



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

JADSON MATHYAS DOMINGOS DA SILVA

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA AO DESGASTE DE UMA RESINA
TEMPORÁRIA PARA IMPRESSÃO 3D FRENTE A DIFERENTES
ANTAGONISTAS**

2023

JADSON MATHYAS DOMINGOS DA SILVA

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA AO DESGASTE DE UMA RESINA TEMPORÁRIA
PARA IMPRESSÃO 3D FRENTE A DIFERENTES ANTAGONISTAS**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE BUCAL.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais e técnicas em odontologia restauradora.

Orientador: Prof. Assoc. Lafayette Nogueira Júnior
Coorientadora: Profa. Dra. Nathália de Carvalho Ramos Ribeiro

São José dos Campos

2023

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2023]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Silva, Jadson Mathyas Domingos da
Análise da resistência ao desgaste de uma resina temporária para
impressão 3D frente a diferentes antagonistas / Jadson Mathyas Domingos da
Silva. - São José dos Campos : [s.n.], 2023.
57 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal -
Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia,
São José dos Campos, 2023.

Orientador: Lafayette Nogueira Júnior

Coorientadora: Natália de Carvalho Ramos Ribeiro

1. Impressão 3D. 2. Resina Composta. 3. Desgaste de restauração dentária.
I. Nogueira Júnior, Lafayette, orient. II. Ribeiro, Natália de Carvalho
Ramos, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de
Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual
Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual
Paulista (Unesp). VI. Título.

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

Avaliar a resistência ao desgaste de uma resina para impressão 3D recentemente lançada no mercado odontológico, frente a simulação de desgaste sob diferentes antagonistas, de forma a analisar como esse material se comportaria em boca, sob diferentes situações clínicas.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

To evaluate the wear resistance of a resin for 3D printing recently launched in the dental market, against wear simulation under different antagonists, in order to analyze how this material would behave in the mouth, under different clinical situations.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Assoc. Lafayette Nogueira Júnior (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de ciência e tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Assoc. Alexandre Luiz Souto Borges

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de ciência e tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Mariana Josué Raposo

Centro Universitário Tiradentes

Campus Amélia Maria Uchôa

São José dos Campos, 01 de agosto de 2023.

DEDICATÓRIA

Dedico essa dissertação aos meus pais, Maria e Sebastião, meus maiores incentivadores, por todo amor e educação, base do que sou hoje. A minha família por toda torcida.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia na pessoa da diretora da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Profa. Assoc. Rebeca Di Nicoló e do vice-diretor Prof. Assoc. Cláudio Antonio Talge Carvalho.

Ao programa de Pós-graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal, na pessoa do Professor associado Alexandre Luiz Souto Borges. Obrigado pelo acolhimento nesta casa e por todo crescimento proporcionado.

Ao meu orientador, Professor Associado Lafayette Nogueira Júnior, por toda orientação, ensinamentos de forma tão paciente e generosa, amizade, conversas e risadas. Sem dúvidas, não poderia ter melhor orientador. Obrigado por acreditar no meu potencial e me incentivar sempre. Minha admiração e gratidão.

A minha co-orientadora, a Professora Dra. Nathália de Carvalho Ramos Ribeiro, por ter me introduzido no mundo da impressão 3D, ser sempre tão solícita e gentil. Obrigado pelo carinho, ensinamentos, amizade e boas risadas. Minha gratidão e carinho.

Aos professores da pós-graduação que tive o prazer de conviver e compartilhar inúmeros conhecimentos, vocês foram fundamentais nesse processo. Grato por todo carinho e ensinamentos.

Aos colegas de pós-graduação que conheci ao chegar na UNESP, obrigado por todo carinho e por me acolherem tão bem em São José dos Campos e na universidade. Vocês tornaram todo o processo mais leve. Levo cada um no coração e guardo todos os momentos vividos aqui para sempre. Agradeço às colegas Joyce Roma e Rossana por todo suporte na pesquisa desenvolvida nesses dois anos.

Aos amigos que dividiram apartamento comigo e as amigas construídas em São José por todas as histórias vividas nesse ciclo, Gabriel e Amanda, obrigado pelo

convívio diário, abraços e por serem sempre tão compreensivos, principalmente nos dias que mais precisei.

Aos funcionários da UNESP, em especial aos do Departamento de Materiais odontológicos e Prótese: Juliane, Fernandinho, Taís, Márcio, Lilian, e aos da secretaria de pós-graduação: Carolina, Sandra e Bruno, por toda dedicação e atenção comigo.

Aos meus professores da graduação, meu primeiro orientador, Prof. MSc. Danilo Cavalcante Fernandes, que me apresentou o mundo acadêmico e me introduziu na pesquisa científica, minha orientadora Profa. Dra. Mariana Raposo, por abrir portas e acreditar no meu potencial, além de orientar, tornou-se minha grande amiga. A Profa. MSc. Mônica Melo e Profa. Dra. Rafaela Vasconcelos, por sempre me incentivar a seguir no caminho da docência e a não desistir dos meus sonhos. Vocês foram/são fundamentais.

Ao professor Alexandre Borges, por aceitar o convite de ser minha banca na minha qualificação e defesa e contribuir tanto para minha formação enquanto professor. Obrigado por toda contribuição.

A professora Dra. Mariana Raposo, por ter me aceito como orientando na graduação, e desde então seguimos juntos em diversos projetos. Obrigado pela amizade, carinho e por todo apoio de sempre. Essa conquista é nossa! Como minha banca de defesa, obrigado pelo aceite e por ler meu trabalho.

Ao meu amigo e dupla da vida, Fábio Nobre, por todo apoio, escuta e amizade. Obrigado por ser sempre tão solícito. Você faz parte disso tudo!

Ao meu amigo André Brandão, por todo apoio e credibilidade no meu sonho.

A empresa Wilcos, por acreditar em nosso trabalho e patrocinar a matéria prima do meu estudo.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES - Código de Financiamento: 001, pela concessão de bolsa durante os dois anos de mestrado.

Agradeço a todos que estiveram do meu lado durante estes anos de pós-graduação, de forma direta ou indireta, sem dúvida cada um teve um papel fundamental na trajetória. Meus sinceros agradecimentos.

" Eu acho que nem
Se eu já tivesse ganhado
Eu viveria sem
Toda essa vontade de voar que tem
Nessa caminhada que eu fiz virar estrada
E que me faz sentir tão bem". Atitude 67.

RESUMO

Silva JMD. Análise da resistência ao desgaste de uma resina temporária para impressão 3D frente a diferentes antagonistas. [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2023.

A impressão 3D surge como uma nova alternativa para confecção de próteses provisórias através do uso de resinas temporárias, visando otimizar e simplificar a técnica de confecção e sua aplicação. Este trabalho analisou o comportamento de uma resina provisória de impressão 3D sob simulação de desgaste frente a três diferentes antagonistas. Para isso, foram confeccionados 60 discos de resina provisória de impressão 3D (Resilab Temp) nas dimensões 12 x 2 mm. Os modelos 3D foram previamente desenhados no *software* Rhinoceros (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, EUA); versão 5, e processados no *software* de uma impressora 3D, produzidos utilizando impressora com processamento digital de luz (DLP). Metade das amostras recebeu uma camada de *glaze* na superfície da resina. Os espécimes foram submetidos à simulação de desgaste em cicladora mecânica com *sliding* (Byocycle V2, Biopdi, São Carlos, SP). Foram utilizados como antagonistas: esteatita, resina de impressão 3D e resina acrílica termicamente ativada, adaptados a mandris personalizados. O protocolo utilizado para a simulação do desgaste foi de 30 N / 1,7 Hz / 2×10^3 ciclos / 37°C, imersos em água. Realizou-se os testes de rugosidade, análise de superfície com microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise digital de varredura única de perda de volume de desgaste. O desgaste dos antagonistas foi avaliado através de estereomicroscópio óptico. A análise estatística foi realizada aplicando-se o teste de ANOVA 2 fatores para todos os grupos analisados. Na rugosidade, foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos ($p < 0,05$), exceto Rz do grupo com *glaze*, em que todas as variáveis foram iguais ($p = 0,377$). Para perda de volume em desgaste, observou-se diferenças estatisticamente significantes entre os antagonistas ($p = 0,015$) e para o tratamento com *glaze* ($p = 0,001$). No desgaste dos antagonistas, observou-se diferenças estatisticamente significantes entre eles ($p = 0,001$) e o tratamento com *glaze* ($p = 0,001$). A resina em estudo apresenta resistência ao desgaste adequada para uso a curto prazo, sendo essa resistência influenciada pelo material antagonista. A aplicação da camada de *glaze* sobre a resina diminui a rugosidade superficial média do material e melhora a resistência ao desgaste.

Palavras-chave: impressão 3D; resina composta; desgaste de restauração dentária.

ABSTRACT

Silva JMD. Analysis of the wear resistance of a temporary resin for 3D printing against different antagonists [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2023.

3D printing emerges as a new alternative for making provisional prostheses through the use of temporary resins, aiming to optimize and simplify the manufacturing technique and its application. This work analyzed the behavior of a provisional 3D printing resin under wear simulation against three different antagonists. For this, 60 discs of temporary 3D printing resin (Resilab Temp) in dimensions 12 x 2 mm were made. The 3D models were previously designed in Rhinoceros software (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, USA); version 5, and processed in the software of a 3D printer, produced using a printer with digital light processing (DLP). Half of the samples received a glaze layer on the resin surface. The specimens were submitted to wear simulation in a mechanical cyler with sliding (Byocycle V2, Biopdi, São Carlos, SP). The following antagonists were used: steatite, 3D printing resin and thermally activated acrylic resin, adapted to customized mandrels. The protocol used for the simulation of wear was 30 N/ 1.7 Hz/2x10³ cycles/37°C, immersed in water. Roughness tests, surface analysis with scanning electron microscopy (SEM) and single-scan digital analysis of wear volume loss were performed. The wear of the antagonists was evaluated using an optical stereomicroscope. Statistical analysis was performed by applying the 2-way ANOVA test for all analyzed groups. In terms of roughness, statistically significant differences were observed between all groups ($p < 0.05$), except for the Rz group with glaze, in which all variables were equal ($p = 0.377$). For volume loss in grinding, statistically significant differences were observed between antagonists ($p = 0.015$) and for treatment with glaze ($p = 0.001$). In the wear of the antagonists, statistically significant differences were observed between them ($p = 0.001$) and the treatment with glaze ($p = 0.001$). The resin under study has adequate wear resistance for short-term use, and this resistance is influenced by the antagonist material. The application of the glaze layer over the resin decreases the average surface roughness of the material and improves wear resistance.

Keywords: 3D printing; provisional; composites resins; dental restoration wear.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2.1 Materiais restauradores convencionais para próteses provisórias.....	16
2.1.1 Resina acrílica.....	17
2.1.2 Resina Bis-acrílica.....	19
2.2 Impressão 3D e próteses provisórias.....	20
3 PROPOSIÇÃO.....	25
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	26
4.1 Confecção dos espécimes.....	25
4.2 Simulação do Desgaste.....	29
4.3 Rugosidade.....	32
4.4 Análise de Superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)..	33
4.5 Análise da Perda de Volume de Desgaste.....	33
4.6 Análise do desgaste em antagonistas.....	34
5 RESULTADOS.....	36
5.1 Avaliação da rugosidade.....	36
5.1.2 Avaliação da perda de volume de desgaste.....	37
5.1.3 Análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	39
5.1.4 Análise do desgaste em antagonistas.....	41
6 DISCUSSÃO.....	44
7 CONCLUSÃO.....	48
REFERÊNCIAS.....	49

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Classificação das resinas utilizadas para confecção de provisórios....	17
Figura 2 - Desenho do disco no software CAD universal Rhinoceros® (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, EUA).....	27
Figura 3 - Processamento do arquivo em SLT.....	27
Figura 4 - Resina provisória para impressão 3D.....	28
Figura 5 - Espécimes impressos.....	28
Figura 6 - Aplicação de glaze nos espécimes e vitrificação.....	29
Figura 7 - Subdivisão dos espécimes por grupo.....	30
Figura 8 - Esferas de antagonistas.....	30
Figura 9 - Antagonistas inseridos nos mandris personalizados.....	31
Figura 10 - Inclusão dos espécimes impressos.....	31
Figura 11 - Simulação de desgaste.....	32
Figura 12 - Análise de rugosidade média (Ra) com rugosímetro de contato.....	33
Figura 13 - Análise digital de varredura única.....	34
Figura 14 - Análise do desgaste em antagonistas em estereomicroscópio óptico	35

Figura 15 - Gráfico da rugosidade média dos grupos analisados após 2×10^3 ciclos	37
Figura 16 - Gráfico da Perda de volume de desgaste dos grupos analisados após 2×10^3 ciclos.....	38
Figura 17 - Microscopia Eletrônica de Varredura do grupo controle.....	40
Figura 18 - Microscopia Eletrônica de Varredura do grupo com glaze.....	41
Figura 19 - Gráfico da Perda de volume de desgaste dos antagonistas.....	43

1 INTRODUÇÃO

Próteses provisórias são restaurações temporárias utilizadas para diversas finalidades. Dentre elas, proteger dentes preparados com finalidade protética durante o tratamento reabilitador, ou para substituir ausências dentárias, a fim de estabilizar o tecido periodontal circundante envolvido, proteção pulpar, função mastigatória, prevenção de cárie e precisão da margem gengival (Alevizakos et al., 2020; Castelnuovo, Shiotsul, 1997; Federik, 1975; Tjan, Mizrahi, 2019). Ainda, auxilia na determinação da eficácia terapêutica de um plano de tratamento específico e promove estética para o sorriso (Glossário de termos em prótese, 2017; Tjan et al., 1997).

Nas reabilitações orais envolvendo prótese sobre implante, a utilização do provisório torna-se parte fundamental no sucesso do tratamento reabilitador (Montero, 2021; Siadat et al., 2015), pois, durante o processo de osseointegração, que pode levar até 6 meses dependendo do envolvimento cirúrgico (Buser et al., 2017), o provisório estará desempenhando a função da prótese permanente, mantendo a função mastigatória, estética, e estabilidade dos tecidos peri-implantares, possibilitando um perfil de emergência que favorecerá a estética mimetizada da dentição natural (Amato et al., 2020). Bem como, servirá de diagnóstico para avaliação da posição e contornos da restauração permanente planejada previamente a cirurgia, permitindo ainda que o cliente visualize de forma prévia o planejamento do resultado final (Cekic-Nagas, Ergun, 2015; Santosa, 2007).

Geralmente essas peças são confeccionadas de forma manual com resinas autopolimerizáveis, por possuírem baixo custo, durabilidade, estabilidade de cor, além de apresentar um bom desempenho quando fabricadas de forma ideal (Christensen, 2003; Vahidi, 1987). Porém, apesar de utilizadas há décadas, algumas limitações são identificadas, podendo influenciar no sucesso da restauração final, como a desadaptação marginal (Amin et al., 2015), contração de polimerização do material, reação exotérmica, alteração de volume devido à liberação de radicais livres, possível irritação pulpar devido ao monômero livre residual (Burns et al., 2003), possíveis reações alérgicas (Weaver, Goebel, 1980), e maior tempo de trabalho clínico.

A fim de contornar as limitações do método convencional, a impressão 3D surge como uma nova alternativa para confecção de próteses provisórias (Chaturvedi et al., 2020; Dawood et al., 2015; Turkyilmaz, Wilkins, 2021). A fabricação através da técnica de manufatura aditiva elimina os riscos térmicos e químicos advindos do material restaurador para o dente e mucosa, uma vez que a peça não será confeccionada diretamente na boca do paciente, propiciando uma adaptação marginal precisa ao término do preparo dental, ou pilar protético previamente escaneado, menor tempo laboratorial e clínico de confecção, além de apresentar maior precisão, minimizando a necessidade de ajustes oclusais (Chaturvedi et al., 2020; Cheng et al., 2021).

As resinas utilizadas para confecção de próteses provisórias impressas em 3D apresentam algumas propriedades desejáveis para confecção e uso, o que as torna materiais promissores para aplicações clínicas (Ribeiro et al., 2023). Propriedades como boa resistência à flexão (Chen et al., 2020), biocompatibilidade (Park et al., 2020), módulo de elasticidade considerável, e alto grau de conversão (Tahayeri et al., 2018) são relatados na literatura. Contudo, por terem sido inseridas no mercado odontológico recentemente, há ausência de estudos na literatura a respeito do comportamento desse material frente à diversas condições clínicas, como a resistência desse material ao desgaste. Ademais, em reabilitações orais, diversos materiais podem ser aplicados, resultando no contato direto de resinas temporárias a materiais com diferentes propriedades e comportamentos mecânicos.

Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi analisar o comportamento de uma resina temporária de impressão 3D sob simulação de desgaste frente a três diferentes materiais antagonistas.

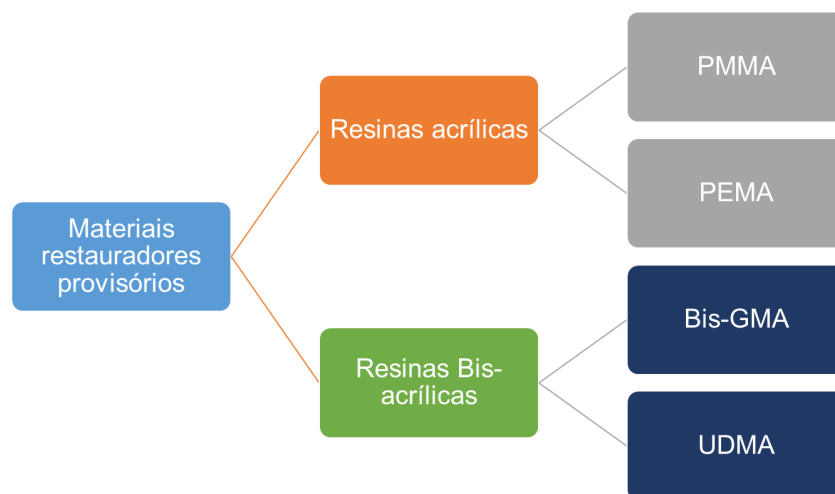
2 REVISÃO DE LITERATURA

Esta revisão visa apresentar a evolução dos materiais utilizados para confecção de próteses provisórias, bem como o emprego da tecnologia de impressão 3D atualmente utilizada na odontologia restauradora.

2.1 Materiais restauradores convencionais para próteses provisórias

As resinas utilizadas para confecção de próteses provisórias dividem-se em dois grandes grupos de acordo com sua composição química, sendo eles: à base de monometacrilato ou resina acrílica, inclui-se neste grupo o polimetilmetacrilato (PMMA) e polietil / butil metacrilato (PEMA), e os materiais à base de dimetacrilatos ou bis-acril / resinas compostas como bisfenol A-glicidil dimetacrilato (Bis-GMA) e dimetacrilato de uretano (UDMA), que são fotopolimerizadas, conforme está representado no fluxograma 1 (Burns, 2003).

Figura 1 - Classificação das resinas utilizadas para confecção de provisórios



Fonte: Elaborada pelo autor.

2.1.1 Resina Acrílica

A resina acrílica foi introduzida na odontologia por volta da década de 1930 em sua forma termoativada – Resina acrílica ativada termicamente (RAAT) e posteriormente surgiu sua versão autopolimerizável – Resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ). A literatura data que em 1937, o PMMA foi introduzido pela primeira vez na forma de pó para fabricação de bases de próteses (Peyton, 1975), propondo substituir materiais utilizados até então para esta finalidade, como celuloide e policloreto de vinila (PVC), que possuíam como desvantagens potencial descoloramento e baixas propriedades mecânicas (Rueggeberg, 2002).

De acordo com a revisão de Kraftj publicada em 1977, a RAAQ tornou-se comercialmente disponível em 1945, e entre 1950 e 1960, seu uso por cirurgiões-dentistas aumentou drasticamente em aplicações para além da confecção de bases de próteses totais, incluindo a confecção de próteses maxilofaciais e próteses provisórias ou temporárias (Frazer et al., 2005; Stankewitz, 1978), sendo desde então amplamente utilizada na reabilitação oral (Anusavice, 2013).

Para confecção de próteses provisórias, a RAAQ apresenta vantagens no que

se refere a propriedades mecânicas, estéticas e financeiras (Burnset al., 2003; Christensen, 2003). No entanto, esse material apresenta algumas limitações clínicas, como alta exotermia durante seu processo de polimerização, o que pode causar danos pulpares em dentes vitais que serão reabilitados com prótese fixa (Manak, Arora, 2011), contração de polimerização significativa (Barghi, Simmons-Junior, 1976), odor desagradável (Lui, 1986) e lesões químicas pela presença de monômeros residuais (Weaver, Goebel, 1980). Ainda, a presença desses monômeros residuais contribui para a redução das propriedades mecânicas da RAAQ devido ao favorecimento da degradação hidrolítica, uma vez que este fenômeno está diretamente relacionado à presença desses monômeros (Tuna et al., 2008).

Segundo a revisão do conselho de materiais e dispositivos dentários (1975), apesar de a maioria das propriedades do PMMA estarem de acordo com a especificação nº12 da American Dental Association – ADA, às limitações apresentadas nesta revisão necessitam ser contornadas, e até os dias atuais, existe um grande desafio para os pesquisadores que se dedicam ao aprimoramento deste material, pois busca-se uma melhora conjunta das propriedades mecânicas, estéticas e biológicas (Zafar, 2020).

A evolução de materiais e técnicas em odontologia restauradora, associado ao advento do sistema CAD /CAM, trouxeram ao mercado a possibilidade de confecção de provisórios à base de PMMA obtidos por fresagem, onde através de blocos de PMMA pré-polimerizados, obtém-se uma prótese provisória com maior durabilidade, maior precisão, boa resistência flexural, menor liberação de monômero residual e excelente estética (Alp, 2019; Guth et al., 2012). Contudo, essa técnica apresenta como limitação a dificuldade de reaproveitamento dos materiais descartados e alto custo quando comparado aos métodos convencionais e / ou aditivos (Bosh, 2014).

2.1.2 Resina Bis-acrítica

As resinas compostas surgiram por volta de 1960, a partir das pesquisas de Bowen, que obteve o Bis-GMA, componente principal da fase orgânica das resinas compostas. As primeiras resinas compostas se apresentavam no sistema pasta-pasta, e mais tarde, por volta de 1970, surgiram as resinas fotoativadas, materiais utilizados como primeira escolha para restaurações diretas, devido suas excelentes propriedades e versatilidade (Anusavice, 2013).

Visando compensar as limitações dos compósitos à base de PMMA, por volta de 1990 foi desenvolvida e incluída no mercado odontológico a resina bis-acrítica (Cardoso et al., 2018). Essa resina tornou-se um material para prótese provisória muito popular (Christensen, 2003), e isso se deve a algumas propriedades vantajosas desse material, como facilidade de manipulação, estética e possuir baixa temperatura exotérmica (Burns, 2003).

Dentre as vantagens do uso de Bis-GMA sobre os primeiros monômeros dentários como o metacrilato de metila, incluem fatores como menor contração, módulo elástico e resistência à flexão mais altos (Haselton, 2002; Nejatidanesh, 2009), toxicidade reduzida devido a sua menor volatilidade e difusibilidade nos tecidos e facilidade de uso devido sua apresentação comercial está disponível em seringa de automistura (Kurbad, 2015). Contudo, essas vantagens são parcialmente anuladas por uma viscosidade relativamente alta, que não permite o uso de grande quantidade de carga (Sideridou, 2002).

Em 2001, Young et al. avaliaram de forma *in vitro* o comportamento da resina bis-acrítica em comparação ao PMMA e como resultado obtiveram que a resina bis-acrítica demonstrou ser significativamente superior ao PMMA como material restaurador provisório. Cardoso et al. (2020) também analisaram a exotermia de duas resinas provisórias durante a confecção de restauração temporária direta, tendo como resultado uma menor média para o grupo bis-acrítica.

Em 2015, Lee e Lee avaliaram métodos de reparo aditivo para resina bis-acrítica, e concluíram que além desse material possuir propriedades de adesão favoráveis, a resistência é melhorada com o tratamento de superfície. Ainda, dependendo da região a ser reparada, sugere-se confeccionar uma nova

restauração provisória com bis-acrílica do que reparar uma provisória antiga, uma vez que 85% de sua resistência transversal teria sido perdida após o reparo (Bohnenkamp, Garcia, 2004; Koumijian, Nimmo, 1990).

Atualmente, a maior indicação de uso desse material relaciona-se a confecção de provisórios unitários, *mock-up* de facetas e algumas restaurações *inlay/onlay*, devido a sua baixa resistência e alto custo (Gratton, Aquilino, 2004; Sideridou, 2002).

2.2 Impressão 3D e próteses provisórias

O desenvolvimento e a aplicação da tecnologia CAD-CAM (desenho auxiliado por computador e manufatura auxiliada por computador) na odontologia progrediram fortemente nas últimas décadas (Ahmed, 2018; Bammani et al., 2013; Davidowits, Kotick, 2011; Strub, 2006), o que induziu ao desenvolvimento de novas classes de materiais e a automatização de diversos processos de trabalho, incorporando novas abordagens ao processo CAM, como a aditiva ou impressão 3D (Dawood, 2015; Kessler, 2020).

A impressão 3D ou prototipagem rápida é uma tecnologia de fabricação avançada (Tian et al., 2021), onde um sistema de impressão tridimensional através de um CAD ou escaneamento 3D constrói um objeto camada por camada, utilizando materiais específicos, de forma aditiva (Liu et al., 2006). Fatores como facilidade de técnica, alta precisão, rápida produção e menor custo em comparação a outros métodos convencionais ou de manufatura subtrativa proporcionaram à atração do mercado odontológico (Revilla-León, 2020).

A primeira tecnologia de impressão tridimensional foi desenvolvida por Charles Hull em 1986, baseada em uma técnica denominada estereolitografia, cuja sigla denomina-se SL (Azari, Nikzad, 2009). A partir desta invenção, uma década depois, adotou-se o uso dessa tecnologia para auxiliar no diagnóstico, planejamento e tratamento de condições odontológicas (Molé et al., 1995; Strub, 2006).

A estereolitografia é a técnica mais antiga e mais utilizada em odontologia, pois oferece maior precisão e resolução em detalhes, produzindo de forma livre

sólida, o que a torna versátil no que diz respeito à liberdade de design e escala das estruturas (Kessler, 2020; Melchels, 2010). Essa impressão pode ser por laser (SLA) e por processamento digital de luz (DLP), e a diferença entre elas é a forma como a luz é direcionada para o tanque de resina fotopolimerizável. Nas impressoras SLA a fonte luminosa é um laser de luz ultravioleta (UV), que se movimenta para formar a imagem em cada camada, e na DLP existe um projetor de luz UV que emite a imagem de cada camada a ser impressa de uma única vez. Normalmente, ambas apresentam comprimento de onda de 385 nm ou 405 nm, e tanto na SLA quanto na DLP, a cada camada polimerizada, ocorre um afastamento entre a plataforma de impressão e o tanque de resina, o que permitirá a formação de uma nova camada (Hazeveld, 2014).

No que diz respeito a precisão entre produções com SLA e com DLP, em 2020, Pagac et al. descrevem que a fonte luz de cura e o método de projeção de luz irão desempenhar papéis fundamentais na precisão do produto impresso. Para a SLA, a precisão dependerá do diâmetro do ponto no qual o feixe de laser irá atingir para curar, enquanto na DLP, a precisão é dada pela matriz de pixels, que é definida pela resolução do projetor digital. Os autores afirmam que, baseado neste mecanismo, peças curadas com a tecnologia SLA são mais precisas do que as curadas com DLP.

De acordo com a norma ISO / ASTM52900-2015 pode-se dividir os processos de manufatura aditiva em sete diferentes tipos, sendo eles:

- a) Jateamento de aglutinante (binder jetting): um agente líquido é depositado dentro de um leito de pó. Pode ser usado com gesso, areia, vidro, metal e outros.
- b) Depósito direto de energia (direct energy deposition): um metal como matéria prima em arame ou pó, é alimentado em frente a uma fonte de energia, como um elétron ou feixe de laser, onde o material é derretido em um substrato camada por camada. Usado com metais como titânio e cromo-cobalto.
- c) Extrusão de material (material extrusion): um material é expelido de uma extrusora em uma base ou plataforma. Normalmente, um filamento

termoplástico é derretido e tradicional e extrudado através de uma matriz (bico). Esse mesmo processo pode ser utilizado para materiais viscosos como concreto, argila e tecido.

- d) Jateamento de material (material jetting): cabeçotes de impressão como os de piezelétrico. Borrifam um material líquido em um substrato. Na maioria das vezes, esse material é uma resina plástica fotossensível que é então endurecida por luz ultravioleta (UV).
- e) Fusão de material de pó (powder bed fusion): processo pelo qual uma fonte de energia, como um laser ou um feixe de elétron é direcionado para um leito de pó para aquecer as partículas individuais até que elas se fundam. Geralmente associada com materiais como titânio e nylon.
- f) Laminação de folhas (Sheet lamination): folhas de materiais são fundidas e tem a forma da extremidade da peça gravada em cada uma delas. Este processo é atualmente raro e não é mais usado apenas em papel, mas também com metal e plástico.
- g) Fotopolimerização de cuba (VAT polymerization): uma cuba de resina de foto polímero é exposta a uma fonte de energia, como uma fonte de laser ou projetor de luz digital, que cura o material, camada por camada.

As tecnologias caracterizadas de acordo com a norma ISO / ASTM52900-2015 diferem uma da outra na forma do processo de aplicação, princípio de cura e estado inicial do material. Dentre essas, a fotopolimerização de cuba é a mais antiga e utilizada na odontologia, desde a impressão de coroas unitárias até modelos totais de arcos dentais (Pagac et al., 2021). Neste processo, uma resina fotopolimerizável é armazenada em uma cuba e tratada com luz visível ou UV. Essa luz desencadeia a polimerização, que forma cadeias de polímeros ou os reticula para formar uma resina sólida. A resina é constituída por três elementos básicos: monômeros, oligômeros e fotoiniciadores. Quando exposta à luz, os fotoiniciadores liberam

moléculas que funcionam como catalisadores que irão formar cadeias entre monômeros e oligômeros, sendo este processo irreversível (Fiedor et al., 2020).

Os produtos obtidos em 3D por fotopolimerização não são totalmente curados durante a impressão, e a presença de monômeros livres entre camadas do objeto reduzem as propriedades mecânicas e estéticas do material, sendo necessário uma pós-cura (Fiedor et al., 2020; Vitale et al., 2016). Em 2022, Solto-Montero et al. avaliaram o efeito do tempo de pós cura na resistência à flexão, mudança de cor e microdureza em diferentes profundidades de quatro resinas de impressão 3D, e obtiveram como resultados que o tempo de pós-cura influenciou significativamente em todos os parâmetros avaliados, concluindo que esse tempo é crucial para produzir propriedades mecânicas e estéticas adequadas em resinas restauradoras impressas em 3D, sendo esse resultado dependente do material selecionado.

Outros fatores como orientação da impressão e espessura da camada também influenciam diretamente no resultado final da impressão, como precisão, tempo de processamento e propriedades do material (Tian et al., 2021). Em 2017, Tahayeri et al. avaliaram a otimização de coroas provisórias impressas em 3D em comparação com materiais convencionais como Integrity® e Jet® de acordo com alguns parâmetros de impressão. Os autores obtiveram como resultados um melhor padrão de impressão quando utilizado a orientação de 90° e espessura de 100 µm, no que se refere à reprodutibilidade e uso do material. O grau de conversão, módulo elástico e tensão foram similares e até superiores aos grupos de materiais convencionais.

Contudo, esses parâmetros mudam de acordo com o tipo de impressora e o objeto a ser produzido. Em 2016, Alharbi et al. utilizando tecnologia SLA para construção de coroas em variadas angulações, observaram que à produção utilizando angulação de 120° apresentou maior precisão dimensional e suportes de apoio finos para coroas. Em uma revisão sistemática publicada em 2020, Etemad-Shahidi et al. descreveram a espessura da camada de impressão como substancialmente variável entre 25 e 150 µm para SLA, e de 20 a 100 µm para DLP, o que reforça a variação dos parâmetros adotados baseados na tecnologia da impressora e do material utilizado.

Em 2021, a revisão sistemática publicada pelo professor Della Bona et al. concluiu que o potencial avanço da impressão 3D está dependente da melhoria dos

materiais utilizados e processos odontológicos adequados. Propriedades como resistência ao desgaste, precisão dimensional e aparência estética são relatadas como as principais limitações clínicas atuais que acabam restringindo a progressão da produção de peças com essa manufatura.

3 PROPOSIÇÃO

Analisar o comportamento de uma resina temporária de impressão 3D sob simulação de desgaste fisiológico frente a distintos antagonistas, bem como o desgaste e padrão de rugosidade antes e após o ensaio.

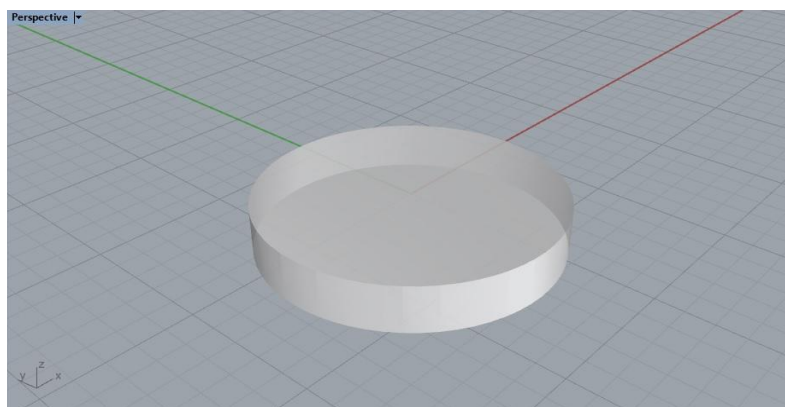
Para isso, foi considerado como hipóteses H_0 : o tipo de material antagonista e as características superficiais (*glaze* ou não) não influenciarão na resistência ao desgaste; H_1 : A camada de *glaze* influenciará positivamente na resistência ao desgaste e rugosidade superficial final.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Confeção dos espécimes

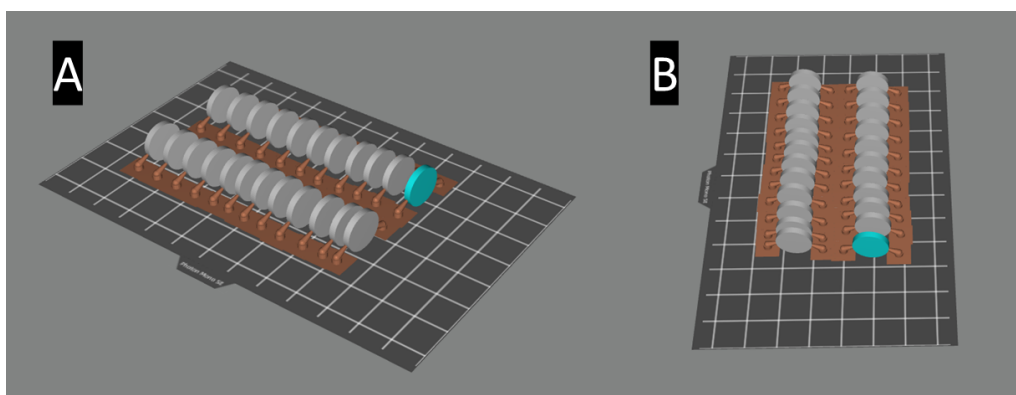
Foram confeccionados 60 discos de resina provisória para impressão 3D (Resilab Temp - WILCOS do Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil) nas dimensões 12 x 2 mm. As amostras foram desenhadas no software (Rhinoceros®, Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, EUA), versão 5 (figura 2). Posteriormente, o desenho foi processado (desenho fatiado e confeccionado a estrutura de suporte) no software da impressora W3D (W3D PRINT - WILCOS do Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil) (figura 3). Esses dados processados foram enviados à produção utilizando impressora de processamento digital de luz (DLP) (figura 4), obtendo-se as amostras impressas (figura 5). As amostras impressas foram limpas em álcool isopropílico a 96% por 4 minutos e secas em papel absorvente, conforme especificações do fabricante, para remoção de monômero residual. Após a limpeza, as amostras foram inseridas em dispositivo sob luz ultravioleta para completa polimerização da superfície - W3DFlash (WILCOS do Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil), num período de 30 minutos. Aplicou-se uma camada de *glaze* masterSeal® (Lote: 180423; Fabricação: 18/04/2023; Cód. 18606, WILCOS do Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil) em 30 discos que compuseram o grupo com *glaze*, e posteriormente estes foram levados a fotopolimerizadora para completa cura (figura 6).

Figura 2 - Desenho do disco no software CAD universal Rhinoceros[®] (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, EUA) - versão 5



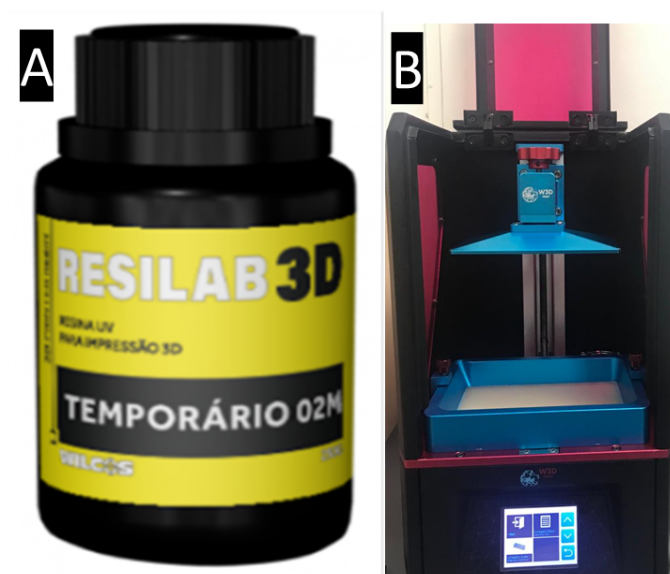
Legenda: CAD do disco nas dimensões 12 X 2 mm.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3 - Processamento do arquivo em SLT



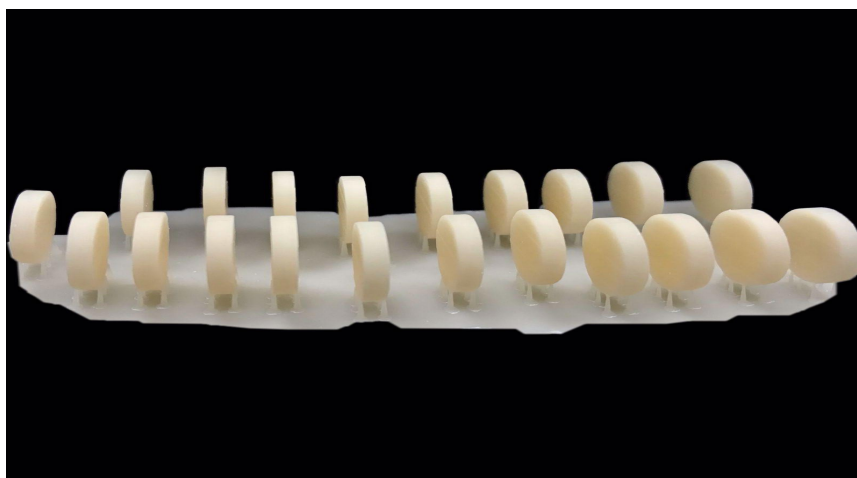
Legenda: a) fatiamento vista lateral; b) fatiamento vista frontal.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 4 - Resina provisória para impressão 3D (Resilab Temp - WILCOS do Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil) e Impressora W3D PRINT - WILCOS do Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil



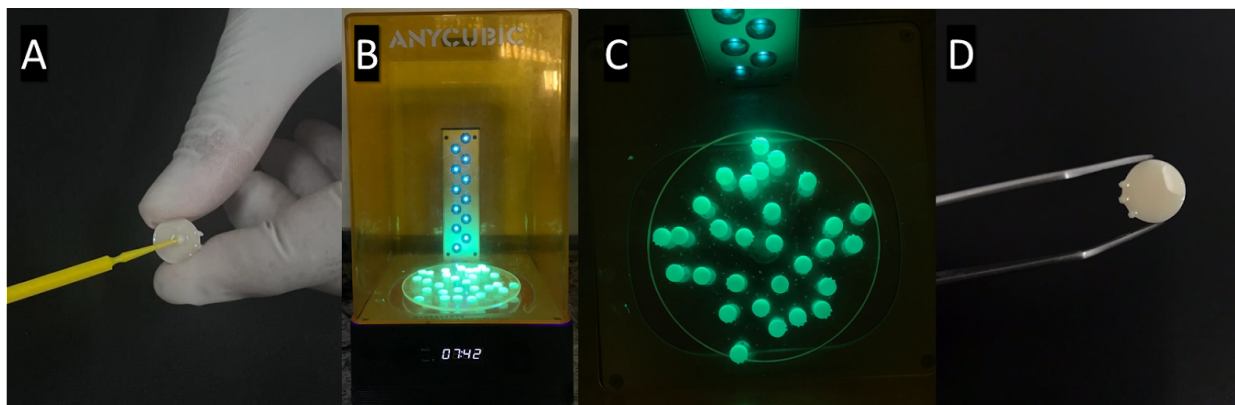
Legenda: a) resina provisória para impressão 3D; b) impressora 3D W3D PRINT.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5 - Espécimes impressos



Legenda: Discos impressos na proporção 12 X 2 mm.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 6 - Aplicação de *Glaze* nos espécimes e vitrificação



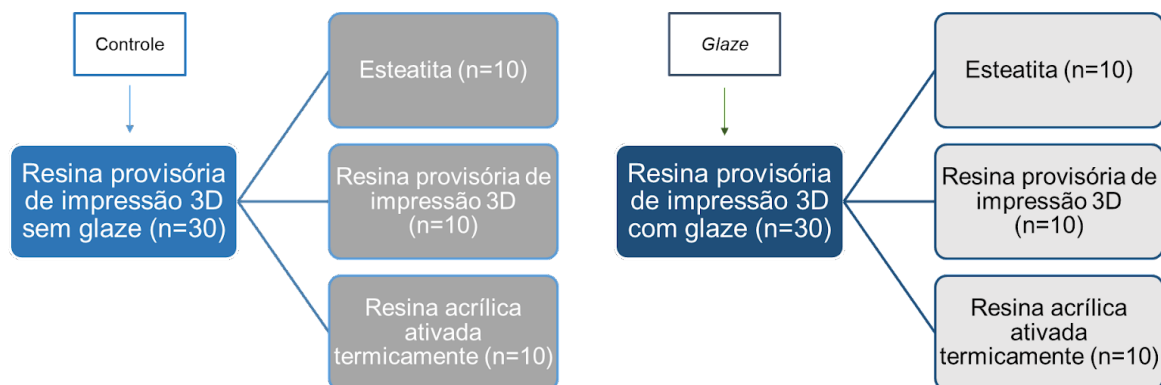
Legenda: a) aplicação do *glaze* na superfície do disco com microbrush; b) vitrificação por 10 minutos na fotopolimerizadora Anycubic; c) imagem na vista superior dos espécimes com *glaze* sendo vitrificados; d) espécime final com *glaze*.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2 Simulação do Desgaste

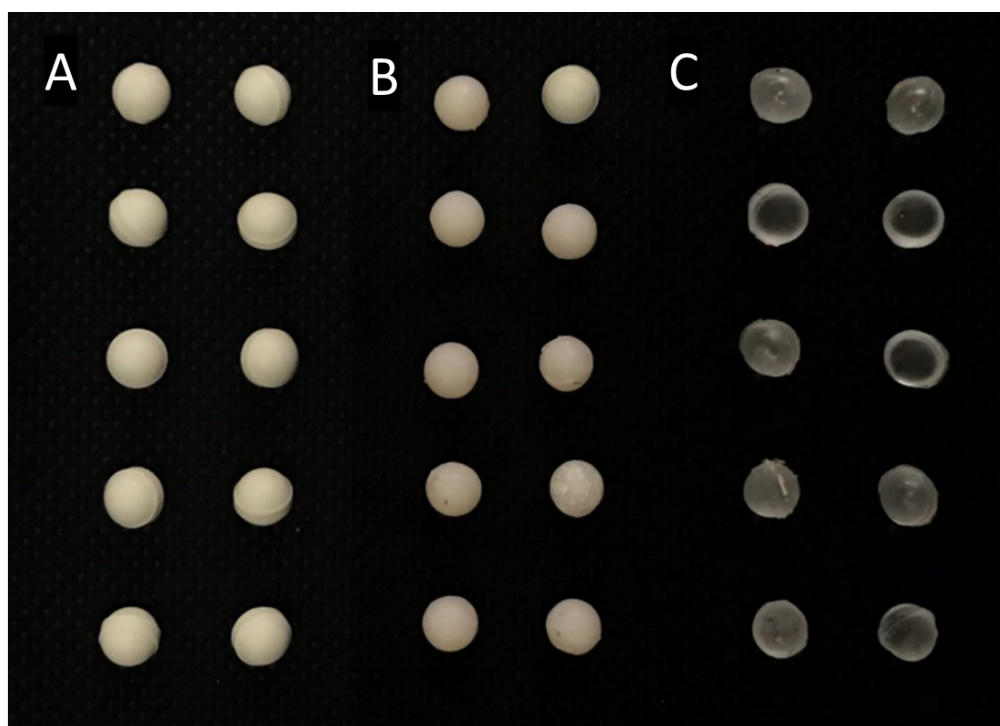
Os espécimes foram subdivididos em seis grupos ($n=10$), como mostra o fluxograma na figura 7. Os antagonistas foram confeccionados no formato esférico com raio de 1,5 mm, considerado a média do raio das cúspides dos dentes naturais entre 0,6 e 4 mm (Preis et al., 2011) (figura 8). Todos os antagonistas foram adaptados a mandris personalizados (figura 9). Os espécimes preparados foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada - TDV[®], em canos de PVC (figura 10). Posteriormente, foram submetidos à simulação de desgaste na cicladora mecânica com *sliding* (Byocycle V2, Biopdi, São Carlos, SP). O protocolo utilizado para tal simulação consistiu em 2×10^3 ciclos, com aplicação de 30 N de carga com deslocamento horizontal de 6 mm, frequência de 1,7 Hz, com os espécimes imersos em água em temperatura ambiente, sendo trocada a cada protocolo de ciclagem (figura 11).

Figura 7 - Subdivisão dos espécimes por grupo



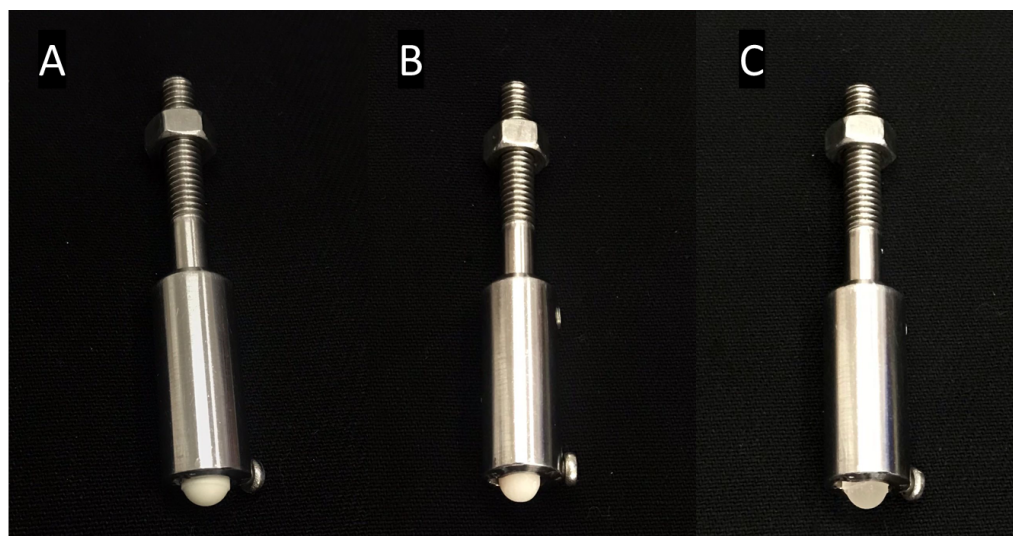
Legenda: Subdivisão dos espécimes por grupos estudados
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 8 - Esferas de antagonistas



Legenda: a) esfera de esteatita; b) esfera de resina temporária de impressão digital -Resilab Temp; c) esfera de resina acrílica termicamente ativada.
 Fonte: Elaborada pelo autor.

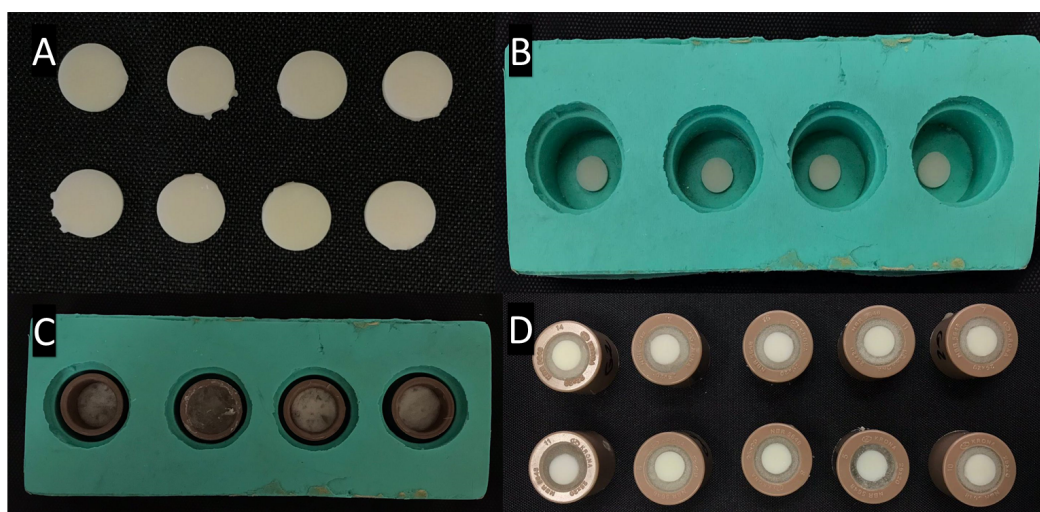
Figura 9 - Antagonistas inseridos nos mandris personalizados



Legenda: a) esfera de esteatita; b) esfera de resina impressa em 3D; c) esfera de resina acrílica termicamente ativada.

Fonte: Elaborada pelo autor.

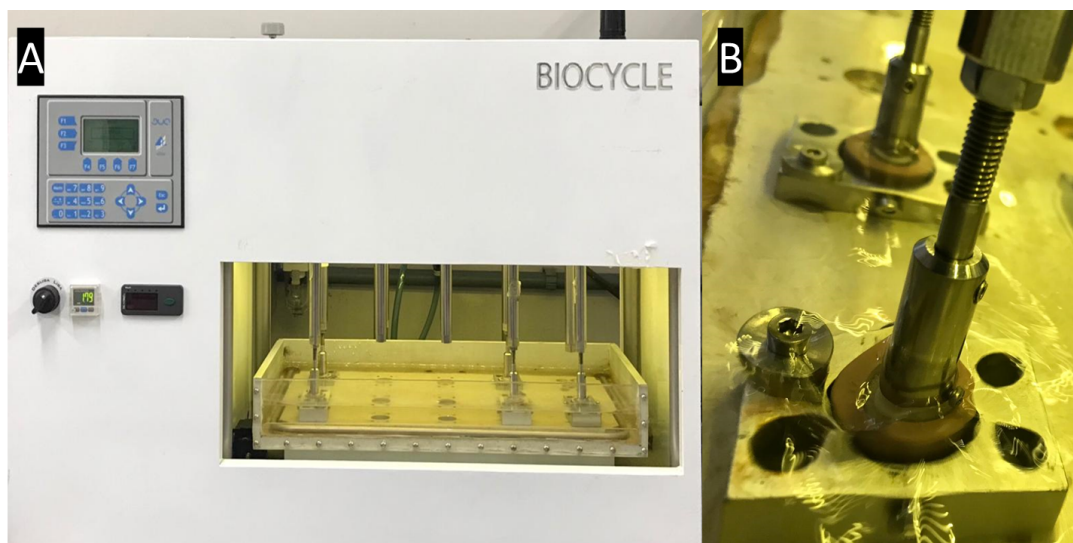
Figura 10 - Inclusão dos espécimes impressos



Legenda: a) discos impressos; b) espécimes posicionados no centro do orifício da matriz de silicone para inclusão em resina acrílica autopolimerizável; c) espécimes incluídos em resina acrílica autopolimerizável em canos PVC; d) aspecto final dos espécimes incluídos para serem ciclados.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 11 - Simulação de desgaste



Legenda: a) Cicladora Mecânica com Sliding (Byocycle V2, Biopdi, São Carlos, SP); b) imagem aproximada do mandril personalizado com antagonistas opondo-se aos espécimes incluídos.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Rugosidade

A rugosidade superficial dos espécimes foi avaliada com o auxílio do rugosímetro de contato (Surftest SJ-210, Mitutoyo, Tóquio, Japão) verificando o parâmetro Ra (Rugosidade média) (figura 12). Foram executadas duas leituras paralelas para cada angulação estabelecida (0° , 45° e 90°), totalizando seis leituras por espécime. Os parâmetros considerados para esta análise foram: ISO 1997, distância de 6,0 mm, range 800, filtro Gaussiano, cut-off λ_c de 0,8 mm e velocidade de 0,5 mm/s. Foram calculados os valores médios de cada parâmetro para cada amostra.

Figura 12 - Análise de rugosidade média (Ra) com rugosímetro de contato (Surftest SJ-210, Mitutoyo, Tóquio, Japão)



Legenda: Rugosímetro de contato.
Fonte: Elaborada pelo autor.

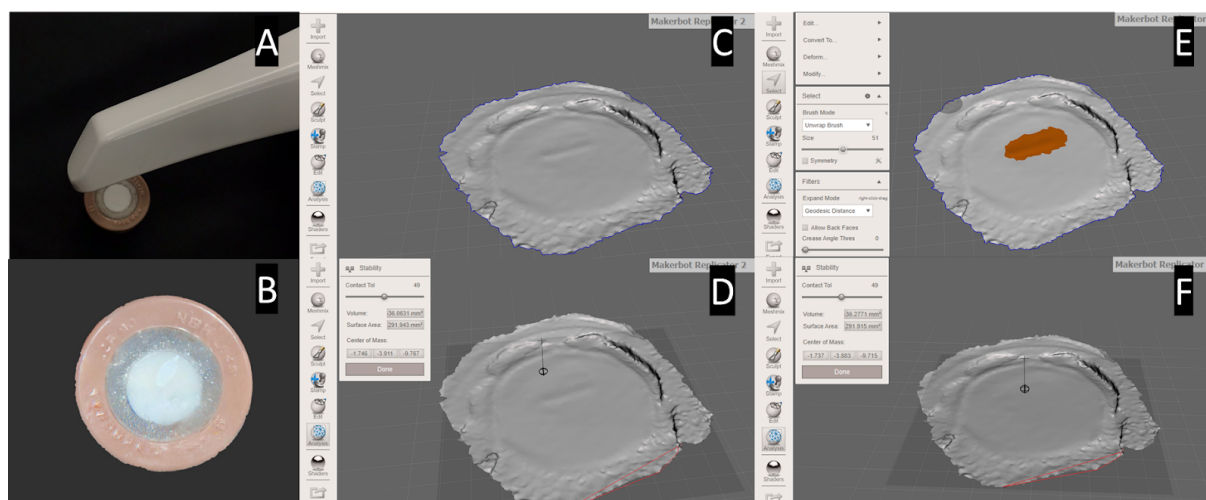
4.4 Análise de Superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Amostras aleatórias de cada grupo foram analisadas quanto a sua morfologia superficial em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV Inspect S 50, FEI company Brno, República Tcheca) antes e após o ensaio de simulação de desgaste.

4.5 Análise da Perda de Volume de Desgaste

Após o ensaio de simulação de desgaste, às amostras cicladas foram escaneadas com escâner intra-oral (CS 3600; Carestream Dental®). Posteriormente, exportou-se os arquivos em formato STL para o *software* gratuito Autodesk MeshMixer (v3.5.474; Autodesk, Inc., San Rafael, CA, EUA) onde foi realizado a análise de perda de volume de desgaste subtraindo-se o volume da área adjacente ao desgaste do volume da região desgastada (figura 13). Essa análise baseou-se na metodologia de análise digital de varredura única descrita por Lee et al. (2022).

Figura 13 - Análise digital de varredura única



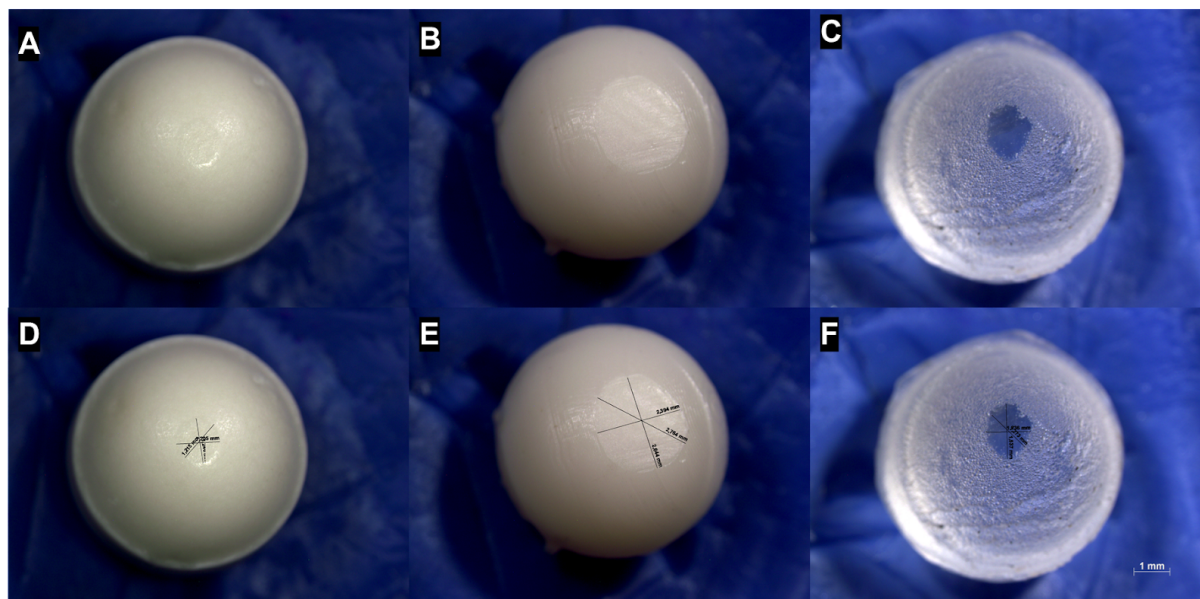
Legenda: a) escaneamento do espécime; b) imagem digital do espécime; c) STL do espécime no software Autodesk MeshMixer; d) análise do volume da área adjacente ao desgaste; e) seleção da área do desgaste no espécime; f) análise do volume final da área após preenchimento da região do desgaste.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.6 Análise do desgaste em antagonistas

Após o ensaio de simulação de desgaste, analisou-se o desgaste na esfera de antagonista através do estereomicroscópio óptico (Stereo Discovery V20, Zeiss, Gottingen, Alemanha). Realizou-se 3 mensurações na região do desgaste para cada amostra por grupo analisado, obtendo-se a média dos valores em milímetros. Posteriormente, usou-se a fórmula da calota esférica: $(h = r - \sqrt{r^2 - x^2})$ para se obter a perda de volume da esfera, onde h = altura do segmento esférico; r = raio da esfera; x = diâmetro da esfera.

Figura 14 - Análise do desgaste dos antagonistas em estereomicroscópio óptico



Legenda: a) antagonista esteatita em magnificação de 10x; b) antagonista resina 3D em magnificação 10x; c) antagonista resina acrílica termicamente ativada em magnificação 10x; d) antagonista esteatita com medições em volume da área de desgaste; e) antagonista resina 3D com medições em volume da área de desgaste; f) antagonista resina acrílica ativada termicamente com medições em volume da área de desgaste.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5 RESULTADOS

5.1 Avaliação da rugosidade

O quadro 1 apresenta os resultados das médias $\pm$ desvio padrão (DP) dos grupos analisados antes e após a simulação do desgaste com a aplicação do teste ANOVA 2 fatores para grupo controle e com *glaze*. Foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos ($p < 0,05$), exceto o grupo Rz com *glaze*, em que todas as variáveis foram iguais ($p = 0,377$).

Quadro 1 - Média $\pm$ desvio padrão dos valores de rugosidade (Ra e Rz) da superfície da resina impressa em 3D controle e com *glaze*

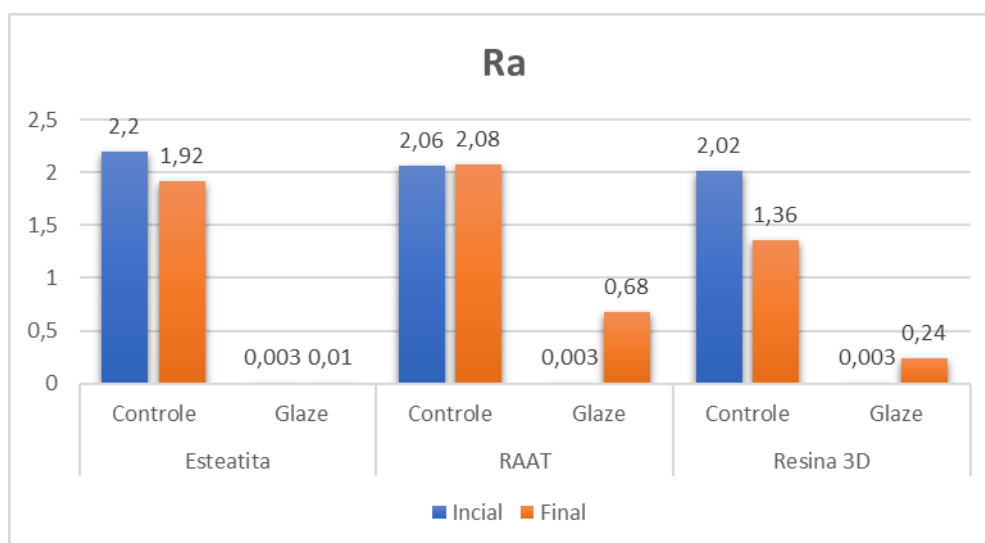
GRUPO	ANTAGONISTA	LEITURA	Ra	Rz
CONTROLE	ESTEATITA	INICIAL	2,20 $\pm$ 0,34 A	11,56 $\pm$ 2,17 AB
		FINAL	1,92 $\pm$ 1,15 AB	10,54 $\pm$ 7,12AB
	RESINA 3D	INICIAL	2,02 $\pm$ 0,59 A	10,70 3,06 AB
		FINAL	1,36 $\pm$ 0,68 B	7,30 $\pm$ 3,17 B
	RAAT	INICIAL	2,06 $\pm$ 0,37 A	10,07 $\pm$ 1,23 AB
		FINAL	2,08 $\pm$ 0,66 A	11,65 $\pm$ 3,82 A
COM GLAZE	ESTEATITA	INICIAL	0,003 $\pm$ 0,00 c	0,025 $\pm$ 0,001 a
		FINAL	0,014 $\pm$ 0,007 c	0,123 $\pm$ 0,08 a
	RESINA 3D	INICIAL	0,003 $\pm$ 0,00 c	0,025 $\pm$ 0,001 a
		FINAL	0,24 $\pm$ 0,24 b	1,00 $\pm$ 1,32 a
	RAAT	INICIAL	0,003 $\pm$ 0,00 c	0,025 $\pm$ 0,001 a
		FINAL	0,68 $\pm$ 0,20 a	4,22 $\pm$ 1,53 a

Legenda: Média e desvio padrão de Ra e Rz em μm .

Fonte: Elaborada pelo autor.

A figura 15 apresenta o gráfico da rugosidade média dos valores dos grupos analisados.

Figura 15 - Gráfico da rugosidade média (Ra) dos grupos analisados após 2×10^3 ciclos



Legenda: Gráfico representativo da Ra em µm.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Avaliação da perda de volume de desgaste

O quadro 2 apresenta os resultados das médias $\pm$ desvio padrão (DP) (em mm^3) dos grupos analisados antes e após a simulação do desgaste fisiológico com 2×10^3 ciclos obtidos com a aplicação do teste ANOVA 2 fatores. Foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os antagonistas ($p=0,015$) e o grupo com *glaze* ($p=0,001$).

Quadro 2 - Média $\pm$ desvio padrão dos valores de perda de volume de desgaste (mm^3)

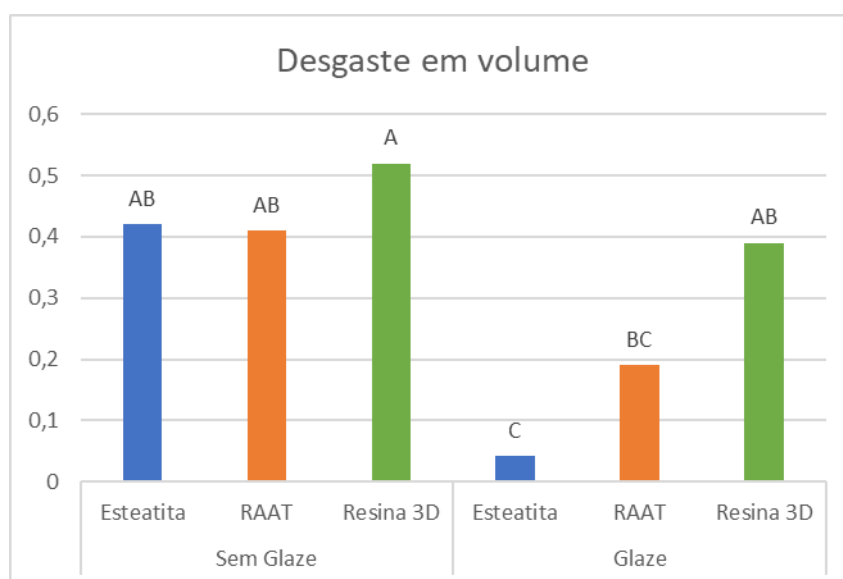
GRUPO	ANTAGONISTA	MÉDIA $\pm$ DP
CONTROLE	ESTEATITA	3,86 $\pm$ 0,25 AB
	RESINA 3D	4,75 $\pm$ 0,26 A
	RAAT	3,71 $\pm$ 0,26 AB
COM GLAZE	ESTEATITA	0,04 $\pm$ 0,03 C
	RESINA 3D	0,39 $\pm$ 0,13 AB
	RAAT	0,19 $\pm$ 0,29 BC

Legenda: Média e desvio padrão da perda de desgaste.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A figura 16 apresenta o gráfico da perda de volume de desgaste (mm^3) dos três grupos analisados após a simulação do desgaste fisiológico.

Figura 16 - Gráfico da Perda de volume de desgaste dos grupos analisados após 2×10^3 ciclos



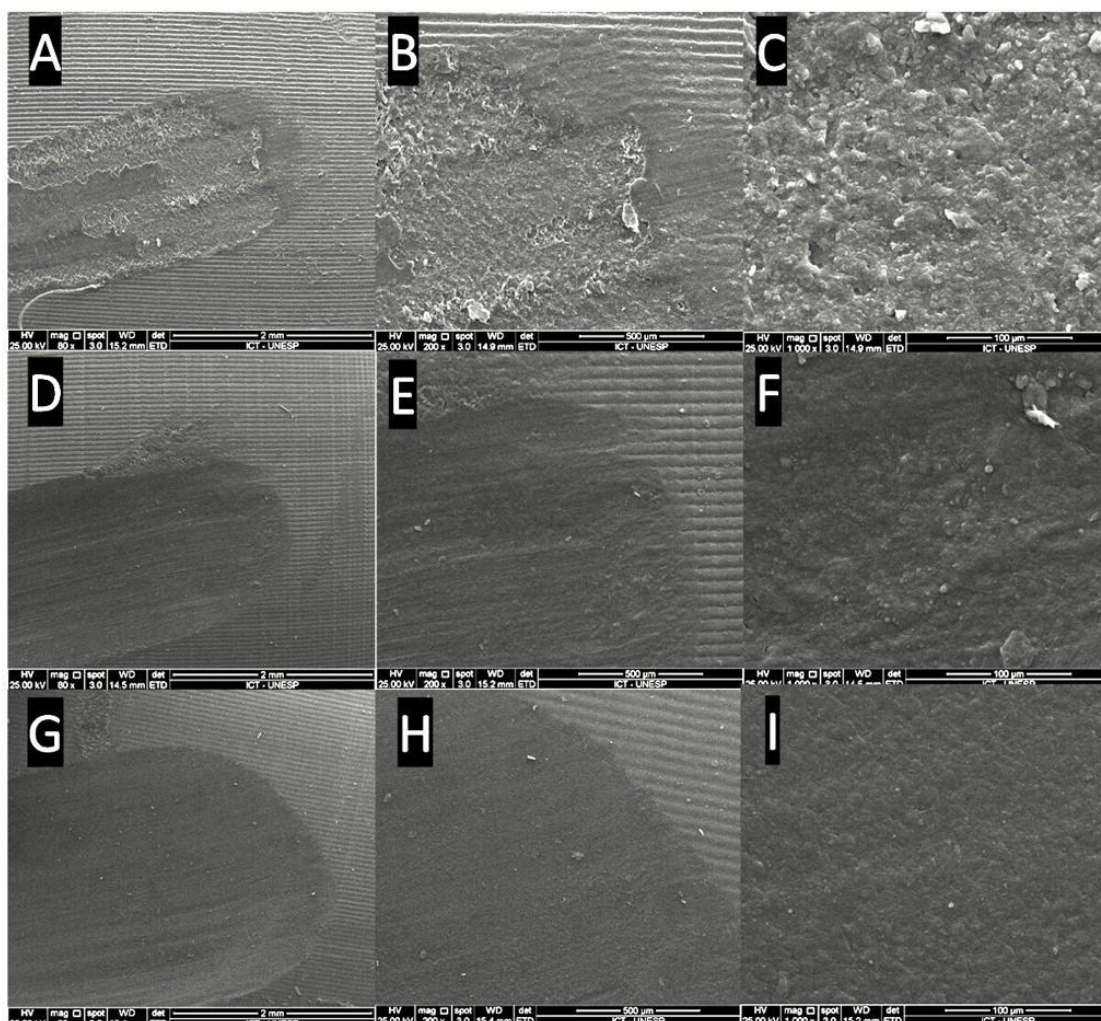
Legenda: Gráfico representativo da perda de volume de desgaste dos três grupos avaliados.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.3 Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

As imagens de MEV do grupo um (figura 17) e do grupo dois (figura 18) permitem analisar a topografia de superfície dos grupos estudados após 2×10^3 ciclos de fadiga deslizante. Pode-se observar que no grupo um, o subgrupo que tem como antagonista a esteatita, apresentou um padrão de desgaste irregular e poroso na superfície da resina temporária de impressão 3D, bem como o mesmo padrão se repetiu para o grupo dois, que possui *glaze* em sua superfície, além de ser possível visualizar rachaduras na região do desgaste quando analisados sob magnificação de 1.000x. Nos subgrupos dois e três, de ambos os grupos que se opuseram à própria resina temporária de impressão 3D e a RAAT, respectivamente, apresentaram um padrão de desgaste similar, sendo este mais homogêneo. Ainda, pode-se observar que o *glaze* aplicado sobre a resina modifica sua morfologia superficial, caracterizada como sendo lisa.

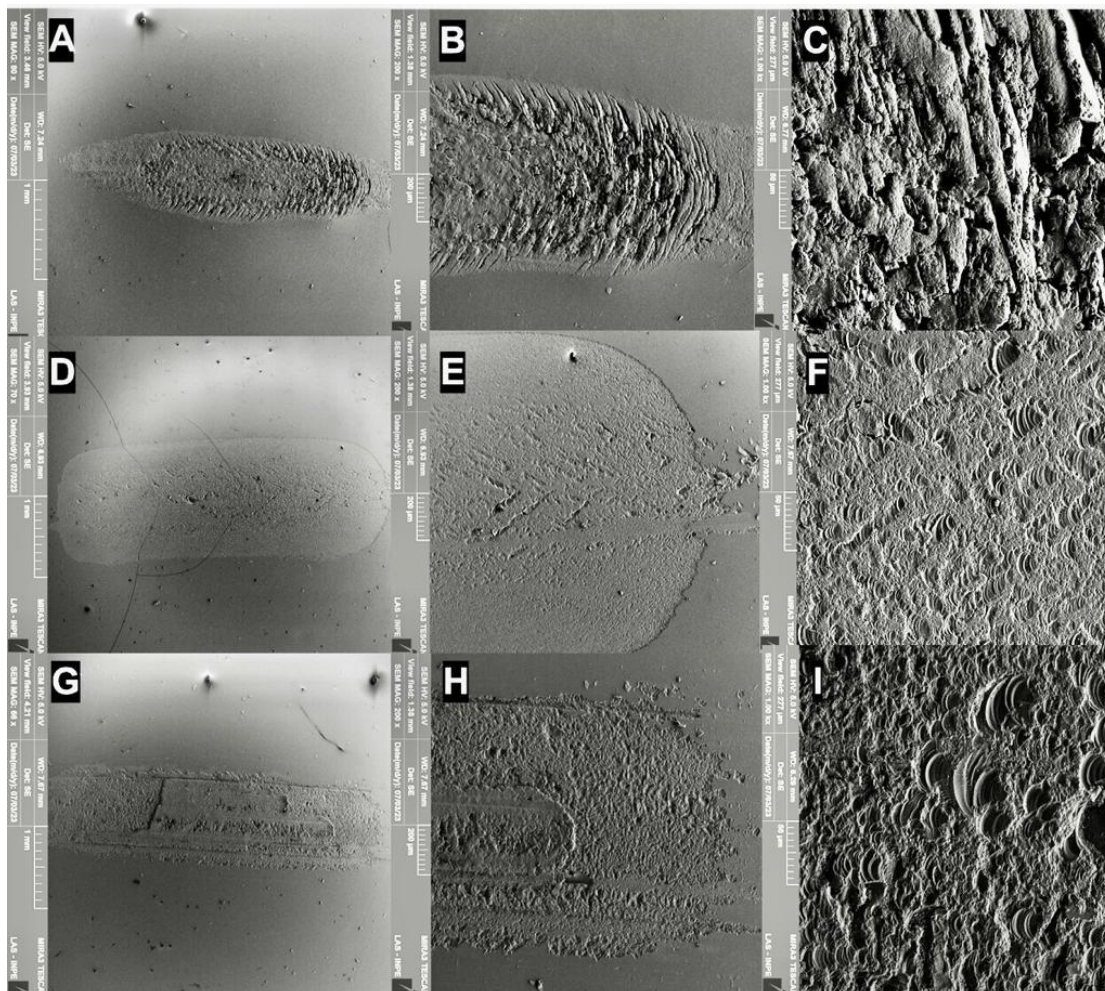
Figura 17 - Microscopia eletrônica de varredura do grupo um



Legenda: (A) Superfície do grupo 1 -subgrupo 1 (antagonista esteatita) com magnificação de 80X; (B) Superfície do grupo 1 -subgrupo 1 (antagonista esteatita) com magnificação de 200X; (C) Superfície do grupo -subgrupo 1 (antagonista esteatita) com magnificação de 1.000X; (D) Superfície do grupo 1 -subgrupo 2 (antagonista resina Resilab Temp) com magnificação de 80X; (E) Superfície do grupo 1 -subgrupo 2 (antagonista resina Resilab Temp) com magnificação de 200X; (F) Superfície do grupo 1 -subgrupo 2 (antagonista resina Resilab Temp) com magnificação de 1.000X; (G) Superfície do grupo 1 -subgrupo 3 (antagonista RAAT) com magnificação de 80X; (H) Superfície do grupo 1 -subgrupo 3 (antagonista RAAT) com magnificação de 200X; (I) Superfície do grupo 1 -subgrupo 3 (antagonista RAAT) com magnificação de 1.000X;

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 - Microscopia eletrônica de varredura do grupo dois



Legenda: (A) Superfície do grupo 2 -subgrupo 1 (antagonista esteatita) com magnificação de 80X; (B) Superfície do grupo 2 -subgrupo 1 (antagonista esteatita) com magnificação de 200X; (C) Superfície do grupo 2 -subgrupo 1 (antagonista esteatita) com magnificação de 1.000X; (D) Superfície do grupo 2 -subgrupo 2 (antagonista resina Resilab Temp) com magnificação de 80X; (E) Superfície do grupo 2 -subgrupo 2 (antagonista resina Resilab Temp) com magnificação de 200X; (F) Superfície do grupo 2 -subgrupo 2 (antagonista resina Resilab Temp) com magnificação de 1.000X; (G) Superfície do grupo 2 -subgrupo 3 (antagonista RAAT) com magnificação de 80X; (H) Superfície do grupo 2 -subgrupo 3 (antagonista RAAT) com magnificação de 200X; (I) Superfície do grupo 2 -subgrupo 3 (antagonista RAAT) com magnificação de 1.000X;

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.4 Análise do desgaste em antagonistas

O quadro 3 apresenta os resultados das médias $\pm$ desvio padrão (DP) (em mm³) dos três antagonistas analisados após a simulação do desgaste com a

aplicação do teste ANOVA 2 fatores. Foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os antagonistas ($p=0,001$) e o tratamento com *glaze* ($p=0,001$).

Quadro 3 - Média $\pm$ desvio padrão dos valores de perda de volume de desgaste em antagonistas (mm^3)

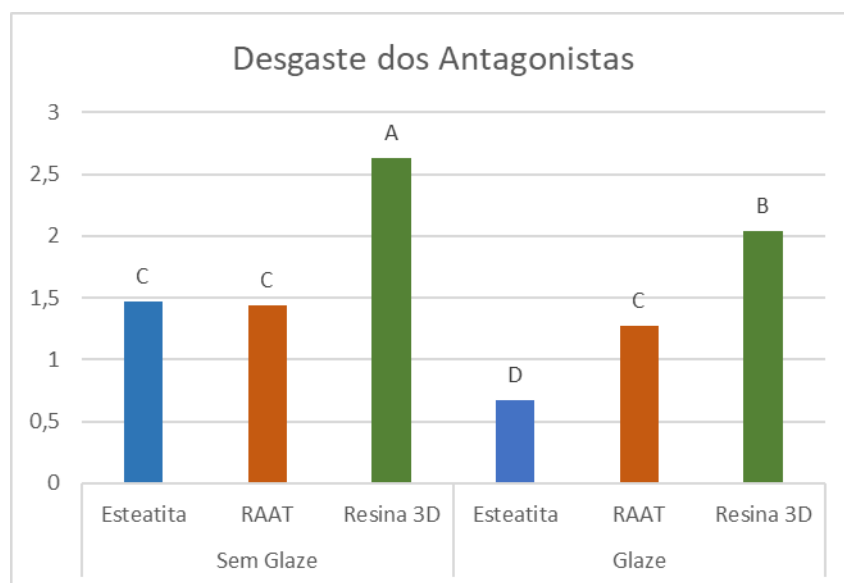
GRUPO	ANTAGONISTAS	MÉDIA $\pm$ DP
CONTROLE	ESTEATITA	1,44 $\pm$ 0,15 C
	RESINA 3D	1,47 $\pm$ 0,28 A
	RAAT	2,63 $\pm$ 0,12 C
COM GLAZE	ESTEATITA	0,69 $\pm$ 0,10 D
	RESINA 3D	2,52 $\pm$ 0,99 B
	RAAT	1,31 $\pm$ 0,25 C

Legenda: Média e desvio padrão da perda de volume dos materiais antagonistas.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A figura 19 apresenta a representação gráfica do desgaste nos antagonistas após a simulação de desgaste com 2×10^3 ciclos.

Figura 19 - Gráfico da Perda de volume de desgaste dos antagonistas



Legenda: Gráfico representativo da perda de volume de desgaste dos três antagonistas.
Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Esse estudo analisou a resistência ao desgaste de uma resina provisória de impressão 3D frente a diferentes antagonistas, bem como o desgaste do antagonista e rugosidade superficial do material. Nossos resultados apontaram que a hipótese nula (H_0) foi rejeitada, uma vez que o tipo de material antagonista influenciou na perda de volume em desgaste ($p=0,015$), e a hipótese H_1 foi aceita, já que a presença do *glaze* na superfície da resina influenciou positivamente na resistência ao desgaste ($p=0,001$) e rugosidade ($p<0,05$), tornando-o componente indispensável quando se trabalha com próteses provisórias impressas.

A resistência ao desgaste é uma propriedade desejável para os materiais dentários, já que essa contribuirá para a longevidade do material, garantindo função e estética duradoura (Heintze et al., 2006). Ainda, segundo Lee et al. (2022), se a perda de volume for grande devido ao desgaste, poderá resultar em perda de dimensão vertical de oclusão e extrusão do antagonista dependendo da condição periodontal, requerendo do material restaurador provisório resistência adequada ao desgaste.

Diferentes métodos para analisar esse desgaste foram descritos na literatura (Grau et al., 2018; Heintze et al., 2006; Stawarczyk et al., 2013), contudo, com o desenvolvimento de scanners intra-orais e softwares, pesquisadores passaram a utilizar esse dispositivo e caracterizá-lo como sendo um potencial método para análise de desgaste (Esquivel-Upshaw et al., 2020; Lee et al., 2022; Marchand et al., 2022).

No presente estudo usou-se um escaner intra-oral para obter as imagens digitais dos espécimes após ciclagem, e o arquivo gerado por essa leitura foi analisado em *software* gratuito (Autodesk Meshmixer®). Tal metodologia traz como principais benefícios à análise da perda de volume com varredura única, o que minimiza erros que podem ocorrer quando se sobrepõe imagens (Henninger et al., 2019), facilidade de técnica e também redução de custos com softwares pagos e equipamentos adicionais (Lee et al., 2022).

O uso de diferentes antagonistas influenciou no desgaste da resina estudada ($p=0,001$). A esteatita, um dos materiais antagonistas usados neste estudo

apresenta um módulo de elasticidade semelhante ao do esmalte dental (Wassel, 1994), sendo esse valor superior ao da resina provisória de impressão 3D, e esse fato justifica o padrão de desgaste irregular e poroso para o subgrupo com este antagonista. Contudo, o antagonista esteatita foi o subgrupo que apresentou menor desgaste para ambos os grupos testados. Os subgrupos RAAT e a própria resina 3D foram os antagonistas que apresentaram a maior média de desgaste neste estudo.

A rugosidade superficial média (Ra) dos materiais dentários restauradores é fator determinante no processo de desgaste (Ramos et al., 2023) e na adesão bacteriana. Quando essa encontra-se áspera, tem-se então um ambiente propício para indução dessa adesão e formação de biofilme, resultando em efeitos adversos nos tecidos periodontais e/ou peri-implantares (Buergers, 2007).

No presente estudo, os valores médios de Ra iniciais encontrados no com *glaze* em sua superfície (0,003 μm) estão abaixo do que se caracteriza como limiar de acúmulo de placa (0,2 μm) (Bollen et al., 1996; Bollen, 1997). Após a simulação de mastigação, o único grupo que mantém Ra abaixo desse limiar é o subgrupo cujo antagonista é a esteatita (0,014 μm), os demais subgrupos aumentam suas médias de rugosidade. Tal achado também foi encontrado no estudo de Mayagmar et al. (2021), que avaliaram o desgaste de resinas provisórias impressas em 3D, porém, opondo-se a um antagonista de metal.

Já no grupo controle, a superfície da resina apresentou valores médios de Ra maiores (2,096 μm) que o limiar após a simulação de desgaste. Esses resultados reafirmam que para a confecção de próteses provisórias, o uso do *glaze* é indispensável para evitar uma superfície rugosa e consequentemente a indução de biofilme na prótese. Além de que, para superfícies com alto valor de rugosidade, o comportamento de desgaste tende a ser acentuado e uma maior perda de material pode ser esperada (Guo et al., 2022).

Estudos anteriores relataram que a rugosidade superficial de resinas impressas em 3D é similar ou mais lisa que das resinas convencionalmente usadas, como a acrílica (Alzahrani et al., 2023; Simoneti, 2021; Taşın, 2022), podendo considerar então, que sob essa óptica, esses materiais são clinicamente indicados. Ainda, Revilla-León et al. (2020) relataram que os materiais resinosos de impressão 3D possuem diferentes rugosidades de superfície, logo, essa propriedade deve ser avaliada ao escolher o material.

De acordo com Dizon et al. (2017), a orientação de impressão é um fator importante para as propriedades mecânicas, precisão e rugosidade de materiais impressos tridimensionalmente. No presente estudo, a orientação em 90° foi usada, e os valores encontrados de rugosidade corroboram com o estudo de Khanlar et al. (2023), que mostrou que quando utilizado uma orientação de 90°, os materiais provisórios impressos em 3D apresentam menor Ra quando comparado com a angulação de 45° e quando comparado com a rugosidade de uma resina autopolimerizável usada como controle.

Contudo, um estudo preliminar *in vivo* (Lee et al., 2022), mostrou que quando utilizada impressora com tecnologia DLP, a orientação de impressão de 0° é preferível, pois a angulação de 90° apresentou maiores valores para perda de volume em desgaste, quando comparada com 0° e 45°. Nota-se que as diferentes metodologias empregadas e a limitação de estudos publicados até o momento sobre resistência ao desgaste de materiais resinosos para impressão 3D podem justificar os diferentes resultados entre eles.

De acordo com Lee et al. (2022), o processo de pós-cura também é considerado fator crucial para um objeto impresso em 3D com propriedades mecânicas aceitáveis para uso clínico, já que no que se refere a materiais restauradores impressos, estes apresentam propriedades físicas variadas. Ainda, esse processo também parece implicar na melhora da biocompatibilidade dos materiais impressos (Wuersching et al., 2022). Para o presente estudo um tempo de pós cura de 30 minutos foi utilizado, baseado no estudo de Soto-montero et al. (2022), onde os autores descreveram que com 20 minutos de pós cura, a resina em estudo (Resilab temp[®]) atingiu propriedades mecânicas clinicamente aceitáveis.

Além das variáveis de impressão 3D apresentadas no presente estudo, outros parâmetros influenciam e limitam a investigação *in vitro*. Em geral, testes que simulam mastigação são limitados devido às inúmeras variáveis de uma mastigação real, como força mastigatória, tipo de alimentação e hábitos parafuncionais (Johansson et al., 1993; Kim et al., 2001; Rosentritt et al., 2008). Existe uma distinção entre simuladores de mastigação, tem-se os que simulam trituração de alimentos e os que simulam o contato direto (Kessler et al., 2019), esse último foi o utilizado para o presente trabalho.

Até o presente momento, não há nenhum trabalho que avaliou o desgaste de resina provisória de impressão 3D sob três situações que podem ocorrer clinicamente, sendo nosso estudo pioneiro nesse aspecto. Entretanto, na cavidade bucal, o processo de desgaste é promovido por estímulos mecânicos, físicos e químicos, sendo assim, uma investigação clínica é recomendada para verificar os achados do presente estudo.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações do presente estudo, pode-se concluir que:

a) A resina em estudo apresenta resistência ao desgaste adequada para uso a curto prazo, sendo essa resistência ao desgaste influenciada pelo material antagonista.

b) A aplicação da camada de *glaze* sobre a resina diminui a rugosidade superficial média do material e aumenta a resistência ao desgaste.

REFERÊNCIAS

Ahmed KE. We're Going Digital: The current state of CAD/CAM dentistry in prosthodontics. *Prim Dent J*. 2018 Summer;7(2):30-5. doi: 10.1177/205016841800700205. PMID: 30095879.

Alevizakos V, Mitov G, Teichert F, von See C. The color stability and wear resistance of provisional implant restorations: A prospective clinical study. *Clin Exp Dent Res*. 2020 Oct;6(5):568-575. doi: 10.1002/cre2.311. Epub 2020 Jul 31. PMID: 32736414; PMCID: PMC7545226.

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 Sep-Oct;29(5):503-10. doi: 10.11607/ijp.4835. PMID: 27611757.

Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. *J Prosthodont*. 2019 Feb;28(2):e491-e495. doi: 10.1111/jopr.12755. Epub 2018 Jan 28. PMID: 29377319.

Alzahrani SJ, Hajjaj MS, Azhari AA, Ahmed WM, Yeslam HE, Carvalho RM. Mechanical properties of three-dimensional printed provisional resin materials for crown and fixed dental prosthesis: A systematic review. *Bioengineering (Basel)*. 2023 May 31;10(6):663. doi: 10.3390/bioengineering10060663. PMID: 37370594; PMCID: PMC10295536.

Amato F, Amato G, Polara G, Spedicato GA. Guided tissue preservation: clinical application of a new provisional restoration design to preserve soft tissue contours for single-tooth immediate implant restorations in the esthetic area. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2020 Nov/Dec;40(6):869-879. doi: 10.11607/prd.4692. PMID: 33151193.

Amin BM, Aras MA, Chitre V. A comparative evaluation of the marginal accuracy of crowns fabricated from four commercially available provisional materials: An in vitro study. *Contemp Clin Dent*. 2015 Apr-Jun;6(2):161-5. doi: 10.4103/0976-237X.156035.

Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil; 2013.

Azari A, Nilkzazd S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping J*. 2009; 15 (3):216-25. doi:10.1108/13552540910961946

Barghi N, Simmons EW Jr. The marginal integrity of the temporary acrylic resin crown. *J Prosthet Dent*. 1976 Sep;36(3):274-7. doi: 10.1016/0022-3913(76)90182-7. PMID: 784959.

Bohnenkamp DM, Garcia LT. Repair of bis-acryl provisional restorations using flowable composite resin. *J Prosthet Dent*. 2004 Nov;92(5):500-2. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.08.017. PMID: 15523341.

Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Sep;7(3):201-11. doi: 10.1034/j.1600-0501.1996.070302.x. PMID: 9151584.

Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997 Jul;13(4):258-69. doi: 10.1016/s0109-5641(97)80038-3. PMID: 11696906.

Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec;112(6):1425-31. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.05.012. Epub 2014 Jul 1. PMID: 24993373.

Buergers R, Rosentritt M, Handel G. Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to provisional fixed prosthodontic material. *J Prosthet Dent*. 2007 Dec;98(6):461-9. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60146-2. PMID: 18061740.

Burns DR, Beck DA, Nelson SK; Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2003 Nov;90(5):474-97. doi: 10.1016/s0022-3913(03)00259-2. PMID: 14586312.

Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol* 2000. 2017 Feb;73(1):7-21. doi: 10.1111/prd.12185. PMID: 28000280.

Cardoso TW, Sato TP, Rode KM, Borges ALS, Rode SM. Comparação da exotermia de resinas durante a restauração provisória direta. *Rev Odontol UNESP*, 2019;48. <https://doi.org/10.1590/1807-2577.10319>.

Cekic-Nagas I, Ergun G. Implant-supported prosthetic rehabilitation of a patient with localized severe attrition: a clinical report. *J Prosthodont*. 2015 Jun;24(4):322-8. doi: 10.1111/jopr.12211. Epub 2014 Sep 14. PMID: 25219770.

Chaturvedi S, Alqahtani NM, Addas MK, Alfarsi MA. Marginal and internal fit of provisional crowns fabricated using 3D printing technology. *Technol Health Care*. 2020;28(6):635-642. doi: 10.3233/THC-191964.

Chen H, Cheng DH, Huang SC, Lin YM. Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *J Prosthet Dent*. 2021 Nov;126(5):703-708. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.003.

Cheng CW, Ye SY, Chien CH, Chen CJ, Papaspyridakos P, Ko CC. Randomized clinical trial of a conventional and a digital workflow for the fabrication of interim crowns: An evaluation of treatment efficiency, fit, and the effect of clinician experience. *J Prosthet Dent*. 2021 Jan;125(1):73-81. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.08.006.

Christensen GJ. The fastest and best provisional restorations. *J Am Dent Assoc*. 2003 May;134(5):637-9. doi: 10.14219/jada.archive.2003.0233. PMID: 12785500.

Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011 Jul;55(3):559-70, ix. doi: 10.1016/j.cden.2011.02.011. PMID: 21726690.

Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 2015 Dec;219(11):521-9. doi: 10.1038/sj.bdj.2015.914. Erratum in: *Br Dent J*. 2016 Jan 22;220(2):86. PMID: 26657435.

Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater*. 2021 Feb;37(2):336-350. doi: 10.1016/j.dental.2020.11.030. Epub 2021 Jan 19. PMID: 33353734; PMCID: PMC7855936.

Dizon JRC, Espera AH, Chen Q, Advincula RC. Mechanical characterization of 3D-printed polymers. *Addit Manuf*. 2018 Mar 1;20:44-67. doi:10.1016/j.addma.2017.12.002

Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-dimensionally printed full-arch dental models: A systematic review. *J Clin Med*. 2020 Oct 20;9(10):3357. doi: 10.3390/jcm9103357. PMID: 33092047; PMCID: PMC7589154.

Federick DR. The provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1975 Nov;34(5):520-6. doi: 10.1016/0022-3913(75)90039-6.

F Esquivel-Upshaw J, Hsu SM, Bohórquez AC, Abdulhameed N, Scheiffele GW, Kim M, et al. Novel methodology for measuring intraoral wear in enamel and dental restorative materials. *Clin Exp Dent Res*. 2020 Dec;6(6):677-685. doi: 10.1002/cre2.322. Epub 2020 Sep 21. PMID: 32955159; PMCID: PMC7745065.

Fiedor P, Pilch M, Szymaszek P, Chachaj-Brekiesz A, Galek M, Ortyl J. Photochemical study of a new bimolecular photoinitiating system for Vat photopolymerization 3D printing techniques under visible light. *Catalysts*. 2020; 10(3):284. doi.org/10.3390/catal10030284.

Frazer RQ, Byron RT, Osborne PB, West KP. PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants*. 2005;15(6):629-39. doi: 10.1615/jlongtermeffmedimplants.v15.i6.60. PMID: 16393131.

Gratton DG, Aquilino SA. Interim restorations. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):vii, 487-97. doi: 10.1016/j.cden.2003.12.007. PMID: 15172612.

Grau A, Stawarczyk B, Roos M, Theelke B, Hampe R. Reliability of wear measurements of CAD-CAM restorative materials after artificial aging in a mastication simulator. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Oct;86:185-190. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.06.030. Epub 2018 Jun 25. PMID: 29986292.

Guo J, Bing Z, Yang J, Tsoi JKH, Wang Y. Effect of roughness and acidic medium on wear behavior of dental resin composite. *BMC Oral Health*. 2022 Nov 5;22(1):470. doi: 10.1186/s12903-022-02516-4. PMID: 36335339; PMCID: PMC9636626.

Güth JF, Almeida E Silva JS, Beuer F F, Edelhoff D. Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD/CAM-fabricated long-term provisional prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2012 Jan;107(1):1-6. doi: 10.1016/S0022-3913(11)00171-5. PMID: 22230909.

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*. 2002 Feb;87(2):225-8. doi: 10.1067/mps.2002.121406. PMID: 11854681.

Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014 Jan;145(1):108-15. doi: 10.1016/j.jajodo.2013.05.011. PMID: 24373661.

Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater*. 2006 Nov;22(11):1051-62. doi: 10.1016/j.dental.2005.08.010. Epub 2005 Dec 28. PMID: 16386293.

Henninger E, Vasilakos G, Halazonetis D, Gkantidis N. The effect of regular dental cast artifacts on the 3D superimposition of serial digital maxillary dental models. *Sci Rep*. 2019 Jul 19;9(1):10501. doi: 10.1038/s41598-019-46887-1. PMID: 31324833; PMCID: PMC6642138.

Johansson A, Kiliaridis S, Haraldson T, Omar R, Carlsson GE. Covariation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Scand J Dent Res*. 1993 Dec;101(6):398-406. doi: 10.1111/j.1600-0722.1993.tb01139.x. PMID: 8290884.

Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in dentistry-state of the art. *Oper Dent*. 2020 Jan/Feb;45(1):30-40. doi: 10.2341/18-229-L. Epub 2019 Jun 7. PMID: 31172871.

Kessler A, Reymus M, Hickel R, Kunzelmann KH. Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dent Mater*. 2019 Dec;35(12):1805-1812. doi: 10.1016/j.dental.2019.10.005. Epub 2019 Nov 12. PMID: 31727446.

Koumjian JH, Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *J Prosthet Dent*. 1990 Dec;64(6):654-7. doi: 10.1016/0022-3913(90)90290-s. PMID: 2079670.

Kraft J. Polymethylmethacrylate: a review. *The J Foot Surg*. 1977 Summer ;16(2):66-8. PMID: 893973.

Kurbad A. Planning and predictability of clinical outcomes in esthetic rehabilitation. *Int J Comput Dent*. 2015;18(1):65-84. English, German. PMID: 25911830.

Lee JH, Myagmar G, Kwon HB, Han JS. A digital method for wear volume loss analysis using a single-scan three-dimensional dataset. *J Dent Sci*. 2022 Jan;17(1):638-641. doi: 10.1016/j.jds.2021.06.015.

Lee J, Lee S. Evaluation of add-on methods for bis-acryl composite resin interim restorations. *J Prosthet Dent*. 2015 Oct;114(4):594-601. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.02.020. Epub 2015 Jun 5. PMID: 25979444.

Lee H, Son K, Lee DH, Kim SY, Lee KB. Comparison of wear of interim crowns in accordance with the build angle of digital light processing 3D printing: a preliminary in vivo study. *Bioengineering (Basel)*. 2022 Aug 25;9(9):417. doi: 10.3390/bioengineering9090417. PMID: 36134963; PMCID: PMC9495768.

Lui JL, Setcos JC, Phillips RW. Temporary restorations: a review. *Oper Dent*. 1986 Summer;11(3):103-10. PMID: 3532042.

Manak E, Arora A. A comparative evaluation of temperature changes in the pulpal chamber during direct fabrication of provisional restorations: An In Vitro Study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2011 Sep;11(3):149-55. doi: 10.1007/s13191-011-0073-x. Epub 2011 Jun 14. PMID: 22942574; PMCID: PMC3175240.

Marchand L, Sailer I, Lee H, Mojon P, Pitta J. Digital wear analysis of different CAD/CAM fabricated monolithic ceramic implant-supported single crowns using two optical scanners. *Int J Prosthodont*. 2022 May/June;35(3):357–64. doi: 10.11607/ijp.7430. Epub 2021 Mar 18. PMID: 33751002.

Mizrahi B. Temporary restorations: the key to success. *Br Dent J*. 2019 May;226(10):761-768. doi: 10.1038/s41415-019-0360-1. PMID: 31127221.

Molé C, Gérard H, Mallet JL, Chassagne JF, Miller N. A new three-dimensional treatment algorithm for complex surfaces: applications in surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1995 Feb;53(2):158-62. doi: 10.1016/0278-2391(95)90394-1. PMID: 7830181.

Montero J. A review of the major prosthetic factors influencing the prognosis of implant prosthodontics. *J Clin Med*. 2021 Feb 17;10(4):816. doi: 10.3390/jcm10040816. PMID: 33671394; PMCID: PMC7921991.

Nejatidanesh F, Momeni G, Savabi O. Flexural strength of interim resin materials for fixed prosthodontics. *J Prosthodont*. 2009 Aug;18(6):507-11. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00473.x. Epub 2009 Jun 3. PMID: 19689710.

Park JH, Lee H, Kim JW, Kim JH. Cytocompatibility of 3D printed dental materials for temporary restorations on fibroblasts. *BMC Oral Health*. 2020 Jun 1;20(1):157. doi: 10.1186/s12903-020-01150-2.

Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin North Am*. 1975 Apr;19(2):211-22. PMID: 1090459.

Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater*. 2011 Aug;27(8):796-804. doi: 10.1016/j.dental.2011.04.001.

Ramos NC, Augusto MG, Alves LMM, Kleverlaan CJ, Dal Piva AMO. Wear of dental ceramics. *Braz Dent Sci*. 2023;26(1):e3638. doi: 10.4322/bds.2023.e3638.

Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology*. 2020 Jul;108(3):331-338. doi: 10.1007/s10266-019-00441-7. Epub 2019 Jul 1. PMID: 31264008.

Revised American Dental Association specification no. 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc*. 1975 Feb;90(2):451-8. doi: 10.14219/jada.archive.1975.0069. PMID: 1089122.

Ribeiro AKC, de Freitas RFCP, de Carvalho IHG, de Miranda LM, da Silva NR, de Fátima Dantas de Almeida L, et al. Flexural strength, surface roughness, micro-CT analysis, and microbiological adhesion of a 3D-printed temporary crown material. *Clin Oral Investig*. 2023 May;27(5):2207-2220. doi: 10.1007/s00784-023-04941-3. Epub 2023 Mar 18. PMID: 36933047; PMCID: PMC10164099.

Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*. 2009 Mar;25(3):348-52. doi: 10.1016/j.dental.2008.08.009. Epub 2008 Oct 1. PMID: 18829097.

Santing HJ, Kleverlaan CJ, Werner A, Feilzer AJ, Raghoobar GM, Meijer HJ. Occlusal wear of provisional implant-supported restorations. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Feb;17(1):179-85. doi: 10.1111/cid.12072. Epub 2013 Apr 17. PMID: 23594356.

Santosa RE. Provisional restoration options in implant dentistry. *Aust Dent J*. 2007 Sep;52(3):234-42; quiz 254. doi: 10.1111/j.1834-7819.2007.tb00494.x. PMID: 17969293.

Siadat H, Alikhasi M, Beyabanaki E. Interim prosthesis options for dental implants. *J Prosthodont*. 2017 Jun;26(4):331-338. doi: 10.1111/jopr.12421. Epub 2016 Jan 24. PMID: 26805651.

Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002 Apr;23(8):1819-29. doi: 10.1016/s0142-9612(01)00308-8. PMID: 11950052.

Simoneti DM, Pereira-Cenci T, Dos Santos MBF. Comparison of material properties and biofilm formation in interim single crowns obtained by 3D printing and conventional methods. *J Prosthet Dent*. 2022 Jan;127(1):168-172. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.06.026. Epub 2020 Nov 6. PMID: 33168174.

Soto-Montero J, de Castro EF, Romano BC, Nima G, Shimokawa CAK, Giannini M. Color alterations, flexural strength, and microhardness of 3D printed resins for fixed provisional restoration using different post-curing times. *Dent Mater*. 2022 Aug;38(8):1271-1282. doi: 10.1016/j.dental.2022.06.023. Epub 2022 Jun 16. PMID: 35717230.

Standard ASTM. ISO/ASTM 52900: 2015 Additive manufacturing-General principles-terminology. 2012, ASTM F2792-10e1.

Stankewitz CG. Acrylic resin blockout for interim removable partial dentures. *J Prosthet Dent*. 1978 Oct;40(4):470-1. doi: 10.1016/0022-3913(78)90136-1. PMID: 359793.

Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*. 2013 May;109(5):325-32. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60309-1. PMID: 23684283.

Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006 Sep;137(9):1289-96. doi: 10.14219/jada.archive.2006.0389. PMID: 16946436.

Taşın S, Ismatullaev A, Usumez A. Comparison of surface roughness and color stainability of 3-dimensionally printed interim prosthodontic material with conventionally fabricated and CAD-CAM milled materials. *J Prosthet Dent*. 2022 Nov;128(5):1094-1101. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.01.027. Epub 2021 Mar 11. PMID: 33715836.

The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017 May;117(5S):e1-e105. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.

Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A Review of 3D printing in dentistry: technologies, affecting factors, and applications. *Scanning*. 2021 Jul 17;2021:9950131. doi: 10.1155/2021/9950131. PMID: 34367410; PMCID: PMC8313360.

Tuna SH, Keyf F, Gumus HO, Uzun C. The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *Eur J Dent*. 2008 Jul;2(3):191-7. PMID: 19212546; PMCID: PMC2635902.

Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent*. 2002 Apr;87(4):364-79. doi: 10.1067/mpr.2002.123400. PMID: 12011846.

Tjan AH, Castelnuovo J, Shiotsu G. Marginal fidelity of crowns fabricated from six proprietary provisional materials. *J Prosthet Dent*. 1997 May;77(5):482-5. doi: 10.1016/s0022-3913(97)70140-9. PMID: 9151267.

Turkyilmaz I, Wilkins GN. 3D printing in dentistry - Exploring the new horizons. *J Dent Sci*. 2021 Jul;16(3):1037-1038. doi: 10.1016/j.jds.2021.04.004. Epub 2021 Apr 20. PMID: 34141126; PMCID: PMC8189864.

Vahidi F. The provisional restoration. *Dent Clin North Am*. 1987 Jul;31(3):363-81. PMID: 3301433.

Vitale A, Cabral JT. Frontal Conversion and uniformity in 3D printing by photopolymerisation. *Materials (Basel)*. 2016 Sep 7;9(9):760. doi: 10.3390/ma9090760. PMID: 28773881; PMCID: PMC5457111.

Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Wear characteristics in a two-body wear test. *Dent Mater*. 1994 Jul;10(4):269-74. doi: 10.1016/0109-5641(94)90073-6. PMID: 7664996.

Weaver RE, Goebel WM. Reactions to acrylic resin dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 1980 Feb;43(2):138-42. doi: 10.1016/0022-3913(80)90176-6. PMID: 6985962.

Wuersching SN, Hickel R, Edelhoff D, Kollmuss M. Initial biocompatibility of novel resins for 3D printed fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2022 Oct;38(10):1587-1597. doi: 10.1016/j.dental.2022.08.001. Epub 2022 Aug 22. PMID: 36008188.

Young HM, Smith CT, Morton D. Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2001 Feb;85(2):129-32. doi: 10.1067/mpr.2001.112797. PMID: 11208201.

Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers (Basel)*. 2020 Oct 8;12(10):2299. doi: 10.3390/polym12102299. PMID: 33049984; PMCID: PMC7599472.