

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**Faculdade de Ciências de Saúde**  
**Programa de Pós-Graduação em Odontologia**



Dissertação de Mestrado

**Avaliação do Envelhecimento nas Propriedades Mecânicas das Resinas para  
Impressão Tridimensional de Placas Oclusais**

**Bruna Castro Moreira**

Brasília, 22 de dezembro de 2023.

**Bruna Castro Moreira**

**Avaliação do Envelhecimento nas Propriedades Mecânicas das Resinas para  
Impressão Tridimensional de Placas Oclusais**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Antonio de Medeiros

Brasília, 2023.

**Bruna Castro Moreira**

**Avaliação do Envelhecimento nas Propriedades Mecânicas das Resinas para  
Impressão Tridimensional de Placas Oclusais**

Dissertação aprovada, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Data da defesa: 22/12/2023.

Banca examinadora:

---

Prof. Dr. Rodrigo Antonio de Medeiros (Orientador)

---

Prof. Dr. Aldiéris Alves Pesqueira

---

Prof. Dr. Rayssa Ferreira Zanatta

---

Prof. Dr. Evelyn Mikaela Kogawa (Suplente)

Dedico a minha irmã, Marcela.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus, pelo dom da vida e pela dedicação em meu cuidado. Pelo constante amor e carinho comigo e meus arredores. Por se fazer presente e sentido em todos os momentos, bons e ruins. Por sempre estar comigo e me inspirar a ser uma pessoa digna de todas as bênçãos que recebo diariamente.

Agradeço aos meus pais, Hermes Delfino e Cláudia Valéria, por se fazerem presentes e me impulsionarem a dar o melhor de mim em cada momento e situação. Por me mostrarem o caminho certo a seguir, por me guiarem por um caminho correto e justo. Deus me deu os melhores pais!

Agradeço a minha irmã, Marcela, minha parceira de vida, de caminhada, de jornada, daqui até a eternidade. Minha melhor amiga e inspiração para tentar ser sempre melhor que ontem. Por se ensinar a ser mais gentil comigo mesma, mais dedicada a mim e por estar a cada passo de toda essa caminhada comigo, me escutando reclamar.

Ao meu orientador, Prof. Rodrigo Medeiros, que soube lidar lindamente com minhas ansiedades e anseios, sem deixar de me instigar e inspirar a buscar as respostas para minhas perguntas, por estar sempre disposto a responder minhas dúvidas, por maior ou pior que sejam, por me ensinar e me mostrar o tipo de professora que eu posso ser, e por ser o melhor orientador que eu poderia escolher. “O melhor orientador do mundo! Sem ele nada estaria feito.”

A minha amiga Mariana Mattos, por me inspirar e cuidar a cada dia. Pelos melhores conselhos e dedicação profunda, pela sua disposição e cuidados. Por escutar minhas lamúrias e sempre trazer uma solução esperta e simples, e um puxão de orelha. Por não largar da minha mão, mesmo quando eu mesma queria largar. Por me inspirar a tentar ser melhor. E agradeço também, a “Tia” Estela, exemplo de força, determinação e coragem.

Ao meu namorado, Israel, pela paciência, dedicação, companhia e cuidado. Diariamente, agradeço a Deus por ter juntado os nossos caminhos. Por estar comigo mesmo quando eu não queria estar comigo mesma. Por me ensinar que descansar e manter a calma durante a tempestade é possível. Por sempre estar aqui do meu lado, me ajudando a relaxar e descansar. E sempre pronto a cuidar de mim, e a permitir que eu seja a melhor versão de mim mesma.

Agradeço imensamente ao meu amigo Wellinton Batista, o aluno de iniciação científica mais desenrolado e parceiro da vida! Por estar comigo em cada leitura, por nossas seções de “terapia” entre uma amostra e outra. Por estar sempre lembrando do que eu esquecia, pela parceria e companheirismo desde o primeiro dia.

A UnB, que de braços abertos me recebeu, e se dispôs a me ensinar tantas coisas novas. Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, pela disposição e cuidado incondicionais.

À Faculdade do Gama da UnB, principalmente ao técnico Jackson, por viabilizar que etapas laboratoriais fossem coletadas com excelência.

Ao Instituto de Física, Núcleo de Física Aplicada, LAB-LINS, na pessoa do Prof. Jorlândio Félix, técnico Lucas, doutorandos John e Juliane, que auxiliaram nas leituras e microscopia, e demonstraram grande domínio e paciência.

Ao Laboratório de Dentística e Materiais Dentários, da FS/UnB, na pessoa do Prof. Leandro Hilgert, pela dedicação e ensinamentos.

Ao Prof. Leandro Hilgert, pela impressão das amostras e dedicação ao projeto, e ao meu aprendizado.

Agradeço à FAP-DF (Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal), pela concessão da bolsa de auxílio à pesquisa. E ao Capes (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela concessão de bolsa de mestrado por alguns meses. Os senhores foram fundamentais nessa pesquisa.

E agradeço também à MakerTech Lab, Tatuí- São Paulo, Brasil, pela doação da Resina Prizma Bio Splint, com a qual realizamos a impressão das amostras.

Agradeço aos professores, técnicos e alunos de pós-graduação responsáveis pelos equipamentos utilizados para a pesquisa. E a todos aqueles que direta ou indiretamente me ajudaram nos detalhes e preparações para tornar este sonho possível. Muito obrigada!

*“A parte que ignoramos é muito maior que tudo quanto sabemos.”*  
Platão

## RESUMO

Os dispositivos oclusais são usados em Odontologia para proteger os dentes de pacientes com hábitos parafuncionais, proteger de desgaste oclusal excessivo e aliviar os sintomas de disfunção temporomandibular dolorosa. Independentemente do material ou técnica utilizados para a fabricação dos dispositivos oclusais, o material utilizado deve ser capaz de atender aos parâmetros clínicos que viabilizam seu uso e ter propriedades mecânicas apropriadas e preservadas ao longo do tempo. O objetivo deste trabalho é avaliar a estabilidade dimensional, resistência flexural, módulo de elasticidade, rugosidade superficial e microdureza após o envelhecimento, de resina utilizada para impressão de placas oclusais confeccionadas por impressoras 3D odontológicas. Os grupos foram divididos de acordo com a altura de camada de impressão, 25 $\mu$ m e 50 $\mu$ m, e as amostras impressas nos tamanhos de 10x10x2,3mm, para o teste de estabilidade dimensional, rugosidade e de microdureza superficial, e 25x2x2mm para o teste de resistência flexural e módulo de elasticidade. Os testes foram realizados inicialmente, com hidratação em água destilada por 24 horas, e em intervalos de 30, 60, 90 e 180 dias. As amostras passaram por envelhecimento em estufa bacteriológica, imersas em água destilada a 37°C. Para microdureza superficial rugosidade superficial e alteração dimensional (volume) foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) medidas repetidas dois fatores (altura de camada de impressão e tempo) e, para resistência flexural e módulo de elasticidade foi realizada ANOVA de duas vias (altura de camada de impressão e tempo), sendo todos seguidos do teste de Tukey, com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que os tempos de avaliações influenciaram todas as propriedades investigadas, porém a altura de camada de impressão influenciou a microdureza superficial, resistência flexural e módulo de elasticidade. Os valores de microdureza Vickers e resistência flexural maiores foram apresentadas pelo grupo impresso com 25  $\mu$ m de altura de camada. Considerando o tempo inicial e de 180 dias, houve diferença estatística em todas as propriedades, exceto alteração dimensional para o grupo de 25  $\mu$ m, e para o grupo de 50 $\mu$ m, houve diferença apenas na rugosidade superficial. Conclui-se que as propriedades mecânicas avaliadas, com exceção da rugosidade média, sofrem alteração de acordo com o tempo e que a altura de camada altera as propriedades estudadas.

**Palavras-chave:** Placas oclusais; Bruxismo; Impressão tridimensional.



## ABSTRACT

Occlusal devices are used in dentistry to protect the teeth of patients with parafunctional habits, protect against excessive occlusal wear and alleviate the symptoms of painful temporomandibular disorders. Regardless of the material or technique used to manufacture occlusal devices, the material used must be able to meet the clinical parameters that enable its use and have appropriate mechanical properties preserved over time. The objective of this work is to evaluate the dimensional stability, flexural strength, modulus of elasticity, surface roughness and microhardness after aging, of resin used for printing occlusal splints made by dental 3D printers. The groups were divided according to the height of the printing layer, 25 $\mu$ m and 50 $\mu$ m, and the samples were printed in sizes of 10x10x2.3mm, for the dimensional stability, roughness and surface microhardness test, and 25x2x2mm for the flexural resistance test and modulus of elasticity. The tests were carried out initially and at intervals of 30, 60, 90 and 180 days. The samples underwent aging in a bacteriological oven, immersed in distilled water at 37°C. For surface microhardness, surface roughness and dimensional change (volume), Analysis of Variance (ANOVA) was performed with repeated measures of two factors (printing layer height and time) and, for flexural strength and modulus of elasticity, two-way ANOVA was performed (printing layer height and time), all of which were followed by the Tukey test, with a significance level of 5%. The results showed that the evaluation times influenced all properties investigated, but the height of the printing layer influenced the surface microhardness, flexural strength and elastic modulus. The highest Vickers microhardness and flexural strength values were presented by the group printed with 25  $\mu$ m layer height. Considering the initial time and 180 days, there was a statistical difference in all properties, except dimensional change for the 25  $\mu$ m group, and for the 50  $\mu$ m group, there was a difference only in surface roughness. It is concluded that the mechanical properties evaluated, with the exception of the average roughness, change over time and that the layer height changes the properties studied.

**Keywords:** Occlusal splints; Bruxism; Three-dimensional impression.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

**Figura 1:** Figura criada pela autora, que exemplifica a superfície e suas formações e irregularidades superficiais, quando da impressão em ângulos de 45°. Evidenciando a formação de ângulos e irregularidades superficiais da impressão da extremidade da camada na superfície dos espécimes impressos.

**Figura 2:** Imagens geradas pela análise em AFM das amostras deste estudo. **A-** Tridimensional, após manipulação e inserção das cores no modelo, em software mencionado. **B-** E em escala de cinza, com visualização da superfície bidimensionalmente.

**Figura 3:** Figura esquemática das amostras para teste de alteração dimensional, rugosidade superficial e microdureza de Vickers.

**Figura 4:** Figura esquemática das amostras para teste de resistência flexural e módulo de elasticidade.

**Figura 5:** **A-** Equipamento de impressão odontológica tridimensional utilizado na impressão das amostras. **B-** Equipamento de pós-polimerização utilizado para polimerização após a impressão das amostras. **C-** Amostras impressas em seus condutos e mesa de impressão. **D-** Amostra de 10x10x2,3mm após sua remoção da mesa de impressão e dos condutos de impressão. **E-** Amostra de 25x2x2mm após sua remoção da mesa de impressão e dos condutos de impressão. **F-** Equipamento do tipo politriz utilizado no polimento das amostras com lixas em gramaturas sequenciais. **G-** Equipamento de lavagem ultrassônica utilizado para limpeza das amostras. **H-** Placa de poços, devidamente identificada, utilizadas para o armazenamento e identificação das amostras.

**Figura 6:** Sequência de metodologia aplicada na aferição das medidas das amostras. **A-** Aferição do comprimento da amostra (lado em que foi marcado um ponto com caneta permanente); **B-** Aferição da largura da amostra (lado não marcado) e **C-** Aferição da espessura da amostra em paquímetro digital.

**Figura 7:** Realização das leituras em AFM.

**Figura 8:** Realização do teste de microdureza superficial de Vickers, com os parâmetros previamente informados. **A-** Lente óptica com aumento de 20 vezes. **B-** Ponta aplicadora da força de penetração.

**Figura 9: A-** Equipamento de ensaio universal utilizado para os testes de resistência flexural e módulo de elasticidade. **B-** Realização do teste de resistência flexural, com os parâmetros previamente informados. Aplicação da força em velocidade constante de 1mm/min. Os valores do deslocamento e forças máximas eram coletados e tabulados, para realização de cálculos em planilha de Excel (Microsoft).

**Figura 10:** Imagens geradas pela análise no AFM. **A-** Amostra do grupo de 25 $\mu$ m, Grupo 1, em duas dimensões (imagem em tons de cinza) e a representação em três dimensões, no tempo inicial. **B-** Mesma amostra do grupo 1, no tempo avaliativo de 30 dias. **C-** Mesma amostra do grupo 1, no tempo avaliativo de 60 dias. **D-** Mesma amostra do grupo 1, no tempo avaliativo de 90 dias. **E-** Mesma amostra do grupo 1, no tempo avaliativo de 180 dias. **F-** Amostra do grupo de 50 $\mu$ m, Grupo 2, em duas dimensões (imagem em tons de cinza) e a representação em três dimensões, no tempo inicial. **G-** Mesma amostra do grupo 2, no tempo avaliativo de 30 dias. **H-** Mesma amostra do grupo 2, no tempo avaliativo de 60 dias. **I-** Mesma amostra do grupo 2, no tempo avaliativo de 90 dias. **J-** Mesma amostra do grupo 2, no tempo avaliativo de 180 dias.

## LISTA DE TABELAS

**Tabela 1:** Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores na microdureza superficial dos grupos analisados.

**Tabela 2:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de microdureza superficial nos tempos avaliativos.

**Tabela 3:** Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores na rugosidade superficial dos grupos analisados.

**Tabela 4:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de rugosidade superficial nos tempos avaliativos.

**Tabela 5:** Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores na alteração dimensional (volume) dos grupos analisados.

**Tabela 6:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de alteração dimensional volumétrica.

**Tabela 7:** Resultado da ANOVA de dois fatores para altura de camada e tempo de envelhecimento na resistência flexural.

**Tabela 8:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de resistência flexural.

**Tabela 9:** Resultado da ANOVA de dois fatores para altura de camada e tempo de envelhecimento no módulo de elasticidade.

**Tabela 10:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de módulo de elasticidade.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DTM – Desordem Temporomandibular

DTMs – Desordens Temporomandibulares

ATM – Articulação Temporomandibular

ATMs – Articulações Temporomandibulares

PMMA – Polimetilmetacrilato

CAD – *computer aided design*, do inglês, desenho assistido por computador

CAM – *computer aided manufacture*, do inglês, fabricação assistida por computador

3D – Tridimensional

SLA – Estereolitografia

DC/TMD – *Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*, Critério Diagnóstico das DTMs

RDC/TMD – *Research and Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*, Critério de Pesquisa e de Diagnóstico das DTMs

OBE – Odontologia Baseada em Evidência

OA – *Oral appliances* (dispositivos orais)

AFM – Microscopia de Força Atômica

DVO – Dimensão Vertical de Oclusão

STL – *Standard Tessellation Language*, linguagem de mosaico padrão

RP – *Rapid Prototyping*, prototipagem rápida

PBF – *Powder Bed Fusion*, fusão de cama de pó

FDM – *Fused Deposition Modeling*, modelagem por deposição fundida

DLP - *Digital Light Processing*, processamento de luz digital

LCD - *Liquid Crystal Display*, display de cristal líquido

LED – *Light Emitting Diode*, diodo emissor de luz

Ra – Rugosidade Média

HV – Microdureza Superficial de Vickers

ANOVA – Análise de Variância

ISO – International Organization for Standardization

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
1.1 JUSTIFICATIVA .....	18
<b>2. OBJETIVOS .....</b>	<b>19</b>
2.1 OBJETIVOS GERAIS .....	19
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	19
2.3 HIPÓTESES .....	19
<b>3. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>21</b>
3.1 DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR .....	21
3.2 BRUXISMO .....	26
3.3 TRATAMENTOS .....	27
3.4 PLACAS OCLUSAIS .....	30
3.5 ALTURA DA CAMADA DE IMPRESSÃO.....	35
3.6 ENVELHECIMENTO .....	36
3.7 PROPRIEDADES MECÂNICAS.....	38
<b>4. METODOLOGIA .....</b>	<b>52</b>
<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>61</b>
<b>6. DISCUSSÃO .....</b>	<b>73</b>
<b>7. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>80</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>81</b>
<b>PRESS RELEASE .....</b>	<b>91</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Disfunção Temporomandibular (DTM) é um termo generalista usado para descrever desordens relacionadas às articulações temporomandibulares (ATM), músculos mastigatórios e estruturas associadas, que são os responsáveis pela movimentação dessas (1-6), com sintomas álgicos de leves a severos (7). O paciente apresenta, comumente três sinais: dor orofacial, estalidos ou crepitação articulares e limitação funcional (4, 5); os sintomas mais relatados incluem dores nas articulações, músculos e ao redor das orelhas, podendo variar em intensidade e tornar-se persistentes (7).

Estes sintomas podem se manifestar de forma crônica, persistente ou recorrente na região facial, com ou sem impacto funcional (4). Quadros álgicos mais comuns incluem dores na região da mandíbula (5), dor de ouvido, dor de dente (de origem não odontogênica), dor articular, dor de cabeça e limitação funcional mandibular (8, 9).

Diversos fatores etiológicos são listados na literatura como causas para as DTMs (10), como fatores ambientais, biológicos, psicológicos, biomecânicos e neuromusculares agindo conjuntamente no desenvolvimento da DTM, é conhecido como modelo biopsicossocial quando associa fatores biológicos, psicológicos e sociais (11). É estimado que mais de 50% da população possui algum tipo de DTM, mas apenas 3,6% a 7% requer intervenção por meio de tratamentos (12). Acomete mais pacientes do sexo feminino do que do sexo masculino (6, 7) e é a principal causa de dor não-odontogênica orofacial (10).

Um dos fatores contribuintes para o desenvolvimento de DTM é o bruxismo (13), caracterizado como uma atividade repetitiva dos músculos mastigatórios regulado pelo sistema nervoso central (14). O bruxismo é definido como uma atividade parafuncional (3, 15). Pode ocorrer durante o sono, sendo separados por suas características em: contatos dentários rítmico (“ranger os dentes”) ou não rítmicos (“apertar os dentes”). Pode também ocorrer durante a vigília, caracterizado como contato dentário repetitivo ou sustentado e/ou contração estática ou dinâmica da mandíbula (15).



As placas oclusais utilizadas para tratamento de DTM dolorosa tem o objetivo de controle de sintomas de DTM e prevenção efeitos negativos do bruxismo no sistema estomatognático, como desgaste oclusal excessivo e relaxamento dos músculos da mastigação (3, 16, 17). Geralmente confeccionados em polímeros à base de polimetilmetacrilato (PMMA), cujas propriedades mecânicas e facilidade de uso representam o padrão ouro para materiais do dispositivo (3).

Com o avanço da tecnologia de confecção das placas oclusais pode-se usar o CAD/CAM, que significa projeto assistido por computador e fabricação assistida por computador, ou "*computer-aided design*" e "*computer-aided manufacturing*", em inglês, e a fabricação por método de adição de resinas próprias com o uso de impressoras 3D (3, 10, 18). A abordagem digital para fabricar dispositivos oclusais tem sido introduzida como um fluxo de trabalho em 3 etapas: aquisição de dados, processamento e fabricação (16), e estudos demonstram que esses novos métodos de fabricação de placas oclusais são eficientes devido aos melhores materiais e métodos de fabricação (19).

Os dispositivos confeccionados pela tecnologia CAD-CAM podem ser fabricados por duas técnicas, a saber a técnica subtrativa, que consiste na fresagem de bloco de resina de polimetilmetacrilato já polimerizado, ou ainda, pela técnica aditiva, como a estereolitografia (10). Uma vantagem das técnicas que utilizam a tecnologia digital é a rapidez no preparo e confecção e a precisão do dispositivo (17).

A estereolitografia é o tipo de técnica aditiva mais frequentemente usada para dispositivos oclusais de impressão 3D. Os fotopolímeros de estereolitografia são polimerizados a partir de líquido para sólido sob luz ultravioleta, camada por camada, até o tamanho final do objeto (dispositivo ou placa oclusal) (3). Os materiais para confecção desses dispositivos por CAD-CAM ou estereolitografia são acrílicos, poliamidas ou outras resinas (3).

A acurácia das estruturas produzidas por estereolitografia varia de acordo com a geometria replicada, o método de manufatura e os materiais sendo utilizados (20). Autores relatam ainda que alguns fatores como, a angulação de impressão e sua consequência na acurácia da impressão e a rigidez do material durante a impressão são fatores importantes a serem considerados (21). Autores sugerem que há

alterações nas propriedades físicas das amostras quando submetidas ao envelhecimento em ambientes diferentes (22, 23).

Contudo, independentemente do material ou técnica utilizados para a fabricação dos dispositivos oclusais, o material utilizado deve ser capaz de atender aos parâmetros clínicos que viabilizam seu uso clínico (16) e ter propriedades mecânicas apropriadas (3), para resistir às cargas decorrentes do bruxismo, e preservá-las ao longo do tempo, fornecendo longevidade à placa oclusal.

Entretanto, nota-se, clinicamente, que essas placas oclusais confeccionadas por meio de impressão parecem perder a estabilidade dimensional e propriedades mecânicas ao longo do tempo. A literatura é escassa em verificar protocolos para diminuir essa deficiência (3).

Logo, o objetivo deste trabalho é avaliar a influência do envelhecimento na estabilidade dimensional, rugosidade e microdureza superficiais, resistência flexural e módulo de elasticidade de resinas para confecção de placas oclusais por meio de impressoras 3D odontológicas.

## 1.1 JUSTIFICATIVA

Uma vez que é frequente a queixa por parte dos pacientes de desajuste da placa oclusal com o passar do tempo, a justificativa deste trabalho consiste na possibilidade de oferecer ao cirurgião-dentista, que utiliza a impressão 3D como forma de fabricação de placas oclusais, as bases científicas e os requisitos para o armazenamento e o tempo de envelhecimento de placas oclusais fabricadas através da impressão 3D para sua satisfatória durabilidade clínica, em relação à manutenção de características mecânicas ao longo do tempo.

## 2. OBJETIVOS E HIPÓTESES

### 2.1 OBJETIVOS GERAIS

O objetivo geral deste trabalho é avaliar a influência do envelhecimento nas propriedades estruturais e mecânicas de resina para a confecção de placas oclusais por meio de impressoras 3D odontológicas, confeccionadas em diferentes alturas de camada de impressão, 25 e 50 $\mu$ m.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos consistem em:

- a) Avaliar a estabilidade dimensional dos dispositivos oclusais confeccionados pela técnica da impressão 3D em diferentes alturas de camada de impressão, 25 e 50 $\mu$ m, nos tempos de 30, 60, 90 e 180 dias;
- b) Avaliar, inicial e nos tempos 30, 60, 90 e 180 dias, a rugosidade superficial dos dispositivos oclusais confeccionados com resina pela técnica da impressão 3D em diferentes alturas de camada de impressão, 25 e 50 $\mu$ m;
- c) Avaliar resistência flexural e módulo de elasticidade, inicial e nos tempos 30, 60, 90 e 180 dias, dos dispositivos oclusais confeccionados com resina pela técnica da impressão 3D, em diferentes alturas de camada de impressão, 25 e 50 $\mu$ m; e
- d) Avaliar a microdureza superficial de Vickers dos dispositivos oclusais confeccionados pela técnica da impressão 3D em diferentes alturas de camada de impressão, 25 e 50 $\mu$ m, nos tempos inicial, 30, 60, 90 e 180 dias.

### 2.3 HIPÓTESES

A hipótese nula consiste na ausência de diferença estatisticamente significativa entre as avaliações inicial e através dos tempos avaliativos, para as propriedades de

resistência flexural, módulo de elasticidade, microdureza superficial de Vickers, rugosidade superficial e na estabilidade dimensional das amostras confeccionadas em resinas para impressão de placa oclusal que passarem pelo envelhecimento.

### 3. REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1 DISFUNÇÕES TEMPOROMANDIBULARES

##### 3.1.1 Definição E Sintomatologia

É um grupo heterogêneo de condições que afetam as ATMs, músculos mastigatórios e estruturas relacionadas (6, 24), com sintomas álgicos de leves a severos (7). O paciente apresenta, comumente, três sinais: dor orofacial, estalidos ou crepitação articulares e limitação funcional (4, 5). A disfunção temporomandibular (DTM) é um termo geral que envolve sérios problemas clínicos afetando os músculos mastigatórios, as articulações temporomandibulares (ATM) e as estruturas associadas, de acordo com a *American Academy of Orofacial Pain* (3, 5, 25-30).

Os sintomas mais relatados são dores articulares, musculares e periauriculares, podendo atingir graus de dores persistentes (7, 27), podendo ser sintomas crônicos persistentes ou recorrentes faciais, com ou sem limitação funcional (4, 24). Quadros álgicos mais comuns incluem dores na região da mandíbula, dor de ouvido, dor de dente (de origem não odontogênica), dor articular, dor de cabeça e limitação funcional mandibular (8, 9, 24), podendo gerar sintomas auriculares como vertigem (27), sendo tais sintomas uni ou bilaterais, localizadas ou difusas, locais ou irradiadas (24).

Os sinais mais observados são resistência à palpação muscular ou articular, limitação, ausência ou falha de coordenação dos movimentos articulares e estalidos e crepitação articulares (27). Os sintomas relatados podem diferir levemente entre dor e disfunção, como limitação de abertura, episódios de travamento mandibular, dor sob função mandibular e dor facial, associados ou não à dores de cabeça (31).

A intensidade da dor pode ser de leve a severa, aguda geralmente engatilhada por movimentos da mandíbula. Podendo apresentar-se diária ou intermitentemente, com intervalos livre de dor. Normalmente, os sintomas álgicos são associados com limitação dos movimentos, e a tentativa de ativar o movimento, como por exemplo, na fala, mastigação ou bocejo, aumenta a dor. Frequentemente, os pacientes descrevem o travamento da mandíbula, com boca aberta ou fechada. Podendo esses sintomas serem agravados no período da manhã (24).

Tais sintomas podem representar um desafio na determinação de um diagnóstico diferencial das DTMs, pois os sintomas dolorosos na região orofacial são comuns (28). A dor associada à DTM pode impactar a vida diária dos pacientes, as suas funções psicossociais e a qualidade de vida (32, 33), sendo de grande importância em quase todas as DTMs (34). Ao mesmo tempo, autores relatam que apenas um em quatro pacientes procuram tratamento (33).

Sua prevalência pode chegar a mais de 10%, pode diferir com a idade (3, 26), chegando a relatos de até 15% afetando a qualidade de vida (25), há ainda relatos de 5 a 12% (30). Estudos apontam que uma média de 40 a 75% da população apresenta pelo menos um sinal de DTM (27), outros apontam que, para pacientes entre 18 e 25 anos, cerca de 76% destes apresentam algum sinal de DTM e, pelo menos, 26% apresenta um sintoma (31). Porém, os relatos na literatura, devido à diferentes sintomatologias apresentadas, podem diferir muito (5). Podendo acometer mais mulheres do que homens (5, 28, 35, 36), que procuram mais tratamentos, ou tem uma suscetibilidade maior a dor.

É estimado que mais de 50% da população possui algum tipo de DTM, mas apenas 3,6% a 7% requer intervenção por meio de tratamentos (12), não sendo uma prevalência negligenciável (6). É a principal causa de dor não-odontogênica orofacial (10, 30) e o tipo de dor orofacial crônica mais prevalente (28).

A prevalência avaliada de DTM parece aumentar desde a idade adulta até os 50 anos de idade, e declinar lentamente depois disso, sendo que todas as faixas etárias sofrem com os sintomas de DTM (37). Autores relatam que os sintomas dolorosos agudos chegam à uma duração de até 5,5 anos, apesar de barulhos articulares não desaparecerem, a dor desaparece com o tempo de tratamento (31).

### **3.1.2 Etiologia e Fatores Associados**

A tentativa de esclarecer apenas um único fator etiológico para as DTMs restou infundada, logo estudos têm relatado múltiplas origens (24, 27, 38). A literatura cita diversos fatores etiológicos como causas para a DTM (10), como fatores ambientais, biológicos, psicológicos, biomecânicos e neuromusculares agindo conjuntamente no

desenvolvimento da DTM (5, 11), ou seja, é uma condição caracterizada como multifatorial (24, 33, 39).

Atualmente, o modelo biopsicossocial visa estudar a etiologia da DTM, através da multidisciplinariedade da condição, por fatores biológicos, como genética ou bioquímicos, fatores psicológicos, como ansiedade, estresse e depressão, e fatores sociais, como cultura, comportamento familiar, condição socioeconômica (11, 24, 27, 35). Porém, pode ocorrer a associação de vários fatores de risco como, por exemplo, trauma articular ou muscular, fatores anatômicos, fatores patofisiológicos (desordens ósseas ou de tecido conectivo), diferenças hormonais, sensibilização do sistema nervoso central e periférico e fatores psicológicos (7, 37).

Estudos tem mostrado a relação com fatores predisponentes (que aumentam o risco), fatores de risco, ou iniciadores, (que causam a instalação da DTM, como por exemplo, fatores comportamentais, sociais, emocionais e cognitivos) (33) e fatores perpetuadores (que interferem no controle ou agravam o progresso) (27, 33). Sendo que, por consenso, oclusão dentária não tem sido mais relatada como principal fator na etiologia (27, 40). Estudos ainda avaliam a associação de fatores genéticos e seus papéis no desenvolvimento de DTM, sendo estresse relacionado ao bruxismo em vigília e a DTM (39).

Fatores como bruxismo, hábitos orais deletérios e depressão são geralmente associados à contribuição no desenvolvimento ou perpetuação da queixa dolorosa (33, 39). Estudiosos também relatam que fardo emocional e excitabilidade são fatores que predispõem a alterações musculares (36). É sedimentado ainda que sintomas psicológicos podem contribuir para o aparecimento de DTM (41).

Como fatores etiológicos incluem-se anormalidades oclusais, tratamento ortodôntico, bruxismo e instabilidade ortopédica, macro e microtrauma, frouxidão ligamentar e estrogênio exógeno. E como fatores psicológicos, estresse, tensão emocional, ansiedade ou depressão podem estar associados (33). Dentre os fatores predisponentes encontram-se processos patofisiológicos, psicológicos ou estruturais que afetam o sistema mastigatório e levam ao aumento do risco de desenvolvimento de DTM (33).

### 3.1.3 Diagnóstico

Estudiosos apontam que não há método integralmente confiável para o diagnóstico clínico ou em pesquisa de DTM, ou para sua mensuração e severidade (27). Avaliação física, incluindo palpação de músculos e da ATM, mensuração e testes de função desta articulação, aferir a presença de barulhos articulares, quando realizados por profissionais calibrados e bem treinados é valioso para o diagnóstico e tratamento (24, 27). Sendo que exames de imagens, associados ou não a polissonografia, são auxiliares no diagnóstico (27). Clinicamente, também podem ser realizados questionários completos a respeito dos sintomas e hábitos apresentados pelos pacientes (27).

Atualmente, utiliza-se os critérios de diagnóstico para as DTMs que possuem definições operacionais simples, claras, confiáveis e válidas, úteis para a coleta da história, exame e procedimentos de exames de imagem, necessários para a obtenção de diagnósticos físicos, em ambos os aspectos clínicos e em pesquisa científica (32). As ferramentas de diagnóstico mais utilizadas, em clínica e em pesquisa, são os Critérios de Diagnóstico para DTM (30). Outros dizem que o diagnóstico deve ser baseado em exame clínico e físico geral, de cabeça e pescoço, exame detalhado dos músculos mastigatórios e das ATMs, avaliação da movimentação articular e exame intraoral detalhado (31).

O exame das articulações deve incluir detalhes da sintomatologia dolorosa e a observação e procura de quaisquer sinais de disfunção ou desordem, através de palpação direta da articulação temporomandibular, auscultação dos barulhos da articulação com o auxílio de estetoscópio, e exames de imagem como metodologia auxiliar e complementar. Já os músculos podem ser avaliados por palpação firme sob pressão, bilateral, e os sintomas dolorosos relatados e coletados, apontados se locais ou referidos, e informações de uso de medicações analgésicas para controle da dor (31).

Os exames de imagens indicados no diagnóstico de DTM, são a radiografia panorâmica, o mais utilizado e útil dos métodos imaginológicos neste diagnóstico (24), porém foi quase completamente substituída pela tomografia computadorizada, para



observação da morfologia e patologia articulares (24). Sendo que a ressonância magnética é utilizada para visualização das estruturas moles e seus arredores (24).

O diagnóstico diferencial inclui causas odontogênicas (cárie, doença periodontal) e não-odontogênicas de dor facial, como tumores originais ou metastáticos de mandíbula, de base de crânio ou intracranianos, desordens de outras estruturas faciais (incluindo glândulas salivares), enxaqueca primária e secundária, desordens de dor neuropática trigeminal e doenças sistêmicas (cardíacas, virais, doenças autoimunes, diabetes e artrite temporomandibular)(24). Autores citam que o diagnóstico diferencial de DTM está ligado a dores odontogênicas, como abscesso e dor de erupção de terceiros molares, e a dores inflamatórias ou infecciosas, como mastoidite, otites, parotidites, sialoadenite e neuralgia trigeminal (42).

É notório destacar que existem vários protocolos disponíveis para o estabelecimento do diagnóstico de DTM, este fato é o maior responsável pela variabilidade dos resultados encontrados na literatura, e, com o objetivo de padronizar o processo diagnóstico e a classificação das DTMs, introduziu-se o Critério Diagnóstico para Pesquisa em Disfunção Temporomandibular, o RDC/TMD (43).

O RDC constitui um instrumento de ampla aplicação em estudos de relevância (44, 45). O processo é definido por eixos, em um total de dois, sendo o primeiro eixo, Eixo I, constituído de mensurações de sinais e sintomas, através de questionários de anamnese e de exames físicos, necessários para estabelecer a classificação de DTM. Já o eixo II é composto de instrumentos de avaliação psicossocial do paciente e a incapacidade que pode estar relacionada a dor. Os Critérios de Diagnóstico das DTMs (DC/TMD) foram desenvolvidos em 2014, a partir de atualização do RDC/TMD, e é utilizado em contextos clínicos e científicos, sendo considerado padrão-ouro no diagnóstico de DTM (32).

#### **3.1.4 Classificação das DTMs**

A classificação das DTMs pode ser feita em dois grupos: as de origem articular, com sinais e sintomas associados à ATM, e as de origem muscular, envolvendo estruturas musculares estomatognáticas (30, 31). As DTMs de origem articular

englobam vários tipos de alterações na estrutura da ATM, sendo os mais comuns: desordens discais, dor articular, desordens articulares e doença degenerativa da ATM (30).

As desordens articulares são resultado de descoordenação discal e articular, que afeta a biomecânica do movimento, incluem os desarranjos discais e internos da articulação, como deslocamento de disco com ou sem redução, podendo ser sintomáticos ou não a depender do grau de inflamação, apresentando sintomas dolorosos, com ou sem limitação de abertura bucal (31).

As desordens de origem muscular associadas à DTM apresentam sintomas dolorosos intensos, devido à lesão muscular ou estiramento. O tratamento envolve descanso muscular, compressas frias e/ou quentes, exercícios de alongamento, uso de relaxantes musculares. As dores miofasciais apresentam-se como dor insistente, contínua, que varia de intensidade e, que sob palpação, pode referir para outras localizações. E ainda, pontos de gatilho podem estar presentes, diminuindo o comprimento muscular e quando estimulado provoca reação local de fuga (31).

### 3.2 BRUXISMO

Bruxismo é um grupo de condições envolvendo as articulações temporomandibulares (ATMs), músculos mastigatórios, afetando movimentos articulares e estruturas relacionadas, é caracterizado por apertamento ou ranger de dentes, com imobilização ou projeção mandibular (3, 15, 46). Pode acontecer quando acordado, em vigília, como movimento repetitivo ou manutenção de contato dentário estático ou dinâmico com contração mandibular, ou durante o sono, com contato dentário rítmico ou não (3, 15, 46-48). Podendo estar associado a dificuldades nos movimentos mandibulares e a sintomas de dor craniofacial (49).

O Consenso Internacional não define bruxismo como desordem, mas pode ser considerado um fator de risco com consequências negativas em pacientes saudáveis, ou ainda um comportamento com etiologia multifatorial, podendo em alguns casos ainda ser considerado um fator de proteção (15). O bruxismo é avaliado de forma não-

instrumental, através de questionários e exame clínico, e instrumental com o uso de exame complementar de eletromiografia (15).

Sendo, portanto, de grande interesse para a Odontologia, clínica e em pesquisa, e os domínios da Neurologia e Medicina do Sono (48). E em associação com uma série de alterações, incluindo dores orofaciais, desgaste dentário e falha nos tratamentos odontológicos, continua de difícil tratamento, ou manejo, de formas efetivas e seguras (48).

A prevalência do bruxismo pode chegar a 20% na população adulta (33), autores dizem ser comum na população adulta (49), porém os dados podem variar de 6 a 91% (50). Sendo atribuída a intensidade dessa diferença aos tipos de bruxismo estudados, ao método diagnóstico e à presença ou ausência de comorbidades (50). A prevalência do bruxismo auto reportado é alto entre pacientes de meia idade, e em associação com sinais e sintomas de DTM e com o diagnóstico de DTM (51).

O bruxismo pode gerar sérias consequências ao paciente, incluindo hipertrofia mandibular, desgaste dentário, especialmente por atrição, fratura ou falhas de tratamentos restauradores ou protéticos, como restaurações e implantes, dor e/ou sensibilidade dentária, dores musculares ou articulares e deslocamentos de discos articulares (50).

O manejo, ou tratamento do bruxismo está indicado quando há alguma consequência presente, mas ainda não há evidência suficiente para um manejo comportamental, ortopédico e farmacológico seguro e efetivo. Logo, na ausência de um protocolo definitivo, opta-se por uma abordagem mais simples, a associação de aconselhamento ao paciente, uso de placas oclusais (para estabilização, e proteção contra os desgastes dentários) e uso de fármacos (50).

### 3.3 TRATAMENTO DAS DISFUNÇÕES TEMPOROMANDIBULARES

O tratamento das DTMs devem ter o objetivo principal de controle de dor, reeducação do paciente e minimizar efeitos negativos das cargas mastigatórias que podem perpetuar o problema (27). Alguns autores sugerem como objetivos do tratamento das DTMs, a redução do quadro álgico, reestabelecer a extensão do

funcionamento normal da ATM e a restauração da função articular e mastigatória normais (31, 40), mas a maioria dos autores concorda que o controle de dor é extremamente importante, e um marco no sucesso do tratamento (34). Opta-se primeiro pelos tratamentos conservadores reversíveis, com eficiência alta, com controle eficiente dos sintomas em até 90% dos pacientes (27), alguns autores relatam a absoluta necessidade de estabelecer primeiramente o tratamento conservador e reversível (31).

O tratamento de DTM pode consistir em três fases: a educação do paciente (informação e reeducação do paciente quanto a sua condição, descansos mandibulares, uso de aplicativos para limitar as parafunções, e mudança de hábitos mandibulares); tratamento médico não cirúrgico (fisioterapia, farmacoterapia com analgésicos, anti-inflamatórios não esteroidais, opioides, antidepressivos e relaxantes musculares, uso de placas oclusais) e tratamento cirúrgico (na ineficácia do tratamento não cirúrgico, antrocentese e artroscopia) (31). Outros autores descrevem as mesmas técnicas e procedimentos, porém sem a esquematização das fases, acrescentam ainda que a grande maioria das DTMs podem ser tratadas de forma conservadora, com procedimentos não invasivos e reversíveis (21, 24, 40, 52).

Das várias terapêuticas disponíveis, opta-se primeiro por fazer uso de técnicas não cirúrgicas, também conhecidos como conservadores, como farmacoterapia (anti-inflamatórios não esteroidais e esteroidais, antidepressivos, tranquilizantes e opióides), uso de dispositivos oclusais, como as placas oclusais e psicoterapia (4). Os tratamentos conservadores e reversíveis disponíveis para uso são: educação do paciente, auto manejo, intervenção comportamental, uso de fármacos de controle de dor, uso de placas interocclusais, treinamento postural e exercícios (27). Sendo que o tratamento cirúrgico pode não alcançar o objetivo de remoção do quadro álgico (29).

Alguns autores utilizam a nomenclatura de dispositivos orais (OA, do inglês *oral appliances*), e relatam que pode haver sete hipóteses para explicar o funcionamento dos dispositivos orais como, por exemplo: alteração da condição oclusal, da posição condilar, aumento da dimensão vertical de oclusão (DVO), percepção cognitiva, efeito placebo, aumento na carga periférica para o sistema nervoso central (SNC) e diminuição da atividade motora (53). Autores ainda relatam que, desde muito cedo,

cogitou-se a hipótese do efeito placebo como explicação para a melhora dos sintomas dolorosos (54)

Placas oclusais são dispositivos normalmente utilizados no tratamento e controle de Disfunção Temporomandibular, sendo clinicamente aceitável e possui baixo índice de efeitos colaterais (3, 16, 17, 21, 26, 46, 55-58). Tais dispositivos agem protegendo os dentes do desgaste através da distribuição de forças, e através da redução das tensões musculares (3, 16, 25, 46, 47, 55, 56, 58). As placas oclusais são utilizadas para tratamento de DTM dolorosa e proteção dos dentes durante o bruxismo do sono (17), sendo utilizadas no controle de sintomas de DTM e prevenção efeitos negativos do bruxismo no sistema estomatognático, como desgaste oclusal excessivo e relaxamento dos músculos da mastigação (3, 16, 17, 59).

O uso de placas oclusais é considerada uma terapia não invasiva, também um tratamento de desordens funcionais reversível em adição a outras terapias para DTM, podendo ser física, manual e psicológica (10, 25, 26, 60, 61). Segundo Wulff *et. al.*, é uma recomendação controversa para tratamento do desordens temporomandibulares e craniomandibulares, para evitar desgaste dentário quando o paciente faz bruxismo (60), porém autores relatam a redução da sintomatologia dolorosa (52, 62).

A Odontologia Baseada em Evidência (OBE) destaca que a prescrição de técnicas que promovam alterações complexas, de custo elevado e irreversíveis, como ajuste oclusal por desgaste seletivo, terapia ortodôntica, ortopedia funcional, cirurgia ortognática ou outra técnica de reabilitação protética, no curso do tratamento não deve ser encorajadas (40), logo a terapia deve ser iniciada com técnicas reversíveis e conservadoras (21).

Autores denominam a terapia com placas oclusais de “arte e ciência de estabelecer harmonia neuromuscular no sistema mastigatório”, relatam que além de promover a harmonia, os dispositivos oclusais criam desvantagens mecânicas para as forças parafuncionais com seu uso (63). Podendo, estes dispositivos, promover relaxamento muscular, permitem que os côndilos estejam em relação cêntrica, além de ser uma importante ferramenta de diagnóstico (pois possibilita a verificação de padrões de desgaste dentário e hábitos deletérios), promovem proteção aos dentes

contra o desgaste oclusal, podem ajudar na recuperação da propriocepção do ligamento periodontal e reduzem os níveis de hipóxia celular (63).

### 3.4 PLACAS OCLUSAIS

#### 3.4.1 Material de Confeção

Polimetilmetacrilato (PMMA), desde a sua introdução, para uso em prótese dentária, tem sido o material de escolha para fabricação de próteses e outros dispositivos (10, 26, 46, 53, 64-66), e ainda hoje é considerada padrão ouro, em razão da aparência, baixo custo, facilidade de manipulação e ajuste (53, 64, 67), adaptação, estabilidade, retenção e resistência (53) e tem bom desempenho estético e biocompatibilidade (65, 66, 68). Entretanto, apresenta algumas desvantagens como reações alérgicas, instabilidade dimensional, alteração de cor, desgaste e suscetibilidade a colonização microbianas (25, 58, 64, 68), associadas ao próprio material (69).

As placas oclusais vem sendo confeccionadas em polimetilmetacrilato, autopolimerizável ou termopolimerizável, através de técnicas analógicas por muitos anos (3, 10, 16, 17, 25, 26, 47, 53, 55-58, 61). Apresentam desvantagens, como, falta de precisão, por acurácias técnicas (69, 70).

Os sistemas de confecção de próteses dentárias pelo fluxo digital, como o CAD-CAM (do inglês "*computer-aided design*" e "*computer-aided manufacturing*", traduzido para o português em desenho assistido por computador, fabricação assistida por computador), introduzido na Odontologia na década de 1980 (21, 23, 71), tem sido amplamente utilizado na confecção de próteses dentárias, dentre outros dispositivos, tem demonstrado vantagens como: redução do número de visitas ao dentista, menor tempo de processamento, redução da reabsorção óssea e aumento no conforto do paciente (21, 56, 58, 64, 68, 72-74).

Porém, independente do material e da técnica utilizados, as placas oclusais devem ter características satisfatórias, com por exemplo, estabilidade, balanceio em relação cêntrica, mesma intensidade de contato em todos os dentes, desocclusão

posterior, proteção das excursões laterais, conforto durante o uso e estética razoável (63).

### **3.4.2 Técnica de Confeção Tridimensional**

As tecnologias CAD-CAM, com o uso de técnicas aditivas, também têm sido utilizadas na confecção de placas oclusais, e apresentam vantagens como a rapidez de confecção e a precisão e acurácia melhoradas (3, 25, 26, 47, 55, 56, 58, 60, 61, 66, 75-77). Também tem apresentado menor ocorrência de complicações e erros técnicos e de materiais e maior precisão dos contatos oclusais, obtendo resultados mais previsíveis (55, 56, 58, 59, 77, 78), ganhando mais espaço no preparo de restaurações dentárias (79).

O método da impressão 3D tem rapidamente evoluído, expandindo acurácia e confiabilidade (10, 16, 21, 25, 46, 71, 74, 75, 80-82). Facilitando o trabalho de laboratório proporciona melhor custo-benefício para as confecções de próteses totais e dispositivos (17, 47, 59, 61, 64, 72, 78, 83), melhorando a comunicação entre dentista e técnico de prótese dentária (21, 74). Autores relatam a desvantagem de um custo relativamente alto em relação ao investimento em equipamentos (21, 59).

O processo de confecção de dispositivos através do CAD-CAM consiste em três etapas principais: aquisição de dados, desenho da peça protética e manufatura propriamente dita (3, 16, 23, 61, 68, 71, 75, 84, 85). A manufatura pode ser feita através de técnicas aditivas, a saber a impressão 3D, (com o acréscimo de material e polimerização em camadas, e esta, por sua vez, através de técnicas diferentes) ou técnicas subtrativas (quando um bloco de material pré-fabricado, já endurecido e polimerizado, é desgastado para atingir o formato e desenho desejados) (10, 16, 23, 57, 58, 66, 68, 69, 71-73, 81, 86), ainda há a combinação de ambas (71).

O processo subtrativo, também conhecido como fresagem, possui desvantagens como alto desperdício de material e dificuldade na fabricação de geometrias complexas (10, 68, 69, 71, 73, 78, 84), desgaste e perda de brocas e fresas (69) e vantagens como a resistência ao desgaste e maior durabilidade (26),

menor ajuste e ausência de contração de polimerização (10, 17) e maior resistência e precisão se comparadas ao processo analógico (69, 87).

Logo, as técnicas aditivas foram introduzidas como forma de superar as desvantagens da técnica subtrativa (69). Em relação ao processo aditivo pode-se citar como vantagens: fabricação precisa, independente da forma a ser impressa, trabalho, custo e tempo de confecção reduzidos, desenho mais preciso (61, 78), produção padronizada (69), altamente personalizado e com o menor gasto de material (20). As desvantagens, ou limitações incluem: o *staircase effect*, ou efeito de degraus de escada, pela deposição de camadas, a fabricação de estruturas cerâmicas, reprodutibilidade e velocidade de impressão (para aumentar a acurácia, o tempo de impressão aumenta), pode haver necessidade de suporte e algumas máquinas disponíveis não são desenhadas e preparadas para a impressão odontológica (20).

Uma das técnicas mais utilizadas pelo fluxo digital é a estereolitografia, técnica aditiva que a impressora 3D utiliza uma resina à base de metacrilato fotocurável e polimerização em camadas (3, 16, 46, 47, 56, 61, 64, 66, 72, 80, 81), a saber acrílicos, poliamidas ou outras resinas (3, 20, 78), esse método pode ser chamado de *rapid prototyping* (do inglês, de prototipagem rápida) (78). Porém existem outros métodos como, por exemplo, *digital light projection* (DLP), *fused deposition modeling* (FDM), *powder bed fusion* (PBF), *laser powder forming* (LPF), e *inkjet printing* (IP)(10, 17, 47, 56, 57, 64, 80, 81, 84, 87).

A estereolitografia consiste na polimerização, através de luz ou laser UV, de múltiplas camadas da resina fotossensível, em uma plataforma, uma a uma, solidificando o material (20, 47, 61, 80, 81, 84, 87, 88). Após a aquisição dos dados, estes são processados, editados e transformados em formato de arquivo de estereolitografia (.STL, do inglês *standard tessellation language*), seguindo então para o equipamento de impressão (55, 88), este formato de arquivo descreve uma superfície não estruturada usando um sistema cartesiano de coordenadas (88). A partir daqui o equipamento de impressão fabrica o dispositivo seguindo os parâmetros determinados (55).

Existem dois métodos de irradiação que podem ser utilizados na confecção de placas oclusais: a irradiação em máscara, onde as camadas são polimerizadas



individualmente através da radiação UV gerada por uma lâmpada e transmitida através de uma máscara com áreas transparentes equivalentes às secções do modelo, e a irradiação direta, na qual um laser é envolvido para polimerizar cada uma das camadas do polímero definidas nos cortes transversais do modelo 3D (55). Após esse processo, o dispositivo passa pela remoção de resina não polimerizada através de lavagem com solvente, e por uma polimerização adicional em câmara de luz ultravioleta (55).

O grau de polimerização dos dispositivos, e por consequência sua acurácia e precisão, pode ser afetado por múltiplos parâmetros, a saber: características da unidade de luz, espessura da camada de impressão, duração da exposição, distância entre a fonte de luz e a camada polimerizada e tempo e temperatura da polimerização (55, 75). Um potencial desfavorável em resinas à base de PMMA é a conversão de monômeros em polímeros incompleta, mesmo em condições ideais (66). Ainda acrescentam que existe correlação entre dureza de um material e seu grau de conversão (16).

O grau de conversão é influenciado por parâmetros da impressão (razão monômero/polímero, temperatura e tempo de polimerização, densidade da luz e tempo de cura). Um risco inerente é o enclausuramento de (co-)monômeros que não sofreram reação nas cadeias tridimensionais, e posterior liberação, podendo gerar efeitos negativos como mutagenicidade, teratogenicidade, citotoxicidade e genotoxicidade. O processo de degradação acontece por ação mecânica, química pela interação com o ambiente oral e saliva, pelas enzimas bacterianas e hidrólise, podendo levar ao aumento de eluição dos componentes da resina (66). Relata ainda que o polimento reduz a eluição de (co-) monômeros (66). Um estudo relata problemas na liberação de partículas não polimerizadas afetando fígado, rins ou intestinos (26).

Os protocolos de pós-processamento, como polimerização por calor ou luz, podem ser necessários, para completar o processo de polimerização, provocando o monômero a reagir, gerando assim melhora nas propriedades mecânicas (16, 47, 55, 68, 80), incluindo a biocompatibilidade (68, 80), uma vez que os dispositivos não saem da impressora completamente polimerizados (16, 47, 55, 68). Os mais variados protocolos de pós-processamento são utilizados na literatura pesquisada, variando de

banhos de álcool ou solvente em tempos e concentrações diversos a pós-cura com luz e calor (em protocolos diferentes) (16, 23, 55, 64, 65, 80).

Os materiais para confecção desses dispositivos por CAD-CAM ou estereolitografia são acrílicos, poliamidas ou outras resinas (3, 78, 85). Contudo, independentemente do material ou técnica utilizados para a fabricação dos dispositivos oclusais, o material utilizado deve ser capaz de atender aos parâmetros clínicos que viabilizam seu uso clínico (16) e ter propriedades mecânicas apropriadas (3). Tais dispositivos devem resistir às forças da magnitude de 770 N (17, 67) e ao impacto de ranger e apertar de dentes, sendo a dureza é a capacidade do material de resistir a tal estresse e a sofrer arranhões (16).

As forças oclusais podem variar de 12 a 90N, podendo chegar em sobrecarga a até 909 N nas áreas posteriores (23), estudos relatam que as placas oclusais, que são usadas por longos períodos, devem suportar até 770N de força (16, 17, 55, 67), e há quem diga que o material deve suportar “altas forças oclusais” (57, 58) ou forças próximas de 800N (61), ou ainda deve suportar a forças de intensidade entre 500 e 800N (86). Segundo Guimarães *et. al.*, em 2023, as forças oclusais quando em parafunção podem chegar à 785 N (3, 25, 46). Reforçando ainda mais que os materiais devem estar aptos a suportar as cargas mastigatórias e a parafunção, desempenhando satisfatoriamente suas funções biomecânicas (3, 16, 25, 58, 67).

Vayrynen *et. al.*, em 2016, relata que os parâmetros biomecânicos consistem em parâmetros gerais, a saber: resistência flexural de 74 Mpa e módulo de elasticidade de 2,37 GPa (61). As propriedades ideais de uma placa oclusal são propriedades mecânicas aceitáveis, baixa rugosidade superficial, alta dureza e alta resistência ao desgaste (67).

Muitos estudos trabalham com materiais para impressão de próteses dentárias (23, 64, 65, 72, 80), porém alguns já vem trabalhando com resinas próprias para impressão de placas oclusais (3, 10, 16, 25, 26, 46, 47, 55, 57, 58, 60, 61, 73, 81), sendo necessários mais estudos e padronização dos protocolos para a pesquisa *in vitro* com materiais de impressão de placas oclusais (3, 16, 46, 89). Autores também relatam a necessidade de averiguar as características de durabilidade e uso seguro (26).

### 3.5 ALTURA (OU ESPESSURA) DA CAMADA DE IMPRESSÃO

A qualidade do dispositivo produzido por impressão 3D depende de uma série de fatores, como a espessura de camada de impressão, a resolução do arquivo do dispositivo a ser impresso, o tamanho do grânulo, a viscosidade e reatividade da resina e o tempo de polimerização de cada camada (16, 25, 26, 47, 72, 73, 81). Já a literatura relata que a temperatura da piscina de resina, a angulação de impressão, o dispositivo ser sólido ou oco são fatores que vão influenciar o tempo de impressão, a acurácia do modelo e o custo da impressão (72).

A acurácia das estruturas produzidas por estereolitografia varia de acordo com a geometria replicada, o método de manufatura e os materiais sendo utilizados (20). Autores relatam ainda que alguns fatores como, a angulação de impressão e sua consequência na acurácia da impressão e a rigidez do material durante a impressão são fatores importantes a serem considerados (21).

Mais estudos são necessários em relação aos efeitos do processo de confecção e dos protocolos e condições pós-processamento nas propriedades mecânicas dos materiais a base de resina para impressão (16, 23, 56, 89). O entendimento de como as propriedades mecânicas são afetadas pelos parâmetros de impressão, pode ajudar a melhorar a qualidade dos dispositivos impressos (16, 55, 80). Porém, autores sugerem que as propriedades mecânicas dependem também do material utilizado, além da técnica de confecção e tecnologia utilizadas (3, 73).

Os parâmetros de impressão, como angulação de impressão, espessura da camada de impressão, protocolos de processamento e pós-processamento, grau de polimerização e adição de materiais, são fatores que podem interferir na qualidade dos dispositivos, uma vez que interferem nas propriedades mecânicas (16, 17, 23, 25, 55, 56, 60, 68, 73, 75, 80, 81), autores ainda citam que tais mudanças podem ocorrer com o uso prolongado (16). Nulty, em 2022, recomenda a utilização da angulação de impressão entre 45° e 90°, pois em tal angulação há menor discrepância dimensional e maior suporte estrutural, porém há aumento no tempo de impressão (75).

Contudo, são unânimes quando afirmam que a angulação de impressão afeta a rugosidade, a acurácia dimensional e as propriedades mecânicas (22, 25). Autores também citam que a angulação de impressão é um parâmetro muito importante na

acurácia dimensional e na geometria de suporte dos dispositivos, sendo que pode reduzir o tempo de acabamento e polimento, e possibilitar melhor assentamento de peças protéticas (90).

### 3.6 ENVELHECIMENTO

Autores sugerem que há alterações nas propriedades físicas das amostras quando submetidas ao envelhecimento em ambientes diferentes (22, 23), como por exemplo, em ambiente com umidade relativa de 50%, porém tais alterações não eram percebidas após o transcorrer de 50 dias (22). Estudos ainda relatam que as propriedades mecânicas, como resistência flexural, pode ser afetada pelo processo de envelhecimento artificial, quando se utiliza o processo de envelhecimento hidrolítico (8000 ciclos, de 5<sup>o</sup> a 55<sup>o</sup> C) e simulador de mastigação a 80N (91).

Estudos sugerem que sob temperaturas ambientes a sorção de água é muito lenta, e ao realizar testes em temperaturas e umidade relativa diferentes relatam que as variações dimensionais são muito pequenas em níveis de umidade relativa de 20 a 90% (92). Relatam ainda que em umidades relativas mais altas as alterações dimensionais e peso são mais altos, sendo que mantendo a umidade relativa constante porém com aumento nos níveis de temperatura a absorção de água pode aumentar (92).

A literatura tem apresentado algumas formas de envelhecimento e/ou armazenamento. Autores utilizaram armazenamento em imersão em água destilada à 37°C, por 24 horas (17, 46, 47, 60, 66), 50 horas (3, 57, 65), 72 horas (66), de 14 a 28 dias (16), 21 dias (23), 30 dias (55, 58) ou 60 dias (60), e Vayrynen *et. al.*, em 2016, testou absorção de água por 1, 2, 4, 7 e 14 dias; já Alfouzan *et. al.* utilizam um protocolo de 10000 ciclos em termociclagem e Berli *et. al.* 2020 usaram protocolo de 20000 ciclos, para envelhecer os espécimes (64). Berli *et. al.*, em 2020, relata o uso da ISO 20795-1 que recomenda o armazenamento em 37°C em água destilada (57).

Estudos tem mostrado que armazenamento aquoso tem efeito negativo nas propriedades flexurais de materiais utilizados em impressão 3D (16, 23, 57, 58, 61, 80), podendo esses materiais sofrerem absorção de água, aumentando a flexibilidade

das amostras (16, 61). Alguns estudos também tem mostrado que procedimentos e protocolos de envelhecimento artificial e métodos de polimerização podem ter efeitos adversos nas propriedades mecânicas (16, 23, 55, 57), incluindo resistência a fratura e resistência flexural (80) e microdureza superficial (16), sendo os dispositivos impressos os mais suscetíveis ao envelhecimento (16, 57, 61).

Apenas dois estudos mostraram armazenamento seco, demonstrando diferença significativa nas propriedades dos espécimes armazenados em água (55, 58). O armazenamento em água foi reportado com prejudicial para propriedades mecânicas, nos estudos de Perea-Lowery *et. al.*, em 2021, e de Gibreel *et. al.*, em 2021, e justificado pelo efeito plastificante (do inglês, *plasticizing effect*) da água na rede de polímeros (55, 58). Já Wulff *et. al.*, em 2021, e Berli *et. al.*, em 2020, relatam que absorção de água, solubilidade ou relaxamento podem ser os causadores da perda mecânica (57, 60).

A absorção de água reduz as propriedades mecânicas, até sua completa saturação em 4 a 6 semanas, após esse período não ocorre mais reduções e as propriedades se mantém as mesmas (55). Berli *et. al.*, em 2020, ainda acrescentam que a solubilidade e absorção de água podem ainda decompor quimicamente a rede de polímeros e conseqüentemente reduzir a resistência flexural (57).

Um estudo utilizou água fervente para envelhecer as amostras. A justificativa reside na aceleração do envelhecimento e como forma de avaliar o desgaste hidrolítico e térmico. Apresentou resultados menores de resistência flexural, módulo de elasticidade e resistência a fratura e conclui que são necessárias mais pesquisas, pois o método de envelhecimento utilizado não reflete as condições orais reais, e faz-se necessária maior investigação em pacientes reais com o tempo (56).

Um estudo utilizou um simulador de mastigação, com esmalte dentário como antagonista, à 37°C, em água destilada, por 120000 ciclos mastigatórios, na frequência de 1,1 Hz, com 50 N de força vertical, causando perda de volume (17). Outro já utilizou o simulador de mastigação, simulando 1,2 milhões de ciclos de mastigação com carga de 50N, em adição à termociclagem de 5 a 55°C (10).

### 3.7 PROPRIEDADES MECÂNICAS

Diversas propriedades de superfície podem interferir nas propriedades e qualidades dos materiais em Odontologia (93), as propriedades de superfície relatadas neste trabalho são microdureza superficial, ou dureza, e rugosidade. São relatadas também a resistência flexural, o módulo de elasticidade e a estabilidade dimensional avaliados com o passar dos tempos investigados.

Observou-se que o ângulo de impressão desses dispositivos oclusais é um fator que influencia várias propriedades e características das placas, como qualidade final e acurácia do dispositivo (17, 49, 70), rugosidade e outras propriedades mecânicas (18, 21, 89), microdureza superficial (21), energia superficial (71), sendo que Nulty, et. al. relata que as melhores angulações para impressão são 45° ou 90°, pois apresentam menor alteração dimensional, maior suporte estrutural, mesmo apresentando alto tempo de confecção (73), sendo que em 90° ainda há menor rugosidade superficial.

Grymak et. al., em 2021 e em 2022, relata que a impressão em 45° apresenta maior dureza superficial (21, 22), e Väyrynen et. al., 2016, relata que a impressão em 90° apresenta melhores qualidades (58), é o melhor ângulo de impressão quando se considera apenas a resistência flexural, que se apresenta superior nessa angulação (17, 84). Grymak et. al., em 2022, ainda observou que a marca da resina de impressão 3D não afeta a dureza superficial ou o desgaste da peça (22), porém foi observado em outro estudo que a marca influenciou as propriedades mecânicas de dispositivos confeccionados por impressão 3D (55).

Autores ainda relatam que a seleção do ângulo de impressão vai impactar e influenciar a quantidade de estruturas de suporte, e por fim, afetar a qualidade do material. Declaram que os dispositivos impressos de 90° a 180° aumentam a quantidade de suporte e reduzem a quantidade de estruturas de suporte necessárias, porém o ângulo de 90° pode danificar partes da superfície da peça ao se remover o suporte (90).

Um detalhe pouco comentado na literatura é a respeito das estruturas de suporte da impressão, suas dimensões e consequências na qualidade da impressão, apenas um estudo avaliou a qualidade e quantidade de suporte (90). Durante a

impressão da placa, ou qualquer outro dispositivo, a qualidade de impressão esperada e planejada para a peça final também é expressa pelas estruturas de suporte.

Outros autores relatam que a escolha de angulação de impressão impacta em várias propriedades mecânicas das placas oclusais, e por consequência, impacta na sua longevidade e performance clínica (71). Com angulações verticais, a 90°, apresentando maior acurácia dimensional e microdureza superficial e, as impressões em 45° possuíam menor acurácia dimensional, apresentando dimensões maiores do que as determinadas, e maior microdureza superficial (71).

### 3.6.1 Rugosidade Superficial

A rugosidade pode ser definida como “o conjunto de desvios microgeométricos caracterizado por pequenas saliências e reentrâncias presentes em uma superfície” (93), sendo melhor descritas como irregularidades superficiais. Podem ainda interferir em outras propriedades mecânicas, como por exemplo, resistência a corrosão, ao desgaste e a fadiga; coeficiente de atrito; resistência oferecida ao escoamento de fluidos; qualidade da aderência de revestimentos; aparência e estética (93).

Uma das consequências da inobservância da rugosidade é a criação e manutenção de nichos propícios para armazenamento e formação de colônias bacterianas, ou seja, retenção de biofilme bacteriano (67, 93). Tais irregularidades devem passar por processos de acabamento e polimento, como forma de regularizar e promover uma superfície lisa, polida e adequada (67, 93).

Existem vários parâmetros de medida de rugosidade dentre eles, a rugosidade média ( $R_a$ , *Roughness Average*, em inglês), que é a média aritmética do desvio absoluto do perfil da linha de referência ao longo do comprimento da amostra, a unidade de medida mais comum é o micrômetro ( $\mu\text{m}$ ) (93).

As resinas utilizadas devem permitir superfície lisa e polida, contudo, a rugosidade é inevitável, mesmo após polimento. Do ponto de vista clínico a rugosidade é um fator extremamente ligado ao acúmulo de biofilme (25, 65), manchamento e pigmentação, redução do brilho e deterioração dos detalhes

superficiais (64). Em contramão, uma superfície lisa e polida facilita a higiene oral e resiste às contaminações, em próteses totais (25).

Tem sido reportado, que os valores médios de rugosidade para os materiais restauradores devem estar abaixo do parâmetro clínico limite de  $0,2 \mu\text{m}$ , como forma de prevenir a adesão de placa bacteriana e microrganismos (25, 46, 64, 94), e, se exceder  $0,5 \mu\text{m}$  será clinicamente detectável pelo paciente (94). Já outros autores afirmam que os valores de rugosidade média devem variar em  $0,5$  e  $1 \mu\text{m}$  (72). Há quem afirme que medidas de rugosidade entre  $0,1$  e  $0,4 \mu\text{m}$  podem sofrer mais adesão bacteriana (73). Porém, pela ausência de protocolos de polimento, as médias de rugosidade são muito variáveis nos estudos (46, 72).

A rugosidade superficial de uma placa oclusal pode estar associada com sua dureza, uma vez que quanto maior a dureza do material a superfície mantém-se polida por mais tempo (25). A rugosidade superficial e o desgaste podem, ainda, adversamente afetar a durabilidade de materiais restauradores e protéticos em ambiente oral (64). Autores ainda sugerem mais estudos para verificar as influências do ângulo de impressão na rugosidade superficial de placas oclusais (25).

Estudos que avaliam rugosidade de próteses dentárias tem utilizado termociclagem como forma de envelhecimento, escovação mecânica (com uso de escovas macias) e exposição à bebidas ou líquidos normalmente em contato com as superfícies orais (saliva, café, refrigerante de cola e suco de limão), como métodos para mimetizar o ambiente oral, já que tais fatores podem interferir nas propriedades superficiais das próteses (64).

O protocolo de termociclagem utilizado, a saber 10000 ciclos, em água, de  $5^{\circ}\text{C}$ - $55^{\circ}\text{C}$  com 30 segundos de banho e 10 segundos de transferência, simula um ano de uso da prótese, varia muito entre estudos, não existindo um protocolo único para o estudo em próteses dentárias (64). A quantidade de ciclos de escovação (17800), a abrasividade baixa do dentifrício e o tipo de escova macia utilizada na escovação mecânica, são comumente utilizadas na literatura (64).

A rugosidade superficial ainda pode ser influenciada pela angulação de impressão, onde espécimes impressos em  $0^{\circ}$  e  $90^{\circ}$  apresentaram menores índices de rugosidade do que espécimes impressos em  $45^{\circ}$  (25); pelos métodos de impressão



3D utilizados (*laser-assisted stereolithography (SLA)*, *digital light projection (DLP)* e *fused deposition modeling (FDM)*) (25, 64); e pela altura da camada de impressão e outros parâmetros da impressão (72). Arnold et al, em 2019, relata que a inclinação de 15° reflete em rugosidade superficial maior (72). Porém, autores esclarecem que a rugosidade não é afetada pelo protocolo de pós-processamento utilizado (68).

A rugosidade superficial de materiais dentários pode ser avaliada através de alguns métodos, como Microscopia eletrônica de varredura, Rugosímetro ou Microscopia de Força Atômica (AFM, sigla do inglês, *Atomic Force Microscopy*) (64, 68), sendo que o rugosímetro irá proporcionar leituras quantitativas, e os outros dois métodos imagens e dados qualitativos (94). E o parâmetro mais utilizado foi o Ra, a média aritmética das alturas dos picos, simples de definir e calcular, é uma medida quantitativa (46, 64). Podem ainda ser usadas medidas qualitativas, como por exemplo, com o uso da microscopia de varredura (64). Os autores recomendam a combinação entre análises quantitativas e qualitativas (68, 94).

Acredita-se que uma maior rugosidade pode ser observada nas amostras impressas em 45° seja devido ao *staircase effect*, ou efeito de degraus de escada, que ao imprimir as amostras há o aparecimento na superfície da periferia da camada recentemente impressa, conforme Figura 1 (61), que demonstra as diferentes superfícies quando impressas por ângulos de impressão variados. Tal efeito pode ser minimizado com a menor altura de camada de impressão possível, segundo Barazanchi *et. al.*, em 2016 (20).



**Figura 1:** Figura criada pela autora, que exemplifica a superfície e suas formações e irregularidades superficiais, quando da impressão em ângulos de 45°.

Evidenciando a formação de ângulos e irregularidades superficiais da impressão da extremidade da camada na superfície dos espécimes impressos.

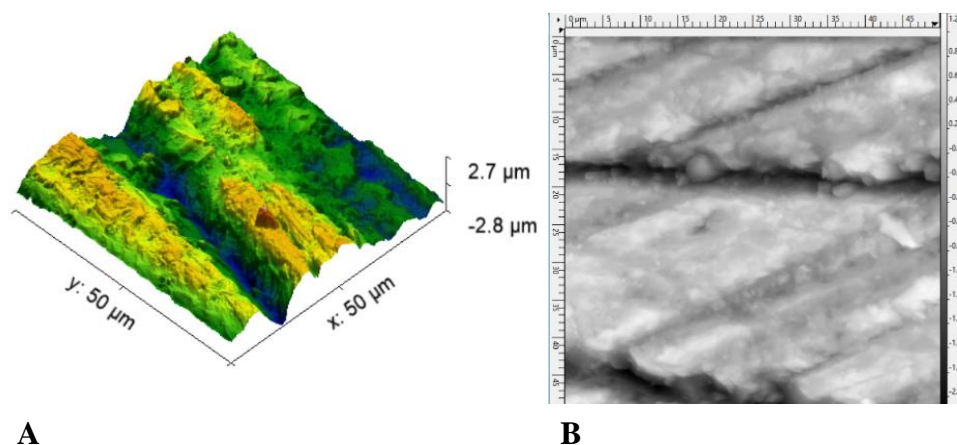
### 3.6.2 Microscopia de Força Atômica

A microscopia de força atômica é um método de avaliação da topografia da superfície, é um método de medição por contato, com excelente resolução, sendo um métodos de medição tridimensional, porém medem uma área de pequena extensão e são difíceis de calibrar (93).

A microscopia de força atômica pode gerar imagens em alta resolução na detecção de amostras não condutivas, ampliando os estudos em imagem e nano-manipulação e tem sido muito importante em nanotecnologia, sendo de alto interesse em muitas áreas devido a sua habilidade em imagens de super-resolução, característica não invasiva e simplicidade (95).

O Microscópio de força atômica (AFM, do inglês *Atomic Force Microscopy*) usa uma ponta nanométrica, fabricada em silicone ou nitrato de silicone com ponta extremamente fina, que toca na amostra movimentando-se em vai e vem; as medidas são feitas utilizando um sistema óptico através do uso de fotodetector segmentado, que rastreia a reflexão do laser superluminescente de diodo, detectando mudanças na oscilação ou deflexão do cantiléver (96). O movimento de uma ponta em cantiléver, sob força controlada, é capaz de medir forças entre os átomos (inter-atômica e eletromagnética)(97).

O AFM fornece dados quantitativos, valores numéricos de rugosidade de superfície, e qualitativos, representados por imagens da superfície da amostra, em duas e três dimensões, numa resolução nanométrica com detalhes precisos (94, 96), podendo acrescentar uma variedade de dados da superfície, capacitância, potenciais e etc (96, 97), de acordo com a Figura 2.



**Figura 2:** Imagens geradas pela análise em AFM das amostras deste estudo. **A-** Tridimensional, após manipulação e inserção das cores no modelo, em software mencionado. **B-** E em escala de cinza, com visualização da superfície bidimensionalmente.

### 3.6.3 Resistência Flexural e Módulo de Elasticidade

A resistência flexural reflete na habilidade do material em resistir ao início de fratura durante a ação da força de compressão que ocorre durante a mastigação (65). Um módulo de elasticidade alto melhora a habilidade do material em resistir à deformação durante a mastigação (65). Logo, os materiais utilizados em próteses dentárias devem ter resistência flexural e módulo de elasticidade suficientes para resistir a formação da fratura (65).

Tijana *et. al.* e Berli *et. al.*, em 2020, ao utilizar a ISO (International Organizations for Standardization, do inglês) 20795-7:2013, o padrão internacional, requerem uma resistência flexural de 65MPa e módulo de elasticidade de 2000MPa, para materiais utilizados em prótese dentária do tipo PMMA termoativado (3, 57, 58, 65). Berli *et. al.*, em 2020, acrescenta que para placas oclusais utilizadas para tratamento dos sintomas das disfunções temporomandibulares ainda não foram definidos os limites que as propriedades mecânicas devem seguir, e estas podem variar muito do relatado (57, 58).

A dureza do material indica a habilidade de resistir a arranhões e deformação permanente, as forças mastigatórias e de parafunção de pacientes que sofrem de bruxismo podem chegar até 785N (25), o que destaca a importância de dureza superficial e módulo de elasticidade suficientes (25, 47). Grymak *et. al.*, 2021,

relataram que o módulo de elasticidade também era influenciado com as diferentes angulações de impressão, com valores maiores quando as amostras foram impressas em 45° (25).

A resistência flexural e módulo de elasticidade determinam a habilidade do material de resistir à deformação sob carga de fratura (64). Técnica subtrativa tem a maior resistência a fratura, pois o bloco já é polimerizado por processos industriais (64), e as resinas não-acrílicas para as técnicas aditivas e poliamidas mostraram resultados superiores aos outros materiais, e aos padrões e requisitos estabelecidos pela ISO (International Organizations for Standardization, do inglês) 20795-1 (3, 55).

Autores relatam que os padrões mínimos estabelecidos pela ISO 20795-1 para resistência flexural devem ser superiores à 65MPa, porém são relativas à materiais utilizados em dispositivos protéticos (58). Um módulo de elasticidade alto melhora a habilidade do material em resistir à deformação durante a mastigação (65), uma vez que são materiais mais rígidos e inelásticos. Altos módulos de elasticidade estão relacionados com melhores condições do material em resistir à forças de grande intensidade, com as sofridas pelas estruturas dentárias que podem chegar até 785N (46).

Autores relatam que há influências que os materiais de técnicas aditivas podem sofrer, quando se considera as propriedades mecânicas no geral, em relação ao envelhecimento e ao tempo que os dispositivos oclusais ficam em uso na boca (55), sugerem processos de pós-polimerização, em altas temperaturas e com luz ultravioleta, para aumentar o grau de conversão de monômeros em polímeros (23, 55). Relatam diferenças nas propriedades mecânicas como um todo para melhor quando foi realizado o processamento de pós-polimerização (23, 55, 60, 68).

Autores tem sugerido que a sorção de água pode prejudicar a resistência flexural e módulo de elasticidade (55, 58, 78). E ao considerarem as direções das forças, como por exemplo, em bruxismo estático, apenas apertamento dentário, as forças são mais direcionadas verticalmente, e no bruxismo dinâmico, com ranger de dentes, as forças são direcionadas lateralmente, lembram ainda que a força humana média, na região de molar, pode chegar a 800N (58). Encontraram os maiores valores de resistência flexural nas amostras impressas a 45°, porém sem diferença

estatisticamente significativa, e o menor valor quando as amostras foram impressas a 0° (58).

Relatam que o grau de conversão maior pode melhorar as propriedades de resistência flexural e módulo de elasticidade, pois há maior conversão de monômeros em polímeros e melhores e mais fortes ligações entre eles, principalmente se no pós-polimerização contar com uma temperatura mais alta. E quanto menor o grau de conversão maior a absorção de água, o que piora as propriedades mecânicas (55, 68). E pode ser afetado por variáveis da própria impressão, como angulação de impressão e processos de pós-polimerização (80).

Outros autores ainda relatam que a polimerização das resinas de impressão são reações de alta complexidade, podendo sofrer interferências pela composição do material, os dispositivos de polimerização, condições ambientais, dentre outras. Sendo que os protocolos de pós-polimerização aumentaram a dureza do material e o grau de conversão (60).

Autores ainda sugerem que os processos de pós-polimerização influenciam as características viscoelásticas dos dispositivos e seu comportamento, e por consequência afetam ainda a deformação com o uso a longo prazo (16).

Vários são os métodos utilizados para aferição da resistência flexural e módulo de elasticidade nos estudos. Tijana *et. al.* utilizam, para suas amostras de 80x10x4mm, o padrão ISO 178:2001, com suporte em distância de 50mm para teste de flexão em três pontos e velocidade de 5mm/min (65), a mesma distância dos suportes e velocidade são utilizados por Prpic *et. al.*, em 2019 (3), Perea-Lowery *et. al.* em seu estudo (55), por Wada *et. al.*, em 2022 (56), por Guimarães *et. al.*, em 2023 (46), por Berli *et. al.* em 2020 (57) e por Gibreel *et. al.*, em 2021 (58). Vayrynen *et. al.*, em 2016, utilizaram suporte de distância de 20mm e velocidade da carga de 1mm/min. Alshamrani *et. al.* utilizaram a ISO 4049, com amostras impressas nas dimensões 25x2x2mm (80). Li *et. al.*, em 2021, utilizaram amostras cilíndricas e a ISO 6872:2008 (68). Alguns estudos ainda avaliam os fragmentos dos espécimes, por diferentes métodos, como microscopia eletrônica de varredura, os espécimes após a fratura (65).

Berli *et. al.*, em 2020, utilizou um método de análise de frequência de ressonância para aferir o módulo de elasticidade (57). Outros estudos utilizaram fórmulas a partir de dados coletados dos testes de flexão de três pontos (46, 55-57, 65, 80).

### **3.6.4 Microdureza Superficial de Vickers**

A microdureza, ou dureza, é considerada por alguns como de difícil e controversa definição, porém, chegou-se ao conceito de propriedade particular de resistência à edentação, ou seja, é definida como a capacidade de um corpo resistir à penetração permanente de sua superfície, e pode ser calculada através da resposta do material à aplicação de uma carga em sua superfície (93). O resultado da microdureza pode estar associado a outras características como resistência a risco, abrasão, corte, desgaste, resistência a compressão, ductilidade e limite de proporcionalidade (93).

A microdureza superficial, resistência de determinados materiais à penetração e edentação permanentes (67), pode ser medida por alguns métodos, dentre eles a microdureza superficial de Vickers, a escala mais utilizada para tal aferição, utiliza o “número da pirâmide de Vickers” (HV) (65), a qual é calculada utilizando as medidas das diagonais do losango formado pela compressão, com força controlada, em tempo determinado, do diamante do microdurômetro na superfície do espécime, sendo considerado um teste de penetração (93). Tal propriedade é extremamente valiosa, uma vez que quanto maiores seus valores melhores as chances de resistir a deformações e desgastes causados pela higienização ou alimentação (3, 25, 65).

A microdureza superficial descreve a densidade do material e a resistência ao desgaste e/ou arranhados, e afeta diretamente a função e limpeza de dispositivos. Sendo que os materiais utilizados em impressão 3D, pela técnica aditiva, são os que possuem a menor dureza superficial, se comparados com os confeccionados pelas técnicas subtrativas ou convencionais com PMMA (3). Alguns autores relatam que as resinas de impressão de placas possuem durabilidade e resistência ao desgaste menor que as resinas convencionais a base de PMMA, e que ambas possuem estas propriedades menores em relação as resinas da técnica subtrativa (26).

Segundo Reymus *et. al.*, em 2021, microdureza superficial, ou dureza, é uma medida de avaliação da habilidade do material em suportar estresse e resistir a arranhões, sendo as medidas de endentação eficientes para a investigação das propriedades superficiais, que podem ser diretamente correlacionadas com morfologia e comportamento da deformação (16). Acrescenta ainda que, microdureza superficial de Vickers ou Knoop têm sido amplamente utilizadas mesmo possuindo desvantagens como dependência da carga de testes, da duração das cargas e do operador; recomenda, então, o uso da microdureza superficial de Martens, especialmente desenvolvida para determinar propriedades elástico-plásticas e mecânicas de materiais dentários (16, 98), pois não é facilmente influenciado pelas características visco-elásticas do material e ópticas do equipamento (98).

O teste de microdureza superficial de Vickers consiste em edentar, penetrar, com uma ponta de diamante, de formato quadrado, com ângulo de  $136^\circ$ , na superfície do corpo de prova, deixando uma edentação em formato de losango marcada na superfície, então, as diagonais são mensuradas, com auxílio de equipamentos ópticos acoplados (93). As cargas aplicadas variam de 10gf a 1kgf por 10 a 15 segundos. Com os valores obtidos das diagonais calcula-se a média aritmética e os valores de microdureza superficial são dados pela relação entre área de impressão e carga aplicada (93).

A microdureza superficial de Vickers e a de Knoop são os testes mais realizados, porém são dependentes da carga de teste e da duração, as medidas são influenciadas por limitações na resolução do sistema óptico, percepção do operador e recuperação elástica do material (98).

Entretanto, são vários protocolos encontrados na literatura. Alguns estudos utilizam para a microdureza superficial de Vickers, uma força de 0,49N por um tempo de 5 segundos (65), outro utiliza 500 gramas de força por 5 segundos (80), outro 1,96 N por 15 segundos (58), outro 200 gramas de força aplicadas por 15 segundos (99), um, outro 500 gramas de força por 10 segundos de aplicação (47) e outro ainda usa 1mm/min por 2 segundos (57), há quem use 490,6 mN por 15 segundos (55) ou força de 9,81N por 5 segundos (56). Há autores que utilizaram o protocolo de 50 gramas de força em aplicação por 30 segundos (100). Percebe-se que não há padronização nos protocolos de testes utilizados.

Apenas um estudo utilizou microdureza superficial de Knoop, testando 25 gramas de força por 10 segundos (46) e um utilizou Microdureza superficial de Martens com 2,10 ou 50 N de força (98), e um estudo utilizou a microdureza superficial de Brinell pautando-se pela ISO 2039-1:2001 (3).

Autores identificam uma relação entre microdureza superficial e angulação de impressão, ressaltam que ângulos de 45° oferecem os maiores índices de microdureza e módulo de elasticidade, porém os piores índices de rugosidade superficial (25). Outros relatam uma influência mais abrangente nas características mecânicas das placas oclusais impressas, relatando que a angulação de impressão é essencial para a performance clínica destas, afetando rugosidade, hidrofília e energia superficial (73).

Sendo a impressão em 90° a que se obtém melhor contato da luz com o líquido resinoso, melhores propriedades mecânicas devido a polimerização mais ampla, e irregularidade de superfície, porém mais acurácia dimensional; a impressão em 45° proporcionou maiores rugosidades superficiais, com evidenciação das camadas de impressão em sua superfície, mimetizando picos, e maior resistência flexural; e os espécimes impressos em 0°, ou horizontalmente apresentaram a melhor resistência flexural, devido à adesão entre as camadas ser mais fraca, superfície mimetizando crateras e maior adesão de *C.albicans* (73). Vayrynen *et. al.*, em 2016, conclui que a melhor angulação de impressão, quando se associa com a resistência a fratura, é a vertical, ou seja, 90° (61).

### **3.6.5 Alteração Dimensional**

A estabilidade dimensional dos dispositivos impressos tridimensionalmente é de extrema importância pois possibilita o ajuste da peça em boca, sua adaptação e retenção, por determinados períodos, e a longevidade do dispositivo está relacionada às propriedades mecânicas (73). Alguns autores relatam que a angulação de impressão determina essas propriedades mencionadas (73).

A estabilidade dimensional afeta a função dos dispositivos, pois determina adaptação aos dentes e mucosa, sendo as características mecânicas associadas à



longevidade e manutenção (73). Estudos avaliaram a diferença de massa inicial e final das amostras, porém para testar solubilidade e sorção de água (56, 57, 61). Tais estudos mediram as amostras em balanças digitais com precisão de 0,1mg após secagem das amostras e armazenamento em câmara de vácuo contendo sílica seca (56).

Um estudo utilizou scanner digital para aferição dimensional das amostras impressas, em suas três dimensões, com precisão de 2,1 $\mu$ m, mas relata limitações relativas à forma das amostras escolhida (cubóide), que não reflete as formas complexas de um arco dental (75). Outro estudo mediu acurácia e precisão da impressão de modelos confeccionados analógica e digitalmente, usando vários parâmetros de impressão diferentes, através de medição com paquímetro digital realizando três medidas (72).

O uso de scanner 3D tem sido relatado na literatura como forma de avaliação da acurácia dimensional dos modelos complexos impressos, em específico através da superposição das imagens em formato .STL (do inglês *standard tessellation language*, linguagem de mosaico padrão) utilizadas para a impressão com as imagens em formato .STL (do inglês *standard tessellation language*, linguagem de mosaico padrão) do escaneamento da impressão, com uso de software de metrologia (89).

Um estudo avaliou a perda de volume das amostras após testes de desgaste, simulando até 12 meses de uso do dispositivo, com uso de escâner digital, com precisão menor que 10 $\mu$ m (26). Ainda outro estudo utilizou paquímetro digital para aferição, em triplicata, das medidas das amostras, como forma de verificar a acurácia da impressão (73).

Autores descrevem o processo de sorção de água, importante na estabilidade dimensional dos dispositivos, por materiais plásticos como tendo duas etapas, a absorção física da água e a migração das moléculas de água pela estrutura da peça, através de difusão. São três principais fatores da difusão a concentração da substância que fará a difusão, tempo e temperatura, sendo a umidade relativa um fator importante também (92). Quando a umidade relativa aumenta mais de 50% as amostras vão absorver mais água do ambiente (92). As estufas bacteriológicas têm

temperatura regulável e umidade relativa entre 70 e 80%, ou seja, altas umidades relativas.

A mudança da temperatura em alguns graus também afeta a absorção de água, aumentando-a devido a alterações dimensionais provocadas pela temperatura alta no ambiente (92). Estudos ainda relatam que ambientes secos, com baixa umidade, promovem remoção de água da peça, e ainda perda de propriedades mecânicas por processo de plastificação por perda de água (22).

Autores sugerem que a sorção de água afeta as propriedades de resistência flexural e módulo de elasticidade, e aumenta a flexibilidade do material, com piores resultados e depender da angulação de impressão (61). Em períodos pequenos, 14 dias, o material de técnica aditiva mostrou-se mais propenso a absorver água do que outros materiais (61).

Longevidade é essencial quando se oferece tratamento de baixo custo e efetivo (58, 67). Dispositivos confeccionados pela técnica aditiva de impressão 3D tem desgaste e isso limita seu uso (67). Wesemann *et. al.*, em 2020, relatam que as placas oclusais confeccionadas por impressão 3D podem ser usados por períodos maiores do que um mês, assim como as confeccionadas pela técnica subtrativa ou pelas técnicas convencionais analógicas (86), autores relatam o uso desses dispositivos podendo alcançar meses, sem especificar a quantidade (58). Já outros autores limitam o uso de placas oclusais confeccionadas através da impressão 3D devido à perda de precisão e de funcionalidade da superfície oclusal com o tempo (16).

A composição química das resinas tem um papel importante no comportamento mecânico das resinas (17, 20, 60, 67). Prpic *et. al.*, 2019, relataram que a composição química é muito importante, porém relataram ainda, que as diferenças de equipamentos também podem impactar a confecção e propriedades das placas impressas (3). Os produtores das resinas para a impressão raramente anunciam as composições das resinas contudo novas informações completas seriam altamente apreciadas e úteis para a melhor compreensão e estudos das propriedades mecânicas e comportamento desses materiais.

Alguns autores estão utilizando, para a mensuração dimensional, ou acurácia dimensional, escâneres ópticos digitais com resolução alta, equipamento que mostra

uma precisão enorme (89, 90) , conseguindo aferições com diferenças de 0,027mm a 0,042mm (90). Relatam ainda que as menores diferenças, a nível micrométrico, podem influenciar o ajuste, principalmente quando envolve um maior número de elementos dentários (90), já outros autores relatam que para guias cirúrgicos, diferenças menores que 100 $\mu$ m são aceitáveis, e considerados satisfatórios (89).

Estudos estão utilizando software de avaliação tridimensional (*Geomagic Control X*) para verificar a acurácia dimensional de dispositivos, sendo tal software altamente especializado em avaliação tridimensional, de alta precisão, oferecendo um melhor método de avaliação dimensional, principalmente para estruturas mais complexas (69).

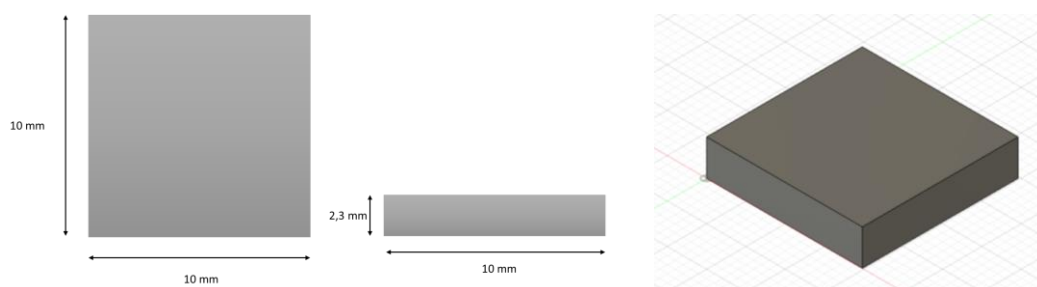
Autores também relatam que a impressão de amostras lisas e planas é mais fácil do que a impressão de estruturas complexas, devido a sua geometria e complexidade (90). E acrescentam sobre a necessidade de mais estudos que testem a presença, qualidade e quantidade dos suportes de impressão, a acurácia dimensional de estruturas anteriores e posteriores e a impressão de estruturas de múltiplas unidades dentárias (90).

## 4. METODOLOGIA

Os grupos foram divididos de acordo com as alturas da camada de impressão, Grupo 25, 23 amostras, com altura de 25 $\mu$ m e Grupo 50 com altura de camada de 50  $\mu$ m, também com o mesmo número amostral. Não foi feito cálculo amostral para determinação do tamanho da amostra.

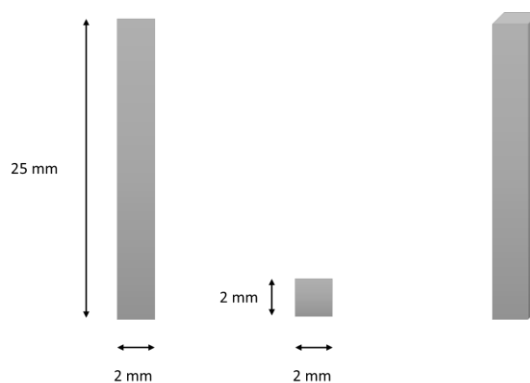
### 4.1 CONFECÇÃO DE AMOSTRAS

Para as amostras destinadas ao teste de estabilidade dimensional, microdureza superficial de Vickers e rugosidade superficial, foi confeccionado um projeto virtual no formato .STL (.STL, do inglês *standard tessellation language*, linguagem de mosaico padrão), realizado em Software Autodesk Fusion 360 (Fusion 360, Autodesk Inc, São Rafael, Califórnia, EUA) com as dimensões 10x10x2,3mm. As amostras foram impressas na impressora odontológica 3D modelo Elegoo Mars 3 Ultra 4K (ELEGOO, Shenzhen, Guangdong, República Popular da China), de acordo com a altura de camada (Grupo 1 com altura de 25  $\mu$ m e Grupo 2 com altura de camada de 50  $\mu$ m), em Resina Prizma Bio Splint (MarkeTech Lab, Tatuí, São Paulo, Brasil), para impressão 3D de placas oclusais. A angulação de impressão utilizada foi a de 45°, visto que a literatura relata boas propriedades mecânicas com o uso desta angulação e maior estabilidade dimensional das amostras (3, 81, 101). As amostras foram impressas conforme mostrado na Figura 3.



**Figura 3:** Figura esquemática das amostras para teste de alteração dimensional, rugosidade superficial e microdureza superficial de Vickers.

As amostras, para os testes de resistência flexural e módulo de elasticidade, foram impressas conforme já descrito em parágrafo anterior, nas dimensões de 25x2x2 mm (61), de acordo com a Figura 4, em número amostral de 15 unidades por grupo. A angulação de impressão utilizada foi a de 45°, visto que a literatura relata boas propriedades mecânicas com o uso desta angulação e maior estabilidade dimensional das amostras (3, 81, 101).



**Figura 4:** Figura esquemática das amostras para teste de resistência flexural e módulo de elasticidade.

Todas as amostras para todos os testes passaram pelo mesmo protocolo de pós-processamento, com banho de álcool isopropílico 95% por 10 minutos em cuba ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner, GNATUS, Barretos-São Paulo, Brasil) e exposição de luz ultravioleta por 30 minutos no equipamento Elegoo Mercury Plus (ELEGOO, Shenzhen, Guangdong, República Popular da China) no comprimento de onda de 405nm em 360°, para um melhor processo de polimerização (17, 47), feito por apenas um pesquisador.

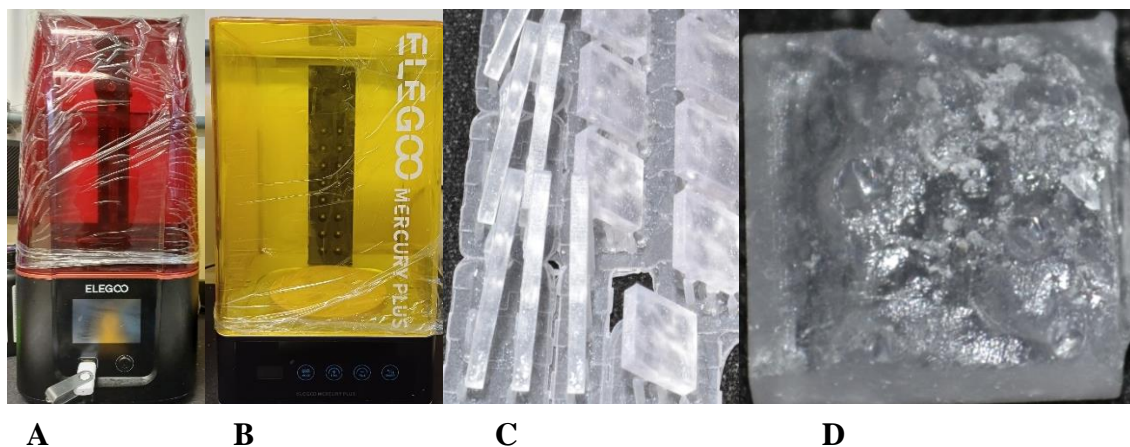
Após o processamento, para retirada dos condutos de impressão, utilizou-se discos e brocas de acabamento maxi e mini cut, em baixa rotação em micromotor elétrico (Beltec, LB100, Araraquara - São Paulo, Brasil). Para o polimento, utilizou-se uma politriz metalográfica (TECLAGO, PVV, Vargem Grande Paulista - São Paulo, Brasil) com as lixas nas granulações sequenciais 280, 400, 600 e 1000, sob refrigeração aquosa, por aproximadamente 30 segundos por lixa, nas amostras para o teste de alteração dimensional, rugosidade superficial e microdureza superficial de Vickers.

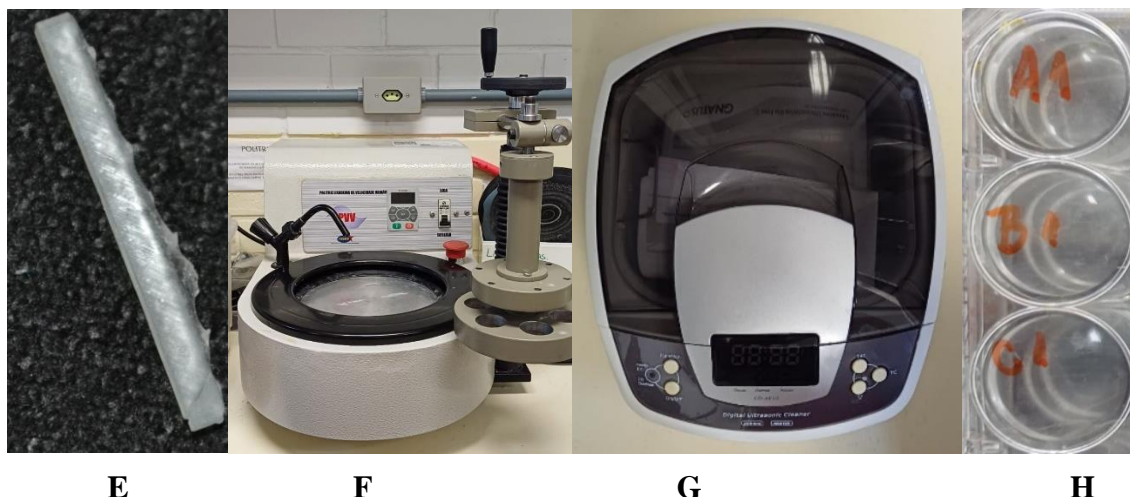
Após a remoção dos condutos de impressão as amostras foram avaliadas quanto sua qualidade e adequação ao estudo, por apenas um pesquisador. Foi realizado também banho em cuba ultrassônica (Digital Ultrasonic Cleaner, GNATUS, Barretos-São Paulo, Brasil) por 10 minutos em água destilada (17), em temperatura ambiente, para limpeza da superfície e remoção de sujidades.

## 4.2 ENVELHECIMENTO

As amostras foram submetidas ao envelhecimento em água destilada à temperatura de 37,0°C, em estufa bacteriológica (Odontobras, EBC3, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), por 30, 60, 90 e 180 dias, armazenadas em placas de poços (24 poços KAVI, ProLab., São Paulo, Brasil), devidamente identificadas e individualizadas. As amostras de resistência flexural se perdem após o teste, uma vez que este consiste na resistência até o ponto de fratura da peça, então foram confeccionadas amostras em quantidade suficiente para cada tempo de avaliação e grupo, corretamente identificadas, armazenadas em contêineres plásticos e, após o teste, descartadas propriamente. Antes da realização dos testes no tempo inicial as amostras passaram por 24 horas de hidratação em água destilada.

As figuras abaixo demonstram a sequência da metodologia aplicada na confecção das amostras.





**E** **F** **G** **H**

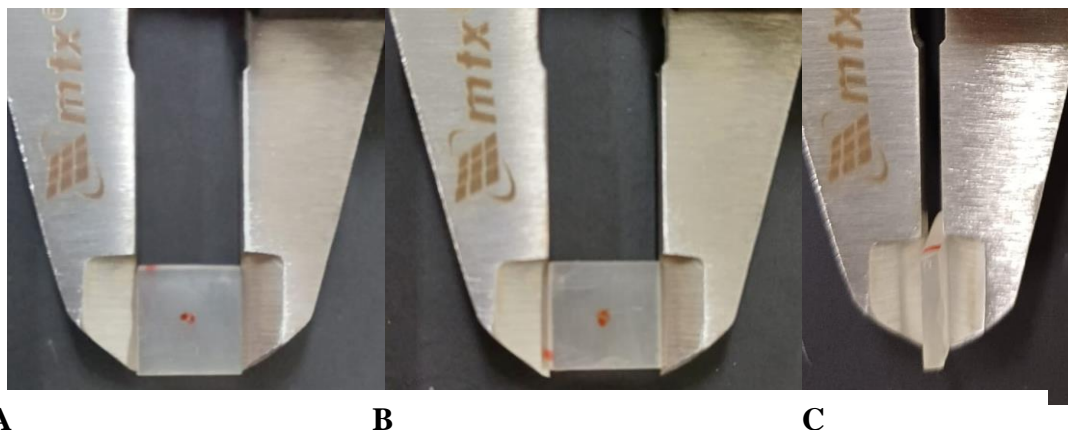
**Figura 5:** **A-** Equipamento de impressão odontológica tridimensional utilizado na impressão das amostras. **B-** Equipamento de pós-polimerização utilizado para polimerização após a impressão das amostras. **C-** Amostras impressas em seus condutos e mesa de impressão. **D-** Amostra de 10x10x2,3mm após sua remoção da mesa de impressão e dos condutos de impressão. **E-** Amostra de 25x2x2mm após sua remoção da mesa de impressão e dos condutos de impressão. **F-** Equipamento do tipo politriz utilizado no polimento das amostras com lixas em gramaturas sequenciais. **G-** Equipamento de lavagem ultrassônica utilizado para limpeza das amostras. **H-** Placa de poços, devidamente identificada, utilizadas para o armazenamento e identificação das amostras.

#### 4.3 TESTE DE ESTABILIDADE DIMENSIONAL

Foram feitas três mensurações das amostras com paquímetro digital com precisão de  $\pm 0,01\text{mm}$  (150 MTX, Guarulhos, São Paulo, Brasil) por dois avaliadores independentes, e os dados tabulados. As mensurações foram feitas inicialmente e após 30, 60, 90 e 180 dias. Foi calculado o volume de cada uma das três mensurações das amostras, de acordo com a fórmula matemática:

$$v = abc$$

onde  $v$  é o volume da amostra,  $a$  é comprimento da amostra (lado marcado com um ponto em caneta permanente)(mm),  $b$  é a largura da amostra (lado sem o ponto permanente),  $c$  é a espessura da amostra, medida dada em  $\text{mm}^3$ , em número amostral de 23 unidades por grupo, conforme Figura 6.



**Figura 6:** Sequencia de metodologia aplicada na aferição das medidas das amostras. **A-** Aferição do comprimento da amostra (lado em que foi marcado um ponto com caneta permanente); **B-** Aferição da largura da amostra (lado não marcado) e **C-** Aferição da espessura da amostra em paquímetro digital.

#### 4.4 TESTE DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL

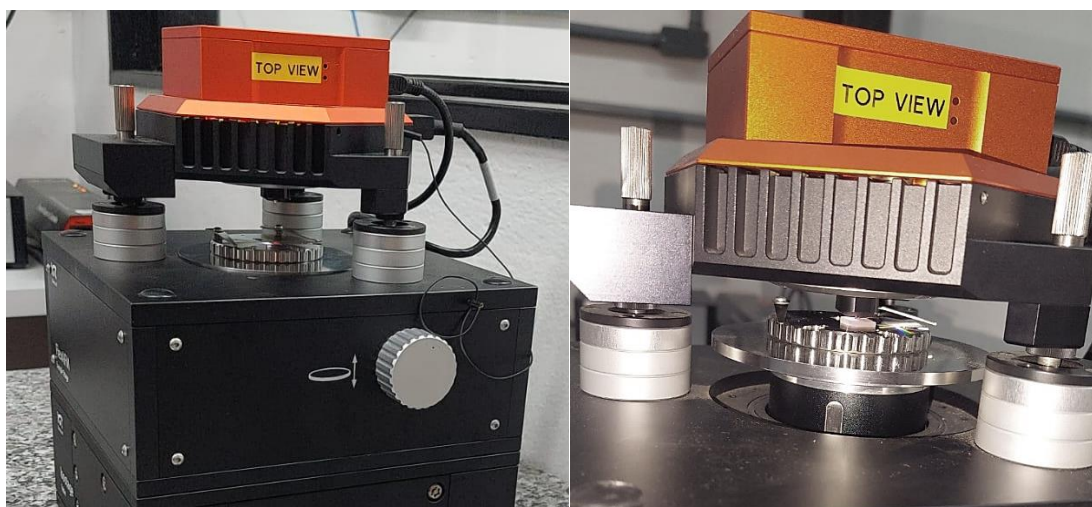
Para o teste de rugosidade superficial foi utilizada a microscopia de força atômica, que mede contração e expansão das fibras do material, a partir da topografia de varredura da superfície (97), através do equipamento NanoSurf Flex AFM (NanoSurf AG, Liestal, Suíça), que utiliza o Scan de 16 bits D/A (NanoSurf AG, Liestal, Suíça) e o software NanoSurf SPM Control Software versão 3.1 (NanoSurf AG, Liestal Suíça), com a ponta de leitura em forma de feixe com as seguintes características: constante de força 5 N/m (1,5 - 15 N/m) (Budget Sensors, Tap 150AI-G, Sofia-Bulgária) frequência de ressonância 150 kHz (75 - 225 kHz), em modo de contato suave. Utilizando os parâmetros de leitura que seguem: área de leitura de 50 $\mu$ m x 50 $\mu$ m, 512 pontos por linha de leitura, 1 segundo de tempo por linha, em 60% de aproximação, com P-gain e G-gain em 3500 cada e D-gain de 0, numa frequência da ponta de aproximadamente 200 mV, conforme Figura 7.

O parâmetro métrico utilizado para a comparação foi a rugosidade média, ou Ra (*Roughness Average*, do inglês, traduzido em rugosidade média), que representa o valor médio aritmético do desvio absoluto do perfil de linha de referência ao longo do comprimento da amostra, sendo o valor numérico mais utilizado nesse tipo de avaliação, dado em  $\mu$ m (93). Em número amostral de 23 unidades por grupo.



Por ser uma medida de uma área micrométrica a ser realizada, a saber  $50 \times 50 \mu\text{m}$ , a padronização do exato local da leitura não foi possível de ser realizada a olho nu. Foi realizada uma marcação central, com caneta de marcação permanente, e esta área em suas proximidades foi buscada no momento do posicionamento da amostra no microscópio, em todos os tempos avaliativos.

As análises com a microscopia de força atômica geram imagens e dados que podem ser visualizadas em software específico (Gwyddion 64 bit para Windows), através desse aplicativo pôde-se observar os dados numéricos de cada uma das amostras, e tabular tais dados, e ainda manipular as imagens em três dimensões e visualizar a rugosidade superficial, o que possibilita fazer uma análise qualitativa das imagens.

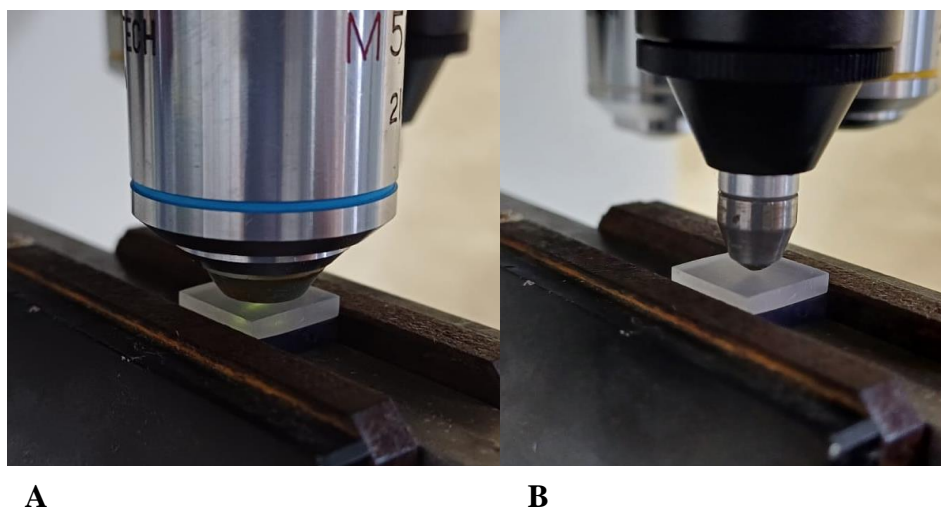


**Figura 7:** Realização das leituras em AFM.

#### 4.5 TESTE DE MICRODUREZA SUPERFICIAL

Valores de microdureza superficial de Vickers foram determinados utilizando um aparelho microdurômetro Microhardness Tester FM-700 (Future Tech Corp., Kawasaki, Japão) com 50 gramas de carga por 30 segundos. Para cada amostra, três mensurações foram feitas, em regiões diferentes do corpo de prova (extremidades e centro), e sua média aritmética calculada, conforme Figura 8, em número amostral de 23 unidades por grupo. (100).

As amostras de resina foram posicionadas paralelas à mesa do microdurômetro, permitindo a marcação do diamante em forma de pirâmide com ângulo de 136°, e posteriormente medida a profundidade de penetração. Após a indentação, foram medidas as diagonais, em ampliação de 20 vezes, criadas pelo diamante no corpo de prova e o equipamento automaticamente converteu as medidas em unidades de dureza Vickers (VHN - kg/mm<sup>2</sup>) com uma escala de dois décimos de precisão.



**Figura 8:** Realização do teste de microdureza superficial de Vickers, com os parâmetros previamente informados. **A-** Lente óptica com aumento de 20 vezes. **B-** Ponta aplicadora da força de penetração.

#### 4.6 TESTE DE RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO DE ELASTICIDADE

No ensaio de resistência flexural por três pontos, cada espécime foi submetido ao ensaio de flexão na máquina de ensaio universal Shimadzu (SHIMADZU, Barueri, São Paulo, Brasil), com uma velocidade constante de 1mm/min, até ocorrer sua fratura, de acordo com a ISO 4049 (61). Os valores de resistência à flexão foram obtidos em MPa. Os dados necessários foram coletados e calculada a resistência ( $r$ ), segundo a fórmula (61):

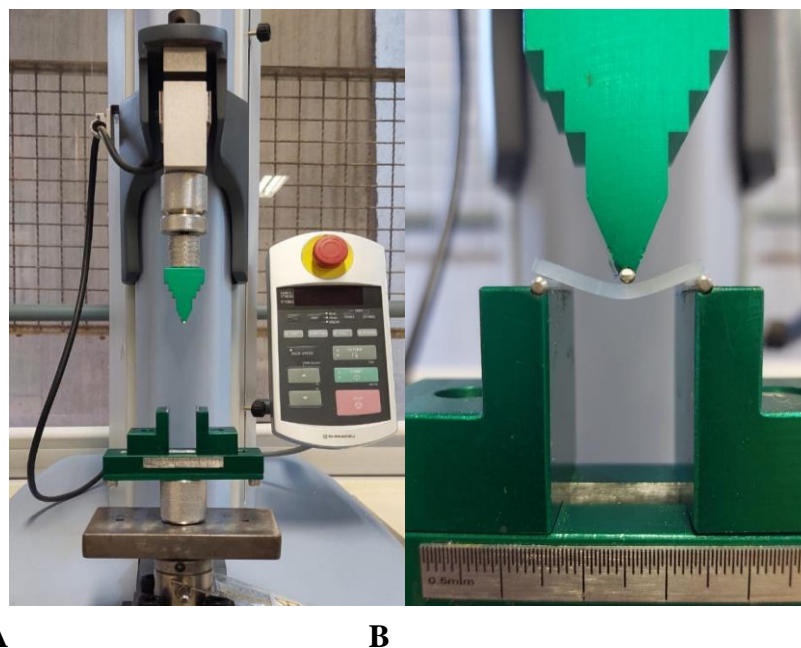
$$r = \frac{3Fl}{2bd^2}$$

onde  $r$  é a resistência flexural,  $F$  é a força no momento da fratura (N),  $l$  é o comprimento do suporte do espécime,  $b$  é a largura da amostra e  $d$  é a espessura do espécime, em número amostral de 15 unidades por grupo, dados em MPa.

Os dados para o cálculo do módulo de elasticidade ( $E$ ) também foram coletados e seguiram a seguinte fórmula (61):

$$E = \frac{Fl^3}{4bd^3D}$$

onde  $E$  é o módulo de elasticidade,  $F$  é a força máxima no momento da fratura,  $l$  é o comprimento do suporte da amostra,  $b$  é a largura da amostra e  $d$  é a espessura do espécime e  $D$  é o máximo de deslocamento sofrido pela amostra, dados em MPa. Os dados coletados foram lançados em Software Excel (Microsoft, Redmond-Washington, Estados Unidos da América) e os cálculos necessários feitos através do software, em número amostral de 15 unidades por grupo. O esquema do teste está apresentado na Figura 9.



**Figura 9:** **A-** Equipamento de ensaio universal utilizado para os testes de resistência flexural e módulo de elasticidade. **B-** Realização do teste de resistência flexural, com os parâmetros previamente informados. Aplicação da força em velocidade constante de 1mm/min. Os valores do deslocamento e forças máximas

eram coletados e tabulados, para realização de cálculos em planilha de Excel (Microsoft).

#### 4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O programa Statistical Package for the Social Sciences 26 (IBM SPSS Statistics, SPSS Inc., Chicago, IL, EUA) foi utilizado para avaliação estatística dos resultados do estudo. Para o teste de alteração dimensional foi calculado o coeficiente de correlação intraclasse, para todos os tempos, entre os dois avaliadores. Para microdureza superficial, rugosidade superficial e alteração dimensional (volume) foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) medidas repetidas dois fatores (altura de camada de impressão e tempo) e, para resistência flexural e módulo de elasticidade foi realiza ANOVA de duas vias (altura de camada de impressão e tempo de envelhecimento), sendo todos seguidos do teste de Tukey, com nível de significância de 5%.

## 5. RESULTADOS

### 5.1 TESTE DE MICRODUREZA SUPERFICIAL

Os resultados dos testes ANOVA medidas repetidas de dois fatores para a propriedade de microdureza superficial (kgf/mm<sup>2</sup>), apresentados na Tabela 1, consistem em diferença estatística para os fatores de variação tempo de avaliação e altura de camada.

**Tabela 1:** Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores na microdureza superficial dos grupos analisados.

Fatores de Variação	SS	df	MS	F	P
Altura de camada	167,505	1	167,505	17,313	<0.001*
Entre amostras	406,367	42	9,675		
Tempo	58,484	4	14,621	4,593	0,002*
Altura de camada x Tempo	25,772	4	6,443	2,024	0,093
Intra amostras	534,753	168	3,183		

\*p<0,05 denota diferença estatística significativa.

Para o Grupo 25, houve redução geral, quando comparadas a avaliação inicial em T0 e a avaliação final em T4, dos valores de microdureza superficial, porém nos tempos de 90 dias houve leve elevação desses valores com diferença estatisticamente significativas em relação ao tempo anterior, como pode ser visto na Tabela 2. E para o Grupo 50, com camada de impressão de 50 µm, não houve diferença estatística entre os tempos avaliados.

Houve diferenças estatisticamente significativas em todos os tempos de avaliação quando comparados os dois grupos, exceto no tempo avaliativo de 60 dias, sendo o grupo da altura de camada de impressão de 25 $\mu$ m, que apresentou os maiores valores de microdureza superficial em todos os tempos avaliativos.

**Tabela 2:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de microdureza superficial nos tempos avaliativos.

Testes	Altura de camada	Tempo de envelhecimento				
		Inicial	30 dias	60 dias	90 dias	180 dias
Microdureza Superficial (kgf/mm <sup>2</sup> )	25 $\mu$ m	17.03 (3.30) Aa	16.45 (2.78) Aa	15.20 (2.96) Abc	15.99 (2.49) Aab	14.71 (1.14) Ac
	50 $\mu$ m	14.14 (1.73) Ba	14.49 (1.54) Ba	14.15 (1.27) Aa	14.18 (1.12) Ba	13.68 (1.23) Ba

## 5.2 TESTE DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Os resultados dos testes ANOVA medidas repetidas de dois fatores para a propriedade de rugosidade superficial ( $\mu$ m), apresentados na Tabela 3, mostram diferença estatisticamente significativa apenas no fator de variação tempo de avaliação.

**Tabela 3:** Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores na rugosidade superficial dos grupos analisados.

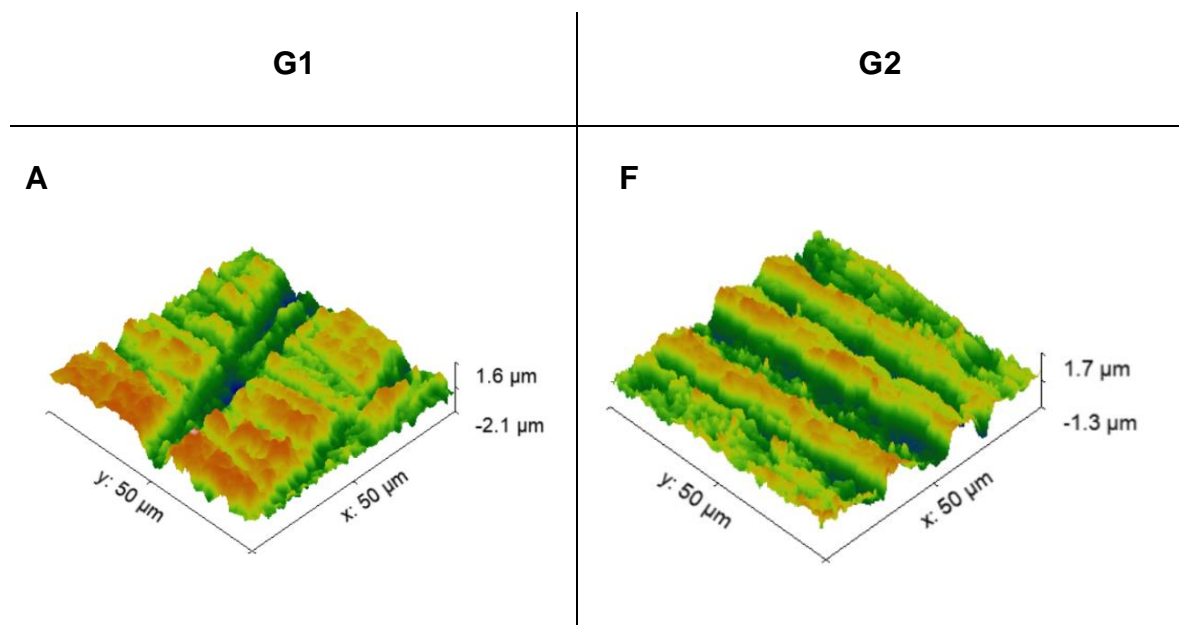
<b>Fatores de Variação</b>	<b>SS</b>	<b>df</b>	<b>MS</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
Altura de camada	0.000026	1	0.000026	0.000	0.985
Entre amostras	3.106	44	0.071		
Tempo	0.338	4	0.084	4.317	0.002*
Altura de camada x Tempo	0.162	4	0.041	2.070	0.087
Intra amostras	3.444	176	0.020		

\* $p < 0,05$  denota diferença estatística significativa.

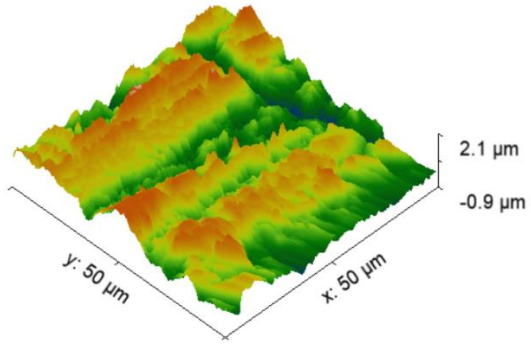
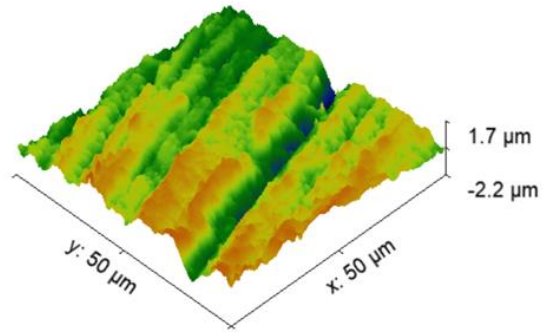
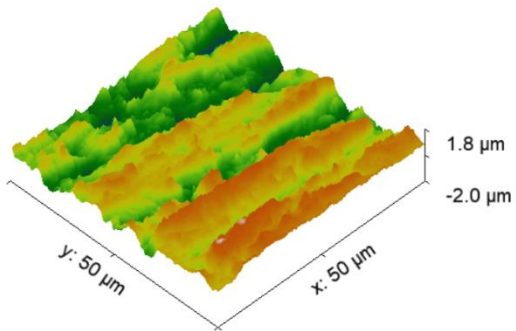
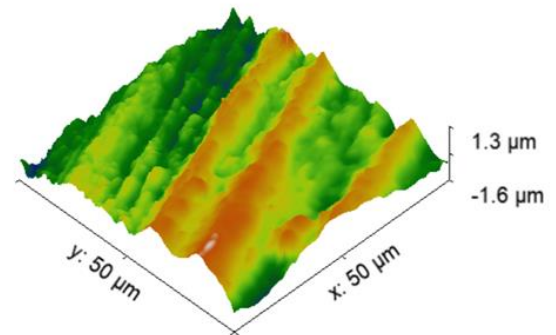
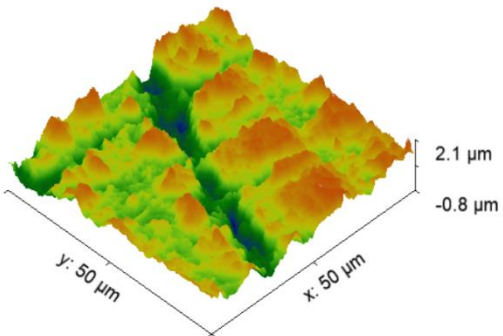
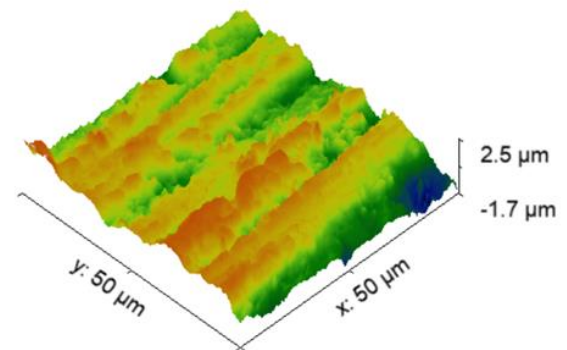
A rugosidade superficial não apresentou diferenças estatisticamente significativas dentre os grupos avaliados independente do tempo de avaliação, porém entre os tempos avaliados houve diferença quando comparados o tempo inicial e 30 dias e quando comparados 60 e 90 dias, quando avaliado apenas o Grupo 25. Para o Grupo 50, de camada de impressão de altura de 50  $\mu\text{m}$ , não houve diferença estatisticamente significativa quando comparados os tempos avaliativos, exceto para o tempo de 180 dias. Conforme Figura 10, pode-se perceber as características superficiais de uma amostra selecionada de cada um dos grupos, porém não são visualizadas alterações grandes entre os tempos avaliativos, nem entre as diferentes alturas de camada de impressão.

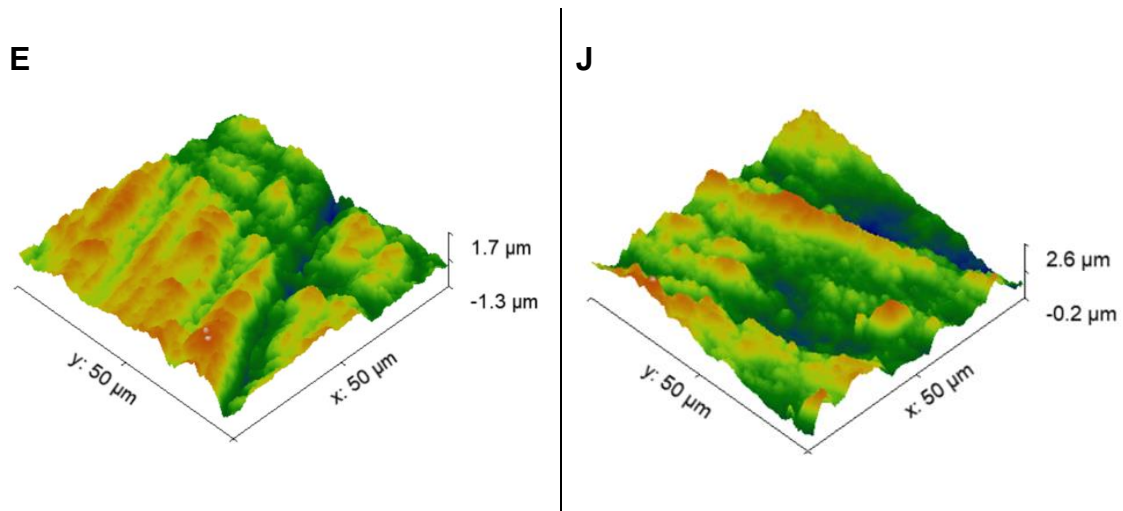
**Tabela 4:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de rugosidade superficial nos tempos avaliativos.

Testes	Altura de camada	Tempo de envelhecimento				
		Inicial	30 dias	60 dias	90 dias	180 dias
Rugosidade Superficial ( $\mu\text{m}$ )	25 $\mu\text{m}$	0.64 (0.19) Aa	0.55 (0.16) Aab	0.58 (0.16) Aab	0.55 (0.12) Ab	0.56 (0.22) Ab
	50 $\mu\text{m}$	0.63 (0.15) Aa	0.62 (0.18) Aa	0.57 (0.12) Aa	0.58 (0.19) Aa	0.47 (0.15) Ab





**B****G****C****H****D****I**



**Figura 10:** Imagens geradas pela análise no AFM. **A-** Amostra do grupo de 25 $\mu\text{m}$ , Grupo 1, em duas dimensões (imagem em tons de cinza) e a representação em três dimensões, no tempo inicial. **B-** Mesma amostra do grupo 1, no tempo avaliativo de 30 dias. **C-** Mesma amostra do grupo 1, no tempo avaliativo de 60 dias. **D-** Mesma amostra do grupo 1, no tempo avaliativo de 90 dias. **E-** Mesma amostra do grupo 1, no tempo avaliativo de 180 dias. **F-** Amostra do grupo de 50 $\mu\text{m}$ , Grupo 2, em duas dimensões (imagem em tons de cinza) e a representação em três dimensões, no tempo inicial. **G-** Mesma amostra do grupo 2, no tempo avaliativo de 30 dias. **H-** Mesma amostra do grupo 2, no tempo avaliativo de 60 dias. **I-** Mesma amostra do grupo 2, no tempo avaliativo de 90 dias. **J-** Mesma amostra do grupo 2, no tempo avaliativo de 180 dias. Sendo os picos representados pelas cores mais quentes (alaranjados e amarelos) e os vales representados pelas cores mais frias (azuis e verdes).

### 5.3 TESTE DE ALTERAÇÃO DIMENSIONAL

Os resultados dos testes ANOVA medidas repetidas de dois fatores para os testes de alteração dimensional ( $\text{mm}^3$ ), apresentados na Tabela 5, mostram diferença estatisticamente significativa para os fatores de variação tempo de avaliação e altura de camada.

**Tabela 5:** Análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas de dois fatores na alteração dimensional (volume) dos grupos analisados.

<b>Fatores de Variação</b>	<b>SS</b>	<b>df</b>	<b>MS</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
Altura de camada	7487.777	1	7487.777	7.650	0.008*
Entre amostras	43064.680	44	978.743		
Tempo	183.376	4	45.844	5.102	0.001*
Altura de camada x Tempo	24.953	4	6.238	0.694	0.597
Intra amostras	1581.370	176	8.985		

\* $p < 0,05$  denota diferença estatística significativa.

Os testes de alteração dimensional volumétrica mostraram como resultados uma diferença estatisticamente significativa em todos os tempos avaliativos quando se comparados os dois grupos avaliados. Houve diferenças, no Grupo 25, entre os tempos avaliativos de 30, 60, 90 e 180 dias, porém se analisados apenas o tempo inicial e final não houve diferença significativa, de acordo com a Tabela 6.

**Tabela 6:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de alteração dimensional volumétrica.

Testes	Altura de camada	Tempo de envelhecimento				
		Inicial	30 dias	60 dias	90 dias	180 dias
Alteração dimensional (mm <sup>3</sup> )	25µm	209.65 (14.10) Aa	208.59 (15.36) Aa	211.50 (14.99) Ab	210.38 (14.01) Aab	209.11 (14.46) Aa
	50µm	197.69 (13.46) Ba	198.22 (13.77) Bab	199.44 (14.14) Bb	199.47 (13.58) Bb	197.34 (14.43) Ba

O coeficiente de correlação intraclasse para o T0 (inicial) foi de 0,986, T1 (30 dias) de 0,892 e T2 (60 dias) de 0,974, T3 (90 dias) foi de 0,936 e, T4 (180 dias) foi de 0,949, mostrando um parâmetro de excelência entre os avaliadores para todos os tempos.

#### 5.4 TESTE DE RESISTÊNCIA FLEXURAL

O resultado da ANOVA de dois fatores para altura de camada e tempo de envelhecimento na resistência flexural (MPa) mostrou diferença estatisticamente significativa nos fatores altura de camada de impressão e tempo de envelhecimento, de acordo com a Tabela 7.

**Tabela 7:** Resultado da ANOVA de dois fatores para altura de camada e tempo de envelhecimento na resistência flexural.

<b>Origem</b>	<b>SS</b>	<b>df</b>	<b>MS</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
Modelo corrigido	10478.107	9	1164.234	17.815	<0.001*
Intercepto	1147912.560	1	1147912.560	17564.969	<0.001*
Altura de camada	2464.427	1	2464.427	37.710	<0.001*
Tempo de envelhecimento	7742.373	4	1935.593	29.618	<0.001*
Altura de Camada x Tempo de envelhecimento	271.307	4	67.827	1.038	0.390
Erro	9149.333	140	65.352		
Total	1167540.000	150			
Total corrigido	19627.440	149			

\* $p < 0,05$  denota diferença estatística significativa.

Para os testes de resistência flexural, os resultados apontam para uma diferença estatisticamente significativa, quando comparados os grupos avaliados, nos tempos avaliativos inicial, 60 dias e 180 dias, para os demais tempos avaliativos houve diferença, mas não foi estatisticamente significativa. De acordo com a Tabela 8, verifica-se também que no Grupo 25 e no 50, de camada de impressão de 25  $\mu\text{m}$  e de 50  $\mu\text{m}$ , respectivamente, a resistência flexural sofreu um aumento até o tempo de 60 dias, e depois uma brusca redução até a avaliação dos 180 dias, porém no grupo 2 essa redução não foi estatisticamente significativa.

**Tabela 8:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de resistência flexural.

Testes	Altura de camada	Tempo de envelhecimento				
		Inicial	30 dias	60 dias	90 dias	180 dias
Resistência Flexural (MPa)	25µm	90.00 (5,14) Aa	93.87 (8.65) Aa	104.27 (6.31) Ab	88.13 (8.28) Aa	81.40 (10.68) Ac
	50µm	77.53 (5.68) Ba	88.40 (10.19) Ab	94.73 (10.84) Bc	80.33 (6.38) Aa	76.13 (5.92) Ba

### 5.5 TESTE DE MÓDULO DE ELASTICIDADE

O resultado da ANOVA de dois fatores para altura de camada e tempo de envelhecimento no módulo de elasticidade (MPa) mostrou, de acordo com a Tabela 9, diferença estatisticamente significativa para os fatores de variação tempo de envelhecimento e altura de camada de impressão.

**Tabela 9:** Resultado da ANOVA de dois fatores para altura de camada e tempo de envelhecimento no módulo de elasticidade.

<b>Origem</b>	<b>SS</b>	<b>df</b>	<b>MS</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
Modelo corrigido	13599739.873	9	1511082.208	15.503	<0.001*
Intercepto	109289822.460	1	109289822.460	1121.280	<0.001*
Altura de camada de impressão	2142037.500	1	2142037.500	21.977	<0.001*
Tempo de envelhecimento	10751847.240	4	2687961.810	27.578	<0.001*
Altura de camada X Tempo de envelhecimento	705855.133	4	176463.783	1.810	0.130
Erro	13645628.667	140	97468.776		
Total	136535191.000	150			
Total corrigido	27245368.540	149			

\* $p < 0,05$  denota diferença estatística significativa.

Para o cálculo do módulo de elasticidade, de acordo com a Tabela 10, quando comparados os grupos avaliados, houve diferença estatisticamente significativa para os tempos avaliativos de 30, 60, 90 e 180 dias, sendo que para o tempo inicial não houve diferença estatística, mas os valores do Grupo 50 se apresentaram maiores que os do Grupo 25. Quando comparados, para o Grupo 25, os tempos avaliativos inicialmente, no intervalo de 30 e 60 dias, o módulo de elasticidade teve um aumento

significativo, e logo depois, em 90 e 180 dias uma redução, significativa se comparada com o inicial e com 30 e 60 dias, mas se comparadas entre si (90 e 180 dias) não houve diferença estatística.

Quando avaliado apenas o Grupo 50 separadamente encontra-se que, houve aumento estatisticamente significativo entre os períodos de 30 e 60 dias, seguido de redução considerável em 90 e 180 dias, porém sem diferença estatística quando comparados com o tempo inicial.

**Tabela 10:** Teste de Tukey, média (desvio padrão), para os testes de módulo de elasticidade.

Testes	Altura de camada	Tempo de envelhecimento				
		Inicial	30 dias	60 dias	90 dias	180 dias
Módulo de Elasticidade (MPa)	25µm	514.27 (134.17) Aa	1419.20 (574.47) Ab	1251.13 (482.23) Ab	907.47 (216.36) Ac	773.33 (257.79) Ac
	50µm	536.73 (207.32) Aa	1057.73 (364.31) Bb	912.67 (247.09) Bb	654.87 (192.61) Ba	508.40 (83.58) Ba



## 6. DISCUSSÃO

A metodologia deste trabalho foi desenhada para que fosse possível observar alterações nas propriedades mecânicas das amostras confeccionadas em impressoras 3D odontológicas, após o período de envelhecimento em estufa bacteriológica a 37°C. As propriedades investigadas foram microdureza superficial de Vickers, resistência flexural, módulo de elasticidade, rugosidade superficial e alteração dimensional.

Conforme os resultados obtidos, a hipótese nula foi rejeitada, uma vez que ambos os grupos exibiram diferenças significativas entre os valores iniciais e finais, para os testes.

A variável altura de camada de impressão se mostrou influenciar a avaliação das propriedades microdureza superficial, resistência flexural e módulo de elasticidade. No tempo inicial, a altura de camada influenciou com diferença estatística para microdureza e resistência flexural. No tempo final de avaliação, a altura de camada influenciou estatisticamente para microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade. Observou-se uma correlação direta entre a redução da altura de camada de impressão e a melhoria das propriedades mecânicas. No entanto, essa otimização está associada a um aumento significativo no tempo de impressão (20, 61, 69, 81). Além disso, a aplicação de procedimentos de pós-polimerização, como os utilizados neste estudo, pode aprimorar ainda mais as propriedades mecânicas (102), refletindo em propriedades mecânicas melhoradas, semelhantes às encontradas neste estudo.

Os resultados deste estudo sugerem melhores valores de microdureza superficial no grupo de menor altura de camada de impressão, o que vai de acordo com a literatura (80). Autores sugerem que a propriedade da microdureza superficial é altamente importante quando se considera a durabilidade e longevidade dos dispositivos impressos, sendo essencial que os valores sejam satisfatórios. Além disso, salientam que os valores de microdureza superficial tendem a aumentar à medida que a altura de camada de impressão diminui, devido aos procedimentos de polimerização e pós-polimerização ocorrerem em camadas mais finas, resultando

em uma maior microdureza superficial e uma precisão de encaixe aprimorada (80), assim como o presente estudo.

Na comparação da microdureza superficial ao longo dos diferentes períodos de avaliação, destaca-se uma redução estatisticamente significativa no grupo com altura de camada de 25  $\mu\text{m}$  quando comparado entre o início e os 180 dias. No entanto, é importante ressaltar que mesmo com essa redução, o grupo com a menor altura de camada ainda apresentou valores superiores de microdureza em relação ao grupo de 50  $\mu\text{m}$ , o qual se manteve estável ao longo de todos os períodos de avaliação. A literatura é esparsa ao demonstrar os efeitos do envelhecimento nas propriedades mecânicas, principalmente demonstrando a influência da absorção de água e perda das propriedades mecânicas (22, 58, 61, 67, 80, 91) em diferentes períodos de avaliação, sendo que apenas um estudo realizou 120 dias de avaliação (22).

Puebla *et.al.*, em 2012, também verificou esta redução das propriedades mecânicas, principalmente na resistência a tração, e justificam esta redução à umidade do ambiente de armazenamento e acrescenta que um tempo prolongado de envelhecimento é de 50 dias (22). Gibreel, *et.al.*, em 2021, relata perda de microdureza superficial quando comparados os armazenamentos seco e aquoso a 37°C, e justifica através da absorção de água pelos espécimes imersos (58). Aqui a comparação com outros trabalhos é dificultada por este ser o primeiro trabalho que avalia essa propriedade ao longo do tempo.

Apesar dos resultados corroborarem com a literatura, deve-se alertar ao fato da discrepância encontrada em relação a metodologia de microdureza superficial, sendo que diferentes testes ou diferentes forças são aplicadas, o que pode gerar a disparidade de achados e confusão na interpretação e comparação. Esta divergência metodológica é evidenciada nos estudos de Berli *et. al.*, 2020, Grymak *et. al.*, 2021, Prpic *et. al.*, 2019 e Wesemann *et. al.*, 2020, artigos incluídos na revisão de Paula Lopez *et. al.*, 2023 (3, 25, 57, 67, 86), e no estudo de Al-Dulaijan *et. al.*, 2022 (100). Além disso, Grymak *et. al.*, 2022, destaca a presença dessas divergências entre as metodologias empregadas nos estudos e artigos analisados, enfatizando o potencial impacto dessas diferenças na obtenção de resultados discrepantes (26).

Os testes de resistência flexural realizados neste estudo revelaram que as amostras com camadas de impressão mais finas (25  $\mu\text{m}$ ) apresentaram consistentemente valores mais altos, com diferenças estatisticamente significativas, em praticamente todos os períodos de avaliação. Observou-se um aumento nos valores de resistência até os 60 dias, seguido por uma diminuição após esse período. Assim como para microdureza superficial, a resistência flexural no grupo de altura de camada de 25  $\mu\text{m}$  teve uma redução estatisticamente significativa quando comparada ao início do estudo. Já para o grupo com 50  $\mu\text{m}$ , essa redução não apresentou significância estatística em comparação com o início do experimento.

A provável explicação para esses resultados é a mesma já citada anteriormente para microdureza superficial, devido aos procedimentos de polimerização e pós-polimerização ocorrerem em camadas mais finas. É relevante destacar que, no que diz respeito à resistência flexural, houve um notável aumento observado até os 60 dias para ambos os grupos, seguido por uma diminuição nos valores. Considerando que este estudo abrangeu um período de avaliação de até 180 dias e que houve uma diminuição nos valores após os 60 dias de envelhecimento, é possível que essa redução se intensifique após os 180 dias de avaliação.

A resistência flexural também pode ser influenciada devido a absorção de água ou tratamento de pós-polimerização (67). Berli *et al.* relatam ainda que a incorporação de água pode enfraquecer as ligações entre os polímeros e provocar a redução da resistência flexural (57). No estudo de Puebla *et al.*, em 2012, as propriedades mecânicas mostraram-se aumentadas de quatro a 30 dias de avaliação e depois reduzidas nos tempos avaliativos de 30 dias até 120 dias (22). Os autores concluíram que o tempo de envelhecimento prolongado (maiores que 50 dias ou sete semanas) não promovem diferenças estatisticamente significativas nas amostras (22). Sendo assim, novos estudos devem ser realizados com tempos de avaliações maiores e buscando também avaliar a influência da altura de camadas de impressão na incorporação de água.

Apesar da diminuição na resistência flexural observada, os valores médios de todos os grupos, em todas as avaliações realizadas neste estudo, permaneceram acima de 65 MPa, como o preconizado (61). Esses resultados estão em

conformidade com os padrões mínimos estabelecidos pela ISO 20795-1 para resistência flexural em materiais utilizados em dispositivos protéticos (57, 58, 65), contudo, para materiais para a confecção de placas oclusais ainda não foi declarado o valor padrão mínimo (57).

Para o teste de módulo de elasticidade observou-se influência das variáveis altura de camada de impressão, com o Grupo 50, com camada de impressão de 50 $\mu$ m, com valores de módulo de elasticidade menores a partir do tempo avaliativo 30 dias, quando comparado ao Grupo 25, com altura de camada de 25  $\mu$ m. Além disso, para ambos os grupos, observou-se maiores valores deste módulo no tempo de 30 dias, com diminuição estatística nos tempos de 90 e 180 dias. Ao final da avaliação, o grupo de 25  $\mu$ m apresentou valores maiores que o grupo de 50  $\mu$ m.

Um módulo de elasticidade alto melhora a habilidade do material em resistir à deformação durante a função (65), uma vez que são materiais mais rígidos e inelásticos. Estudos apontam que, para dispositivos protéticos, para o módulo de elasticidade, os valores devem ficar em no mínimo 2,37GPa, sendo os valores encontrados neste estudo muito abaixo do estipulado (61). Outros autores apontam que os valores do módulo de elasticidade para próteses totais devem estar entre 2000MPa, de acordo com o ISO 20795, sendo os valores encontrados neste estudo abaixo dos valores estipulados pela literatura (65).

Autores tem sugerido que a sorção de água pode prejudicar a resistência flexural e módulo de elasticidade (58, 61). Neste estudo observou-se que o envelhecimento, por tempo relativamente grande (180 dias) em água destilada e estufa bacteriológica à 37°C, causou impacto negativo no módulo de elasticidade para o grupo com camada de impressão de 50 $\mu$ m. Este aumento foi até quase o dobro dos valores iniciais, até 60 dias, ou seja, ficando mais resistente a suportar forças maiores, porém sofreu uma queda brusca de 60 dias até 180 dias. Para amostras impressas em altura de camada de 25  $\mu$ m, os valores foram maiores quando comparados ao tempo inicial. Para amostras com altura de camada de 50  $\mu$ m, não houve diferença estatística em relação ao tempo inicial e final de avaliação. Esses resultados ainda permanecem sem explicação ou justificativa presente na literatura, sendo necessários novos estudos na área. Da mesma forma que os resultados do teste de resistência flexural, essa diminuição dos valores de módulo

de elasticidade, para ambos os grupos, pode ser maior após 180 dias de avaliação, sendo necessário novos estudos com maior tempo avaliativo.

Em relação à rugosidade superficial, os resultados do estudo resultaram em alteração da rugosidade com o tempo de avaliação, onde observou-se diferença estatística, independente da altura de camada, nos tempos iniciais e finais. Não houve diferença estatística entre os grupos para nenhum tempo de avaliação.

Autores relatam influências da rugosidade superficial na sorção de água, propriedades mecânicas, conforto do paciente, adesão bacteriana e higiene oral (68). Essa propriedade é altamente influenciada por vários fatores como, por exemplo, tipo de material, altura da camada de impressão, ângulo de impressão, e por variáveis na polimerização (67). Destacando que neste estudo, dos fatores já descritos, apenas a característica da altura da camada de impressão foi utilizada como variável de estudo, sendo as outras padronizadas na metodologia.

Alguns estudos ainda relatam que a rugosidade média máxima esperada de uma superfície de placa confeccionada via impressão 3D é de  $0,2\mu\text{m}$ , acima desse valor pode haver desconforto ao paciente e acúmulo bacteriano e fúngico (25). Os valores médios das rugosidades dos espécimes avaliados de todos os tempos avaliativos deste estudo ficaram acima de  $0,2\mu\text{m}$ . Isto pode ser explicado devido ao fato de ter sido realizado apenas protocolo de acabamento, com fresas maxi e minicut e polimento com lixas d'água nas amostras. Esse protocolo também pode ter influenciado para não haver diferença na rugosidade entre amostras impressas com alturas de camadas diferentes. Não foi realizada aplicação de outras substâncias superficiais que finalizam e aprimoram o polimento, como um glaze superficial, nem utilizado protocolo de polimento com pontas específicas, visto que não existe protocolo de polimento padronizado para placas oclusais.

Acredita-se que esta maior rugosidade das amostras impressas em  $45^\circ$ , como neste estudo, também pode ter sido influenciada devido ao *staircase effect*, ou efeito de degraus de escada, que ao imprimir as amostras há o aparecimento na superfície da periferia da camada recentemente impressa (61), que demonstra as diferentes superfícies quando impressas por ângulos de impressão variados. Tal efeito pode ser minimizado com a menor altura de camada de impressão possível, segundo

Barazanchi *et. al.*, em 2016 (20), porém neste estudo não foi possível visualizar diferenças estatísticas entre os grupos.

Alguns autores também não encontraram diferenças estatísticas nos valores de rugosidade das amostras pesquisadas, mas relatam que pequenas imperfeições superficiais nas placas oclusais podem favorecer a formação de fraturas e trincas (61). Outros pesquisaram a diferença na rugosidade de espécimes armazenados a seco e espécimes envelhecidos em ambiente aquoso, e não obtiveram diferença estatística nas análises de amostras impressas a 45° (61), ou seja, o ambiente de armazenamento pode não ser tão impactante para a rugosidade superficial das resinas de impressão.

Não foram encontrados estudos que avaliaram resinas para placas oclusais e utilizaram o método da avaliação qualitativa e quantitativa da rugosidade superficial utilizado neste estudo, a microscopia de força atômica. Este é uma nova aplicabilidade para esse tipo de avaliação, não possuindo comparações disponíveis. Foram encontrados apenas um estudo que utiliza essa metodologia para avaliação de polimento em resinas compostas e um estudo que avalia a qualidade de reparos resinosos e a utilização de adesivos (103, 104). Como limitação dessa metodologia está a dificuldade em padronizar o local de leitura, visto que a área de avaliação é micrométrica, dificultando a padronização da leitura no mesmo local a olho nu.

Para a alteração dimensional, a variável tempo avaliativo influenciou as leituras. Vale ressaltar que a alteração dimensional em si não é uma propriedade mecânica, e sim, a dimensão é uma característica que pode ser afetada com as variáveis aplicadas. Não é objetivo desse estudo comparar e discutir o volume dos grupos sob influência da altura de camada, visto que foi observada uma dificuldade maior de remoção das estruturas de suporte em espessuras de camada de impressão menores. Para o Grupo 1, onde a espessura de camada de impressão era de 25  $\mu\text{m}$ , as estruturas de suporte de impressão foram mais difíceis de ser removidas, causando mais alterações dimensionais nas peças, o que dificulta a comparação entre os grupos. Quando comparamos, dentro do mesmo grupo, notamos que há diferença estatística em relação ao volume ao longo dos tempos de avaliação. Quando comparados os valores iniciais e finais, não houve diferença

estatística, sendo necessário verificar a relevância clínica dos resultados do presente estudo.

Vale salientar a importância de manter a estabilidade dimensional dos dispositivos impressos tridimensionalmente pois possibilita o ajuste da peça em boca, sua adaptação e retenção, por determinados períodos, e a longevidade do dispositivo está relacionada às propriedades mecânicas (73).

Alguns autores estão utilizando, para a mensuração dimensional, ou acurácia dimensional, escâneres ópticos digitais com resolução alta, equipamento que mostra uma precisão enorme (89, 90), conseguindo aferições com diferenças de 0,027mm a 0,042mm (90). Relatam ainda que as menores diferenças, a nível micrométrico, podem influenciar o ajuste, principalmente quando envolve um maior número de elementos dentários (90), já outros autores relatam que para guias cirúrgicos, diferenças menores que 100µm são aceitáveis, e considerados satisfatórios (89).

Não foi observado na literatura a leitura da estabilidade dimensional utilizando paquímetro digital de precisão, como o utilizado neste estudo, com precisão de 0,01mm, o que torna as comparações mais difíceis, uma vez que os métodos utilizados em outros estudos possuem uma precisão muito maior. Houve diferença também em relação ao formato e *design* das amostras, uma vez que a literatura aponta uso de formas mais complexas, ou ainda de placas oclusais de apenas algumas estruturas dentárias (3, 64, 69) o que ainda continua afetando as leituras e as comparações.

As limitações deste estudo são: ser um estudo *in vitro*, as formas de comparação do envelhecimento, o uso de apenas um ângulo de impressão e a utilização de apenas um tipo de resina para placa oclusal, a composição química da resina não é fornecida pelo fabricante e as propriedades físico-químicas desse material são pouco conhecidas, o que torna difícil a interpretação e comparação dos resultados, e o polimento não reproduzido clinicamente.

## **7. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Dentro da limitação deste estudo, pode-se concluir que as propriedades mecânicas avaliadas, com exceção da rugosidade média, sofrem alteração de acordo com o tempo e que a altura de camada altera as propriedades estudadas.

Quando opta-se por uma placa oclusal com maior microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade, deve-se considerar a impressão em 25 $\mu$ m, em ângulo de 45 $^{\circ}$ , mantendo em consideração que o tempo de impressão será prolongado e a rugosidade do dispositivo pode manter-se elevada. Assim mantêm-se melhores propriedades estruturais e mecânicas imediatas e com o transcorrer do tempo, em até 6 meses.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Theroux J, Stomski N, Cope V, Mortimer-Jones S, Maurice L. A cross-sectional study of the association between anxiety and temporomandibular disorder in Australian chiropractic students. *J Chiropr Educ.* 2019;33(2):111-7.
2. Jivnani HM, Tripathi S, Shanker R, Singh BP, Agrawal KK, Singhal R. A Study to Determine the Prevalence of Temporomandibular Disorders in a Young Adult Population and its Association with Psychological and Functional Occlusal Parameters. *J Prosthodont.* 2019;28(1):e445-e9.
3. Prpic V, Slacanin I, Schauerl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent.* 2019;121(6):955-9.
4. Dimitroulis G. Fortnightly review. Temporomandibular disorders: A clinical update. *BMJ (Clinical research ed).* 1998;317:190-4.
5. LeResche L. Epidemiology of temporomandibular disorders: implications for the investigation of etiologic factors. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997;8(3):291-305.
6. Manfredini D, Lombardo L, Siciliani G. Temporomandibular disorders and dental occlusion. A systematic review of association studies: end of an era? *J Oral Rehabil.* 2017;44(11):908-23.
7. Maixner W, Diatchenko L, Dubner R, Fillingim RB, Greenspan JD, Knott C, et al. Orofacial pain prospective evaluation and risk assessment study--the OPPERA study. *J Pain.* 2011;12(11 Suppl):T4-11.e1-2.
8. Natu VP, Yap AU, Su MH, Irfan Ali NM, Ansari A. Temporomandibular disorder symptoms and their association with quality of life, emotional states and sleep quality in South-East Asian youths. *J Oral Rehabil.* 2018;45(10):756-63.
9. de Paiva Bertoli FM, Bruzamolín CD, de Almeida Kranz GO, Losso EM, Brancher JA, de Souza JF. Anxiety and malocclusion are associated with temporomandibular disorders in adolescents diagnosed by RDC/TMD. A cross-sectional study. *J Oral Rehabil.* 2018;45(10):747-55.
10. Patzelt SBM, Krügel M, Wesemann C, Pieralli S, Nold J, Spies BC, et al. In Vitro Time Efficiency, Fit, and Wear of Conventionally- versus Digitally-Fabricated Occlusal Splints. *Materials.* 2022;15(3):1085.
11. Brancher JA, Spada PP, Meger MN, Fatturri AL, Dalledone M, de Paiva Bertoli FM, et al. The association of genetic polymorphisms in serotonin transporter and catechol-O-methyltransferase on temporomandibular disorders and anxiety in adolescents. *J Oral Rehabil.* 2019;46(7):597-604.

12. Gonçalves DA, Dal Fabbro AL, Campos JA, Bigal ME, Speciali JG. Symptoms of temporomandibular disorders in the population: an epidemiological study. *J Orofac Pain*. 2010;24(3):270-8.
13. Gholampour S, Gholampour H, Khanmohammadi H. Finite element analysis of occlusal splint therapy in patients with bruxism. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):205.
14. Melo G, Duarte J, Pauletto P, Porporatti AL, Stuginski-Barbosa J, Winocur E, et al. Bruxism: An umbrella review of systematic reviews. *J Oral Rehabil*. 2019;46(7):666-90.
15. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *J Oral Rehabil*. 2018;45(11):837-44.
16. Reymus M, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2021;125(5):817-23.
17. Lutz AM, Hampe R, Roos M, Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2019;121(1):166-72.
18. Huettig F, Kustermann A, Kuscu E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Polishability and wear resistance of splint material for oral appliances produced with conventional, subtractive, and additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;75:175-9.
19. Benli M, Eker Gümüş B, Kahraman Y, Gökçen-Rohlig B, Evlioğlu G, Huck O, et al. Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology*. 2020;108(2):240-50.
20. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont*. 2017;26(2):156-63.
21. Somogyi A, Végh D, Róth I, Hegedüs T, Schmidt P, Hermann P, et al. Therapy for Temporomandibular Disorders: 3D-Printed Splints from Planning to Evaluation. *Dent J (Basel)*. 2023;11(5).
22. Puebla K, Arcaute K, Quintana R, Wicker R. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*. 2012;18:374-88.
23. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. 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.* 2020;24(2):701-10.

24. Scrivani S, Keith D. Temporomandibular disorders. *Dentistry today.* 2000;19:78-87.

25. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Comparison of hardness and polishability of various occlusal splint materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;115:104270.

26. Grymak A, Waddell JN, Aarts JM, Ma S, Choi JJE. Evaluation of wear behaviour of various occlusal splint materials and manufacturing processes. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;126:105053.

27. Carrara S, Conti P, Stuginski-Barbosa J. Statement of the 1st Consensus on Temporomandibular Disorders and Orofacial Pain. *Dental Press Journal of Orthodontics.* 2010;15:114-20.

28. Shaefer JR, Khawaja SN, Bavia PF. Sex, Gender, and Orofacial Pain. *Dent Clin North Am.* 2018;62(4):665-82.

29. Chantaracherd P, John MT, Hodges JS, Schiffman EL. Temporomandibular joint disorders' impact on pain, function, and disability. *J Dent Res.* 2015;94(3 Suppl):79s-86s.

30. Valesan LF, Da-Cas CD, Réus JC, Denardin ACS, Garanhani RR, Bonotto D, et al. Prevalence of temporomandibular joint disorders: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2021;25(2):441-53.

31. Romero-Reyes M, Uyanik JM. Orofacial pain management: current perspectives. *J Pain Res.* 2014;7:99-115.

32. Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet JP, et al. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) for Clinical and Research Applications: recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network\* and Orofacial Pain Special Interest Group†. *J Oral Facial Pain Headache.* 2014;28(1):6-27.

33. Chisnoiu AM, Picos AM, Popa S, Chisnoiu PD, Lascu L, Picos A, et al. Factors involved in the etiology of temporomandibular disorders - a literature review. *Clujul Med.* 2015;88(4):473-8.

34. Ohrbach R, Dworkin SF. Five-year outcomes in TMD: relationship of changes in pain to changes in physical and psychological variables. *Pain.* 1998;74(2-3):315-26.

35. Häggman-Henrikson B, Liv P, Ilgunas A, Visscher CM, Lobbezoo F, Durham J, et al. Increasing gender differences in the prevalence and chronification of orofacial pain in the population. *Pain*. 2020;161(8):1768-75.
36. Wieckiewicz M, Grychowska N, Wojciechowski K, Pelc A, Augustyniak M, Sleboda A, et al. Prevalence and correlation between TMD based on RDC/TMD diagnoses, oral parafunctions and psychoemotional stress in Polish university students. *Biomed Res Int*. 2014;2014:472346.
37. Yekkalam N, Wänman A. Associations between craniomandibular disorders, sociodemographic factors and self-perceived general and oral health in an adult population. *Acta Odontol Scand*. 2014;72(8):1054-65.
38. LeResche L, Mancl LA, Drangsholt MT, Huang G, Von Korff M. Predictors of onset of facial pain and temporomandibular disorders in early adolescence. *Pain*. 2007;129(3):269-78.
39. Visscher CM, Lobbezoo F. TMD pain is partly heritable. A systematic review of family studies and genetic association studies. *J Oral Rehabil*. 2015;42(5):386-99.
40. Koh H, Robinson PG. Occlusal adjustment for treating and preventing temporomandibular joint disorders. *Cochrane Database Syst Rev*. 2003(1):Cd003812.
41. Santos MAS, Ramos AG, de Sousa TC, de Medeiros RA. Prevalence of self-reported symptoms of temporomandibular disorders and associated factors in the period of distance learning. *Clin Oral Investig*. 2023;27(1):377-85.
42. Buescher JJ. Temporomandibular joint disorders. *Am Fam Physician*. 2007;76(10):1477-82.
43. Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord*. 1992;6(4):301-55.
44. Truelove E, Pan W, Look JO, Mancl LA, Ohrbach RK, Velly AM, et al. The Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders. III: validity of Axis I diagnoses. *J Orofac Pain*. 2010;24(1):35-47.
45. Schiffman EL, Ohrbach R, Truelove EL, Tai F, Anderson GC, Pan W, et al. The Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders. V: methods used to establish and validate revised Axis I diagnostic algorithms. *J Orofac Pain*. 2010;24(1):63-78.
46. Guimaraes DM, Campaner M, Santos RWd, Pesqueira AA, Medeiros RAd. Evaluation of the mechanical properties of different materials for manufacturing occlusal splints. *Brazilian Oral Research*. 2023;37.

47. Taneva I, Uzunov T. Influence of post-polymerization processing on the mechanical characteristics of 3D-printed occlusal splints. *Journal of Physics: Conference Series*. 2020;1492:012018.
48. Lobbezoo F, Ahlberg J, Glaros AG, Kato T, Koyano K, Lavigne GJ, et al. Bruxism defined and graded: an international consensus. *J Oral Rehabil*. 2013;40(1):2-4.
49. Ciancaglini R, Gherlone EF, Radaelli G. The relationship of bruxism with craniofacial pain and symptoms from the masticatory system in the adult population. *J Oral Rehabil*. 2001;28(9):842-8.
50. Lobbezoo F, Ahlberg J, Manfredini D, Winocur E. Are bruxism and the bite causally related? *J Oral Rehabil*. 2012;39(7):489-501.
51. Ekman A, Rousu J, Näpänkangas R, Kuoppala R, Raustia A, Sipilä K. Association of self-reported bruxism with temporomandibular disorders - Northern Finland Birth Cohort (NFBC) 1966 study. *Cranio*. 2023;41(3):212-7.
52. Ebrahim S, Montoya L, Busse JW, Carrasco-Labra A, Guyatt GH. The effectiveness of splint therapy in patients with temporomandibular disorders: a systematic review and meta-analysis. *J Am Dent Assoc*. 2012;143(8):847-57.
53. Klasser GD, Greene CS. Oral appliances in the management of temporomandibular disorders. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107(2):212-23.
54. Greene CS, Laskin DM. Splint therapy for the myofascial pain--dysfunction (MPD) syndrome: a comparative study. *J Am Dent Assoc*. 1972;84(3):624-8.
55. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila L. Evaluation of the mechanical properties and degree of conversion of 3D printed splint material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;115:104254.
56. Wada J, Wada K, Gibreel M, Wakabayashi N, Iwamoto T, Vallittu PK, et al. Effect of Nitrogen Gas Post-Curing and Printer Type on the Mechanical Properties of 3D-Printed Hard Occlusal Splint Material. *Polymers (Basel)*. 2022;14(19).
57. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):780-6.
58. Gibreel M, Perea-Lowery L, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;124:104813.

59. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Trimpl J, Stimmelmayer M, Güth JF. CAD/CAM splints for the functional and esthetic evaluation of newly defined occlusal dimensions. *Quintessence Int.* 2017;48(3):181-91.
60. Wulff J, Schmid A, Huber C, Rosentritt M. Dynamic fatigue of 3D-printed splint materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;124:104885.
61. Väyrynen VO, Tanner J, Vallittu PK. The anisotropy of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. *J Prosthet Dent.* 2016;116(5):811-7.
62. Kuzmanovic Pficer J, Dodic S, Lazic V, Trajkovic G, Milic N, Milicic B. Occlusal stabilization splint for patients with temporomandibular disorders: Meta-analysis of short and long term effects. *PLoS One.* 2017;12(2):e0171296.
63. Dylina TJ. A common-sense approach to splint therapy. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):539-45.
64. Alfouzan AF, Alotiabi HM, Labban N, Al-Otaibi HN, Al Taweel SM, AlShehri HA. Effect of aging and mechanical brushing on surface roughness of 3D printed denture resins: A profilometer and scanning electron microscopy analysis. *Technol Health Care.* 2022;30(1):161-73.
65. Tijana A, Valentina V, Nataša T, Miloš HM, Atlagić Suzana G, Milica B, et al. Mechanical properties of new denture base material modified with gold nanoparticles. *J Prosthodont Res.* 2021;65(2):155-61.
66. Wedekind L, Güth JF, Schweiger J, Kollmuss M, Reichl FX, Edelhoff D, et al. Elution behavior of a 3D-printed, milled and conventional resin-based occlusal splint material. *Dent Mater.* 2021;37(4):701-10.
67. de Paula Lopez V, Dias Corpa Tardelli J, Botelho AL, Marcondes Agnelli JA, Cândido Dos Reis A. Mechanical performance of 3-dimensionally printed resins compared with conventional and milled resins for the manufacture of occlusal devices: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2023.
68. Li P, Lambart AL, Stawarczyk B, Reymus M, Spintzyk S. Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. *J Dent.* 2021;115:103856.
69. Sidhom M, Zaghloul H, Mosleh IE, Eldwakhly E. Effect of Different CAD/CAM Milling and 3D Printing Digital Fabrication Techniques on the Accuracy of PMMA Working Models and Vertical Marginal Fit of PMMA Provisional Dental Prosthesis: An In Vitro Study. *Polymers (Basel).* 2022;14(7).

70. Lauren M, McIntyre F. A new computer-assisted method for design and fabrication of occlusal splints. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(4 Suppl):S130-5.
71. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):1289-96.
72. Arnold C, Monsees D, Hey J, Schweyen R. Surface Quality of 3D-Printed Models as a Function of Various Printing Parameters. *Materials (Basel).* 2019;12(12).
73. Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent.* 2020;124(4):468-75.
74. Stanley M, Paz AG, Miguel I, Coachman C. Fully digital workflow, integrating dental scan, smile design and CAD-CAM: case report. *BMC Oral Health.* 2018;18(1):134.
75. Nulty A. A comparison of trueness and precision of 12 3D printers used in dentistry. *BDJ Open.* 2022;8(1):14.
76. Algabri R, Alqutaibi A, Abo-Alrejal H, Adashi O, Fadag A, Elkhadem A, et al. Effect of computer-aided design/computer-assisted manufacture versus conventional occlusal splints on the management of temporomandibular disorders: A systematic review and meta-analysis. *International Dental & Medical Journal of Advanced Research.* 2017;3:1-9.
77. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;144(3):471-8.
78. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M, et al. Dental 3D-Printing: Transferring Art from the Laboratories to the Clinics. *Polymers (Basel).* 2021;13(1).
79. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig.* 2013;17(7):1759-64.
80. Alshamrani AA, Raju R, Ellakwa A. Effect of Printing Layer Thickness and Postprinting Conditions on the Flexural Strength and Hardness of a 3D-Printed Resin. *Biomed Res Int.* 2022;2022:8353137.
81. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;115(6):760-7.

82. Nasef AA, El-Beialy AR, Mostafa YA. Virtual techniques for designing and fabricating a retainer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;146(3):394-8.
83. Lauren M, McIntyre F. Digital occlusal splints. *Dent Today.* 2008;27(2):150, 2, 4-5.
84. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28(1):3-12.
85. Arunyanak SP, Harris BT, Grant GT, Morton D, Lin WS. Digital approach to planning computer-guided surgery and immediate provisionalization in a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent.* 2016;116(1):8-14.
86. Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G, Beuer F, Kohal R, Wemken G, et al. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dental Materials.* 2021;37(3):432-42.
87. Abad-Coronel C, Ruano Espinosa C, Ordóñez Palacios S, Paltán CA, Fajardo JI. Comparative Analysis between Conventional Acrylic, CAD/CAM Milled, and 3D CAD/CAM Printed Occlusal Splints. *Materials (Basel).* 2023;16(18).
88. Ciobota N-d. Standard tessellation language in rapid prototyping technology. *Sci Bull Valahia Univ.* 2012;7:81-5.
89. Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJ, Chung SH. Dimensional Accuracy Evaluation of Temporary Dental Restorations with Different 3D Printing Systems. *Materials (Basel).* 2021;14(6).
90. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont.* 2016;29(5):503-10.
91. Scherer M, Al-Haj Husain N, Barmak AB, Kois JC, Özcan M, Revilla-León M. Influence of the layer thickness on the flexural strength of aged and nonaged additively manufactured interim dental material. *J Prosthodont.* 2023;32(S1):68-73.
92. Yang Liu X, Jiang J. Environmental effects on the dimensions of SL5195 resin. *Rapid Prototyping Journal.* 2003;9(2):88-94.
93. Silva S, Medeiros E, Bonan P, Batista AUD. Capítulo 6 - Métodos de avaliação da dureza e rugosidade superficial de biomateriais odontológicos. 2019. p. 123-62.
94. Alves LMM, Silva IPCd, Kunihiro TS, Izolani Neto O, Pereira VFGC, Goyatá FdR. Rugosidade e microscopia de força atômica de resinas compostas submetidas a diferentes métodos de polimento. *Polímeros.* 2013;23.



95. Hu J, Gao M, Wang Z, Chen Y. Review on the applications of atomic force microscopy imaging in proteins. *Micron*. 2022;159:103293.
96. Geisse NA. AFM and combined optical techniques. *Materials Today*. 2009;12(7):40-5.
97. Binnig G, Quate CF, Gerber C. Atomic Force Microscope. *Physical Review Letters*. 1986;56(9):930-3.
98. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials*. 2007;23(9):1079-85.
99. Duymus Z, Ozdogan A, Ulu H, Ozbayram O. Evaluation the Vickers Hardness of Denture Base Materials. *Open Journal of Stomatology*. 2016;06:114-9.
100. Al-Dulaijan YA, Alsulaimi L, Alotaibi R, Alboainain A, Alalawi H, Alshehri S, et al. Comparative Evaluation of Surface Roughness and Hardness of 3D Printed Resins. *Materials (Basel)*. 2022;15(19).
101. Hada T, Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Minakuchi S. Effect of printing direction on stress distortion of three-dimensional printed dentures using stereolithography technology. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;110:103949.
102. Li X, Wang X, Wu D, Chen ZB, Wang MX, Gao YX, et al. [Interleukin-1 $\beta$  and C-reactive protein level in plasma and gingival crevicular fluid in adolescents with diabetes mellitus]. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2018;50(3):538-42.
103. Fano L, Fano V, Ma WY, Wang XG, Zhu F. Adhesiveness of dental resin-based restorative materials investigated with atomic force microscopy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;73(1):35-42.
104. do Prado M, de Assis DF, Gomes BP, Simão RA. Adhesion of resin-based sealers to dentine: an atomic force microscopy study. *Int Endod J*. 2014;47(11):1052-7.
105. International Organization for Standardization. ISO 20795-1:2013. Dentistry e base polymers. Part 1: denture base polymers. Geneva: ISO; 2015. Available at: <https://www.iso.org/standard/62277.html>.
106. International Organization for Standardization. ISO 2039-1:2001. Plastics e determination of hardness. Part 1: ball indentation method. Geneva: ISO; 2001. Available at: <https://www.iso.org/standard/31264.html>.
107. International Organization for Standardization. ISO 9693-1. Dentistry compability testing. Part 1: Metal-ceramic systems. Geneva: International Organization for

Standardization; 2012. ISO Store Order: OP-184149 (Date: 2017-06-09). Available at: <http://www.iso.org/iso/home.html>.

108. S. International Organization for and S. International Organization, ISO 4049: Dentistry-Polymer-based restorative materials, ISO, Geneva, 2019

109. ISO, 2009. Geometrical Product Specifications (GPS) – Surface texture: Profile Method – Terms, Definitions and Surface Texture Parameters (ISO 4287:1997). International Organization for Standardization, (<https://www.iso.org/iso/en/prods-services/ISOstore/store.htm>).

110. Standardization. IOF, ISO 20795-1:2013: Dentistry - Base polymers. Part 1: denture base polymers 2015: Geneva.

## **PRESS RELEASE**

As placas oclusais são abordagens terapêuticas conservadoras para pacientes que sofrem de Disfunção Temporomandibular e/ou Bruxismo do sono. Dentre as técnicas disponíveis para a sua confecção encontram-se a técnica convencional, com resina a base de polimetilmetacrilato e confecção por uma técnica analógica e artesanal, e as técnicas digitais, que consistem em três etapas básicas. As técnicas digitais tem ganhado mais espaço no mercado devido a sua facilidade, rapidez e redução de problemas de ajuste e adaptação. Mas, apesar da inensidade deste avanço, pouco se sabe sobre as consequências que esses materiais utilizados para a impressão 3D sofreriam a depender de algumas condições ambientais e seu tempo de duração como tratamento. Logo, analisamos por meio de testes de algumas propriedades mecânicas dos materiais (resistência flexural, microdureza superficial, rugosidade superficial, módulo de elasticidade) e a estabilidade dimensional destes materiais, a partir de um envelhecimento natural. A altura de camada de impressão afetou tais características dos dispositivos, no grupo com a camada de impressão mais fina e precisa, em todas as propriedades, exceto na alteração dimensional. O tempo de avaliação mostrou-se como influência importante na avaliação das propriedades mecânicas e da alteração dimensional. Mais estudos são necessários para que se possa determinar com precisão a duração e longevidade desses tratamentos com placas oclusais impressas tridimensionalmente.