface properties of a 3D-printed composite resin for a digital workflow. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 124, n. 5, p. 614.e1– 614.e5, 2020.

TAHAYERI, A. *et al.* 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. **Dental Materials**, v. 34, n. 2, p. 192–200, 2018

UNKOVSKIY, A. *et al.* Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. **Dental Materials**, v. 34, n. 12, p. e324–e333, 2018.