UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Litiane Paludo De Conto

INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DE IMPRESSÃO NO DESGASTE DE POLIMERO PARA IMPRESSÃO 3D DE PLACAS OCLUSAIS

Passo Fundo

Litiane Paludo De Conto

INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DE IMPRESSÃO NO DESGASTE DE POLIMERO PARA IMPRESSÃO 3D DE PLACAS OCLUSAIS

Dissertação apresentada ao Programa de Pósgraduação em Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação da prof. Dr. Álvaro Della Bona.

Passo Fundo

Folha reservada para Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

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

Observação:

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

BIOGRAFIA DO AUTOR

Nascida em 10 de março de 1985 na cidade de Tapera/RS, Litiane Paludo De Conto é a primeira filha de Anélio Roque Paludo e Rejane Lucas.

Sua trajetória acadêmica teve início no ano de 2004, quando ingressou no curso de Odontologia na Universidade de Passo Fundo, concluído em 2008/2. Durante a graduação foi bolsista de iniciação científica pela Universidade de Passo Fundo (PIBIC/UPF) sob orientação das professora Dra. Melissa Feres Damian.

Especializou-se em Prótese pela Faculdade Ingá, encerrando o curso em setembro de 2010.

Especializou-se em Dentística pela faculdade IMED encerrando em dezembro de 2016.

Trabalhou na saúde pública e privada. Atualmente trabalha em consultório próprio.

Sabe que a construção do saber acadêmico é grande, mas pretende estar em constante aprendizado, dedicando-se com empenho a nobre escolha de ser professora.

OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar minha sincera gratidão a todas as pessoas que estiveram comigo na concretização deste trabalho. Este momento é verdadeiramente especial e não teria sido alcançado sem o apoio, orientação e afeto de tantas pessoas.

Primeiramente, quero agradecer aos meus orientadores, Marcia Borba e Álvaro Della Bona, pelo comprometimento, sabedoria e paciência dedicados ao longo deste percurso. Seus conselhos foram fundamentais para o desenvolvimento desta dissertação, e agradeço por terem compartilhado seu conhecimento e experiência de maneira tão generosa.

As minhas filhas gostaria de expressar todo o meu amor e gratidão por vocês. Vocês são a luz e a inspiração da minha vida, trazendo alegria, amor e significado a cada dia.

Ao meu esposo Ferdinando, agradeço por estar ao meu lado, apoiando-me incondicionalmente em todas as fases deste desafio acadêmico. Sua compreensão, paciência e incentivo foram determinantes para a conclusão desta etapa. Você é minha é minha inspiração de ética e amor pela odontologia.

À minha família, em especial minha mãe Rejane e minha sogra Salete agradeço por todo o suporte emocional e nos momentos onde precisei me ausentar de minha casa e rotina, vocês estavam lá. Minha família é a base de tudo que conquistei até aqui. Agradeço a todos os professores, colegas e funcionários que, de alguma forma, contribuíram para a minha formação.

Cada um de vocês fizeram parte da minha jornada acadêmica e pessoal. Este trabalho também é de vocês, e por isso, deixo aqui registrado meu profundo agradecimento a todos que, de alguma forma, tornaram este sonho uma realidade. Muito obrigada!

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR	5
AGRADECIMENTOS	6
SUMÁRIO	8
LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS	12
INTRODUÇÃO	17
REVISÃO DE LITERATURA	21
PROPOSIÇÃO	
CONSIDERAÇÕES FINAIS	72
REFERÊNCIAS	73
APÊNDICES	78
ARTIGO A SER SUBMETIDO	

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores médios e desvio padrão do volume de desgaste (D) para os materiais avaliados (3D e RATP), sendo o 3D construído em três angulações diferentes (0°, 90° e 45°), além da variação percentual desse volume entre antes e após o ensaio de desgaste ($\%\Delta V$) 57

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Fluxograma do estudo	43	
Figura 2. CP em forma de quadrado com medidas determinadas	44	
Figura 3. Arquivos "stl" posicionados digitalmente no software para		
impressão	44	
Figura 4. Impressora 3D Pionext DJ-89, Dentalprint	45	
Figura 5. Resina utilizada para a impressão	46	
Figura 6. Processo de pós-polimerização	47	
Figura 7. Foto dos corpos de prova com os sprues	47	
Figura 8. Matrizes posicionadas na silicone	48	
Figura 9. Preenchimento da mufla com gesso extra duro	49	
Figura 10. Proporção de pó e líquido para RATP	50	
Figura 11. Resina RATP manipulada no pote Paladom	50	
Figura 12. Utilização de isolante prévio a inserção da resina	51	
Figura 13. Resina RATP colocada nas matrizes cos CPs	52	
Figura 14. Mufla na prensa hidráulica	52	
Figura 15. Mufla no ciclo de polimerização	53	
Figura 16. Amostras posicionadas na base de silicone, prontas par	a	
tomada da imagem por microtomografia	55	
Figura 17. Amostras posicionadas dentro do micrtomógrafo	55	
Figura 18. Microtomografo inspeXio SMX-90CT Plus	56	
Figura 19. Imagem inicial	56	
Figura 20. Imagem reconstruída no programa VGSTUDIO MAX	57	
Figura 21. Pistões com as esferas de alumina posicionadas	58	
Figura 22. Amostra no suporte já acoplado a máquina de desgaste	59	
Figura 23. Pistão e amostra calibrados	59	
Figura 24. Vista dos 8 pistões da máquina	60	
Figura 25. Máquina de desgaste pronta para acionamento inicial	60	
Figura 26. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de		
desgaste do CP 7 impresso em 0°	64	
Figura 27. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de		
desgaste do CP 6 impresso em 90°	64	
Figura 28. Imagens representativas de μCT antes e após ensaio de		
desgaste do CP 1 impresso em 45°	65	

Figura 29. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de desgaste do CP 7 do grupo controle (RATP 65

LISTA DE ABREVIATURAS

- ABS acrilonitrila-butadieno-estireno
- ANOVA analise de variância
- CAD computer-aided design
- CAM computer-aided manufacturing
- CP corpos-de-prova
- DLP processamento digital de luz (Digital Light Processing)
- DTM disfunção temporomandibular
- MA manufatura aditiva
- MEV microscopia eletrônica de varredura
- MDM dispositivo de microespelho digital
- PEEK poli éter éter cetona
- PMMA polimetilmetacrilato
- PS poliestireno
- PC policarbonato
- PCL policaprolactona
- PLA ácido polilático
- RATP resina acrílica termo polimerizável
- SLA estereolitografia (Stereolithography)
- µTC microtomografia computadorizada

RESUMO

As placas oclusais são amplamente utilizadas para o tratamento de pacientes com bruxismo e DTM. Com a evolução dos materiais e técnicas, a impressão 3D tornou-se uma opção de fabricação para esses dispositivos. O presente estudo investigou o efeito do ângulo de impressão no comportamento mecânico de um polímero indicado para a confecção de placas oclusais. Foram confeccionados CPs com três ângulos de impressão: 0, 45 e 90 graus. Um grupo controle foi produzido com RATP. Os CPs foram submetidos ao ensaio de desgaste (n=12) em água a 37° C, com carga de 49 N aplicada com esfera de alumina por 100.000 ciclos, deslizamento de 1 mm e frequência de 2 Hz. O desgaste nos CPs foi avaliado por µTC e os dados analisados por ANOVA $(\alpha = 0.05)$. Os resultados não mostraram diferença significativa (p= 0,795) para os valores médios de desgaste entre os 4 grupos experimentais. A média percentual de perda de volume pelo desgaste variou de 1,62 mm³ (grupos RATP e 3D- 45°) a 1,94 mm³ (grupo 3D- 0°), sem diferença significativa entre os valores (p= 0,660). Conclui-se que os materiais impressos em

3D em diferentes ângulos exibem perda volumétrica por desgaste semelhantes e comparável a resina acrílica termopolimerizável.

ABSTRACT¹

Occlusal splints are widely used for the treatment of patients with bruxism and TMD. With the evolution of materials and techniques, 3D printing has become an option for manufacturing these devices. This study investigated the effect of printing angle on the mechanical behavior of a polymer indicated for the fabrication of occlusal splints. Occlusal splints were made with three printing angles: 0, 45, and 90 degrees. A control group was produced with heatcured acrylic resin. The occlusal splints were subjected to wear testing (n=12) in 37°C water, with a 49 N load applied with an alumina sphere for 100,000 cycles, lateral sliding of 1 mm, and a frequency of 2 Hz. Wear on the occlusal splints was evaluated by micro-computed tomography (µCT), and the data were analyzed by ANOVA ($\alpha = 0.05$). No significant difference (p=0.795) was found for the mean wear values among the 4 experimental groups. The mean percentage of volume loss due to wear ranged from 1.62 mm³ (RATP and

¹ Title (título em inglês)

 $3D-45^{\circ}$ groups) to 1.94 mm^3 ($3D-0^{\circ}$ group), with no significant difference between the values (p=0.660). The 3D material printed at different angles exhibit similar volumetric loss due to wear and these values were comparable to the heat-cured acrylic resin.

Key words: Occlusal splints, Wear, 3D printing

1. INTRODUÇÃO

A disfunção temporomandibular (DTM) é um grupo de condições clínicas relacionadas a problemas com a articulação temporomandibular e/ou a musculatura mastigatória envolvendo os tecidos circundantes. Estudos apontam que a ocorrência de bruxismo é de 8 a 10% na população em geral e numerosos estudos *in vivo* relatam que a mediana de episódios de bruxismo é de 8,1 por hora. Para pacientes com DTM ou bruxismo, comumente, uma placa oclusal é prescrita para tratar e prevenir os efeitos nocivos causados pelas forças parafuncionais (GIBREEL *et al.*, 2022; GRYMAK *et al.*, 2022a, 2022b).

Para a confecção das placas oclusais, os polímeros são os materiais mais utilizados. As placas podem ser fabricadas por dois métodos, o convencional e o digital. No método convencional, a produção da placa começa a partir de modelos de gesso que são montados em articulador onde a placa é encerada e, posteriormente, acrilizada usando resina acrílica termopolimerizável (RATP) ou autopolimerizável. No método digital, as arcadas dentárias do paciente são escaneadas gerando modelos digitais e a placa oclusal é planejada em sistema CAD (*computer-aided design*). Com isso, a placa pode ser fabricada por usinagem de blocos poliméricos pré-fabricados na unidade CAM (*computeraided manufacturing*) ou por impressão 3D de polímero (GIBREEL *et al.*, 2022; GRYMAK *et al.*, 2022, PRAUSE *et al.*, 2022).

A impressão 3D vem se tornando cada vez mais prevalente nos últimos anos, especialmente quando é necessário produzir vários dispositivos em um curto período de tempo. No entanto, as evidências são limitadas sobre o efeito do ângulo de impressão nas propriedades mecânicas e comportamento de desgaste de polímeros indicados para placas oclusais. Estudos tem reportado que o ângulo de impressão tem um papel importante na dureza de superfície, no módulo de elasticidade e na capacidade de polimento dos materiais poliméricos para impressão. Esta é uma informação propriedades relevante, pois essas influenciam no comportamento de desgaste e longevidade das estruturas impressas (GRYMAK et al., 2022).

Dispositivos oclusais impressos vem sendo aplicados com sucesso para reposicionar os maxilares em cirurgia ortognática e como guias cirúrgicos na implantodontia. No

entanto, dispositivos oclusais impressos em 3D para pacientes com bruxismo são usados por períodos mais longos e devem suportar forças de até 770 N. Tais forças podem ser desenvolvidas durante o ranger dos dentes e exceder as forças mastigatórias normais. Mesmo assim, a impressão de dispositivos oclusais precisos é viável, porém poucos estudos investigaram a resistência ao desgaste desses dispositivos e faltam informações sobre a resistência à fratura dos materiais (LUTZ *et al.*, 2019).

Assim, a impressão 3D vem se mostrando uma alternativa promissora para produzir placas oclusais. Porém, existem informações limitadas sobre o comportamento mecânico dos polímeros para impressão 3D em comparação com aqueles utilizados para fresagem na unidade CAM e, especialmente, com as resinas acrílicas utilizadas no método convencional. Além disso, os estudos são conflitantes, alguns relatam maior desgaste em polímeros para impressão (GIBREEL *et al.*, 20022; KESSLER *et al.*, 2019), e outros estudos não encontraram diferença na resistência ao desgaste, quando comparado as estruturas fresadas e fabricadas de forma convencional (SCHMEISER *et al.*, 2022; PRAUSE *et al.*, 2022; HUETTIGA *et al.*, 2017).

2. REVISÃO DE LITERATURA

Odontologia Digital

Inquestionavelmente, a odontologia hoje está mudando. Neste momento, os sistemas digitais permeiam as novas possibilidades na odontologia com sistemas modernos que facilitam o trabalho do operador e o tratamento oferecido ao paciente, sendo cada vez mais versáteis e de aplicação clínica (REKOW, 2020).

Destacam-se as tecnologias de desenho assistido por computador (CAD) e fabricação assistida por computador (CAM). O CAD/CAM é uma tecnologia muito utilizada em várias indústrias, sendo apresentado a Odontologia no final da década de 70. Os objetivos principais dessas tecnologias eram a automatização de um processo manual de forma a obter um material de elevada qualidade, padronizar processos de fabricação e reduzir os custos de produção (DELLA BONA *et al.*, 2021; KHORSANDI *et al.*, 2021).

Os sistemas CAD/CAM revolucionaram o projeto e a fabricação de restaurações, modelos e outros aparelhos. Os sistemas digitais odontológicos são formados por três etapas:

obtenção das imagens tridimensionais, construção digital e manufatura da peça desejada. Para captação dos dados para criar o modelo digital podem ser utilizados tanto escâneres intraorais quanto laboratoriais. Imagens em tempo real podem ser obtidas diretamente da boca do paciente, podendo ser de um ou vários dentes, arcadas inteiras, arcada antagonista, oclusão e tecidos moles circundantes (BOHNER *et al.*, 2019).

Os softwares dedicados a CAD são designados para possibilitar que o operador projete a construção digital 3D do componente protético, como copings, coroas, pontes, estruturas, próteses totais entre outros, com o propósito de produção. A combinação de dados provenientes de diversas fontes, juntamente com melhorias nas interfaces de usuário do software CAD, tem aberto importantes possibilidades para a tecnologia 3D. Os módulos de software agora incluem aprimoramentos estéticos robustos, incluindo design de sorriso, bibliotecas de formas de dentes, correspondência de cores e colocação de dentes para dentaduras. Outras melhorias incluem a fixação da mandíbula para aprimorar e automatizar os componentes da oclusão dinâmica (REKOW, 2020). A unidade CAM é compreendida pelo dispositivo de fabricação da peça projetada, sendo que o processamento pode ser através de manufatura subtrativa ou aditiva. A manufatura subtrativa é feita através de fresadoras, na qual um disco ou bloco pré-fabricado será usinado, ou seja, material será removido por fresas até atingir a forma projetada. Esse tipo de tecnologia foi precursora na odontologia e pode ser utilizada com metais, polímeros, compositos e cerâmicas.

Os métodos subtrativos de CAD/CAM produzem restaurações confiáveis com dimensões precisas, reduzindo o tempo de fabricação e mão de obra, em comparação com outras técnicas de fabricação manuais. No entanto, a manufatura subtrativa desperdiça material não usado na estrutura usinada, produz desgaste das pontas de fresagem, e gera defeitos de superfície e sub-superfície nas peças usinadas, que são concentradores de tensões e podem afetar o comportamento mecânico da estrutura (DELLA BONA *et al.*, 2021).

A manufatura aditiva (MA), comumente chamada de impressão 3D, oferece uma alternativa à usinagem subtrativa, surgindo na odontologia como uma técnica promissora para

fabricar restaurações dentárias e outras estruturas. Outros fatores mais exclusivos na usinagem aditiva é a flexibilidade do projeto e o mínimo desperdício de material. Um bloco sólido não é mais o ponto de partida para a fabricação. Na MA, os produtos são criados camada por camada, permitindo um alto grau de complexidade geométrica (DELLA BONA *et al.*, 2021; KHORSANDI *et al.*, 2021).

A manufatura aditiva é representada por diferentes tecnologias, entre elas a estereolitografia, modelagem por deposição fundida, sinterização seletiva a laser, impressão a jato de tinta, jato de fotopolímero e impressão de aglutinante em pó. Diferentes materiais como polímeros, compósitos, cerâmicas e ligas metálicas são empregados para manufatura aditiva. A integração da impressão 3D em diferentes facetas da odontologia contemporânea vem possibilitando a produção de próteses complexas, ortodônticas e dispositivos cirúrgicos que exigem flexibilidade e resistência à abrasão dos materiais (KHORSANDI *et al.*, 2021).

Os sistemas CAD/CAM revolucionaram o projeto e a fabricação de restaurações, modelos e outros aparelhos. Os primeiros sistemas eram limitados, baseados em manufatura subtrativa, e podiam fabricar apenas restaurações parciais.

Agora, parece não haver limites na manufatura que vai desde simples inlays até próteses totais projetadas e fabricadas digitalmente, aparelhos ortodônticos, modelos de estudo, placas miorelaxantes, componentes relacionados ao implante e guias cirúrgicos simples e complexos (REKOW, 2020).

Embora os componentes funcionais de aquisição de dados, projeto e fabricação não tenham sofrido alterações significativas, a abertura dos sistemas de CAD/CAM proporcionou possibilidades de escolhas no fluxo do trabalho. Ao invés de sistemas fechados onde todos os componentes funcionais foram incorporados em um sistema CAD/CAM, agora componentes funcionais de diferentes fabricantes podem ser selecionados e vinculados pelo usuário. Isso permite que os processos de criação de qualquer estrutura sejam distribuídos para melhor atender aos interesses, capacidades e habilidades daqueles que contribuem para a fabricação das estruturas. O fluxo de trabalho digital mostrou que o tempo desde a aquisição de dados até o produto final é reduzido com maior economia de tempo de laboratório (REKOW, 2020).

Tecnologias para impressão 3D

Atualmente, a impressão 3D pode fornecer uma gama ampla de dispositivos odontológicos, incluindo desde modelos simples, enceramentos, coroas provisórias, placas oclusais, guias cirúrgicos, até próteses definitivas de metal e cerâmica e próteses totais. Dependendo do sistema, as escolhas de materiais incluem cerâmica vítrea, liga de cromocobalto, compósitos, PMMA, resina/polímeros, cera, titânio, zircônia, com cada vez mais opções disponíveis com a inovação de novos materiais. Embora diferentes tecnologias de impressão 3D estejam disponíveis, para a produção de dispositivos odontológicos à base de polímeros e compósitos duas destacam: a estereolitografia (SLA) e o se processamento digital de luz (DLP) (KHORSANDI et al., 2021).

Entre as várias técnicas de impressão 3D, a estereolitografia (SLA) é a mais popular para aplicações odontológicas, oferecendo maior precisão e resolução, detalhes mais refinados e bom acabamento superficial. Na técnica SLA um objeto é construído através da deposição de camadas consecutivas de material fotossensível que são prontamente polimerizadas. A espessura, orientação da camada impressa, profundidade e grau de polimerização

juntamente com qualquer processo de pós-cura são alguns dos fatores que influenciam as propriedades mecânicas e físicas da estrutura impressa (DELLA BONA *et al.*, 2021; KHORSANDI *et al.*, 2021).

Esta tecnologia pode ser subdividida em diferentes categorias com base no tipo de movimento da plataforma e movimento do laser. Independentemente dessas categorias, a impressão passa por três etapas principais: exposição à luz/laser, movimento da plataforma e recarga de resina. As camadas são unidas após a exposição da resina à luz/laser, que induz a polimerização por radicais livres dos monômeros da resina. À medida que uma camada é polimerizada, a plataforma de resina se move em uma distância igual à espessura de uma camada e constrói a próxima camada até que a impressão do objeto seja concluída. Variáveis como intensidade da fonte de luz/laser, velocidade de digitalização, bem como a quantidade de monômeros de resina e fotoiniciadores podem ser controlados para alcançar a cinética de modelagem necessária e as propriedades adequadas do produto final. Atualmente, a SLA é aplicada na fabricação de coroas e próteses parciais fixas temporárias e permanentes, guias cirúrgicos, placas oclusais e modelos

dentários (KHORSANDI *et al.*, 2021). No geral, o SLA é uma técnica rápida, conveniente e multifuncional em impressão odontológica 3D.

A projeção de luz digital (DLP) é uma tecnologia de fotopolimerização semelhante ao método SLA. Os materiais utilizados são resinas fotossensíveis que ao fotopolimerizarem formam a estrutura impressa em 3D, camada por camada. Com base na posição da fonte de luz, a plataforma de construção poderá ser ascendente ou descendente. Depois de polimerizar cada camada, a plataforma de construção se move conforme a espessura da camada até completar toda a estrutura. A impressora utiliza de um dispositivo de micro espelho digital (MDM) para refletir e conduzir a luz do projetor para a lente de projeção e fazer diferentes configurações e ajustes em cada camada.

Embora os métodos SLA e DPL sejam muito semelhantes, eles também apresentam algumas diferenças, sendo que a principal diferença é a fonte de luz. Na impressão por SLA é utilizado o feixe de laser UV, enquanto o DLP usa fonte de luz na projeção, consequentemente, em SLA o feixe de laser se move ponto a ponto e polimeriza a resina, enquanto em DLP a fonte de luz é estacionário e cura cada camada da

resina de uma vez. Esses diferentes processos de cura resultam em maior precisão e melhor qualidade na SLA comparado ao DLP, mas por outro lado, melhora a velocidade de impressão no método DLP. Quanto a intensidade da fonte de luz na impressora 3D, na DLP é ajustável, enquanto na SLA não é possível ajustar. Em resumo, o método DLP apresenta impressão rápida de peças maiores com menos detalhes, enquanto o SLA imprime peças precisas com detalhes intrincados (KHORSANDI *et al.*, 2021).

Polímeros para impressão 3D

Diferentes tipos de polímeros podem ser utilizados na impressão 3D, de acordo com a aplicação do dispositivo odontológico impresso. Entre esses polímeros destacam-se os polímeros de vinil, de estireno e o poliéster.

Os polímeros vinílicos são os polímeros mais usados em odontologia devido às propriedades ajustáveis. Embora os polímeros vinílicos sejam biocompatíveis, a maioria deles não é biodegradável, tornando-os materiais desfavoráveis para muitas aplicações médicas, mas não odontológicas, uma vez que a degradação não é desejável para um uso a longo prazo. Por razão, novos métodos de síntese foram esta implementados para ajustar as propriedades do material e controlar o peso molecular do polímero resultante, bem como sua extremidade e cadeia. Polímeros de vinil são amplamente utilizados para impressão 3D na odontologia, em especial o polimetilmetacrilato (PMMA) por ser de fácil processamento, ter baixo custo e peso, ter estabilidade em meio bucal e boas propriedades estéticas. No entanto, o PMMA tem propriedades superficiais pobres e baixas propriedades mecânicas (KHORSANDI et al., 2021).

Existem dois polímeros de estireno comumente utilizados na impressão 3D odontológica: poliestireno (PS) e acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS). PS é um hidrocarboneto aromático, estruturalmente amorfo, formando uma estrutura de alta transparência e superfície lisa. As propriedades mecânicas e facilidade de fabricação o tornam um bom candidato para aplicações odontológicas. Outro material utilizado na impressão 3D é o ABS, um polímero termoplástico que herda suas propriedades superiores de seus monômeros: acrilonitrila, butadieno e estireno, cada um dos monômeros contribuindo para a qualidade do ABS. Portanto, o ABS deve sua tolerância ao calor, alta resistência ao

impacto e rigidez ao acrilonitrila, butadieno e estireno, respectivamente (KHORSANDI *et al.*, 2021).

Poliéster refere-se a um grupo de polímeros termoplásticos que contém grupos funcionais éster na cadeia principal. Eles são polimerizados via policondensação pela remoção de moléculas de água. Os três poliésteres mais populares são policarbonato (PC), policaprolactona (PCL) e ácido polilático (PLA). Os PCs são polímeros mecanicamente robustos, amorfos e transparentes. Os PCs são amplamente odontologia para produzir utilizados na bráquetes ortodônticos, bases de próteses e coroas provisórias préfabricadas. Apesar das propriedades vantajosas do PC, existe uma probabilidade de liberação de bisfenol A tornando-o uma substância potencialmente nociva. O PCL é um poliéster biodegradável e biocompatível com alta estabilidade in vivo devido à sua hidrofobicidade. No campo da impressão 3D, o PCL é de interesse devido ao seu baixo ponto de fusão (~63°C), tornando-o útil para técnicas de impressão como FDM (Fused Deposition Modeling – ou extrusão termoplástica de filamento). Além disso, o PCL impresso em 3D é usado na regeneração do tecido ósseo, como aumento do osso alveolar.

O PLA é um dos polímeros mais amplamente utilizados em aplicações relacionadas ao corpo humano. O PLA é altamente biocompatível e possui propriedades físicoquímicas ajustáveis. A excelente processabilidade do PLA permite sua utilização em diferentes métodos de impressão 3D e para diversas aplicações como impressão FDM de guias cirúrgicos, e restaurações provisórias.

Desgaste de polímeros para impressão 3D de placas oclusais

Um estudo avaliou o desgaste de materiais utilizados para a confecção de placas oclusais através de simulação de mastigação. Foram confeccionados 48 CPs no desenho de um primeiro molar inferior fabricados em polímero para usinagem em CAM e para impressão 3D. Para uma reprodução mais precisa das superfícies oclusais, os CPs foram impressos em 90° e as camadas foram orientadas paralelamente à direção de aplicação da carga no simulador de mastigação. Os CPs foram submetidos à simulação de mastigação de 120.000 ciclos, a 37°C, carga 50 N e frequência de 1,3 Hz em oposição aos antagonistas do esmalte. O desgaste foi avaliado pela diferença nos substratos escaneados antes e depois do envelhecimento usando o método gaussiano *best-fit*. Os padrões de danos foram categorizados e avaliados com base em exames microscópicos. Os CPs impressos apresentaram desgaste similar aos CPs do grupo CAM, mas os CPs impressos em 3D foram mais susceptíveis a fratura (SCHMEISER *et al.*, 2022).

Segundo a revisão sistemática de Grymak et al. (2022b), o polímero a base de poli éter éter cetona (PEEK) apresenta o melhor comportamento de desgaste em estudos in vitro e in vivo. Materiais para dispositivos oclusais termopolimerizáveis, fresados em CAD e impressos em 3D não apresentam diferenças significativas entre si, enquanto os materiais processados à vácuo mostraram maior desgaste. Poucos estudos foram encontrados sobre a influência dos diferentes parâmetros de fabricação evidenciando а clínicos que necessidade de estudos mostram 0 comportamento de desgaste de placas oclusais impressas em 3D. Esta mesma revisão sistemática mostrou uma falta significativa de padronização na medição de desgaste e parâmetros que devem ser considerados para estudos in vitro. Os autores também sugerem que alguns requisitos sejam seguidos para os testes de desgaste, como o uso da máquina de simulação de mastigação de desgaste, o armazenamento em água antes e durante os testes, a força recomendada deve ser em torno de 50 N, o número de ciclos deve ser igual ao tempo mínimo de tratamento e para estudos in vitro e in vivo, a perfilometria digital deve ser usada e a perda volumétrica deve ser calculada para resultados mais precisos.

Um estudo in vitro avaliou o desgaste e a dureza superficial de nove materiais para placas oclusais produzidos com o método convencional, fresagem CAM e impressão 3D. Os resultados mostraram que as diferenças nas propriedades investigadas entre os materiais não estavam relacionadas apenas às diferentes tecnologias de fabricação, mas também à sua composição química. A menor profundidade de desgaste vertical foi observada para a resina termopolimerizada, material fresado à base de PMMA e resina autopolimerizável, sem diferença estatística entre os materiais. Os materiais flexíveis à base de policarbonato impressos em 3D e fresados por CAD-CAM exibiram menor dureza superficial e maior desgaste do que os materiais à base de PMMA. Os materiais à base de PMMA exibiram a dureza de superfície e resistência desgaste mais consistentes, independentemente da ao tecnologia de fabricação (GIBREEL et al., 2022).

Outro estudo avaliou a taxa de desgaste, perda volumétrica e alteração da área de contato ao longo do tempo de materiais para dispositivo oclusal fabricados com PMMA convencional termo polimerizável, polímero para fresagem em unidade CAM e quatro polímeros para impressão 3D, impressos em três ângulos de construção diferentes (0°, 45° e 90°). O método de desgaste block-on-ring, onde o esmalte humano era o antagonista, foi utilizado. Os resultados mostraram uma diferença significativa no desgaste entre os materiais de placa oclusal. O PMMA para fresagem foi o material mais durável e resistente ao desgaste, seguido pelo PMMA termo polimerizável e resinas impressas em 3D. Não houve mudança significativa na perda volumétrica em materiais termo polimerizáveis e para fresagem entre 6 e 12 meses. Isso pode ser explicado pelos métodos de produção que resultaram em alta densidade do PMMA produzindo uma estrutura homogênea livre de porosidade. Em contraste com os materiais impressos em 3D, o ângulo de construção e a espessura das camadas podem ser definidos e controlados nas dimensões desejadas antes da produção. Embora os resultados de dureza pareçam muito semelhantes, os materiais impressos mostraram uma tendência de maior perda volumétrica devido à organização das camadas e presença de porosidades. Assim, os materiais impressos tiveram significativamente menor resistência ao desgaste. Ainda, a marca comercial do material para impressão não foi um fator de influência em termos de resistência ao desgaste, no entanto, o ângulo de impressão de 0° teve a maior resistência ao desgaste, seguido pelos 45° e 90°, respectivamente. Nenhum dos materiais testados resultou em desgaste significativo do esmalte humano (GRYMAK *et al.*, 2022a).

LUTZ *et al.* (2019) investigaram o desgaste de materiais para placas oclusais produzidas por impressão 3D, fresagem em unidade CAM e fabricadas convencionalmente após 20.000 e 120.000 ciclos em um simulador de mastigação, bem como a resistência à fratura antes e após ensaio de desgaste. Os resultados gerais demonstraram diferenças significativas entre os materiais investigados e as técnicas de fabricação para desgaste e resistência à fratura. Esta observação é importante para avaliar a adequação do material de impressão para a fabricação de dispositivos oclusais e para comparar as aplicações. Dispositivos produzidos por impressão 3D mostraram menor resistência ao desgaste e menor resistência à fratura do que os fresados. Os
dispositivos confeccionados pelo método convencional apresentaram a menor perda volumétrica no ensaio de desgaste do que os demais grupos. Para o material impresso, apenas informações limitadas sobre a composição química são fornecidas pelo fabricante. Em comparação com os outros materiais investigados à base de PMMA, o monômero (uretano dimetacrilato) é o principal componente, o que poderia explicar as diferenças observadas na resistência à fratura e perda de volume do material. Para o material impresso, a resistência à fratura não foi afetada pela simulação da mastigação. Isso pode indicar alta confiabilidade, boa resistência ao envelhecimento e boa homogeneidade do material com base, não apenas na composição química, mas também nos parâmetros de processamento da impressão 3D. Os materiais testados exibiram diferentes padrões de fratura, sendo que todos mostraram trincas, mas o material para impressão 3D e o material fabricado convencionalmente exibiram uma fratura mais frágil com menos deformação plástica do que os dispositivos fresados em CAD/CAM.

Estudos mostram que diferentes ângulos de impressão influenciam a precisão dos objetos impressos por DLP, e a

37

resistência à flexão é maior em dispositivos oclusais impressos por SLA com direção de impressão vertical (90 graus). Além disso, diminuir a espessura da camada aumenta a resistência à flexão de objetos impressos em SLA. Isso também pode afetar a resistência à fratura de objetos impressos em DLP pois ambas as técnicas polimerizam o material camada por camada (VAYRYNEN et al., 2016.)

3. PROPOSIÇÃO

Objetivos gerais

Investigar o efeito do ângulo de impressão no no desgaste de polímeros indicados para a confecção de placas oclusais.

Objetivos específicos

Os objetivos específicos são:

- Investigar o efeito do ângulo de impressão 3D (0, 45 e 90 graus) na perda volumétrica de corpos de prova de polímero submetidos a um ensaio de desgaste.
 h₀₁: Testar a hipótese nula de que o ângulo de impressão não influencia na perda volumétrica de corpos de prova submetidos ao ensaio de desgaste.
- Investigar a perda volumétrica dos corpos de prova impressos em 3D quando comparados com corpos de prova confeccionados em resina acrílica termo polimerizável.

h₀₂: Testar a hipótese nula de que a resina para impressão 3D e a resina acrílica termo polimerizável tem perda de volume semelhantes quando submetidas ao ensaio de desgaste.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo trata-se de um estudo experimental laboratorial no qual foram utilizados os seguintes materiais:

 Polímero resinoso para impressão 3D (Prizama Bio Splint DLP/LCD/SLA transparente, Makertch Labs, São Paulo, SP, Brasil);

 Resina acrílica termo polimerizável para base de dentaduras (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil).

Foram confeccionados um total de 48 CPs, sendo 12 CPs impressos em 3D para cada ângulo de impressão: 0, 45 e 90 graus. Um grupo controle de 12 CPs foi produzido com resina acrílica termo polimerizável (RATP). Os CPs foram submetidos e ao ensaio de desgaste (n=12), conforme fluxograma da Figura 1.



Figura 1. Fluxograma do estudo

4.1 Confecção dos corpos-de-prova

4.1.1 Corpos de prova 3D

Um desenho digital 3D com as dimensões de 14 mm por 14 mm com 2 mm de espessura (Figura 2) foi produzido em arquivo tipo "stl", o qual foi transferido para um *software* especifico, que posicionou os CPs de acordo com o angulo da impressão 3D: 0, 45 e 90 graus (Figura 3). Os suportes (*sprues*) do objeto a ser impresso também foram organizados e distribuídos formando o conjunto tridimensional que foi impresso em impressora 3D (Pionext DJ-89, Dental Print) (Figura 4).



Figura 2. CP em forma de quadrado com medidas determinadas.



Figura 3. Arquivos "stl" posicionados digitalmente no software para impressão.



Figura 4. Impressora 3D Pionext DJ-89, Dental print.

O material para impressão dos CPs (Prizma Bio Splint DLP/LCD/SLA transparente, Makertech Labs, São Paulo, SP, Brasil) (Figura5) foi colocado no recipiente (vat) da impressora 3D e o arquivo do desenho dos CPs foi exportado via USB. Conforme a recomendação do fabricante os CPs foram impressos com os seguintes parâmetros: espessura da camada de 0,05 mm, com exposição inicial de 50 s, tempo de exposição de 4 s (\pm 0,5 s), altura ascendente de 8 mm, velocidade do motor de 8 mm/s, desligue delay 1 s, e camada de exposição inferior de 5 s.

Após a impressão os CPs foram colocados em álcool isopropílico por 5 min em cuba sônica (Digital ultrassonic Cleaner, CD4810, Gnatus, São Paulo, Brasil) para retirada da resina da superfície e secar totalmente. Após os CPs foram colocados em câmara de luz UV para o pós-cura por 20 min. Finalizada a pós-polimerização, os CPs impressos foram separados manualmente dos *sprues* (Figura 7). Não foi realizado polimento da superfície nos CPs.



Figura 5. Resina utilizada para a impressão.



Figura 6. Processo de pós-polimerização.



Figura 7. Foto dos corpos de prova com os sprues.

4.1.2 Corpos de prova de RATP

No grupo controle os CPs de RATP foram confeccionados com as mesmas dimensões dos CPs impressos. Para isso, foram confeccionadas matrizes impressas em 3D, que foram mufladas conforme descrito por Britto et al. (2022). Na parte inferior da mufla foi colocado uma camada de gesso extra duro que, após a presa, foi recoberta com uma camada de silicone de condensação laboratorial (Zetalabor, Zermach, Polesine, Itália) onde foram posicionadas 12 matrizes impressas (Figura 8). Após foi realizado isolamento da superfície do conjunto (silicone/matrizes) usando um pincel com isolante para resina acrílica, adicionado gesso extra duro para preenchimento da mufla e posicionado a tampa da mufla para fechamento da mesma (Figura 9).



Figura 8. Matrizes posicionadas na silicone.



Figura 9. Preenchimento da mufla com gesso extra duro.

Após a presa do material, as partes da mufla foram separadas e as matrizes foram cuidadosamente removidas, deixando a impressão das mesmas no silicone laboratorial e no gesso.

A manipulação da resina acrílica termo ativada ocorreu a partir da proporção correta de liquido e pó (Figura 10) em um pote Paladon (Golgran, São Caetano do Sul, SP, Brasil) e uma espátula de número 36 (Fava, São Paulo, SP, Brasil) foi utilizada para agregar o pó ao liquido (Figura 11). Antes da inserção da resina foi realizado o isolamento do conjunto (Isolante Cel Lac, SS Withe) (Figura 12).



Figura 10. Proporção de pó e líquido para RATP.



Figura 11. Resina RATP manipulada no pote Paladom.



Figura 12. Utilização de isolante prévio a inserção da resina.

A resina acrílica após a manipulação foi adaptada nas impressões deixadas pelas matrizes dos CP (Figura 13). A mufla foi fechada, prensada em prensa hidráulica (Figura 14), e levada para o ciclo de polimerização (Figura 15), conforme recomendação do fabricante. Após o ciclo de polimerização, a mufla foi aberta e os CP removidos cuidadosamente.

Não foi realizado polimento da superfície nos CPs.



Figura 13. Resina RATP colocada nas matrizes cos CPs.



Figura 14. Mufla na prensa hidráulica.



Figura 15. Mufla no ciclo de polimerização.

Após todas as amostras prontas foi realizada o preparo das margens das amostras com broca edenta para que adaptassem na base da máquina de desgaste. Foi realizado uma legenda com letras e números na face contraria a que seria analisada para identificar o material e ângulo de impressão. Assim, a legenda: "A" para CPs impressos no ângulo de 0°, "B" para CPs impressos em 90°, "C" para CPs impressos em 45° e "D" para CPs do grupo controle em RATP. A legenda era composta pela letra e o número da amostra.

4.2 Tomada das imagens pré e pós teste de desgaste

Para a tomada das imagens foi confeccionado uma base de silicone pesada (Silicone de adição Scan Putty, Yller, Brasil) com espaço para 3 amostras (Figura 16) na posição vertical dentro do microtomografo (µCT) (Figura 17).

Para avaliação da quantidade de desgaste das amostras, foram obtidas imagens antes e após o ensaio, com um microtomografo inspeXio SMX-90CT Plus (Figura 18) utilizando 60 kV e 100 uA, com 2400 tomadas radiográficas, a uma distância de 180 mm (Figura 19). Os arquivos foram reconstruídos a uma resolução de 1024 x 1024 no formato C File (Shimadzu image) foram carregados no programa VGSTUDIO MAX, com os parâmetros para tons de cinza com mínimo em 32528 e máximo em 60538 (Figura 20). Como as amostras foram obtidas em grupos de 3, elas foram então separadas individualmente no programa para a avaliação volumétrica, com o alinhamento e sobreposição das amostras analisadas antes e após o ensaio com ajuste na renderização para eliminação do fundo. Foi realizado um recorte na região de desgaste com medidas padronizadas de 100 x 70 x 100 voxel (4,68 x 3,28 x 4,68 mm), nas amostras antes e depois do ensaio para determinação da região de

interesse (ROI), onde foi obtido o volume das amostras, antes e após o ensaio.



Figura 16. Amostras posicionadas na base de silicone, prontas para tomada da imagem por microtomografia.



Figura 17. Amostras posicionadas dentro do micrtomógrafo.



Figura 18. Microtomografo inspeXio SMX-90CT Plus



Figura 19. Imagem inicial.



Figura 20. Imagem reconstruída no programa VGSTUDIO MAX.

4.3 Teste de desgaste

O teste de desgaste foi realizado em um simulador de desgaste (Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brasil) com os seguintes parâmetros: água a 37°C, carga de 49 N aplicada na direção axial associada ao deslizamento lateral de 1 mm, frequência de 2 Hz, com um total de 100.000 ciclos. O simulador apresenta 8 estações com respectivos pistões de carregamento (Figura 21) onde são coladas as esferas de alumina de 6 mm que aplica a carga. Para cada amostra foi utilizada uma esfera. Os CPs foram encaixados em um suporte pré fabricado com impressão 3D que após eram acoplados e presos ao simulados de desgaste (Figura 22). A agua era aquecida e mantida a 37°C, antes do

acionamento da máquina de teste. A calibragem da altura e movimento dos pistões (Figura 23) era realizado com um calibre de folga de 0,05 mm entre a amostra e a esfera de alumina. Após a calibração e posicionamento adequado dos pistões (Figura 24) o software (HCP Works) do computador era programado e a máquina de teste de desgaste acionada aplicando uma carga sobre as amostras com os parâmetros descritos acima (Figura 25).



Figura 21. Pistões com as esferas de alumina posicionadas.



Figura 22. Amostra no suporte já acoplado a máquina de desgaste.



Figura 23. Pistão e amostra calibrados.



Figura 24. Vista dos 8 pistões da máquina.



Figura 25. Máquina de desgaste pronta para acionamento inicial.

4.5 Análise estatística

Os dados de volume de desgaste apresentaram distribuição normal e variância semelhante. Assim, eles foram analisados usando ANOVA de um fator (α = 0,05).

5. RESULTADOS

O presente estudo simulou as condições orais para avaliação de desgaste de materiais usados na fabricação de placas oclusais, polímero para impressão 3D e uma RATP (controle). O polímero foi impresso em diferentes ângulos (0, 45 e 90 graus) avaliando a influência do ângulo de impressão no desgaste do material.

Os valores do ensaio de desgaste foram analisados estatisticamente (SPSS, versão 18) apresentando normalidade de dados (teste de Shapiro-Wilk), seguindo-se para uma análise de variância de um fator (one-way ANOVA) com nível de significância de 5% (α = 0,05). Essa análise não mostrou diferença significativa (p= 0,795) para os valores médios de desgaste (perda de volume em mm³) entre os 4 grupos experimentais, com variação entre 0,54 mm³ (grupo 3D- 45°) e 0,63 mm³ (grupo 3D- 0°) (Tabela 1).

A média percentual de perda de volume pelo desgaste variou de 1,62 mm³ (grupos RATP e 3D- 45°) a 1,94 mm³ (grupo 3D- 0°), sem diferença significativa entre os valores (p= 0,660).

Tabela 1. Valores médios e desvio padrão do volume de desgaste (D) para os materiais avaliados (3D e RATP), sendo o 3D construído em três angulações diferentes (0°, 90° e 45°), além da variação percentual desse volume entre antes e após o ensaio de desgaste (% Δ V).

GRUPOS	n	D (mm³)	%ΔV
3D- 0º	12	$0,627 \pm 0,261$ ^{ns1}	-1,943 \pm 0,834 $^{\rm ns2}$
3D- 90º	12	$0,\!582 \pm 0,\!237$	-1,821 \pm 0,746
3D- 45⁰	12	$0,537 \pm 0,234$	-1,618 \pm 0,705
RATP	12	$0,544 \pm 0,245$	-1,624 $\pm 0,714$

 $ns^1 = n$ ão significativo pelo teste F (anova) (p=0,795) $ns^2 = n$ ão significativo pelo teste F (anova) (p=0,660)

As imagens de μ CT acompanhadas da avaliação da perda de volume, comparando o mesmo CP antes e após o teste de desgaste evidenciaram a similaridade quantitativa encontrada (Figuras 26 - 29). representativas



Figura 26. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de desgaste do CP 7 impresso em 0°.



Figura 27. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de desgaste do CP 6 impresso em 90°.



Figura 28. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de desgaste do CP 1 impresso em 45°.



Figura 29. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de desgaste do CP 7 do grupo controle (RATP).

6. DISCUSSÃO

As placas oclusais são consideradas uma forma de tratamento conservador da disfunção temporomandibular. Elas estão disponíveis em uma variedade de materiais poliméricos e podem ser projetadas de acordo com as necessidades dos pacientes. Os materiais de fabricação mais comuns para esses aparelhos são as resinas acrílicas convencionais termo polimerizadas ou auto polimerizadas. Porém, com a introdução dos sistemas CAD/CAM na odontologia, agora existem oportunidades para fabricar dispositivos oclusais usando tecnologia digital. Dentre as vantagens de se utilizar estes sistemas estão a economia de tempo, menor desperdício de material, além de apresentar menor contração e mais homogeneidade no material. Isso também se aplica à manufatura aditiva, no entanto, ainda há preocupações quanto à precisão, influência do ângulo de impressão e posicionamento da placa impressa para obter o melhor resultado de longa duração com taxas mínimas de desgaste (GRYMAK et al., 2022).

Este estudo in vitro teve como objetivo avaliar a influência do ângulo de impressão no desgaste de um material utilizado para impressão 3D de placas oclusais. Para isso, foram testadas duas hipóteses. A primeira hipótese é de que o ângulo de impressão (0°, 45° e 90°) não influencia na perda volumétrica de corpos de prova submetidos ao ensaio de desgaste, o que foi confirmado pelo presente estudo. A segunda hipótese é que corpos de provas impressos em 3D apresentam desgaste semelhante quando comparados com corpos de prova em RATP, o que foi também confirmado pelos resultados desse estudo.

A orientação ou ângulo de impressão é uma decisão importante nas etapas iniciais da fabricação aditiva, afetando a precisão da impressão e algumas propriedades mecânicas das estruturas impressas. Além disso, a orientação de impressão determina a direção de construção das camadas e a configuração camada por camada que forma a geometria da superfície (SHIM, et al 2019). Porém, até o momento há pouca literatura sobre a influência do ângulo de impressão na resistência ao desgaste de estruturas impressas, em especial de placas oclusais impressas em 3D.

Grymak et al. (2022b) concluíram que o material PEEK demonstrou as melhores propriedades de desgaste, com o menor desgaste em estudos in vitro e in vivo. No mesmo estudo de análise sistemática constatou-se que materiais polimerizados a quente, fresados em CAD e impressos em 3D não apresentaram diferença significativa entre si. Após um teste de desgaste com 5.000 ciclos em corpos de prova fabricados de forma convencional, fresados e impressos em 3D, Huettiga et al. (2017) mostraram que houve diferença significativa apenas entre a forma convencional e a fresada. Porém, todos os materiais apresentaram superfícies polidas comparáveis e uma escala de desgaste semelhante. A angulação da impressão não foi considerada no estudo, com a superfície testada sendo impressa horizontalmente. Porém, dado o pequeno desvio padrão apresentado no grupo impresso em 3D, o estudo sugere que a orientação das camadas em relação à abrasão não tem relevância para o desgaste em materiais impressos em 3D.

Schemeiser et al. (2022) avaliaram o desgaste de materiais de placa oclusal, comparando CAM e impressão 3D sob condições clinicamente relevantes in vitro por meio de

67

simulação de mastigação (120.000 ciclos). O estudo conclui que as estruturas impressas em 3D não mostraram diferenças no desgaste em comparação com os CAM, mas os impressos em 3D são mais propensos a apresentar uma fratura. Nenhum dos materiais testados causou abrasão na estrutura dos dentes humanos. Salientam que enquanto as terapias com materiais de placa oclusal estão crescendo, a impressão 3D oferece uma alternativa promissora ao CAM em termos de precisão de produção e sucesso terapêutico a custos reduzidos.

Devido à ampla variação nos parâmetros de testes de desgaste, como o ambiente do teste, material e design do simulador. número de ciclos mastigatórios, movimentos/rotações aplicados e técnicas de avaliação do desgaste, uma comparação direta dos resultados entre os estudos se torna desafiadora. Grymak et al. (2022a) observaram que os materiais de placas oclusais impressos exibiram menor resistência ao desgaste em comparação com os materiais de PMMA polimerizados a quente e os fresados por CAD-CAM. Em contraste, no estudo de Wesemann et al. (2021), as placas oclusais convencionais, fresadas e aditivamente demonstraram resistência fabricadas **ao** desgaste semelhante após 200.000 ciclos.

O desgaste é caracterizado como uma perda gradual e contínua de material da superfície ou deformação resultante da interação mecânica entre duas superfícies em movimento. A simulação da perda de desgaste geralmente foca no atrito (interações de desgaste de dois corpos) e na abrasão (interações de desgaste de três corpos), pois possuem uma natureza biomecânica e parâmetros relevantes com aplicabilidade clínica tanto in vivo quanto in vitro. A seleção de parâmetros com valores comparáveis é crucial. Tipicamente, os parâmetros relevantes incluem a área da região desgastada, a perda volumétrica ou a profundidade do desgaste. Os estudos in vitro são considerados uma ferramenta de triagem mais rápida e econômica em comparação com os estudos clínicos para avaliar as propriedades mecânicas e o comportamento de desgaste dos materiais (GIBREEL et al., 2022; GRYMAK et al., 2022b).

Uma análise sistemática (GRYMAK et al., 2022b) propõe diretrizes para os testes de desgaste, que incluem o uso da máquina de simulação de mastigação, armazenamento em água prévio e durante os testes, aplicação de uma força recomendada de aproximadamente 50 N, realização de ciclos equivalentes ao tempo mínimo de tratamento, e para estudos

69

in vitro e in vivo, a utilização da perfilometria digital para calcular a perda volumétrica, garantindo resultados mais precisos. Essas recomendações foram seguidas no presente estudo que utilizou um simulador de mastigação em que as amostras em água a 37°C foram submetidas a uma carga de 49 N aplicada na direção axial associada ao deslizamento lateral de 1 mm, em 100.000 ciclos com frequência de 2 Hz.

Considerando as limitações inerentes de estudos in vitro, o presente estudo limitou-se a avaliar apenas uma resina para impressão. Apesar dos resultados serem comparáveis a RATP, recomenda-se confirmar os resultados desse estudo usando outros tipos de resina para impressão e, posteriormente, ensaios clínicos.

7. CONCLUSÕES

O presente estudo mostrou que os materiais impressos em 3D em diferentes ângulos exibem perda volumétrica por desgaste semelhantes e comparável a resina acrílica termopolimerizável.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo ao mostrar que não há diferença significativa em relação ao desgaste e ângulo de impressão, deixa o operador mais seguro para escolher o ângulo que lhe traga maior benefício e rapidez no momento da impressão.

Tendo em vista a experiência adquirida no desenvolvimento do trabalho sugere-se que novos estudos sejam realizados testando outras marcas comerciais e também adicionando testes de resistência a flexão e dureza superficial das resinas.
REFERÊNCIAS

ALHARBI, N.; OSMAN, R.; WISMEIJER, D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *J Prosthodontics*, v. 29, n. 5, p. 503–510, 2016.

BOHNER, L. GAMBA, D. D, HANISCH, M., MARCIO, B. S., NETO, P. T., LAGANÁ, D. C., SESMA, N. Accuracy of digital technologies for the scanning of facial, skeletal, and intraoral tissues: A systematic review. *J Prosthodont.*, v. 27, p. 246-251, 2018.

BRITTO VT, CANTELLI V, COLLARES FM, BERTOL CD, DELLA BONA Á. Biomechanical properties of a 3D printing polymer for provisional restorations and artificial teeth. *Dent Mater.*, v. 38, n. 12, p. 1956-1962, 2022.

DELLA BONA, A. CANTELI, V., BRITTO, V. T., COLLARES, K. F., STANSBURY, J. W. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mat.*, v. 37, p. 336-350, 2021. GIBREEL, M., LOVERY, L. P., VALLITTU, P. K., GAROUSHI, S., LASSILA, L. Two-body wear and surface hardness of occlusal splint materials. *Dent Mater J.*, v. 41, n. 6, p. 916-922, 2022.

GRYMAK, A. WADELL, J. N., AARTS, J. M., MA, S., CHOI, J., J., E. Evaluation of wear behavior of various occlusal splint materials and manufacturing processes. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 126, p. 1-8, 2022a.

GRYMAK, A., AARTS, J., M., MA, S., WADDELL, J., N., CHOI, J., J., E. Wear Behavior of Occlusal Splint Materials Manufactured By Various Methods: A Systematic Review. *J Prosthet.*, p. 1-31, 2022b.

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. *Journal Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 75, p. 175–179, 2017.

KESSLER A.; REYMUS M.; HICKEL R.; KUNZELMANN KH. Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dental Materials*, v. 35, p. 1805–1812, 2019.

KHORSANDI, D. *et al.* 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomaterialia*, v. 122, p. 26-49, 2021.

LUTZ, A., HAMPE, R., ROOS, M., LUMKEMANN, N., EICHEBERGER, M., STAWARCZYK, B., Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensionaleprinted occlusal devices. *J Prosthodont*, v. 121, p. 166-172, 2019.

PRAUSE, E., HEY, J., BEUER, F., SCHMIDT, F. Wear resistance of 3D-printed materials: A systematic review. *Dentistry Review*, v. 2, n. 2, p. 100051, 2022.

ations, v. 26, n. 9, p. 5857–5866, 2022.

REKOW, E. D. Digital dentistry: The new state of the art - Is it disruptive or destructive? *Dental Materials*, v. 36, n. 1, p. 9–24, 2020.

SCHMEISER, F.; BAUMERT, U.; STAWARCZYK, B. Two-body wear of occlusal splint materials from subtractive computer-aided manufacturing and three-dimensional printing. *Clinical Oral Investigations*, v. 26, n. 9, p. 5857– 5866, 2022.

SHIM J. S.; KIM J. E.; JEONG S. H.; CHOI Y. J.; RYU J. J. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthodont*, p. 01-08, 2019.

WESEMANN. C.; SPIES, B.; C.; STERZENBACH, G.; BEUER, F.; KOHAL, R.; WEMKEN, G.; KRÜGEL, M.; PIERALLI, S. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dental Materials*, v. 37, n. 3, p. 432–442, 2021.

VAYRYNEN, V., O., E.; TANNER, J.; VALLITTU, P., K. The anisotropicity of the flexural properties of an occlusal device material processed by stereolithography. J Prosthodont, v. 116, n. 5, p. 811-817, 2016.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 – Análise estatística.

Univariate Analysis of Variance

Dependent variable.A-D(mms)					
GRUPOS	Mean	Std. Deviation	N		
1	,6267	,26123	12		
2	,5817	,23698	12		
3	,5367	,23372	12		
4	,5442	,24463	12		
Total	,5723	,23919	48		

Descriptive Statistics

Dependent Variable:A-D(mm3)

Levene's Test of Equality of Error Variances^a

Dependent Variable:A-D(mm3)

F	df1	df2	Sig.
,042	3	44	,988

Tests the null hypothesis that the error variance of the

dependent variable is equal across groups.

a. Design: Intercept + GRUPOS

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable:A-D(mm3)

Source	Type III Sum		Mean		
	of Squares	df	Square	F	Sig.
Corrected Model	,061ª	3	,020	,342	,795
GRUPOS	,061	3	,020	,342	,795
Error	2,628	44	,060		
Total	18,410	48			
Corrected Total	2,689	47			

a. R Squared = ,023 (Adjusted R Squared = -,044)

Estimated Marginal Means

GRUPOS

Estimates

Dependent Variable:A-D(mm3)

GRUPOS			95% Confidence Interval	
	Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
1	,627	,071	,484	,769
2	,582	,071	,439	,724
3	,537	,071	,394	,679
4	,544	,071	,402	,686

Univariate Tests

Dependent Variable:A-D(mm3)

	Sum of		Mean		
	Squares	df	Square	F	Sig.
Contrast	,061	3	,020	,342	,795
Error	2,628	44	,060		

The F tests the effect of GRUPOS. This test is based on the linearly independent pairwise comparisons among the estimated marginal means.

Univariate Analysis of Variance %DeltaV = (% Δ V)

Descriptive Statistics

Dependent Variable:%DeltaV

GRUPOS	Mean	Mean Std. Deviation	
1	-1,9433	,83356	12
2	-1,8208	,74600	12
3	-1,6175	,70545	12
4	-1,6242	,71433	12
Total	-1,7515	,74034	48

Levene's Test of Equality of Error Variances^a

Dependent Variable:%DeltaV

F	df1	df2	Sig.
,125	3	44	,945

Tests the null hypothesis that the error variance of the

dependent variable is equal across groups.

a. Design: Intercept + GRUPOS

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable:%DeltaV

Source	Type III Sum		Mean		
	of Squares	df	Square	F	Sig.
Corrected Model	,909 ^a	3	,303	,537	,660
GRUPOS	,909	3	,303	,537	,660
Error	24,852	44	,565		
Total	173,006	48			
Corrected Total	25,761	47			

a. R Squared = ,035 (Adjusted R Squared = -,030)

Estimated Marginal Means GRUPOS

Estimates

Dependent Variable:%DeltaV

GRUPOS			95% Confidence Interval		
	Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound	
1	-1,943	,217	-2,381	-1,506	
2	-1,821	,217	-2,258	-1,384	
- 3	-1,618	,217	-2,055	-1,180	
4	-1,624	,217	-2,061	-1,187	

Univariate Tests

Dependent Variable:%DeltaV

	Sum of		Mean		
	Squares	df	Square	F	Sig.
Contrast	,909	3	,303	,537	,660
Error	24,852	44	,565		

The F tests the effect of GRUPOS. This test is based on the linearly independent pairwise comparisons among the estimated marginal means.

INFLUÊNCIA DO ÂNGULO DE IMPRESSÃO NO DESGASTE DE POLIMERO PARA IMPRESSÃO 3D DE PLACAS OCLUSAIS

Resumo:

Objetivo: O presente estudo investigou o efeito do ângulo de impressão no comportamento mecânico de um polímero indicado para a confecção de placas oclusais.

Métodos: Foram confeccionados CPs com três ângulos de impressão: 0, 45 e 90 graus. Um grupo controle foi produzido com RATP. Os CPs foram submetidos ao ensaio de desgaste (n=12) em água a 37° C, com carga de 49 N aplicada com esfera de alumina por 100.000 ciclos, deslizamento de 1 mm e frequência de 2 Hz. O desgaste nos CPs foi avaliado por μ TC e os dados analisados por ANOVA ($\alpha = 0.05$).

Resultados: Os resultados não mostraram diferença significativa (p= 0,795) para os valores médios de desgaste entre os 4 grupos experimentais. A média percentual de perda de volume pelo desgaste variou de 1,62 mm³ (grupos RATP e 3D- 45°) a 1,94 mm³ (grupo 3D- 0°), sem diferença significativa entre os valores (p= 0,660).

Conclusão: Os materiais impressos em 3D em diferentes ângulos exibem perda volumétrica por desgaste semelhantes e comparável a resina acrílica termopolimerizável. Palavras-chave: Placa oclusal, Desgaste, Impressão 3D

Abstract:

Objective: This study investigated the effect of printing angle on the mechanical behavior of a polymer indicated for the fabrication of occlusal splints.

Methods: Occlusal splints were fabricated with three printing angles: 0, 45, and 90 degrees. A control group was produced with heat-cured acrylic resin. The splints were subjected to wear testing (n=12) in 37°C, with a load of 49 N applied using an alumina sphere for 100,000 cycles, lateral sliding of1 mm, and a frequency of 2 Hz. Wear on the splints was evaluated using μ CT, and the data were analyzed by ANOVA ($\alpha = 0.05$).

Results: The results showed no significant difference (p=0.795) was found for mean wear values among the four experimental groups. The mean percentage of volume loss due to wear ranged from 1.62 mm3 (RATP and 3D-45° groups) to 1.94 mm3 (3D-0° group), with no significant difference between the values (p=0.660).

Conclusion: The 3D printed materials printed at different angles exhibit similar volumetric loss due to wear and these values were comparable to the heat-cured acrylic resin.

Key words: Occlusal splints, Wear, 3D printing

1. Introdução

A disfunção temporomandibular (DTM) é um grupo de condições clínicas relacionadas a problemas com a articulação temporomandibular e/ou a musculatura mastigatória envolvendo os tecidos circundantes. Estudos apontam que a ocorrência de buxismo é de 8 a 10% na população em geral e numerosos estudos *in vivo* relatam que a mediana de episódios de bruxismo é de 8,1 por hora. Para pacientes com DTM ou bruxismo, comumente, uma placa oclusal é prescrita para tratar e prevenir os efeitos nocivos causados pelas forças parafuncionais (1, 2, 3).

Para a confecção das placas oclusais, os polímeros são os materiais mais utilizados. As placas podem ser fabricadas por dois métodos, o convencional e o digital. No método convencional, a produção da placa começa a partir de modelos de gesso que são montados em articulador onde a placa é encerada e, posteriormente, acrilizada usando resina acrílica termopolimerizável (RATP) ou autopolimerizável. No método digital, as arcadas dentárias do paciente são escaneadas gerando modelos digitais e a placa oclusal é planejada em sistema CAD (*computer-aided design*). Com isso, a placa pode ser fabricada por usinagem de blocos poliméricos pré-fabricados na unidade CAM (*computer-aided manufacturing*) ou por impressão 3D de polímero (1, 2, 7).

Dispositivos oclusais impressos vem sendo aplicados com sucesso para reposicionar os maxilares em cirurgia ortognática e como guias cirúrgicos na implantodontia. No entanto, dispositivos oclusais impressos em 3D para pacientes com bruxismo são usados por períodos mais longos e devem suportar forças de até 770 N. Tais forças podem ser desenvolvidas durante o ranger dos dentes e exceder as forças mastigatórias normais. Mesmo assim, a impressão de dispositivos oclusais precisos é viável, porém poucos estudos investigaram a resistência ao desgaste desses dispositivos e faltam informações sobre a resistência à fratura dos materiais(6).

A impressão 3D vem se mostrando uma alternativa promissora para produzir placas oclusais e cada vez mais prevalente nos últimos anos, especialmente quando é necessário produzir vários dispositivos em um curto período de tempo. No entanto, as evidências são limitadas sobre o efeito do ângulo de impressão nas propriedades mecânicas e comportamento de desgaste de polímeros indicados para placas oclusais. Estudos tem reportado que o ângulo de impressão tem um papel importante na dureza de superfície, no módulo de elasticidade e na capacidade de polimento dos materiais poliméricos para impressão. Esta é uma informação pois essas propriedades influenciam relevante. no comportamento de desgaste e longevidade das estruturas impressas (2). Além disso, os estudos são conflitantes, alguns relatam maior desgaste em polímeros para impressão (1, 5)e outros estudos não encontraram diferença na resistência ao desgaste, quando comparado as estruturas fresadas e fabricadas de forma convencional (4, 7)

Portanto o objetivo deste trabalho foi investigar o efeito do ângulo de impressão 3D (0, 45 e 90 graus) na perda volumétrica de corpos de prova de polímero submetidos a um ensaio de desgaste e investigar a perda volumétrica dos corpos de prova impressos em 3D quando comparados com corpos de prova confeccionados em resina acrílica termo polimerizável.

- 2. Materiais e métodos
- 2.1 Preparo das amostras

Foram confeccionados um total de 48 CPs, sendo 12 CPs impressos em 3D para cada ângulo de impressão: 0, 45 e 90 graus, e um grupo controle de 12 CPs em resina acrílica termo polimerizável (RATP). Para os CPs impressos (Prizma Bio Splint DLP/LCD/SLA transparente, Makertech Labs, São Paulo, SP, Brasil) um desenho digital 3D com as dimensões de 14 mm por 14 mm com 2 mm de espessura foi produzido em arquivo tipo "stl" e impresso em uma impressora 3D (*Pionext DJ-89, Dental print*), de acordo com os ângulos de impressão. Os CPs de RATP (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) foram confeccionados a partir de matrizes com as mesmas dimensões dos impressos, a partir da técnica com mufla e ciclo de polimerização conforme recomendado pelo fabricante. Não foi realizado o polimento das superfícies dos CPs.

2.2 Ensaio de desgaste

O teste de desgaste foi realizado em um simulador de desgaste (Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brasil) com os seguintes parâmetros: água a 37°C, carga de 49 N aplicada na direção axial associada ao deslizamento lateral de 1 mm, frequência de 2 Hz, com um total de 100.000 ciclos. O simulador apresenta 8 estações com respectivos pistões de carregamento onde são coladas as esferas de alumina de 6 mm que aplica a carga.

2.3 Avaliação do desgaste pré e pós ensaio de desgaste

Para avaliação da quantidade de desgaste das amostras, foram obtidas imagens antes e após o ensaio, com um microtomografo inspeXio SMX-90CT Plus utilizando 60 kV e 100 uA, com 2400 tomadas radiográficas, a uma distância de 180 mm. Os arquivos foram reconstruídos a uma resolução de 1024 x 1024 no formato C File (Shimadzu image) foram carregados no programa VGSTUDIO MAX, com os parâmetros para tons de cinza com mínimo em 32528 e máximo em 60538. Após foi realizada a avaliação volumétrica, com o alinhamento e sobreposição das amostras analisadas antes e após o ensaio com ajuste na renderização para eliminação do fundo. Foi realizado um recorte na região de desgaste com medidas padronizadas de 100 x 70 x 100 voxel (4,68 x 3,28 x 4,68 mm), nas amostras antes e após o ensaio da região de interesse (ROI), onde foi obtido o volume das amostras, antes e após o ensaio.

Os dados de volume de desgaste apresentaram distribuição normal e variância semelhante. Assim, eles foram analisados usando ANOVA de um fator e teste de Tukey (α = 0,05).

3. Resultados

Os valores do ensaio de desgaste foram analisados estatisticamente (SPSS, versão 18) apresentando normalidade de dados (teste de Shapiro-Wilk), seguindo-se para uma análise de variância de um fator (one-way ANOVA) com nível de significância de 5% (α = 0,05). Essa análise não mostrou diferença significativa (p= 0,795) para os valores médios de desgaste (perda de volume em mm³) entre os 4 grupos experimentais, com variação entre 0,54 mm³ (grupo 3D- 45°) e 0,63 mm³ (grupo 3D- 0°) (Tabela 1).

A média percentual de perda de volume pelo desgaste variou de 1,62 mm³ (grupos RATP e 3D- 45°) a 1,94 mm³

(grupo 3D- 0°), sem diferença significativa entre os valores (p= 0,660).

Tabela 1. Valores médios e desvio padrão do volume de desgaste (D) para os materiais avaliados (3D e RATP), sendo o 3D construído em três angulações diferentes (0°, 90° e 45°), além da variação percentual desse volume entre antes e após o ensaio de desgaste (% Δ V).

GRUPOS	n	D (mm³)	%ΔV
3D- 0º	12	0,627 ± 0,261 ^{ns1}	-1,943 ± 0,834 ^{ns2}
3D- 90º	12	0,582 ± 0,237	-1,821 ± 0,746
3D- 45⁰	12	0,537 ± 0,234	-1,618 ± 0,705
RATP	12	0,544 ± 0,245	-1,624 ± 0,714

 $ns^1 = n$ ão significativo pelo teste F (anova) (p=0,795) $ns^2 = n$ ão significativo pelo teste F (anova) (p=0,660)

As imagens de μ CT acompanhadas da avaliação da perda de volume, comparando o mesmo CP antes e após o teste de desgaste evidenciaram a similaridade quantitativa encontrada (Figuras 26 - 29).



Figura 1. Imagens representativas de µCT antes e após ensaio de desgaste do CP 7 impresso em 0°.



Figura 2. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de desgaste do CP 6 impresso em 90°.



Figura 3. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de desgaste do CP 1 impresso em 45°.



Figura 4. Imagens representativas de μ CT antes e após ensaio de desgaste do CP 7 do grupo controle (RATP).

4. Discussão

As placas oclusais são consideradas uma forma de tratamento conservador da disfunção temporomandibular. Elas estão disponíveis em uma variedade de materiais poliméricos e podem ser projetadas de acordo com as necessidades dos pacientes. Os materiais de fabricação mais comuns para esses aparelhos são as resinas acrílicas convencionais termo polimerizadas ou auto polimerizadas. Porém, com a introdução dos sistemas CAD/CAM na odontologia, agora existem oportunidades para fabricar dispositivos oclusais usando tecnologia digital. Dentre as vantagens de se utilizar estes sistemas estão a economia de tempo, menor desperdício de material, além de apresentar menor contração e mais homogeneidade no material. Isso também se aplica à manufatura aditiva, no entanto, ainda há preocupações quanto precisão, influência do ângulo de impressão posicionamento da placa impressa para obter o melhor resultado de longa duração com taxas mínimas de desgaste (2).

Este estudo in vitro teve como objetivo avaliar a influência do ângulo de impressão no desgaste de um material utilizado para impressão 3D de placas oclusais. Para isso, foram testadas duas hipóteses. A primeira hipótese é de que o ângulo de impressão (0°, 45° e 90°) não influencia na perda volumétrica de corpos de prova submetidos ao ensaio de desgaste, o que foi confirmado pelo presente estudo. A segunda hipótese é que corpos de provas impressos em 3D apresentam desgaste semelhante quando comparados com corpos de prova em RATP, o que foi também confirmado pelos resultados desse estudo. (2)

A orientação ou ângulo de impressão é uma decisão importante nas etapas iniciais da fabricação aditiva, afetando a precisão da impressão e algumas propriedades mecânicas das estruturas impressas. Além disso, a orientação de impressão determina a direção de construção das camadas e a configuração camada por camada que forma a geometria da superfície (9). Porém, até o momento há pouca literatura sobre a influência do ângulo de impressão na resistência ao desgaste de estruturas impressas, em especial de placas oclusais impressas em 3D.

Grymak et al. (3) concluíram que o material PEEK demonstrou as melhores propriedades de desgaste, com o menor desgaste em estudos in vitro e in vivo. No mesmo estudo de análise sistemática constatou-se que materiais polimerizados a quente, fresados em CAD e impressos em 3D não apresentaram diferença significativa entre si. Após um teste de desgaste com 5.000 ciclos em corpos de prova fabricados de forma convencional, fresados e impressos em 3D, (4) mostraram que houve diferença significativa apenas entre a forma convencional e a fresada. Porém, todos os materiais apresentaram superfícies polidas comparáveis e uma escala de desgaste semelhante. A angulação da impressão não foi considerada no estudo, com a superfície testada sendo impressa horizontalmente. Porém, dado o pequeno desvio padrão apresentado no grupo impresso em 3D, o estudo sugere que a orientação das camadas em relação à abrasão não tem relevância para o desgaste em materiais impressos em 3D.

Schemeiser et al. (8) avaliaram o desgaste de materiais de placa oclusal, comparando CAM e impressão 3D sob condições clinicamente relevantes in vitro por meio de simulação de mastigação (120.000 ciclos). O estudo conclui que as estruturas impressas em 3D não mostraram diferenças no desgaste em comparação com os CAM, mas os impressos em 3D são mais propensos a apresentar uma fratura. Nenhum dos materiais testados causou abrasão na estrutura dos dentes humanos. Salientam que enquanto as terapias com materiais

de placa oclusal estão crescendo, a impressão 3D oferece uma alternativa promissora ao CAM em termos de precisão de produção e sucesso terapêutico a custos reduzidos.

Devido à ampla variação nos parâmetros de testes de desgaste, como o ambiente do teste, material e design do mastigatórios. simulador. número ciclos de movimentos/rotações aplicados e técnicas de avaliação do desgaste, uma comparação direta dos resultados entre os estudos se torna desafiadora. Grymak et al. (3) observaram que os materiais de placas oclusais impressos exibiram menor resistência ao desgaste em comparação com os materiais de PMMA polimerizados a quente e os fresados por CAD-CAM. Em contraste, no estudo de Wesemann et al. (10), as placas oclusais convencionais, fresadas e fabricadas aditivamente demonstraram resistência ao desgaste semelhante após 200.000 ciclos.

O desgaste é caracterizado como uma perda gradual e contínua de material da superfície ou deformação resultante da interação mecânica entre duas superfícies em movimento. A simulação da perda de desgaste geralmente foca no atrito (interações de desgaste de dois corpos) e na abrasão (interações de desgaste de três corpos), pois possuem uma natureza biomecânica e parâmetros relevantes com aplicabilidade clínica tanto in vivo quanto in vitro. A seleção de parâmetros com valores comparáveis é crucial. Tipicamente, os parâmetros relevantes incluem a área da região desgastada, a perda volumétrica ou a profundidade do desgaste. Os estudos in vitro são considerados uma ferramenta de triagem mais rápida e econômica em comparação com os estudos clínicos para avaliar as

propriedades mecânicas e o comportamento de desgaste dos materiais (1, 3).

Uma análise sistemática (3) propõe diretrizes para os testes de desgaste, que incluem o uso da máquina de simulação de mastigação, armazenamento em água prévio e durante os aplicação forca recomendada testes. de uma de aproximadamente 50 N, realização de ciclos equivalentes ao tempo mínimo de tratamento, e para estudos in vitro e in vivo, a utilização da perfilometria digital para calcular a perda volumétrica, garantindo resultados mais precisos. Essas recomendações foram seguidas no presente estudo que utilizou um simulador de mastigação em que as amostras em água a 37°C foram submetidas a uma carga de 49 N aplicada na direção axial associada ao deslizamento lateral de 1 mm, em 100.000 ciclos com frequência de 2 Hz.

Considerando as limitações inerentes de estudos in vitro, o presente estudo limitou-se a avaliar apenas uma resina para impressão. Apesar dos resultados serem comparáveis a RATP, recomenda-se confirmar os resultados desse estudo usando outros tipos de resina para impressão e, posteriormente, ensaios clínicos.

2. Conclusões

Os materiais impressos em 3D em diferentes ângulos exibem perda volumétrica por desgaste semelhantes e comparável a resina acrílica termopolimerizável.

1. GIBREEL M, PEREA LOWERY L, VALLITTU P, GAROUSHI S, LASSILA L. Two-body wear and surface hardness of occlusal splint materials. Dental Materials Journal. 2022 Jul I; 916-922.

2. GRYMAK A, NEIL WADDELL J, AARTS A M, MA S, JUNG EUN CHOI J. Evaluation of wear behaviour of various occlusal splint materials and manufacturing processes. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2022 Feb 1;126.

3. GRYMAK A, NEIL WADDELL J, AARTS A M, MA S, JUNG EUN CHOI J. Wear Behavior of Occlusal Splint Materials Manufactured By Various Methods: A Systematic Review. Journal of ProsthodonticsJohn Wiley and Sons Inc. 2022 Jul 1; 1-31.

4. 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. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2017 Nov 1;75:175–179.

5. KESSLER A, REYMUS M, HICKEL R, KUNZELMANN KH. Three-body wear of 3D printed temporary materials. Dental Materials. 2019 Dec 1;35(12):1805–1812.

6. LUTZ A-M, et al. Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional printed occlusal devices. Journal of ProsthodonticsJohn Wiley and Sons Inc. 2019 Jan; 21(1): 166-172.

7. PRAUSE E, HEY J, BEUER F, SCHMIDT F. Wear resistance of 3D-printed materials: A systematic review. Dentistry Review. 2022 Jun;2(2):100051.

8. SCHMEISER F, BAUMERT U, STAWARCZYK B. Two-body wear of occlusal splint materials from subtractive computer-aided manufacturing and threedimensional printing. Clinical Oral Investigations. 2022 Sep 1;26(9):5857–5866.

9. 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. Journal of ProsthodonticsJohn Wiley and Sons Inc. 2029; 1-8.

10. WESEMANN C et al. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. Dental Materials. 2021;37(3):432–442.