

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UNB

Faculdade de Ciências da Saúde - FS

Programa de pós-graduação em Odontologia - PPGODT



Dissertação de mestrado

**INFLUÊNCIA DAS TÉCNICAS DE TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE NA ADESÃO
DE MATERIAIS DE REPARO EM PLACAS OCLUSAIS IMPRESSAS**

Allyne de Oliveira Souza

Brasília

2024

Allyne de Oliveira Souza

**INFLUÊNCIA DAS TÉCNICAS DE TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE NA ADESÃO
DE MATERIAIS DE REPARO EM PLACAS OCLUSAIS IMPRESSAS**

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

Orientadora: Profa. Dra. Liliana Vicente Melo de Lucas Rezende

Coorientadora: Profa. Dra. Evelyn Mikaela Kogawa

Brasília, 2024

Allyne de Oliveira Souza

**INFLUÊNCIA DAS TÉCNICAS DE TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE NA ADESÃO
DE MATERIAIS DE REPARO EM PLACAS OCLUSAIS IMPRESSAS**

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

Data da defesa: 30 de abril de 2024

Banca examinadora:

Profa. Dra. Liliana Vicente Melo de Lucas
Rezende (Orientador)

Profa. Dra. Karina Helga Turcio de Carvalho

Prof. Dr. Leonardo Fernandes da Cunha

*Com profunda gratidão, dedico aos meus pais. Esse trabalho é a prova da sua
crença inabalável em mim.*

AGRADECIMENTOS

Sou o resultado da soma dos esforços das pessoas que me amam e acreditam no meu potencial. Assim, quero expressar meus sinceros agradecimentos a quem tornou possível esta conquista.

Aos meus pais, Sandra e Ernesto, nunca vou achar palavras suficientes para expressar minha gratidão pelos sacrifícios que fizeram diariamente para que eu chegasse até aqui. Vocês me incentivaram, me ensinaram a sonhar, a lutar e me ensinaram valores fundamentais que guiaram meu caminho até este momento especial. Agradeço do fundo do coração por todo o amor, apoio e dedicação que me proporcionaram ao longo desta jornada. Esta conquista é tão de vocês quanto é minha.

À Prof.^a Dr.^a Liliana Rezende, minha orientadora, expresso profunda gratidão pelo seu apoio constante e parceria ao longo do desenvolvimento desta dissertação, pelo exemplo de dedicação à docência e a pesquisa, e por todo o aprendizado.

À Prof.^a Dr.^a Mikaela Kogawa, que acompanhou minha trajetória desde a graduação e tive o prazer de a ter como coorientadora, agradeço sinceramente pelo seu suporte e orientação valiosos.

Ao Prof. Dr. Rodrigo Medeiros, pela disponibilidade, pela paciência e pelas sugestões na realização dos experimentos e pelo auxílio na interpretação dos dados

Ao Prof. Dr. Lucas Tabata, expresso minha gratidão pelos seu tempo e esforço dedicados a esse projeto e sugestões valiosas.

À minha prima Raquel Ribeiro Gomes, minha fonte de inspiração, agradeço imensamente pelo seu apoio contínuo desde a graduação até o término deste projeto. É uma honra compartilhar está linda profissão com você.

Ao meu amado avô João que nos deixou cedo demais e não pode estar aqui para celebrar esse momento. Que essa dissertação seja uma forma de manter sua memória viva.

Aos meus queridos amigos Alex, Raphaella e Maria, cujo apoio tornou esta jornada mais leve, meu mais profundo agradecimento.

Aos alunos de iniciação científica Priscila e Welinton, meu sincero agradecimento pela colaboração durante as longas jornadas no laboratório. Sem o apoio de vocês, este projeto não teria sido possível.

À equipe da Bella Odontologia, pela valiosa ajuda nas fotografias deste trabalho.

Ao Instituto de Biologia, em especial ao Prof. César Grisolia que gentilmente me recebeu em seu laboratório, agradeço a disponibilidade em auxiliar na aquisição das imagens por microscopia.

À Universidade de Brasília, por acolher e oferecer um ambiente favorável ao crescimento acadêmico.

Ao TRION 3D Planning Center, pelo auxílio na confecção das amostras impressas utilizadas nesta pesquisa.

À Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF), reconheço o papel crucial desempenhado no apoio e desenvolvimento deste estudo. O suporte financeiro fornecido pela FAPDF foi essencial para sua realização, permitindo avanços significativos na área e contribuindo para o enriquecimento do conhecimento científico. Agradeço o comprometimento contínuo da FAPDF com o avanço da pesquisa e da ciência em nossa região.

"É justo que muito custe o que muito vale."

(Santa Teresa D'Ávila)

RESUMO

As placas oclusais são recomendadas para o controle das Disfunções Temporomandibulares e o manejo do bruxismo. Devido à exposição constante a forças oclusais intensas, essas placas podem apresentar desgastes ou fraturas em sua estrutura, necessitando de reparos. Desse modo, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência de diferentes materiais de reparo e de tratamentos de superfície na resistência de união ao cisalhamento em resinas para impressão 3D de placas oclusais. A interface adesiva foi avaliada pelo teste de cisalhamento realizado em uma máquina de ensaio universal, com 5 KN, em uma velocidade de 0,5 mm/min. Foram confeccionados 100 discos (18x3mm) de resina para impressão de placas oclusais, nas quais foram realizados reparos (RODs) com três resinas diferentes (resina acrílica autopolimerizável – Vipi Flash, VIPI; resina bisacrílica - Primma Art, FGM e resina flow- Filtek Bulk Fill Flow, 3M). Antes do reparo, as superfícies das resinas impressas foram tratadas com quatro protocolos diferentes de tratamento de superfície e um grupo controle. Grupo controle (GC): lixas d'água; Grupo lixas d'água + álcool (GLA); Grupo lixas d'água + jateamento de óxido de alumínio (GLJ); Grupo lixas d'água + silano (GLS) e Grupo lixas d'água + jateamento de óxido de alumínio + silano (GLJS). Os blocos foram armazenados em água destilada por 24 horas a 37°C, previamente ao teste de cisalhamento e em seguida passaram pela análise de padrão de fratura. O conjunto de dados de resistência de união (MPa) foi submetido à análise de Variância (ANOVA) de dois fatores (tratamento de superfície e material de reparo) seguido do teste de Tukey, com nível de significância de 5%. Os fatores tratamento de superfície, material de reparo e a interação entre os fatores principais apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,001$). No grupo controle (GC) não foi encontrada diferença estatística significativa entre os materiais de reparo avaliados. Para a resina acrílica e a resina flow, o protocolo GLJS apresentou os maiores valores de resistência de união. Para a resina bisacrílica, os protocolos de tratamento GLS e GLJS não diferiram estatisticamente entre si, com maiores valores de resistência de união. Em relação aos tratamentos de superfície, no GLA, tanto a resina acrílica quanto a resina flow apresentaram valores estatisticamente maiores de resistência a união em relação a resina bisacrílica. Para o GLJ, houve diferença estatística entre os materiais testados e a resina flow apresentou maior valor de resistência de união. Para GLS e GLJS, tanto a resina bisacrílica quanto a resina flow apresentaram maiores valores de resistência de união ($p < 0,001$) que o material resina acrílica. Desta forma, com base nos resultados e dentro das limitações deste estudo, observou-se a influência positiva dos materiais e dos protocolos de tratamento de superfície no reparo das resinas impressas para placas oclusais. Sendo assim, a escolha do tratamento de superfície deve ser feita de acordo com o material de reparo selecionado. As resinas bisacrílica e flow apresentaram maiores valores de resistência de união quando associadas aos protocolos de tratamento de superfície mecânico (jateamento com óxido de alumínio) e químico (sinalização).

Palavras-Chave: BRUXISMO; CISALHAMENTO; DTM; IMPRESSÃO 3D; PLACA OCLUSAL.

ABSTRACT

Occlusal splints are often recommended for managing temporomandibular disorders and bruxism. Given their exposure to significant occlusal forces, they are susceptible to wear and fractures, necessitating repair. Hence, this study aimed to assess how various repair materials and surface treatments affect the shear bond strength of resins used in 3D printing occlusal splints. The adhesive interface was assessed through shear testing conducted on a universal testing machine, utilizing a 5 KN load cell at a crosshead speed of 0.5 mm/min. A total of 100 (18x3mm) discs of 3D printing resin for occlusal appliances were fabricated, upon which repairs (RODs) were executed using three distinct resins: auto-polymerizable acrylic resin- Vipi Flash,VIPI; bis-acrylic resin – Primma Art, FMG; and flow resin – Filtek Bulk Fill Flow, 3M. Before repair, the surfaces of the printed resin discs underwent treatment using four distinct surface treatment protocols, alongside a control group. The control group (CG): SiC paper; Sic paper + alcohol (GLA); Sic paper + aluminum oxide sandblasting (GLJ); SiC Paper + silane (GLS); SiC paper + aluminum oxide sandblasting + silane application (GLJS). The blocks were stored in distilled water for 24 hours at 37°C, before the shear test, and then underwent fracture pattern analysis. The bond strength (MPa) dataset underwent a two-factor Analysis of Variance (ANOVA) considering both surface treatment and repair material as factors. This was followed by the Tukey test, with a significance level set at 5%. The factors of surface treatment, repair material, and the interaction between the main factors showed statistically significant differences ($p < 0.001$). In the control group (CG), no statistically significant difference was found between the repair materials evaluated. For the acrylic resin and flow resin, the GLJS protocol demonstrated the highest values of bond strength. For the bis-acrylic resin, the GLS and GLJS treatment protocols did not statistically differ from each other, exhibiting the highest values of bond strength. Regarding surface treatments, in the GLA group, both the acrylic resin and flow resin showed statistically higher values of bond strength compared to the bis-acrylic resin. For GLS and GLJS, both the bis-acrylic resin and flow resin demonstrated higher bond strength values ($p < 0.001$) compared to the acrylic resin. Thus, based on the results and within the limitations of this study, a positive influence of both materials and surface treatment protocols on the repair of printed resins for occlusal splints was observed. Consequently, the selection of the surface treatment should be made following the chosen repair material. The bisacrylic and flow resins exhibited higher bond strength values when associated with mechanical surface treatment protocols (aluminum oxide sandblasting) and chemical treatment (silane).

Keywords: BRUXISM; SHEAR; TMD; 3D PRINTING; OCLUSAL SPLINTS.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: (A) disco de resina para placas oclusais impressa; (B) discos inseridos em bucha de redução e fixados com resina acrílica

Figura 2: (A) Politriz circular; (B) Lixa D'água

Figura 3: Delineamento do projeto

Figura 4: (A) cuba ultrassônica; (B) micro jato de óxido de alumínio; (C) silano.

Figura 5: (A) Guia de silicone posicionado e fixado sobre a amostra para receber os materiais reparadores; (B) rods de 2mm formados de materiais de reparo

Figura 6: (A) inserção da resina acrílica com a centrix no guia de silicone; (B) limpeza do excesso de material

Figura 7: (A) aplicação da resina bisacrílica na ponta N°2; (B) inserção da resina bisacrílica com a centrix no guia de silicone; (C) limpeza do excesso de material

Figura 8: (A) aplicação da resina flow no guia de silicone; (B) limpeza do excesso de material; (C) fotoativação da resina flow com o valo

Figura 9: (A) visão frontal da amostra posicionada na máquina de ensaios universal para teste mecânico de cisalhamento com ponta edentadora em formato de cunha; (B) visão lateral da amostra posicionada na máquina de ensaios universal para teste mecânico de cisalhamento com ponta edentadora em formato de cunha

Figura 10: Padrão de falhas em aproximação 1,6x (A) fratura adesiva; (B) fratura mista; (C) fratura coesiva da base do corpo de prova (resina impressa)

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Descrição dos materiais utilizados no estudo, suas marcas e composição

Tabela 2: Distribuição das amostras do teste piloto de acordo com o grupo de preparo de superfície e do material de reparo

Tabela 3: Etapas do tratamento de superfície realizados previamente a confecção dos reparos de cada grupo de amostras

Tabela 4: Descrição dos procedimentos realizados na etapa de tratamento de superfície

Tabela 5: Descrição dos procedimentos realizados na etapa dos materiais de reparo

Tabela 6: Resultado da ANOVA de dois fatores para tratamento de superfície e material de reparo

Tabela 7: Valores médios (desvio padrão) dos valores em Mpa de acordo com o tratamento de superfície e material de reparo

Tabela 8: Porcentagem dos padrões de fratura de cada grupo

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- BS – Bruxismo do Sono
- BV – Bruxismo em Vigília
- CAD – *Computer-Aided Design*
- CAM – *Computer-Aided Manufacturing*
- DC/TMD - Diagnóstico para Pesquisa em Disfunção temporomandibular
- DLP – Processamento de Luz Digital
- DTM – Disfunção Temporomandibular
- FDM – *Fused Deposition Modeling*
- FDM – Modelagem por Deposição Fundida
- GC – Grupo controle
- GLA – Grupo lixas d'água + álcool
- GLJ – Grupo lixas d'água + jateamento de óxido de alumínio
- GLS – Grupo lixas d'água + silano
- GLJS – Grupo lixas d'água + jateamento de óxido de alumínio + silano
- MA – Manufatura Aditiva
- MS – Manufatura Subtrativa
- PBF – *Powder Bed Fusion*
- PMMA – Polimetilmetacrilato
- PO – Placas Oclusais
- RS – Rugosidade de Superfície
- RU – Resistência de união
- SLA - Estereolitografia
- SLS - sinterização seletiva a laser
- TS – Tratamento de superfície
- UV – Luz Ultravioleta

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
1.1. JUSTIFICATIVA.....	16
1.2. OBJETIVOS GERAIS.....	17
1.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
1.4. HIPÓTESES.....	17
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1 BRUXISMO.....	18
2.1.1 Definição.....	18
2.1.2 Epidemiologia e Etiologia.....	19
2.1.3 Diagnóstico	20
2.2 DISFUNÇÕES TEMPOROMANDIBULARES (DTM).....	21
2.3. PLACAS OCLUSAIS EM RESINA ACRÍLICA.....	22
2.4 FLUXO DIGITAL NA ODONTOLOGIA.....	24
2.4.1 Fresagem X impressão 3D.....	25
2.4.2 TÉCNICAS DE MANUFATURA ADITIVA.....	26
2.4.2.1 <i>Powder Bed Fusion</i> (PBF).....	26
2.4.2.2 <i>Light Curing</i>	26
2.4.2.3 <i>Fused Deposition Modeling</i> (FDM).....	27
2.4.3 Resina para placas oclusais impressas.....	27
2.5 MATERIAIS DE REPARO DE PLACAS.....	29
2.5.1 Resinas acrílica.....	30
2.5.2 Resina Bisacrílica.....	31
2.5.3 Resina Flow.....	31

2.6	TESTE DE RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO E TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE	31
3.	MATERIAL E MÉTODOS.....	32
4.	RESULTADOS.....	45
5.	DISCUSSÃO.....	49
6.	CONCLUSÃO.....	54
7.	REFERÊNCIAS.....	55
8.	<i>PRESS RELEASE</i>	61

1. INTRODUÇÃO

O bruxismo é descrito como uma atividade repetitiva dos músculos da mastigação, caracterizado pelo apertar, ranger, encostar os dentes e tensionar a mandíbula na mesma posição. Pode ocorrer durante o sono ou em vigília. Essa hiperatividade dos músculos mastigatórios pode gerar efeitos negativos na condição oral do paciente e é um fator de risco para as Desordens Temporomandibulares (DTM), causando dor na musculatura associada à mastigação e na articulação temporomandibular, desgaste mecânico extremo dos dentes e complicações protéticas. [1,2].

As DTM são consideradas a segunda maior causa de dor orofacial e afetam de 5% a 12% da população mundial. Um dos tratamentos mais usados tanto no manejo dos sintomas das DTM quanto no bruxismo do sono é a placa oclusal (PO). Este dispositivo atua na interrupção do reflexo do ciclo neuromuscular de contração dos movimentos relacionados ao bruxismo (apertamento e/ou ranger de dentes), prevenindo eventuais desgastes dentários, e auxilia na indução ao relaxamento, além de promover distribuição da força oclusal e reposicionamento da cabeça da mandíbula para a posição ideal [3].

A resina acrílica à base de polimetilmetacrilato (PMMA), na forma pó-líquido, tem sido historicamente o material de eleição para a confecção de placas oclusais. Recentemente, a tecnologia CAD/CAM ("*Computer-aided Design/ Computer-aided Manufacturing*") possibilitou uma nova alternativa para sua confecção [4]. Esse método foi apresentado pela primeira vez em 2013 e possibilita a automatização da confecção das placas. Além disso, possui algumas vantagens como agilidade e simplificação dos processos de confecção, maior fidelidade aos detalhes e elimina a desvantagem da contração de polimerização da resina [5].

O fluxo digital pode ser usado na confecção de placas por meio da manufatura aditiva (impressão 3D) ou manufatura subtrativa (fresagem). Na fresagem, a placa é confeccionada por meio do desgaste de blocos de PMMA pré-fabricados [6]. A impressão 3D é uma tecnologia mais recente em que uma resina líquida é adicionada camada por camada até que a peça desejada seja formada. A redução do desperdício de material é uma das principais vantagens da impressão 3D em comparação com a fresagem. Além disso, essa tecnologia oferece maior precisão para a PO, graças à

sua alta capacidade de reprodutibilidade, permitindo também a criação de geometrias mais complexas [7, 8].

Espera-se que os materiais dentários se comportem de maneira semelhante aos dentes naturais em termos de estrutura e propriedades mecânicas. No caso das PO, é essencial que sejam capazes de suportar forças de até 770N, pois estão constantemente expostas a forças oclusais. Devido a essa constante tensão, elas estão sujeitas a desgastes e fraturas em sua estrutura [9]. As causas mais comuns de fraturas em peças impressas incluem má adaptação, quedas acidentais e desgastes funcionais. Além disso, erros podem ocorrer durante o processo de impressão [10], o que pode resultar na necessidade de reparos nas placas. Alguns estudos mostram que os valores das forças de adesão de reparos em resinas impressas se aproximam a dos reparos realizados em placas confeccionadas pelo método convencional [10,44]. Dessa forma, o paciente pode utilizar a placa oclusal por um período prolongado, eliminando a necessidade e os custos adicionais de uma nova impressão [10,8].

Os artigos disponíveis acerca de reparos em placas oclusais confeccionadas pelo fluxo digital ainda são escassos e focados nos materiais disponíveis no mercado. Pouco se discute sobre a influência do tratamento de superfície nas forças de adesão dos materiais empregados em reparos. Desse modo, o objetivo deste estudo foi avaliar a força de união e a resistência à fratura de materiais de reparo em resina de impressão 3D para placa oclusal, sob diferentes tratamentos de superfície.

1.1 Justificativa

A resina de impressão 3D é um material com emprego mais recente na confecção de placas oclusais. Nota-se a falta de dados na literatura a respeito dos melhores protocolos de reparos em placas oclusais impressas 3D. Dessa maneira, o objetivo desse estudo foi avaliar a influência das técnicas de tratamento de superfície sobre diferentes materiais de reparo na resistência de união ao cisalhamento de placas impressas confeccionadas por fluxo digital.

1.2 Objetivo Geral

Avaliar a influência de diferentes materiais de reparo e de tratamentos de superfície na resistência de união ao cisalhamento em resinas para impressão 3D de placas oclusais.

1.3 Objetivos específicos

Testar as seguintes hipóteses nulas:

- Não haverá influência do tipo de material de reparo (resina acrílica, flow e bisacrílica) na resistência de união à resina impressa 3D.
- Não haverá influência do tratamento de superfície da resina impressa 3D na resistência de união aos diferentes materiais de reparo (resina acrílica, flow e bisacrílica).

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 BRUXISMO

2.1.1 Definição

Em função de sua natureza controversa, percebeu-se uma dificuldade em alcançar um consenso e estabelecer uma definição atualizada para o bruxismo, tanto em um contexto de prática clínica como em pesquisas. Em 2018, um grupo de experts se reuniram em um consenso internacional acerca da definição do bruxismo [1]. Este foi descrito como uma atividade repetitiva envolvendo os músculos da mastigação, caracterizada por apertar, ranger, encostar os dentes e/ou contrair ou tensionar a mandíbula sem encostar os dentes. Esta atividade foi posteriormente dividida em bruxismo do sono e bruxismo em vigília de acordo com os fenótipos circadianos [2].

O bruxismo do sono (BS) é uma atividade muscular mastigatória durante o sono caracterizada como rítmica (fásica) ou não rítmica (tônica) e não é considerada um distúrbio do movimento ou do sono em indivíduos saudáveis. O bruxismo em vigília (BV) é uma atividade muscular mastigatória durante a vigília, definida pelo contato dentário repetitivo ou sustentado e/ou por apoio ou impulso da mandíbula e não é considerado um distúrbio de movimento em indivíduos saudáveis [1].

Raphael, Santiago e Lobbezoo (2016) levantaram uma discussão sobre a classificação do bruxismo como uma desordem ou um fator de risco [11]. A controvérsia surge porque desordens requerem tratamentos clínicos, enquanto o bruxismo, por si só, não garante danos. Portanto, o bruxismo deveria ser classificado como um fator de risco em pacientes saudáveis. Deve-se considerar o bruxismo como um fator de risco, uma vez que ele aumenta a possibilidade de problemas intrabuciais como dores musculares, disfunções temporomandibulares, desgastes e fraturas dentárias. Ou seja, a presença do bruxismo aumenta as chances de dano uma vez que altos níveis de contração muscular por longos períodos podem levar a consequências negativas à saúde bucal [11, 12]. Também sabemos que o bruxismo pode atuar como fator de proteção em alguns pacientes ao agir na liberação das vias respiratórias em indivíduos com apneia obstrutiva do sono [13, 14] e no aumento dos níveis de salivagem a fim de proteger estruturas dentárias de pacientes que sofrem de

refluxo gastroesofágico [15]. Deste modo, não deveria ser classificado como uma desordem [11].

Apesar do bruxismo não ser considerado uma desordem, seu controle é importante para prevenção de desgastes e fraturas dentárias, dores nos músculos da mastigação, problemas periodontais, Disfunções Temporomandibulares, complicações protéticas e perdas tanto de dentes quanto de implantes [1, 20].

2.1.2 Epidemiologia e Etiologia

Devido à sua etiologia multifatorial e diversas implicações clínicas, o bruxismo é um desafio significativo na prática odontológica [2, 12]. A fisiopatologia exata do bruxismo é desconhecida, entretanto, sabe-se que ela é multifatorial e sofre influência do sistema nervoso central e de fatores de risco. Durante muito tempo, acreditava-se que o bruxismo era um hábito parafuncional resultante de gatilhos causados por interferências oclusais. Após extensos estudos, observou-se que o tratamento de problemas oclusais não afetava o bruxismo e, portanto, era necessário avaliar outros fatores associados [16].

Em uma revisão sistemática, Castroflorio *et al.* (2017) descrevem sobre os fatores de risco associados ao BS [17]. Estes autores citam como fatores predisponentes para a parafunção a idade, fatores psicológicos, fatores comportamentais tais como fumo, consumo de álcool, de cafeína, de drogas estimulantes e de inibidores seletivos da recaptação de serotonina [17].

Além disso, fatores genéticos influenciam a prevalência do bruxismo em crianças e sua persistência ao longo da vida adulta [11,18]. Foram identificadas variações genéticas como fatores de risco para o desenvolvimento do Bruxismo [18, 19]. Há evidências de que polimorfismos em genes que participam das vias serotoninérgicas estão envolvidos no bruxismo do sono, uma vez que um polimorfismo no gene HTR2A que codifica receptores de serotonina foi associado a um aumento significativo no risco de BS [18]. Esse tipo de alteração genética pode diminuir a ação dos receptores de serotonina, aumentando seu nível de atividade e, conseqüentemente, um déficit dopaminérgico, o que leva ao aumento dos movimentos mandibulares [19].

Resultados de uma revisão sistemática conduzida por Manfredini *et al.*, em 2013, mostram que o bruxismo afeta cerca de 8 a 31% da população adulta, enfatizando a importância da detecção e intervenção precoces [18, 20].

2.1.3 Diagnóstico

Lobbezoo *et al.* (2018) propuseram duas formas de diagnóstico do bruxismo: não instrumental e instrumental [1]. O Diagnóstico não instrumental é a maneira mais utilizada em consultório, baseada no autorrelato do paciente, por meio de questionários, somado ao exame clínico, que busca por sinais da parafunção como atrição dental, linha alba de oclusão em mucosa jugal, dores musculares e articulares. A partir do diagnóstico não instrumental duas informações são obtidas: diagnóstico provável do bruxismo e em quais períodos ocorrem os picos de atividades musculares.

O diagnóstico instrumental pode ser realizado por meio das leituras de eletromiografias (EMG) e polissonografias. As leituras de eletromiografia são feitas durante o período em que o paciente está ativo e promove dados importantes sobre sua atividade muscular, como força de contração, número de eventos por período, intervalo de duração entre contrações e ruídos. Além disso, dados que diferenciam padrões de apertamento e de ranger podem ser obtidos, levando a um diagnóstico preciso [1].

Para construir um sistema de classificação palpável, baseado em estratégias para definir o status do bruxismo, comorbidades, etiologia e consequências, especialistas propuseram que o diagnóstico do bruxismo fosse dividido em: possível (baseado no autorrelato do paciente), provável (baseado em evidências clínicas encontradas) e definitivo (baseado em abordagens instrumentais) [1]. Entretanto, diante da evolução do entendimento do bruxismo e das suas potenciais consequências clínicas, houve a necessidade de um método de diagnóstico mais abrangente para refinar as estratégias de gestão, tais como as indicações de tratamento para pacientes na prática clínica.

Diante disso, foi formulado o *Standardized Tool for the Assessment of Bruxism* (STAB). O STAB se baseia em um sistema de dois eixos: Eixo A (avaliação) e Eixo B (fatores etiológicos/de risco), que tem como objetivo separar a condição atual do

bruxismo da sua etiologia. Assim, o Eixo A avalia o bruxismo e é complementado pelo Eixo B que investiga a possível etiologia, além de fatores e condições associados ao bruxismo [21, 22]. É importante ressaltar que o STAB é uma ferramenta que está em desenvolvimento, ainda não tendo sido validada, portanto fazem-se necessários mais estudos para sua consolidação.

2.2 DISFUNÇÕES TEMPOROMANDIBULARES (DTM)

A sociedade americana de dor orofacial (AAOP) traz a Disfunção Temporomandibular (DTM) como um termo usado para definir as patologias ligadas aos músculos da mastigação e/ou da articulação temporomandibular e suas estruturas associadas. Entre os sinais e sintomas das DTM estão dor, limitação do movimento mandibular, estalos na região articular, assimetria facial, rigidez muscular e limitação de abertura bucal [23]. As DTM são a segunda maior causa de dor orofacial no mundo [24, 25]. A presença de algum sinal e sintoma relacionados à DTM na população mundial varia de 10 a 15%. Apesar de alta prevalência, apenas 5% dos indivíduos procuram tratamento [26].

A etiologia das DTM é complexa e multifatorial. Fatores ambientais, biológicos, psicológicos, biomecânicos e neuromusculares são associados à disfunção [30, 31]. Para que se possa avaliar com melhor precisão o histórico do paciente, é importante identificar fatores predisponentes (aumentam o risco de DTM), fatores gatilhos (desencadeiam a DTM) e fatores perpetuadores (atrapalham o controle da DTM). Dentre esses fatores destacam-se: traumas diretos, indiretos e microtraumas. Este último apresenta-se de forma repetitiva e constante como a parafunção (bruxismo) [31].

Por se tratar de uma condição multifatorial, o tratamento da DTM ainda é um desafio. O objetivo do tratamento é controlar a dor e restaurar a função mastigatória. O tratamento inicial das DTM engloba terapias conservadoras e intervenções mínimas e vem se mostrando extremamente eficaz. Alguns estudos mostram que a redução de sintomas quando tratamentos conservadores são usados chega a 90%. Dessa forma, conscientização, fisioterapia, correções posturais, placas oclusais e fármacos são algumas das terapias não invasivas disponíveis [32, 33].

2.3. PLACAS OCLUSAIS EM RESINA ACRÍLICA

A placa oclusal é um dispositivo que recobre as superfícies oclusais dos dentes e altera a relação da mandíbula com a maxila. Usado para diagnóstico ou tratamento da DTM, esse dispositivo promove a estabilização oclusal. É a terapêutica mais comum no manejo do bruxismo do sono, especialmente por se tratar de uma intervenção não invasiva e barata. Há indícios de que a placa oclusal pode ser capaz de diminuir o número de episódios em pacientes com alta atividade dos músculos da mastigação, entretanto, sabe-se que tal efeito terapêutico é passageiro [20, 34]. Considerando-se os benefícios terapêuticos, mínimos efeitos colaterais e baixo custo da placa oclusal, ela pode ser escolhida como primeira linha terapêutica [20].

O termo placa oclusal abrange diversos tipos de placas. Existem dispositivos oclusais parciais, como placas anteriores e posteriores e os dispositivos de cobertura total, como placas estabilizadoras ou reposicionadoras. Para o tratamento de DTM e manejo do bruxismo do sono, as mais utilizadas são as estabilizadoras e de reposicionamento anterior [35].

Estudos publicados ao longo dos anos enfatizam a eficácia das placas oclusais no controle do BS e tratamento de DTM [36, 37]. As PO atuam na redistribuição de forças oclusais reduzindo a sobrecarga em áreas específicas na mandíbula, articulação temporomandibular e dentes, contribuindo para o relaxamento muscular, atuando como uma barreira entre os contatos dentários, reduzindo a atividade e tensão dos músculos da mastigação, e promovendo um melhor posicionamento condilar da articulação temporomandibular (ATM). Além disso, as PO podem promover um alívio tensional, reduzindo sintomas de DTM, como dores articulares e estalidos; protegem as superfícies dentárias de desgastes, redistribuindo as forças oclusais geradas durante a atividade do bruxismo, reduzindo o risco de dano aos dentes [38]. As placas atuam também na modulação da dor, reduzindo a tensão, o que é benéfica para pacientes que sofrem de dores de cabeça, dor orofacial e dores musculares associadas ao bruxismo [39].

Tradicionalmente é utilizada a resina acrílica termopolimerizável de Polimetilmetacrilato (PMMA) para a confecção das placas oclusais. O PMMA possui boas propriedades químicas e físicas, estética satisfatória e baixo custo de fabricação.

A confecção de placas oclusais de PMMA pode ser realizada em laboratórios ou em ambiente clínico, de forma analógica ou digital [40,41].

Apesar dos muitos benefícios, quando confeccionada de maneira analógica, a placa está sujeita a variáveis do operador como: falhas na manipulação das medidas de pó e líquido, tempo de polimerização e temperatura inapropriados. Tais erros podem gerar uma alta taxa de monômeros residuais, os quais não passaram pelo processo de transformação em polímero, além da contração de polimerização. Todas essas falhas no processo de confecção da placa podem influenciar na performance do material. Os monômeros residuais livres podem ser liberados durante o uso da placa, enfraquecendo suas propriedades mecânicas [8,42,43]. A falha na conversão de monômeros em polímeros pode ocorrer mesmo em condições ideais de polimerização, o que é uma desvantagem de todos os materiais a base de PMMA [8].

2.4 FLUXO DIGITAL NA ODONTOLOGIA

A odontologia digital abrange uma variedade de ferramentas, como *scanners* intraorais, ferramentas de imagem 3D, *software* CAD/CAM, impressoras 3D e máquinas fresadoras. Os primeiros registros do CAD/CAM na odontologia são de 1980, na confecção de coroas de titânio [44, 45]. O termo CAD/CAM: *computer-aided design/ computer-aided manufacturing*, o qual traduzido para o português significa: desenho auxiliado por computador/ manufatura auxiliada por computador, refere-se ao projeto em um *software* (CAD) e a confecção deste projeto por um método aditivo (impressão 3D) ou subtrativo (fresagem) em uma máquina (CAM). Essas tecnologias oferecem previsibilidade de planejamento, acurácia na reprodutibilidade das estruturas dentais, bons ajustes internos da placa, precisão dos pontos de contato, polimerização uniforme da resina, menor contração de polimerização e distorção, além de menos tempo na fabricação e no ajuste da placa [46].

O fluxo digital se torna mais vantajoso quando comparado às técnicas analógicas tradicionais, como moldagem, imagem 2D e métodos convencionais de fabricação subtrativa, podendo ser integrado em qualquer etapa do processo de trabalho e funciona bem quando combinado com métodos tradicionais [47]. O planejamento virtual vem ganhando destaque na odontologia, em especial nas reabilitações, otimizando os resultados do tratamento dos pacientes [47].

Para que o fluxo digital possa ser usado na odontologia para a confecção de placas oclusais, as estruturas dentárias devem ser escaneadas e digitalizadas. Esse processo pode ser realizado de forma direta e indireta [45]. No escaneamento direto, é usado um scanner intraoral. Essa técnica é mais confortável para o paciente [48]. Em contraste, no método indireto, o escaneamento é feito em modelos de gesso obtidos pela moldagem convencional. Esse processo demanda um tempo maior e mais etapas. Uma vez que as informações digitais do paciente foram reunidas, é gerado um arquivo STL (*Standard Triangle Language*), o qual é importado para um *software* onde o arquivo é montado em um articulador virtual, permitindo assim a realização de ajustes oclusais, guias caninas e outros movimentos mandibulares [49].

2.4.1 Fresagem X impressão 3D

Dois técnicas podem ser usadas na confecção das placas, a técnica subtrativa e a aditiva. Na técnica subtrativa, a placa é feita pela fresagem de blocos pré-fabricados de PMMA [6]. A técnica subtrativa é utilizada na odontologia desde 1980, porém os materiais utilizados foram aprimorados. Wedekind *et al.* (2020) relatam que os materiais usados na fresagem possuem propriedades físicas superiores as de materiais usados na manufatura convencional. Há uma melhor adaptação, uma vez que a contração de polimerização é menor nos blocos pré-fabricados. Além disso, a fresagem requer menos tempo de laboratório. Essa técnica apresenta como desvantagem o desperdício de material. Pelo desgaste da peça, em alguns projetos a perda pode ser de até 96% [8].

A manufatura aditiva, também conhecida como impressão 3D, é uma tecnologia recente. A manufatura aditiva foi descrita pela primeira vez em 2013. Nesta, a resina líquida é adicionada camada por camada, possibilitando a confecção de formas geométricas mais complexas. As impressoras 3D usam técnicas diferentes na confecção das peças: sinterização seletiva a laser (SLS), modelagem por deposição fundida (FDM), estereolitografia (SLA) e processamento de Luz digital (DLP). Todas as técnicas citadas utilizam resinas líquidas para a manufatura [7,8]. A redução do desperdício de material é uma das principais vantagens que a impressão 3D tem sobre a fresagem, uma vez que torna a confecção da PO mais barata. Ela também

confere maior precisão para a PO, pois, além de criar geometrias mais elaboradas, tem alta capacidade de reprodutibilidade [7,8].

2.4.2 Técnicas de manufatura aditiva

A impressão tridimensional (3D) é uma tecnologia avançada de manufatura baseada em modelos digitais de *design* assistido por computador. Ela tem sido amplamente utilizada há mais de 30 anos. A impressão 3D possui aplicações na odontologia que abrange prótese, cirurgia oral e maxilofacial, implantologia oral, ortodontia, endodontia e periodontia. Os tipos de impressão 3D podem ser divididos em três categorias: *Powder Bed Fusion* (PBF), cura por luz e *Fused Deposition Modeling* (FDM). Elas podem ser refinadas em tecnologias específicas, cada uma com suas vantagens distintas [50, 51].

2.4.2.1 *Powder Bed Fusion* (PBF)

Fundição de materiais em pó por radiação laser e solidificação pelo resfriamento. Essa técnica usa polímeros em pó de ligas metálicas, polímeros aglutinados, poliamida e elastômero, os quais são fundidos por um laser de alta potência, criando camadas finas que se unem por ligação química iniciada pelo calor, formando as peças. De acordo com a fonte de energia utilizada e os materiais em pó, o PBF é dividido nas seguintes tecnologias de impressão: fusão seletiva a laser (SLM), sinterização seletiva a laser (SLS), fusão por feixe de elétrons (EBM) e sinterização direta a laser de metal (DMLS). Na odontologia, o PBF é usado para fabricar produtos metálicos, incluindo implantes dentários de titânio e de cobalto-cromo, e malhas de titânio para técnicas de enxerto ósseo [50, 52, 53].

2.4.2.2 *Light Curing*

A tecnologia de cura por luz é um termo geral para impressoras 3D que usam resinas fotossensíveis que são polimerizadas por irradiação de luz. Ela consiste em três tecnologias principais: estereolitografia (SLA), processamento digital de luz (DLP) e jato de foto (PJ). O processo de impressão nas tecnologias SLA e DLP pode ser dividido em três procedimentos discretos: exposição à luz, movimento da plataforma de construção e reabastecimento de resina [50].

A estereolitografia pode ser categorizada com base no movimento da plataforma de construção e no movimento do laser. O conceito fundamental da SLA se baseia na composição em camadas de um objeto construído a partir de um monômero líquido sensível a luz ultravioleta (UV). Cada camada formada gera modelos com alta qualidade de detalhes, bom acabamento superficial e um alto nível de precisão. A resina sofre polimerização devido à exposição ao laser. A estereolitografia envolve tempo de pós-processamento para a remoção da resina que permaneceu sem cura, implicando em custo adicional ao utilizar objetos grandes com uma precisão de 35–40 micrômetros [52].

A técnica chamada processamento digital de luz (DLP) é a segunda técnica comumente usada. O DLP se baseia em um arranjo retangular de espelhos conhecido como dispositivo de microespelho digital. Esses microespelhos possuem a capacidade de ajustes de ângulo individuais, normalmente mantendo dois estados finais estáveis. Funcionando como interruptores de luz, esses microespelhos projetam a luz da fonte na superfície de projeção, formando pixels individuais. A resolução da imagem projetada corresponde ao número de espelhos usados [4,53]. O DLP apresenta vantagem sobre a técnica SLA por ser capaz de polimerizar cada camada com uma única exposição ao laser, conseguida através da geração de luz padronizada, em vez de digitalizar cada área sequencialmente com o laser, o que otimiza o tempo de confecção, uma vez que ele é independente do formato das camadas [53].

2.4.2.3 *Fused Deposition Modeling* (FDM)

A FDM é uma das tecnologias de impressão 3D mais populares e acessíveis na odontologia. Um material termoplástico filamentosos é aquecido e derretido pelo bico de impressão. Sob o controle do computador, o bico e a mesa de trabalho se movem nas direções dos eixos X e Y, respectivamente, e o material no estado fundido é solidificado camada por camada até formar o produto final [50,51].

2.4.3 Resina para placas oclusais impressas

O desenvolvimento de resinas estáveis e biocompatíveis tornou possível a confecção de peças intraorais como placas oclusais na impressora 3D. Tais resinas apresentam monômeros sensíveis à luz UV em sua composição, apresentando propriedades mecânicas semelhantes à de resinas acrílicas convencionais [46]. A escolha do material, a resolução de impressão, as condições de pós-cura, velocidade e intensidade do laser têm impacto na precisão das peças odontológicas impressas na impressora 3D [41].

Um estudo de 2023 que avaliou a resistência flexural e dureza superficial de placas impressas por manufatura aditiva, placas confeccionadas pela manufatura subtrativa e de forma convencional, observou que as resinas para impressão 3D disponíveis no mercado ainda apresentam valores de resistência flexural menores quando comparadas às outras duas técnicas [44]. De acordo com o rótulo do fabricante da resina para placas oclusais impressas *Splint* (Prizma 3D BioSplint, Makertech), ela possui módulo de Tensão de ruptura (Mpa) 53,28; Deformação de ruptura (%) 17,10; Uma Carga máxima (N) 1081, 39; Resistência a flexão a 5% (Mpa) 76,21; Módulo de flexão (Gpa) 2,26; Módulo secante 1% (Gpa) 2,24. Outro ponto importante informado pelo fabricante é que a resistência da resina para impressão é menor que a resina acrílica convencional, diante disso, a estrutura da placa precisa ser reforçada em locais mais frágeis [54].

A orientação de impressão é um fator de grande influência na manufatura aditiva. O estudo de Khanlar *et al.* (2021) mostra que a rugosidade de superfície é alterada de acordo com a orientação de impressão. Blocos de resina impressa na angulação de 45° apresentaram maior rugosidade de superfície (RS) e os impressos em 0° e 90° mostram os menores valores para RS. Quanto à resistência ao cisalhamento, a orientação de impressão não apresentou diferenças estatísticas significantes nesse estudo [54]. Além disso, em um estudo de 2019 que avaliou a acurácia e propriedades mecânicas das impressões em diferentes angulações, Shim *et al.* teorizaram que peças impressas em uma angulação de 90° apresentaram uma menor taxa de erro. Em contraste, as impressas em um angulo de 45° apresentaram taxas maiores de erro [55]. Os mesmos resultados para rugosidade de superfície foram encontrados nos dois estudos. Por outro lado, Grymak *et al.* (2022) encontraram

que a resistência ao desgaste de resinas de impressão para placas oclusais foi maior em peças impressas a 0°, seguida de 45° e 90° [41].

Apesar das propriedades químicas e de biocompatibilidade do PMMA convencional serem similares ao PMMA para CAD/CAM, o material para o fluxo digital apresenta algumas desvantagens em propriedades como dureza e resistência flexural, ou seja, o PMMA para CAD/CAM é mais frágil [55]. Entre as vantagens do PMMA para CAD/CAM está a menor adesão de biofilme às superfícies. Em um estudo realizado em 2019, onde foi comparada a aderência do fungo *Candida albicans* em espécimes de PMMA convencional e PMMA para CAD/CAM, o material para fluxo digital obteve um menor número de microorganismos [56].

2.5 MATERIAIS DE REPARO DE PLACAS

Independentemente do processo de fabricação, o material empregado em um dispositivo oclusal deve atender aos requisitos mecânicos essenciais para o uso do paciente. A placa deve ser resistente (sustentando as forças oclusais durante os movimentos parafuncionais, como a do bruxismo que vai até 770N), resiliente e deve manter a estabilidade dimensional [57]. A placa deve garantir contatos oclusais bilaterais e simultâneos com mesma intensidade, ao mesmo tempo em que deve manter a posição de repouso da mandíbula e a oclusão dentária. Além disso, deve ser retida com segurança e estabilizada sem induzir hipersensibilidade na estrutura dentária [58].

Os dispositivos intraorais devem ser confeccionados com materiais capazes de replicar a microdureza e o módulo de elasticidade encontrados na dentina, situando-se nas faixas de 250 a 800 MPa e 10 a 20 GPa, respectivamente. Estas propriedades do material ajudam a compensar a rigidez do esmalte, proporcionam um amortecimento eficaz contra impactos mastigatórios, exibem um comportamento de desgaste favorável e mantêm um acabamento superficial aceitável. Isso, por sua vez, evita alterações indesejáveis no aparelho, como descoloração, microporosidade, formação precoce de biofilme e instabilidade oclusal [57, 59].

Nota-se a falta de literatura ampla a respeito de placas oclusais impressas. Os artigos disponíveis descrevem protocolos para reparo em resina para coroas

provisórias [55, 60-63]. Nesses artigos são usados com materiais de reparo: resina acrílica, resina bisacrílica e resina flow; e como tratamento de superfície: lixas d'água, jato de óxido de alumínio, álcool e abrasão com ponta diamantada.

2.5.1 Resinas acrílicas

O PMMA é um polímero sintético termoplástico que pertence à família dos metacrilatos. É transparente e resistente a fraturas e arranhões. Possui módulo de elasticidade de aproximadamente 2,4GPa (2400 MPa), densidade de 1.19 g/cm³ e se apresenta na forma pó (metil metacrilato) e líquido (Polimetilmetacrilato). Esse material é muito estável, não altera a cor quando exposto à luz ultravioleta e altas temperaturas, o processo de despolimerização acontece entre 125°C e 200°C. A reação de polimerização ocorre a partir da quebra da ligação de carbono, liberando radicais livres que se ligam com outras moléculas (monômeros), formando polímeros [51]. O Polimetilmetacrilato pode ser auto ou termopolimerizável. O nível de monômero residual e as propriedades mecânicas estão associadas as condições de cura desse material.

As placas oclusais, convencionalmente, são feitas de resina termopolimerizável por banho quente, entretanto, a literatura traz altas taxas de monômero residual quando essa técnica não é executada de maneira correta [51]. As resinas autopolimerizáveis possuem propriedades mecânicas inferiores quando comparadas às termopolimerizáveis. Dessa forma, sempre que possível, devem ser polimerizadas em água quente para que seja alcançado um grau de polimerização de superfície adequado [64].

A técnica de polimerização por pressão vem se popularizado. Nessa variação, as moléculas de monômero se colidem e superaquecem de maneira mais homogênea, promovendo uma polimerização mais eficaz e mais rápida [65, 66]. O PMMA apresenta como desvantagens a tendência a acumular mais biofilme e uma maior sorção de água, o que interfere na sua estabilidade dimensional [67].

2.5.2 Resina Bisacrílica

Possui dois monômeros importantes: bisfenol-A-glicidil (bis-GMA) e trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA). É constituída por metacrilatos polifuncionais. A diferença entre resina bisacrílica e resina acrílica é a forma da rede polimétrica. Na resina bisacrílica há mais de uma ligação dupla de carbono, o que forma um polímero reticulado e mais frágil. Apresenta iniciadores e ativadores de polimerização que vem em tubos separados e são unidos por uma ponta misturadora e uma porção inorgânica (partículas de vidro), que a torna mais semelhante às resinas compostas que as acrílicas. Quando comparada à resina acrílica, possui maior resistência a desgastes e a flexão, maior lisura superficial e menor sorção de água, entretanto, é um material mais caro [55].

2.5.3 Resina Flow

Resinas compostas representam polímeros altamente reticulados, com partículas inorgânicas de vidro e possuem polimerização por luz azul, o que induz uma polimerização homogênea e controlável. O agente iniciador de radicais livres empregado é uma amina fotossensível, como o metacrilato de dimetilaminoetila (DMAEMA). As variantes de resinas conhecidas como "Flow" possuem uma carga reduzida, permitindo o maior escoamento do material, facilitando sua penetração em irregularidades de forma uniforme e adequada. Apesar da diminuição na quantidade de carga resultar em uma redução na resistência ao desgaste e na degradação superficial dessas resinas, consequentemente conduzindo à decomposição, é importante salientar que tal redução favorece a capacidade de polimento desses materiais [68,69].

2.6 TESTE DE RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO E TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE

A resistência ao cisalhamento é a tensão máxima que um material pode suportar antes da falha. É um ensaio usado quando se pretende avaliar a interface adesiva entre dois materiais. Em um teste de cisalhamento, um cilindro do material escolhido para o teste é confeccionado em cima de uma superfície adesiva. Após o

período de armazenamento determinado, o espécime é posicionado em uma máquina de teste universal, onde um cinzel de ponta única, uma haste de ponta plana ou um laço de arame é fixado sobre o espécime para que ele se desloque da superfície adesiva, de acordo com as normas ISO/TR 11405 [70]. Para melhorar a resistência de união, a rugosidade superficial deve ser aumentada a fim de promover resistência mecânica, ou um agente químico de adesão pode ser aplicado para aumentar a molhabilidade e induzir ligação química [71]. A escolha do tratamento de superfície adequado também é um ponto crítico. Desse modo, para este estudo, foram selecionados tratamentos mecânicos (lixa d'água e jateamento com óxido de alumínio) e tratamento químico como o silano, para aumentar a rugosidade da superfície. A escolha destes tratamentos de superfície foi baseada em viabilidade, manejo de forma simples e por serem materiais de uso frequentes no ambiente clínico odontológico [61].

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 DISCRIMINAÇÃO DO EXPERIMENTO

Ensaio *in-vitro* de teste mecânico de cisalhamento de 3 materiais de reparo (resina acrílica autopolimerizável -Primma Art, FGM; resina bisacrílica – Vipi Flash, VIPI, e resina flow – Filtek Bulk Fill Flow, 3M) aderidos em um bloco confeccionado em resina para placas oclusais de impressão 3D (Prizma 3D BioSplint, Makertech). Os corpos de prova passaram por 5 tipos de preparos de superfície – Grupo controle (GC): lixas d'água; Grupo lixas d'água + álcool (GLA); Grupo lixas d'água + jateamento de óxido de alumínio (GLJ); Grupo lixas d'água + silano (GLS) e Grupo lixas d'água + jateamento de óxido de alumínio + silano (GLJS), seguindo as normas da ISO/TR 11405 [70]. Além disso, foi realizada a análise do tipo de fratura (adesiva, coesiva ou mista) com estereomicroscopia. Os materiais utilizados para o experimento estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1: Descrição dos materiais utilizados no estudo, suas marcas e composição

Material	Marca	Composição
Lixas d'água	Norton Abrasivos, Saint-Gobain do Brasil	Folhas de lixa d'água de 28X23cm
Álcool	PorLink	Álcool Etílico Hidratado 70° 1L
Silano	ANGELUS BRASIL	Silano e etanol
Óxido de alumínio	Bio-art	Óxido de alumínio 50 microns
Resina acrílica autopolimerizável	Vipi flash, VIPI	Metilmetacrilato, EDMA, DMT, Inibidos Fluorescente
Resina Bisacrílica	Primma art, FMG	Pasta base: monômeros metacrílicos como UDMA e TEGDMA, iniciadores, micropartículas de vidro de boroboroaluminossilicato, partículas de dióxido de silício, pigmentos inorgânicos e estabilizantes; Pasta catalisadora: monômeros metacrílicos, peróxido de dibenzoíla, micropartículas de vidro bárioboroaluminossilicato e estabilizantes.
Resina flow	Filtek Bulk fill flow, 3M	Cerâmica silanizada tratada, UDMA, BISEMA, BisGMA, Benzotriazol, Dimetacrilato Substituído, TEGDMA, Fluoreto de Itérbio.

3.2 DESENHO EXPERIMENTAL

3.2.1 Teste piloto

O estudo piloto foi realizado previamente para determinação do número de amostras. Foram impressos 75 blocos (tabela 2), os quais foram utilizados apenas para o teste piloto e descartados em seguida. O cálculo amostral foi realizado por meio do Programa G*Power. Foi conduzido o teste *a priori* F – ANOVA de Efeitos fixos, especiais, efeitos principais e interações, considerando os seguintes parâmetros de entrada: tamanho do efeito $f=0,25$, nível de significância $\alpha = 0,05$ e poder estatístico $(1-\beta) = 0,80$. A partir do cálculo amostral foi determinada a quantidade mínima de 16 blocos de amostras necessárias para cada grupo de preparo de superfície. Dessa forma para o estudo propriamente dito, considerando possíveis perdas durante os testes, foram produzidos 20 novos blocos por grupo, com 3 reparos em cada bloco, totalizando 100 blocos e 300 RODs (Figura 3).

Tabela 2: Distribuição das amostras do teste piloto de acordo com o grupo de preparo de superfície e do material de reparo

PREPARO DE SUPERFICIE	MATERIAL DE REPARO
GC: Lixa (N = 15)	Resina acrílica (N= 5)
	Resina Flow (N= 5)
	Resina bisacrílica (N= 5)
GLA: Lixa + álcool (N = 15)	Resina acrílica (N= 5)
	Resina Flow (N= 5)
	Resina bisacrílica (N= 5)
GLJ: Lixa + jato de óxido de alumínio (N = 15)	Resina acrílica (N= 5)
	Resina Flow (N= 5)
	Resina bisacrílica (N= 5)
GLS: Lixa + silano (N = 15)	Resina acrílica (N= 5)
	Resina Flow (N= 5)
	Resina bisacrílica (N= 5)
GLJS: Lixa + jato de óxido de alumínio + silano (N = 15)	Resina acrílica (N= 5)
	Resina Flow (N= 5)
	Resina bisacrílica (N= 5)

3.3 CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS

3.3.1 Impressão dos discos de resina para placa oclusal

Foram impressos um total de 100 novas amostras de discos cilíndricos de 18mm de diâmetro e 3mm de espessura (Figura 1 - A) para a realização deste estudo. As amostras foram desenhadas virtualmente, por meio do fluxo CAD (*computer-aided design*), no *software* Meshmixer (Autodesk Inc.) e foram impressos com resina de impressão 3D do tipo *splint* (Prizma 3D BioSplint, Makertech) na impressora ANYCUBUBIC MONO 4K (Anycubic Technology Co.) com uma espessura de camada de 50 microns, com angulação de impressão de 90º graus. Os protocolos de polimerização e de tratamento foram seguidos de acordo com as instruções dos fabricantes: lavagem em álcool isopropílico por 3 a 5 minutos e polimerização por 10 minutos em câmara ultravioleta.

3.3.2 Inclusão dos discos de resina para placa oclusal impressa nas buchas de redução e polimento

Os discos foram inclusos em uma bucha de redução de policloreto de vinila (PVC) de 25X20mm e fixados com resina acrílica (Vipiflash), para que os espécimes fossem posicionados na máquina universal para o teste de cisalhamento (figura 1 - B).

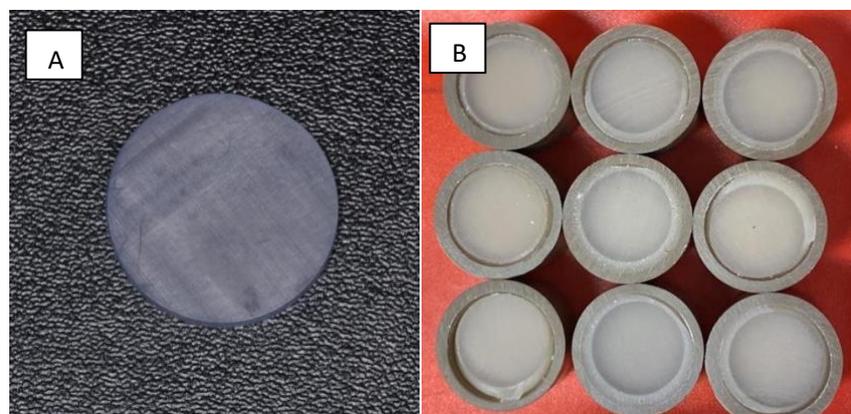


Figura 1: (A) Disco de resina para placas oclusais impressa; (B) discos inseridos em bucha de redução e fixados com resina acrílica

Após a inclusão das 100 amostras na bucha de redução, foram polidas em uma politriz circular em uma velocidade de 170 RPM (Teglaco, São Paulo) – figura 2 (A), com lixas d'água na sequência de gramatura 180, 320, 400 e 600 (Norton Abrasivos®, Saint-Gobain do Brasil) – Figura 2 (B)

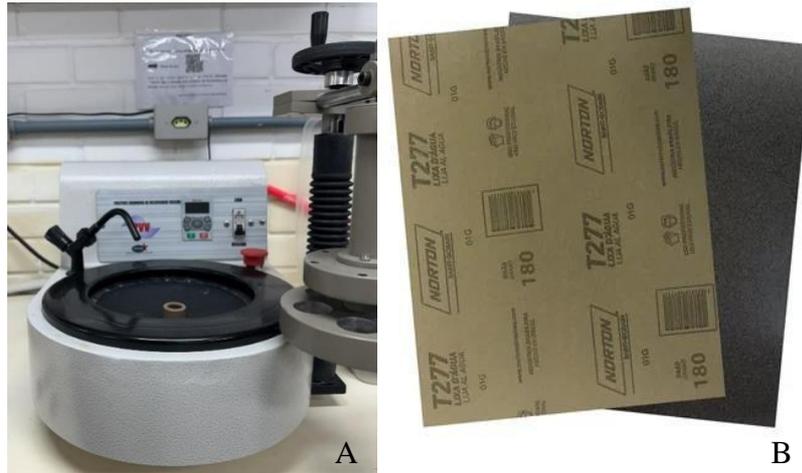


Figura 2: (A) Politriz circular; (B) Lixa D'água

A seguir, as amostras foram divididas em 4 grupos ($n=20$) sendo que cada grupo recebeu um tratamento de superfície (TS) diferente e cada bloco recebeu 3 materiais de reparo (R) (Figura 3).

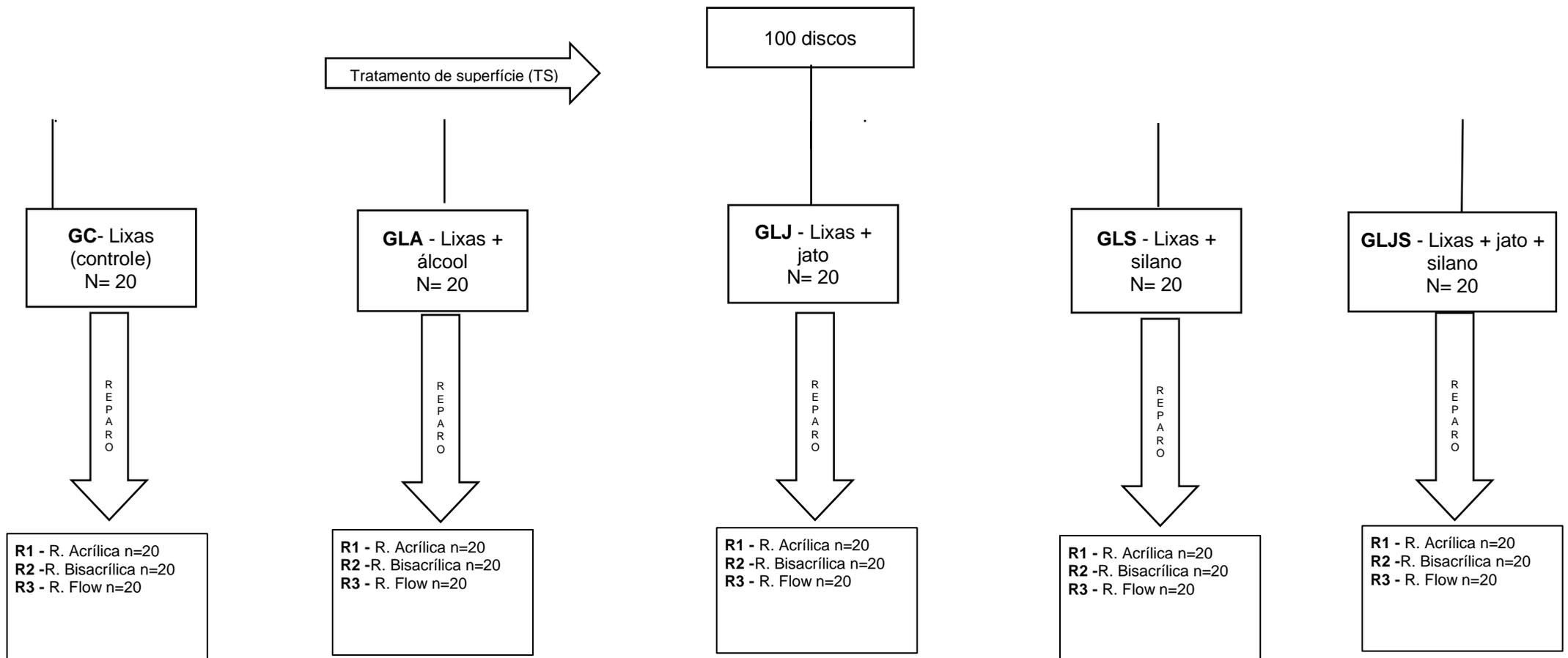


Figura 3: Delineamento do projeto

3.3.3 Tratamento de Superfície

As tabelas a seguir exemplificam a sequência de procedimentos e detalham as etapas realizadas durante o tratamento de superfície. A Tabela 3 descreve as etapas do tratamento de superfície para cada grupo de amostras, enquanto a Tabela 4 apresenta uma descrição detalhada dos procedimentos realizados nessa etapa.

Tabela 3: Etapas do tratamento de superfície realizados previamente à confecção dos reparos de cada grupo de amostras

Grupo	Etapas do tratamento de superfície				
GC	Polimento	Limpeza ultrassônica	Secagem		
GLA	Polimento	Limpeza ultrassônica	Secagem	Limpeza com Álcool	
GLJ	Polimento	Jateamento	Limpeza ultrassônica	Secagem	
GLS	Polimento	Limpeza ultrassônica	Secagem	Silanização	
GLJS	Polimento	Jateamento	Limpeza ultrassônica	Secagem	Silanização

Tabela 4: Descrição dos procedimentos realizados na etapa de tratamento de superfície

Procedimento	Descrição
Polimento	Polidas em uma politriz circular em uma velocidade de 170 RPM (Teglaco, São Paulo) – figura 2 (A), com lixas d'água na sequência de gramatura 180, 320, 400 e 600 (Norton Abrasivos®, Saint-Gobain do Brasil) – Figura 2 (B).
Limpeza ultrassônica	Limpeza ultrassônica com água destilada por 5 minutos (GNATUS®) – Figura 4 (A)
Secagem	Secagem com ar comprimido da seringa tríplice
Limpeza com álcool	Os blocos foram limpos com gaze embebida em álcool 70% (Prolink®)
Jateamento	Jateamento de óxido de alumínio (BioArt), usando um micro jato (Bioart®) com partículas de Al ₂ O ₃ de 50 µm, a uma pressão de 50psi, por 20 segundos, a uma distância de 10mm. – Figura 4 (B)
Silanização	Foi aplicado uma camada de silano (Angelus®, brasil) – Figura 4 (C) com aplicador descartável, aguardando 1 (um) minuto para a secagem, seguido de jato de ar comprimido.

**Figura 4:** (A) cuba ultrassônica; (B) micro jato de óxido de alumínio; (C) silano.

3.3.4 Materiais de reparo

Um guia para padronização dos corpos de prova (*rods*) foi confeccionado em polivinilsiloxano (silicone de adição) (Panasil Putty Soft, Ultradent), como demonstrado na figura 5 - A. O guia em silicone de adição foi perfurado com uma broca de 2mm de diâmetro e posicionado em cima dos discos impressos e fixados com fita scotch tape (3M) com perfurações circulares feitas pelo alicate perfurador de Ainsworth (Golgran). Assim, foram obtidos rods com 2mm de comprimento e 2mm de espessura (Figura 5 - B). Os materiais utilizados para os reparos foram especificados na tabela 1.

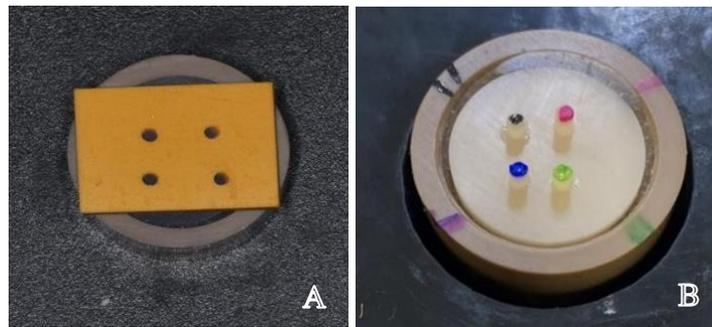


Figura 5: (A) Guia de silicone posicionado e fixado sobre a amostra para receber os materiais reparadores; (B) Rods de 2mm formados de materiais de reparo

A tabela 5 traz a descrição dos procedimentos realizados na etapa dos materiais de reparo.

Tabela 5: Descrição dos procedimentos realizados na etapa dos materiais de reparo

Procedimento	Descrição
Manipulação da resina acrílica (Vipi flash, VIPI)	Foram misturadas 14g pó medidos em uma balança de precisão e 7 ml de líquido. Em seguida, aguardado 20 minutos para a polimerização completa, de acordo com as instruções do fabricante.
Manipulação da resina bisacrílica (Primma Art, FMG)	Foi utilizada a ponta misturadora específica da resina bisacrílica para a manipulação e aguardado o tempo de autopolimerização, de acordo com as instruções do fabricante.
Manipulação da resina flow (Filteck Bulk Fill Flow, 3M)	Resina flow não necessita de manipulação. A ponta aplicadora utilizada para despejar o material é a fornecida pelo fabricante.
Aplicação dos materiais no guia de silicone	Os materiais de reparo foram manipulados de acordo com as instruções do fabricante e introduzidos em uma ponta de aplicação Precision agulha N° 2 (Maquira Dental Group) e acomodados no guia de silicone com auxílio da seringa centrix (especificação). Esse procedimento foi realizado nas resinas acrílica e bisacrílica, para a resina flow, foi utilizado a ponta aplicadora fornecida pelo fabricante.
Limpeza do excesso de material (AllPrime Produtos Odontológicos)	Após o posicionamento das resinas no guia de silicone, o excesso de material foi removido com auxílio de um micro aplicador fino.
Foto polimerização (VALO, Ultradent)	Os materiais de reparo foram polimerizados com luz de LED do fotopolimerizador, de acordo com a orientação do fabricante: potência de 800 mW/cm ² e comprimento de onda de 450 nm, por 20 segundos.

Grupo R1 (resina acrílica): o material foi manipulado e inserido no guia de silicone com auxílio da seringa centrix (Figura 6-A), em seguida foi feita a limpeza do excesso de material (Figura 6-B), e aguardado o tempo de autopolimerização. A parte superior do ROD de resina acrílica foi pintada com um marcador azul para melhor identificação.

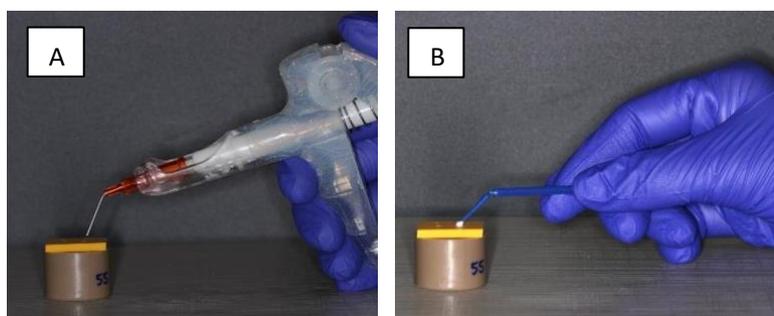


Figura 6: (A) Inserção da resina acrílica com a centrix no guia de silicone; (B) Limpeza do excesso de material.

Grupo R2 (resina bisacrílica): o material foi manipulado com a ponta misturadora própria do fabricante (Figura 7-A), e inserido no guia de silicone com auxílio da seringa centrix (Figura 7-B), em seguida foi feito a limpeza do excesso de material (Figura 7-C) e aguardado o tempo de autopolimerização. A parte superior do ROD de resina bisacrílica foi pintada com um marcador verde para melhor identificação.

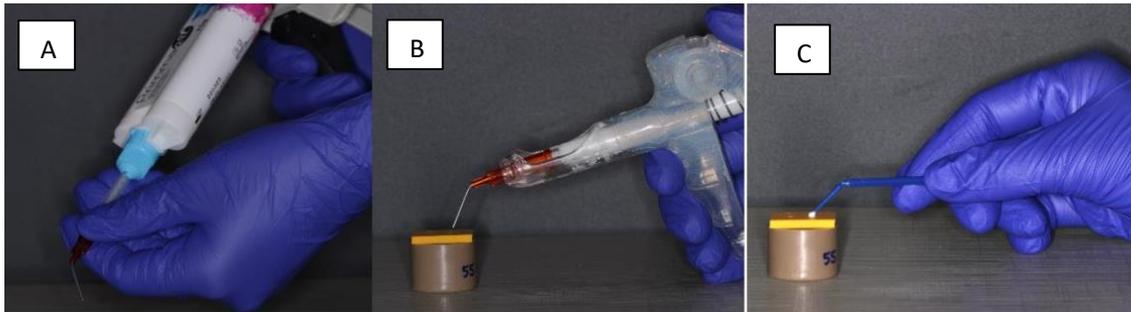


Figura 7: (A) aplicação da resina bisacrílica na ponta N°2; (B) inserção da resina bisacrílica com a centrix no guia de silicone; (C) limpeza do excesso de material

Grupo R3 (Resina Flow) o material foi inserido no guia de silicone usando a própria ponta da resina (Figura 8-A), em seguida foi feito a limpeza do excesso de material (Figura 8-B) e realizada a fotoativação. A parte superior do ROD de resina flow foi pintada com um marcador vermelho para melhor identificação.

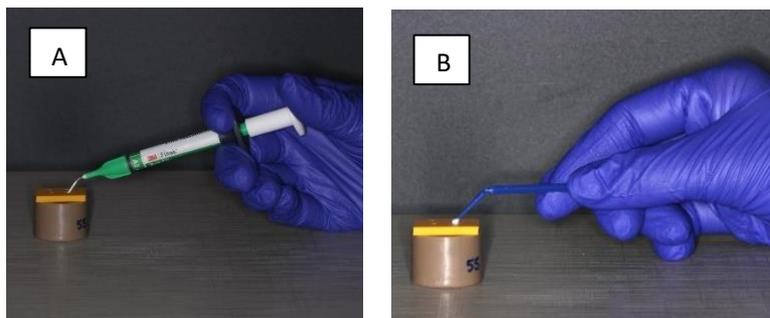


Figura 8: (A) aplicação da resina flow no guia de silicone; (B) limpeza do excesso de material;

Uma vez que os materiais foram inseridos e polimerizados, o guia em silicone foi cuidadosamente removido com auxílio de uma lâmina de bisturi n° 15. Ao total, foram produzidos 300 *rods* com os materiais reparadores nas bases de teste impressas em 3D. Antes de serem submetidas ao teste de resistência, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C, por 24 horas.

3.6 TESTE DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE CISALHAMENTO

Para o teste de cisalhamento foi utilizada a máquina de ensaio universal (DSES – 1000, Shimadzu Corporation) disponível no laboratório de pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, com uma ponta edentadora em formato de cunha, com carga de 5 KN, em uma velocidade da cruzeta de 0,5 mm/min (Figura 9 – A). A ponta ativa em forma de lâmina de faca foi aplicada na interface adesiva, paralelamente ao bloco (Figura 9 – B). A força de cisalhamento em falha foi registrada e convertida em tensão de cisalhamento (Mpa).

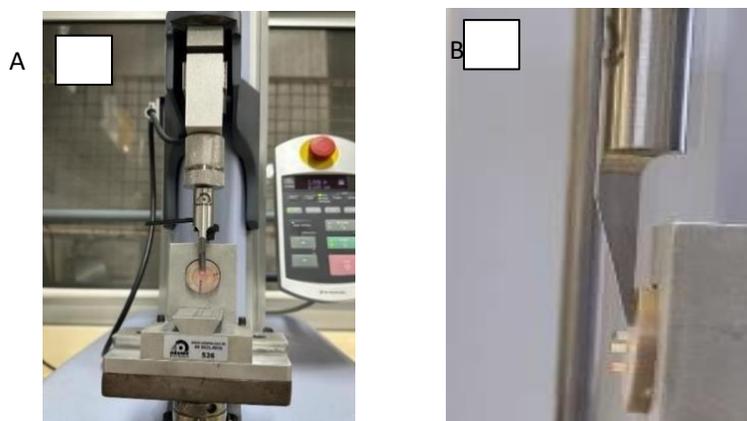


Figura 9: (A) visão frontal da amostra posicionada na máquina de ensaios universal para teste mecânico de cisalhamento com ponta edentadora em formato de cunha; (B) visão lateral da amostra posicionada na máquina de ensaios universal para teste mecânico de cisalhamento com ponta edentadora em formato de cunha

3.7 ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

Os padrões de cada tipo de fratura foram analisados no estereomicroscópio (Zeiss Stemi 2000C; Carl-Zeiss Microscopy, Alemanha), com magnificação de 1,6X; 2.0x e 2.5x. As imagens foram registradas através da câmera acoplada ao estereomicroscópio (Axiocam ERc 5s; Carl-Zeiss Microscopy, Alemanha) (Figura 10).. As imagens adquiridas foram posteriormente medidas em um *software* gratuito de processamento de imagens (Fiji, ImageJ) para avaliação da área de comprometimento do *rod* fraturado no material da base da amostra em relação à área total do *rod*. A proporção das medidas foi convertida em porcentagem [63].

Após a análise e medida em porcentagem, os padrões de fratura foram definidos em:

- **Fratura Adesiva (AD):** Fratura do *rod* sem comprometer o material da base, ocorrendo somente na interface adesiva (0 – 25%);
- **Fratura Mista (M):** Fratura do *rod* comprometendo o material da base e ainda apresentando uma área de fratura adesiva que não comprometa a base (25-75%);
- **Fratura Coesiva (C):** Fratura do *rod* comprometendo o material da base, gerando uma fratura negativa. (75-100%).



Figura 10: Padrão de falhas em aproximação 1,6x (A) fratura adesiva; (B) fratura mista; (C) fratura coesiva da base do corpo de prova (resina impressa)

3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O programa *Statistical Package for the Social Sciences* versão 26 (IBM SPSS) foi utilizado para a avaliação estatística dos resultados do estudo. A distribuição normal dos dados foi verificada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Foi realizada Análise de Variância (ANOVA) de dois fatores (tratamento de superfície e material de reparo), seguido do teste de Tukey, com nível de significância de 5%.

4. RESULTADOS

Durante a execução deste estudo houve perdas de corpos de prova, resultado de erro operacional durante a montagem dos RODs e manipulação da máquina universal de teste. A análise estatística foi conduzida com 267 RODs.

Os fatores tratamento de superfície, material de reparo e a interação entre os fatores principais tiveram um efeito significativo ($p < 0.001$) (tabela 6).

Tabela 6: Resultado da ANOVA de dois fatores para tratamento de superfície e material de reparo

ORIGEM	SS	DF	MS	F	P
Modelo Corrigido	697445,264	14	49817,519	21,824	<0,001*
Intercepto	9266038,934	1	9266038,934	4059,289	<0,001*
Tratamento De Superfície	533501,201	4	133375,300	58,429	<0,001*
Material De Reparo	36993,047	2	18496,523	8,103	<0,001*
Tratamento De Superfície X Material De Reparo	126951,016	8	15868,877	6,952	<0,001*
Erro	547842,049	240	2282,675		
Total	10511326,24	255			
	7				
Total Corrigido	1245287,313	254			

* $P < 0,05$ denota diferença estatística significativa.

Após a análise dos resultados do teste de Tukey (tabela 7), observa-se que no grupo controle (GC) não foi encontrada diferença estatística significativa entre os materiais de reparo avaliados. Para a resina acrílica e resina flow, o protocolo GLJS apresentou os maiores valores de resistência de união. Para a resina bisacrílica, os protocolos de tratamento GLS e GLJS não diferiram estatisticamente entre si, com maiores valores de resistência de união. Em relação aos tratamentos de superfície, no GLA, tanto a resina acrílica quanto a resina flow apresentaram valores estatisticamente maiores de resistência a união em relação a resina acrílica. Para o GLJ, houve diferença estatística entre os materiais testados e a resina flow apresentou maior valor de resistência de união. Para GLS e GLJS, tanto a resina bisacrílica quanto a resina flow apresentaram maiores valores de resistência de união ($p < 0,001$) que o material resina acrílica.

Tabela 7: Valores médios (desvio padrão) dos valores em Mpa de acordo com o tratamento de superfície e material de reparo.

GRUPO	RESINA ACRÍLICA	RESINA BISACRÍLICA	RESINA FLOW
CONTROLE (GC)	126,57 (48,12) Aa	142,48 (66,64) Aa	133,94 (48,70) Aa
LIXA + ÁLCOOL (GLA)	191,37 (28,95) Ba	135,08 (54,22) Ab	178,71 (46,22) Ba
LIXA + JATO (GLJ)	168,17 (41,12) Ba	115,62 (58,86) Ab	210,81 (42,46) BCc
LIXA + SILANO (GLS)	193,47 (48,82) Ba	250,83 (55,42) Bb	227,88 (40,86) Cb
LIXA + JATO + SILANO (GLJS)	231,60 (29,74) Ca	265,82 (39,50) Bb	286,92 (50,78) Db

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna e médias seguidas da mesma letra minúscula mesma linha não diferem ao nível de 5% de significância ($P < 0.05$) pelo teste de Tukey.

4.1 PORCENTAGEM DOS PADRÕES DE FRATURA

As porcentagens dos tipos de padrão de fratura em cada material de reparo e tratamento de superfície empregados no estudo podem ser observados na tabela 8. No GC, o padrão de fratura com maior percentual de ocorrência, independentemente do tipo de material de reparo empregado (R1: 88,23%; R2: 88,23% e R3: 94,11%) foi a adesiva, ocorrendo o mesmo no GLA, tanto para as resinas bisacrílica (88,23%) como flow (100%). Para a resina acrílica, os maiores percentuais foram de fraturas mista (52,94%) e adesiva (41,17%). No GLJ, a resina bisacrílica apresentou maior percentual de fratura adesiva (88,88%), a resina acrílica apresentou mais fraturas mistas (33/33%) e a flow, fraturas coesivas (72,22%) no material de base da amostra. Já para o GLS, as fraturas adesivas foram o maior percentual nos três materiais de reparo testados (R1: 75%; R2: 55% e R3: 80%). Finalmente, no grupo GLJS, a fratura coesiva, no material de base da amostra, foi o padrão de fratura com maior percentual, independentemente do material de reparo (R1: 70,58%; R2: 76,47% e R3: 94,11%).

Tabela 8: Porcentagem dos padrões de fratura de cada grupo

Tratamento de superfície	Controle (GC) (n=17)			Lixa+ álcool (GLA) (n=17)			Lixas + jato (GLJ) (n=18)			Lixa + silano (GLS) (n=20)			Lixa + Jato + silano (GLJS) (n=17)		
	A	M	C	A	M	C	A	M	C	A	M	C	A	M	C
Resina acrílica	88,23% (15)	5,88% (1)	5,88% (1)	41,17% (7)	52,94% (9)	5,88% (1)	22,22% (4)	33,33% (6)	44,44% (8)	75% (15)	15% (3)	10% (2)	0% (0)	29,41% (5)	70,58% (12)
Resina bisacrílica	88,23% (15)	5,88% (1)	5,88% (1)	88,23% (15)	11,76% (2)	0% (0)	88,88% (16)	0% (0)	11,12% (2)	55% (11)	5% (1)	40% (8)	11,76% (2)	11,76% (22)	76,47% (13)
Resina flow	94,11% (16)	0% (0)	5,88% (1)	100% (17)	0% (0)	0% (0)	16,66% (3)	11,11% (2)	72,22% (13)	80% (16)	10% (2)	10% (2)	5,88% (1)	0% (0)	94,11% (16)

Legenda: A - Fratura adesiva; M – Fratura mista; C – Fratura coesiva da base do corpo de prova (resina impressa)

5. DISCUSSÃO

A avaliação da eficácia dos tratamentos de superfície na resistência de união de materiais resinosos para reparo de placas impressas é essencial para garantir a durabilidade e a integridade desses dispositivos. Neste estudo, foram realizadas análises comparativas entre diferentes grupos de tratamento de superfície e materiais de reparo, identificando os protocolos mais adequados para aumentar a força de adesão e a qualidade dos reparos.

Nesse estudo, a hipótese nula foi parcialmente aceita. Como demonstrado pela tabela 7, no grupo controle (GC) não foi encontrada diferença estatística significativa entre os materiais de reparo avaliados, assim, a primeira hipótese nula foi aceita. Esse grupo recebeu somente lixas na preparação e foi utilizado como referência para comparação com os demais grupos. Ao avaliar os resultados do teste *Two-way* ANOVA (tabela 6), a segunda hipótese nula foi rejeitada, pois houve diferença estatística significativa entre o grupo controle e os demais grupos de tratamento de superfície, ou seja, houve aumento na resistência de união quando aplicado algum tipo de tratamento antes do reparo, os quais foram especificados na tabela 7.

Em relação aos tratamentos de superfície, no grupo GLA, tanto a resina acrílica quanto a resina flow apresentaram valores estatisticamente maiores de resistência a união em relação à resina bisacrílica. No emprego do álcool, a simples ação de remover as impurezas resultantes do polimento, assim como os resíduos de biofilme e saliva da superfície da placa, contribui para fortalecer a união do reparo, aumentando a rugosidade superficial [61].

Para o GLJ, houve diferença estatística entre os materiais testados e a resina flow apresentou maior valor de resistência de união. Tais resultados são encontrados em outros estudos que utilizam a mesma metodologia [60, 61, 72]. Este material possui menor quantidade de carga inorgânica, o que aumenta sua capacidade de escoamento e adaptação nas rugosidades criadas pelo jateamento [60, 61]. Estudos prévios ressaltaram a importância da retenção micromecânica como um dos fatores chave para o sucesso do reparo em resina composta [73, 74]. Quando comparado ao grupo GLA, a aplicação do jateamento não promoveu diferenças estatísticas significativas. Entretanto, dentro dos

materiais de reparo utilizados, observou-se o menor valor de resistência de união com resina bisacrílica neste grupo de tratamento com jateamento, o que pode ser explicado devido ao seu maior peso molecular, que dificulta sua penetração nas fissuras criadas pelo jateamento [61].

No grupo GLS, tanto a resina bisacrílica quanto a resina flow apresentaram maiores valores de resistência de união em comparação à resina acrílica. Diversos estudos corroboram que a utilização de agentes de união resulta em um aumento significativo na resistência ao cisalhamento [71]. Os polímeros do silano penetram nas rugosidades da superfície, formando uma microadaptação, além de aumentar a molhabilidade da superfície [61, 71]. A resina acrílica apresentou os menores valores deste grupo, o que pode ser atribuído à pequena quantidade de partículas inorgânicas no PMMA que reagem com o silano [75].

No grupo GLJS, novamente, a resina bisacrílica e a resina flow apresentaram maiores valores de resistência de união que a resina acrílica autopolimerizável. O jateamento aumenta a rugosidade da superfície, enquanto o silano aumenta a molhabilidade, facilitando a entrada do material de reparo nas rugosidades [61].

Em relação aos materiais de reparo, a resina acrílica foi beneficiada, em valores de resistência de união, pelo grupo GLJS. A resina bisacrílica sofreu influência positiva dos grupos GLS e GLJS, sem diferenças estatísticas entre eles. Para a resina flow, o protocolo GLJS apresentou os maiores valores de resistência de união.

Nesse estudo observou-se que a resina flow e a resina bisacrílica apresentam diferenças estatísticas significativas nos valores de resistência de união quando o silano é utilizado (GLS) e quando comparadas aos outros grupos estudados (GC, GLA, GLJ). Isso demonstra que a aplicação de um agente de união é capaz de melhorar a resistência de união desses materiais. Entretanto, tanto no grupo GLS quanto no grupo GLSJ, a resina bisacrílica e a resina flow não apresentam diferenças estatísticas significativas nos valores de resistência de união. A resina flow é comercialmente mais barata e gera um menor desperdício de material, pois usa-se a ponta misturadora quando o reparo é feito

com a resina bisacrílica, o que gera perda de quantidade significativa do material dentro da ponta, resultando em um maior consumo.

Em um estudo similar conduzido por Albahari *et al.* 2020, onde foram utilizadas resina acrílica e bisacrílica comparadas a um bloco intacto de resina impressa, estes materiais de reparo não foram capazes de reproduzir os valores de resistência ao cisalhamento de uma peça intacta [60]. Desse modo, reparos não são estáveis o suficiente para serem utilizados a longo prazo. Assim como no presente estudo, os autores citados acima não encontraram diferença estatística significativa entre os materiais testados em superfícies que não receberam algum tipo de tratamento de superfície, reforçando a influência positiva dos tratamentos sobre materiais de reparo. Nota-se a falta de trabalhos a respeito de reparos em placas oclusais impressas, dessa forma foram usados artigos que avaliavam reparos em resinas para coroas provisórias [50, 54, 55, 60 - 62] para o desenho e desenvolvimento do presente estudo.

Jeong *et al.* (2019) avaliaram a influência de tratamentos de superfície em reparo de resinas impressas [61]. Assim como no presente estudo, o jateamento com óxido de alumínio também foi capaz de gerar diferenças estatísticas significativas nos valores de resistência de união da resina acrílica, quando comparado ao grupo controle, e descrevem menores valores de resistência de união da resina bisacrílica em grupos onde o jateamento foi utilizado como tratamento.

Com relação aos tipos de padrão de fratura ocorridos em cada material de reparo, após cada tratamento de superfície empregado, observou-se maior percentual de fraturas adesivas no GC nos três materiais de reparo; no GLA, nos reparos realizados com resinas bisacrílica e flow; no GLJ, com resina bisacrílica; no GLS, nos três materiais de reparo. Uma falha adesiva sugere que não houve boa interação química entre os materiais de base e reparo, gerando elos mais frágeis entre os polímeros [60, 61, 76]. Já fraturas mistas e coesivas podem indicar uma maior interação química entre os materiais, entretanto, devido ao teste empregado no presente estudo ter sido o cisalhamento, com uma área de superfície maior, possíveis falhas na impressão do material de base ou dos materiais de reparo empregados podem ter influenciado negativamente a

interface de união [76, 77]. Tais padrões de fraturas foram observados no GLJS nos três materiais resinosos.

A orientação da impressão de peças odontológicas tem influência na lisura da superfície, resistência e desgaste. Quanto ao efeito nas forças de adesão, não há diferenças significativas. Observa-se uma rugosidade de superfície menor nas peças impressas com um ângulo de 90° com conseqüente menor acúmulo de biofilme [47, 55]. As impressões no ângulo de 90° apresentam menor resistência ao desgaste quando comparados às angulações de 0° e 45°. Esta ainda foi escolhida por apresentar boas propriedades mecânicas e também pelo fato de os reparos serem realizados em superfícies desgastadas [41].

Os materiais de reparo e os protocolos de tratamento de superfície utilizados nesse estudo foram escolhidos por serem materiais comumente encontrados na rotina clínica [61]. O preparo inicial da superfície a ser reparado é de extrema importância para que sejam removidas contaminações e para uniformizar o material, assim, as lixas foram usadas como primeiro tratamento em todos os grupos e como grupo controle. A seqüência de polimento com as lixas foi escolhida no trabalho piloto, baseada em trabalhos semelhantes [60, 61]. Neste estudo, foram utilizadas seqüências de lixas d'água como preparo inicial, o que pode ser feito no consultório com brocas carbide ou diamantadas ou discos Sof Lex [61].

É importante ressaltar que a resistência de união entre a placa e o material de reparo depende das ligações duplas C=C não reagidas (radicais livres). Frequentemente, as resinas têm uma conversão incompleta das ligações duplas C=C após serem polimerizadas. Conforme o material envelhece, mais reticulações diminuem a capacidade do monômero fresco se infiltrar na matriz, resultando em menos ligações duplas C=C não reagidas. Dessa maneira é de extrema importância se atentar aos tempos e protocolos de polimerização recomendados pelo fabricante para assegurar um bom reparo [73].

Dentro das limitações desse estudo *in-vitro*, onde não há como prever a ação de fatores como saliva, forças oclusais, cuidados do paciente com a placa e frequência de uso, observou-se a influência positiva dos materiais e dos

protocolos de tratamento de superfície no reparo das resinas impressas para placas oclusais.

6. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados desse estudo *in vitro*, pode-se concluir que a escolha do tratamento de superfície deve ser feita de acordo com o material de reparo selecionado. As resinas bisacrílica e flow apresentaram maiores valores de resistência de união ao cisalhamento em resinas para impressão 3D de placas oclusais quando associadas aos protocolos de tratamento de superfície mecânico (jateamento com óxido de alumínio) e químico (silanização).

7. REFERÊNCIAS

1. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael K, Wetselaar P, Glaros A, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *Journal of oral rehabilitation*. 2018;45(11):837-44.
2. Lobbezoo F, Ahlberg J, Glaros A, Kato T, Koyano K, Lavigne G, et al. Bruxism defined and graded: an international consensus. *Journal of oral rehabilitation*. 2013;40(1):2-4.
3. Riley P, Glenny A-M, Worthington HV, Jacobsen E, Robertson C, Durham J, et al. Oral splints for temporomandibular disorder or bruxism: a systematic review. *British dental journal*. 2020;228(3):191-7.
4. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry—State of the art. *Operative dentistry*. 2020;45(1):30-40.
5. Salmi M, Paloheimo K-S, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *Journal of the Royal Society Interface*. 2013;10(84):20130203.
6. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, Rohr N. Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;124(6):780-6.
7. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental materials*. 2012;28(1):3-12.
8. Wedekind L, Güth J-F, Schweiger J, Kollmuss M, Reichl F-X, Edelhoff D, Högg C. Elution behavior of a 3D-printed, milled and conventional resin-based occlusal splint material. *Dental Materials*. 2021;37(4):701-10.
9. Heintze SD, Reichl F-X, Hickel R. Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods—A review. *Dental materials journal*. 2019;38(3):343-53.
10. Kuscu E, Klink A, Spintzyk S, Kraemer Fernandez P, Huettig F. Bonding interface and reparability of 3D-printed intraoral splints: Shear bond strength to current polymers, with and without ageing. *Materials*. 2021;14(14):3935.
11. Raphael K, Santiago V, Lobbezoo F. Is bruxism a disorder or a behaviour? Rethinking the international consensus on defining and grading of bruxism. *Journal of oral rehabilitation*. 2016;43(10):791-8.
12. Lavigne G, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35(7):476-94.
13. Manfredini D, Guarda-Nardini L, Marchese-Ragona R, Lobbezoo F. Theories on possible temporal relationships between sleep bruxism and obstructive sleep apnea events. An expert opinion. *Sleep and breathing*. 2015; 19:1459-65.

14. Lavigne G, Kato T, Kolta A, Sessle B. Neurobiological mechanisms involved in sleep bruxism. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2003;14(1):30-46.
15. Ohmure H, Oikawa K, Kanematsu K, Saito Y, Yamamoto T, Nagahama H, et al. Influence of experimental esophageal acidification on sleep bruxism: a randomized trial. *J Dent Res*. 2011;90(5):665-71.
16. Vlăduțu, D., Popescu, S. M., Mercuț, R., Ionescu, M., Scriciu, M., Glodeanu, A. D., Stănuși, A., Rîcă, A. M., & Mercuț, V. (2022). Associations between Bruxism, Stress, and Manifestations of Temporomandibular Disorder in Young Students. *International journal of environmental research and public health*, 19(9), 5415. <https://doi.org/10.3390/ijerph19095415>
17. Castroflorio T, Bargellini A, Rossini G, Cugliari G, Deregibus A. Sleep bruxism and related risk factors in adults: A systematic literature review. *Arch Oral Biol*. 2017 Nov; 83:25-32. doi: 10.1016/j.archoralbio.2017.07.002. Epub 2017 Jul 5. PMID: 28692828.
18. Oporto GH 5th, Bornhardt T, Iturriaga V, Salazar LA. Genetic polymorphisms in the serotonergic system are associated with circadian manifestations of bruxism. *J Oral Rehabil*. 2016 Nov;43(11):805-812. doi: 10.1111/joor.12436. Epub 2016 Sep 20. PMID: 27611726.
19. Jaffee MS, Bostwick JM. Buspirone as an antidote to venlafaxine-induced bruxism. *Psychosomatics*. 2000 Nov-Dec;41(6):535-6. doi: 10.1176/appi.psy.41.6.535. PMID: 11110119.
20. Takahashi H, Masaki C, Makino M, Yoshida M, Mukaibo T, Kondo Y, Nakamoto T, Hosokawa R. Management of sleep-time masticatory muscle activity using stabilisation splints affects psychological stress. *J Oral Rehabil*. 2013 Dec;40(12):892-9. doi: 10.1111/joor.12110. Epub 2013 Nov 7. PMID: 24237357.
21. Manfredini D, Colonna A, Bracci A, Lobbezoo F. Bruxism: a summary of current knowledge on aetiology, assessment and management. *Oral surgery*. 2020;13(4):358-70.
22. Manfredini D, Winocur E, Guarda-Nardini L, Paesani D, Lobbezoo F. Epidemiology of bruxism in adults: a systematic review of the literature. *J Orofac Pain*. 2013 Spring;27(2):99-110. doi: 10.11607/jop.921. PMID: 23630682.
23. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, Lu X, Shi H, Lee ES, Jiang HB. 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.
24. Carrara SV, Conti PCR, Barbosa JS. Statement of the 1st consensus on temporomandibular disorders and orofacial pain. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2010; 15:114-20.
25. Lipton J, Ship J, Larach-Robinson D. Estimated prevalence and distribution of reported orofacial pain in the United States. *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124(10):115-21.

26. Manfredini D, Castroflorio T, Perinetti G, Guarda-Nardini L. Dental occlusion, body posture and temporomandibular disorders: where we are now and where we are heading for. *Journal of oral rehabilitation*. 2012;39(6):463-71.
27. Peck CC, Goulet JP, Lobbezoo F, Schiffman EL, Alstergren P, Anderson GC, et al. Expanding the taxonomy of the diagnostic criteria for temporomandibular disorders. *Journal of oral rehabilitation*. 2014;41(1):2-23.
28. Stuginski-Barbosa J, Silva RS, Conti PCR. Distúrbios da musculatura mastigatória: mecanismos, diagnóstico e controle. In: DTM disfunções temporomandibulares e dores orofaciais: aplicação clínica das evidências científicas. Maringá: Dental Press; 2021. [citado 2024 jun. 20]
29. Manfredini D, Guarda-Nardini L, Winocur E, Piccotti F, Ahlberg J, Lobbezoo F. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: a systematic review of axis I epidemiologic findings. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2011;112(4):453-62.
30. Chisnoiu AM, Picos AM, Popa S, Chisnoiu PD, Lascu L, Picos A, Chisnoiu R. Factors involved in the etiology of temporomandibular disorders-a literature review. *Clujul medical*. 2015;88(4):473.
31. LeResche L. Epidemiology of temporomandibular disorders: implications for the investigation of etiologic factors. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1997;8(3):291-305.
32. De Laat A, Stappaerts K, Papy S. Counseling, and physical therapy as treatment for myofascial pain of the masticatory system. *J Orofac Pain*. 2003 Winter;17(1):42-9. PMID: 12756930.
33. Yuasa H, Kurita K. Randomized clinical trial of primary treatment for temporomandibular joint disk displacement without reduction and without osseous changes: a combination of NSAIDs and mouth-opening exercise versus no treatment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2001;91(6):671-5.
34. Hardy RS, Bonsor SJ. The efficacy of occlusal splints in the treatment of bruxism: A systematic review. *Journal of dentistry*. 2021; 108:103621.
35. Conti PCR. DTM disfunções temporomandibulares e dores orofaciais: aplicação clínica das evidências científicas. 2021; [citado 2024 jun. 20]
36. Dube C, Rompre P, Manzini C, Guitard F, De Grandmont P, Lavigne G. Quantitative polygraphic controlled study on efficacy and safety of oral splint devices in tooth-grinding subjects. *Journal of dental research*. 2004;83(5):398-403.
37. Harada T, Ichiki R, Tsukiyama Y, Koyano K. The effect of oral splint devices on sleep bruxism: a 6-week observation with an ambulatory electromyographic recording device. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(7):482-8.
38. Wetselaar P, Manfredini D, Ahlberg J, Johansson A, Aarab G, Papagianni CE, et al. Associations between tooth wear and dental sleep disorders: A narrative overview. *Journal of oral rehabilitation*. 2019;46(8):765-75.

39. Bergmann A, Edelhoff D, Schubert O, Erdelt K-J, Pho Duc J-M. Effect of treatment with a full-occlusion biofeedback splint on sleep bruxism and TMD pain: a randomized controlled clinical trial. *Clinical oral investigations*. 2020; 24:4005-18.
40. Berntsen C, Kleven M, Heian M, Hjortsjö C. Clinical comparison of conventional and additive manufactured stabilization splints. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*. 2018;4(1):81-9.
41. Grymak A, Aarts JM, Ma S, Waddell JN, Choi JJE. Wear behavior of occlusal splint materials manufactured by various methods: a systematic review. *Journal of Prosthodontics*. 2022;31(6):472-87.
42. Perea-Lowery L, Minja IK, Lassila L, Ramakrishnaiah R, Vallittu PK. Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;125(1):175-81.
43. Dedema P, Türpb J. Digital Michigan splint—from intraoral scanning to plasterless manufacturing Die digitale Michigan-Schiene—Vom intraoralen Scan zur gipsfreien Herstellung. *International journal of computerized dentistry*. 2016;19(1):63-76.
44. Prpic V, Spehar F, Stajdohar D, Bjelica R, Cimic S, Par M. Mechanical properties of 3D-Printed occlusal splint materials. *Dentistry journal*. 2023;11(8):199.
45. Watanabe H, Fellows C, An H. Digital technology for restorative dentistry. *Dental Clinics*. 2022;66(4):567-90.
46. Vasques MT, Mori M, Laganá DC. Three-dimensional printing of occlusal devices for temporomandibular disorders by using a free CAD software program: A technical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;123(2):232-5.
47. Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M, et al. Dental 3D-printing: transferring art from the laboratories to the clinics. *Polymers*. 2021;13(1):157.
48. Güth J-F, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C. Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clinical oral investigations*. 2017; 21:1445-55.
49. Rudolph H, Graf MR, Kuhn K, Rupf-Koehler S, Eirich A, Edelmann C, et al. Performance of dental impression materials: benchmarking of materials and techniques by three-dimensional analysis. *Dental materials journal*. 2015;34(5):572-84.
50. 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;2021.
51. Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):146-58.
52. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *British dental journal*. 2015;219(11):521-9.

53. Reymus M, Liebermann A, Diegritz C, Keßler A. Development and evaluation of an interdisciplinary teaching model via 3D printing. *Clinical and Experimental Dental Research*. 2021;7(1):3-10.
54. Khanlar LN, Revilla-León M, Barmak AB, Ikeda M, Alsandi Q, Tagami J, Zandinejad A. Surface roughness and shear bond strength to composite resin of additively manufactured interim restorative material with different printing orientations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023;129(5):788-95.
55. Shim JS, Kim J-E, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2020;124(4):468-75.
56. Murat S, Alp G, Alatalı C, Uzun M. In vitro evaluation of adhesion of *Candida albicans* on CAD/CAM PMMA-based polymers. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2): e873-e9.
57. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(5):485-91.
58. Abad-Coronel C, Ruano Espinosa C, Ordóñez Palacios S, Paltán CA, Fajardo JI. Comparative Analysis between Conventional Acrylic, CAD/CAM Milled, and 3D CAD/CAM Printed Occlusal Splints. *Materials*. 2023;16(18):6269.
59. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *European Journal of Oral Sciences*. 1993;101(3):171-5.
60. Albahri R, Yoon H-I, Lee JD, Yoon S, Lee SJ. Shear bond strength of provisional repair materials bonded to 3D printed resin. *Journal of Dental Sciences*. 2021;16(1):261-7.
61. Jeong K-W, Kim S-H. Influence of surface treatments and repair materials on the shear bond strength of CAD/CAM provisional restorations. *The journal of advanced prosthodontics*. 2019;11(2):95.
62. Silva J, Rafael CF, Vaz PC, Fernandes JC, Volpato CA. Color stability of repairs on bis-acryl resin submitted to thermal aging and immersion in beverages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2019;31(5):514-9.
63. Tabata LF, Hilgert LA, Pereira ALC, Ribeiro APD, Pereira PNR. Microshear bond strength of resin cement to glass-ceramics after intaglio surface staining. *J Prosthet Dent*. 2024 Feb;131(2):314-319. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.11.017. Epub 2022 Mar 14. PMID: 35300848.
64. De Clerck J. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1987;57(5):650-8.
65. Lee Sy, Lai YI, Hsu Ts. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. *European Journal of Oral Sciences*. 2002;110(2):179-83.
66. Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(3):281-5.

67. Miettinen VM, Vallittu PK. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;77(5):531-4.
68. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2015;9(6):ZE18.
69. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal-Canadian Dental Association*. 2003;69(8):516-21.
70. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book: Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2011.
71. Brosh T, Pilo R, Bichacho N, Blutstein R. Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;77(2):122-6.
72. Ha S-R, Rhee K-Y, Kim H-C, Kim J-T, Park S-J. Study on fracture behavior of surface treated montmorillonite/epoxy nanocomposites. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*. 2007;7(11):4210-3.
73. da Costa TRF, Serrano AM, Atman APF, Loguercio AD, Reis A. Durability of composite repair using different surface treatments. *Journal of Dentistry*. 2012;40(6):513-21.
74. Polat S, Cebe F, Tunçdemir A, Öztürk C, Üşümez A. Evaluation of the bond strength between aged composite cores and luting agent. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2015;7(2):108.
75. Özcan M, Alander P, Vallittu P, Huysmans M-C, Kalk W. Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2005; 16:21-7.
76. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental materials*. 2010;26(2):e78-e93.
77. El Mourad AM. Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. *The open dentistry journals*. 2018; 12:664.

8. PRESS RELEASE

As Disfunções Temporomandibulares e o bruxismo são condições comuns que afetam uma parcela significativa da população. Um dos tratamentos amplamente utilizados para gerenciar esses problemas são as placas oclusais, devido à sua eficácia terapêutica e ao fato de serem uma opção de tratamento pouco invasiva. Tradicionalmente, essas placas são fabricadas com resinas acrílicas, porém, com o avanço das tecnologias digitais e da impressão 3D, tem-se observado um aumento na fabricação de placas de bruxismo utilizando resinas específicas para impressoras 3D. Conforme as placas são utilizadas diariamente, é comum que ocorram danos, como trincas, pequenas fraturas ou desgastes. Nesse contexto, o presente estudo teve como objetivo avaliar a resistência de união de diferentes materiais utilizados para o reparo de placas de bruxismo produzidas pelo fluxo digital em impressão 3D, considerando diferentes tratamentos de superfície. Sendo assim, a escolha do tratamento de superfície deve ser feita de acordo com o material de reparo selecionado. As resinas bisacrílica e flow apresentaram maiores valores de resistência de união quando associadas aos protocolos de tratamento de superfície mecânico (jateamento com óxido de alumínio) e químico (sinalização). No entanto, para uma compreensão mais completa da interação entre os materiais de reparo e as placas de bruxismo produzidas por impressão 3D, são necessários mais estudos clínicos e investigações adicionais.