

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM PROJETO E PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

Área de concentração: Seleção de Materiais Aplicados ao Projeto
Mecânico

Dissertação de Mestrado

AVALIAÇÃO DO DESGASTE DE UMA RESINA
NANOCERÂMICA APÓS DIFERENTES TRATAMENTOS DE
SUPERFÍCIE COM DIFERENTES ANTAGONISTAS

Jadson Fernando Felini Doneda

Passo Fundo

2023



CIP – Catalogação na Publicação

D681a Doneda, Jadson Fernando Felini

Avaliação do desgaste de uma resina nanocerâmica após diferentes tratamentos de superfície com diferentes antagonistas [recurso eletrônico] / Jadson Fernando Felini Doneda. – 2023.

1.550 KB; PDF.

Orientadora: Profa. Dra. Márcia Borba. Dissertação (Mestrado em Projeto e Processos de Fabricação) – Universidade de Passo Fundo, 2023.

1. Processos de fabricação. 2. Materiais dentários.
3. Resinas dentárias. 4. Cerâmica odontológica.
5. Desgaste mecânico. I. Borba, Márcia, orientadora.
II. Título.

CDU: 620.1

616.314-089.27

Jadson Fernando Felini Doneda

**AVALIAÇÃO DO DESGASTE DE UMA RESINA NANOCERÂMICA
APÓS DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE AVALIADA
COM DIFERENTES ANTAGONISTAS**

Orientadora: Profa. Dra. Márcia Borba

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Projeto e Processos de Fabricação da Universidade de Passo Fundo, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Projeto e Processos de Fabricação.

Passo Fundo
2023

Jadson Fernando Felini Doneda

**AVALIAÇÃO DO DESGASTE DE UMA RESINA NANOCERÂMICA
APÓS DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE AVALIADA
COM DIFERENTES ANTAGONISTAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Projeto e Processos de Fabricação da Universidade de Passo Fundo, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Projeto e Processos de Fabricação.

Data de aprovação: Dia 28 de setembro de 2023.

Os componentes da Banca examinadora abaixo aprovaram a Dissertação:

Professora Doutora Márcia Borba
Orientadora

Professor Doutor William Haupt
Universidade de Passo Fundo

Professora Doutora Paula Benetti
Universidade de Passo Fundo

Professora Doutora Katia Weber
Universidade Positivo

Dedico este trabalho a minha família.

AGRADECIMENTOS

A Deus em primeiro lugar, pois sem ele nada seria possível.

A minha mãe Margarete pelo incentivo e apoio em cada fase da vida e durante o mestrado. Por todos os sacrifícios que forem realizados para poder me proporcionar atingir mais esse objetivo. Sendo meu maior exemplo e motivação.

Ao meu irmão Anderson Mateus, por sempre estar junto, sendo nos momentos bons ou ruins.

Aos meus avós Marley e Odolir, por nos momentos de maiores dificuldades me darem todo o apoio e palavras de incentivo ao longo da trajetória.

Ao meu afilhado Felipe, durante os momentos de maior dificuldade a presença de uma criança muda completamente o ânimo, e me motivava a servir de exemplo para ele.

A orientadora Dra. Márcia Borba, pela confiança depositada, e por todo o aprendizado durante a realização dessa etapa, obrigado pelos ensinamentos e palavras de apoio. Por todo o ensinamento sobre pesquisa, rotina acadêmica e sobre os desafios da vida acadêmica.

A Dra. Andressa Restani e a aluna de iniciação Gabriela Pagotto, pelo tempo disponibilizado para ajudar na realização do trabalho, vocês são partes fundamentais para os resultados obtidos nesse percurso.

O homem não teria alcançado o possível se, repetidas vezes, não tivesse tentado o impossível.

Max Weber.

RESUMO

O desgaste dos materiais é de extrema importância para todas as áreas, englobando diversas áreas desde a engenharia até a saúde, na odontologia o desgaste é natural do próprio ser humano, porém isso reflete diretamente na função e estética. Com o avanço da tecnologia surgem cada vez mais variedades de materiais restauradores odontológicos, como é o caso da resina nano cerâmica, os quais é fundamental compreender os seus mecanismos de desgaste. O objetivo dessa dissertação foi investigar o comportamento do desgaste de uma resina nano cerâmica (RN) submetida a diferentes tratamentos de superfície em um ensaio de desgaste oral utilizando diferentes antagonistas, através de um teste de desgaste oral. A metodologia foi realizada em três etapas: confecção dos corpos de prova (CPs), teste de desgaste e análises. Foram produzidos 72 CPs da RN e divididos de acordo com o tratamento de superfície ($n = 24$): CAD – abrasão com lixas para simular CAD/CAM; POL – polimento com Sof-Lex; GLA – aplicação de uma resina fluida (Optiglaze). Os CPs foram subdivididos de acordo com o antagonista do ensaio de desgaste ($n=12$): (C) cerâmica e (R) resina composta. O teste de desgaste foi realizado em um simulador de mastigação em água a 37°C, 49 N, deslizamento de 1 mm, 2 Hz, por 50.000 ciclos. A rugosidade superficial dos CPs foi avaliada com rugosímetro de contato. Foram obtidas imagens das facetas de desgaste utilizando estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os dados de rugosidade e diâmetro da faceta do antagonista foram analisados com Kruskal-Wallis e teste de comparação de Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$). Os dados de comprimento (mm) e largura (mm) das facetas foram analisados com ANOVA de dois fatores e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Para os parâmetros de rugosidade superficial houve diferença estatística entre os tratamentos de superfície ($p<0,001$), sendo que CAD obteve os maiores valores. Para o comprimento e a largura da faceta de desgaste dos CPs, houve significância estatística para o fator tratamento de superfície ($p<0,001$), para o fator antagonista ($p<0,050$) e para a interação entre fatores ($p=0,001$). O antagonista R apresentou maior área de desgaste quando testado contra o grupo CAD, seguido pelos grupos POL e GLA. O antagonista C apresentou maior área de desgaste para os grupos CAD e POL, e menor para GLA. Concluiu-se que o tipo de tratamento de superfície e antagonista afetam o padrão de desgaste da RN.

Palavras-chave: Desgaste. Resina nano cerâmica. Tratamento de superfície. Antagonista.

ABSTRACT

The wear of materials is extremely important for all areas, covering several areas from engineering to health. In dentistry, tooth wear is natural for humans, but this directly affects function and aesthetics. With the advancement of technology, more and more varieties of dental restorative materials are available, such as resin nano ceramic, and it is essential to understand their wear mechanisms. The objective of this dissertation was to investigate the effect of the surface treatment on the wear behavior of a resin nano ceramic (RN) subjected to a wear test using different antagonists. The methodology was carried out in three stages: specimens' preparation, wear testing and analysis. 72 RN specimens were produced and divided according to surface treatment (n = 24): CAD – abrasion with silicon carbide paper to simulate CAD/CAM; POL – polishing with Sof-Lex; GLA – application of a low viscosity resin (Optiglaze). Specimens were subdivided according to the wear test antagonist (n=12): (C) ceramic and (R) resin composite. The wear test was performed in a chewing simulator in water at 37°C, 49 N, 1 mm sliding, 2 Hz, for 50,000 cycles. The surface roughness of the specimens was evaluated with a contact roughness meter. Images of the wear scars were obtained using a stereomicroscope and scanning electron microscope (SEM). Roughness and antagonist wear scar area were analyzed with Kruskal-Wallis and Student-Newman-Keuls test ($\alpha = 0.05$). The length (mm) and width (mm) of the specimens wear scar were analyzed with two-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). For the surface roughness parameters, there was a statistical difference between the surface treatments ($p < 0.001$), with CAD obtaining the highest values. For the length and width of the specimen wear scar, there was statistical significance for the factor surface treatment ($p < 0.001$), for the factor antagonist ($p < 0.050$), and for the interaction between factors ($p = 0.001$). The R antagonist showed the largest wear area when tested against the CAD group, followed by the POL and GLA groups. Antagonist C showed a larger wear area for CAD and POL groups, and smaller for GLA. It was concluded that the type of surface treatment and antagonist affect the wear pattern of the RN.

Keywords: Wear. Nano ceramic resin. Surface treatment. Antagonist.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Mecanismos de desgaste e seus movimentos.....	16
Figura 2 – Microestrutura da resina nano cerâmica Lava Ultimate	23
Figura 3 – Fluxograma das etapas e condições realizadas durante o estudo	29
Figura 3 – Bloco de RN sendo cortado em cortadeira sob refrigeração.....	31
Figura 4 – Análise com rugosímetro.	31
Figura 5 – Polimento com borracha espiral Sof-lex fina (bege).	32
Figura 6 – Polimento com borracha espiral Sof-lex super fina (rosa).....	33
Figura 7 – Amostra pintada com caneta marca texto antes do jateamento.....	34
Figura 8 – Distância de 1 cm da ponta do jateador até a amostra.	34
Figura 9 – Aplicação da resina fluída (Optiglaze, CG) sobre a superfície da RN.....	34
Figura 10 – Fotopolimerização com Valo Cordless durante 20 s.....	35
Figura 11 – Ajuste da distância entre os CPs e os pistões com o auxílio de um calibre de folga, calibrado em 00,5 mm.	36
Figura 12– Máquina de desgaste com CPs e antagonistas posicionados, teste em andamento.	36
Figura 13 – Boxplot com os dados de área (mm^2) da faceta de desgaste dos antagonistas. Letras iguais indicam grupos estatisticamente semelhantes ($p>0,05$).....	41
Figura 14 – Imagem das facetas de desgaste dos CPs após o teste de desgaste, ampliação de 500 μm , as setas indicam a direção do deslocamento do antagonista.....	42
Figura 15 – Análise de EDS mostrando a composição química da área externa e interna da faceta de desgaste de um CP do grupo POL-R.....	43
Figura 16 – Análise de EDS mostrando a composição da área externa e interna da faceta de desgaste de um CP do grupo GLA-C.	44
Figura 17 – Boxplot com os dados de volume (μm^3) da faceta de desgaste dos CPs	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Métodos de desgaste de dois/três corpos e simuladores de desgaste.....	19
Tabela 2 – Número de corpos-de-prova de acordo com o tratamento de superfície e antagonista.....	30
Tabela 3 – Valores de mediana e intervalo interquartil (IQ) dos parâmetros de rugosidade Ra, Rz e Rq para os grupos experimentais.	39

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C	Cerâmica
CAD	Desenho Assistido por Computador
CAM	Manufatura Assistida por Computador
CP	Corpo de Prova
FI	Resina Composta Direta
GLA	Glaze
ISO	Organização Internacional de Normalização
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
POL	Polimento
R	Resina
RN	Resina Nano Cerâmica
UV	Ultravioleta

LISTA DE SÍMBOLOS

GPa	Unidade de força, Giga Pascal
Hv	Dureza Vickers
Hz	Frequência em Hertz
mm/s	Velocidade em milímetros por segundo
mm	Unidade de distância em milímetros
MPa	Unidade de força, Mega Pascal
N	Unidade de medida de força, Newton
nm	Nanômetros
s	Tempo em segundos
μm	Micrometros
°C	Temperatura em graus Celsius
%	Porcentagem, taxa percentual
°	Ângulo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	OBJETIVOS	13
1.1.1	Objetivo Geral	13
1.1.2	Objetivos Específicos	13
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
2.1	TIPOS DE DESGASTE E SEUS MECANISMOS	15
2.2	AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DO DESGASTE	18
2.2.1	Avaliação clínica	18
2.2.2	Avaliação laboratorial	18
2.3	MATERIAIS RESTAURADORES: RESINA NANOCERÂMICA	22
2.4	TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE	25
3	METODOLOGIA	29
3.1	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	29
3.2	CONFECCÃO DOS CORPOS-DE-PROVA	30
3.3	TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE	32
3.4	ENSAIO DE DESGASTE	35
3.5	ANÁLISES	36
3.5.1	Rugosidade	36
3.5.2	Área das facetas de desgaste	37
3.5.3	Volume das facetas de desgaste	37
3.5.4	Análise qualitativa das facetas de desgaste	37
4	RESULTADOS	39
4.1	RUGOSIDADE SUPERFICIAL	39
4.2	ANÁLISE DAS FACETAS DE DESGASTE	39
5	DISCUSSÃO	46
6	CONCLUSÕES	50
	REFERÊNCIAS	51

1 INTRODUÇÃO

O desgaste é a perda de material de uma determinada superfície através de determinadas condições operacionais (HEINTZE; FORJANIC, 2005). Os tecidos duros (esmalte) ficam sujeitos ao desgaste na cavidade oral, principalmente quando em contato com o dente antagonista. O mesmo ocorre nas restaurações dentárias, estando sujeitas ao desgaste desde o primeiro momento em que são inseridas na cavidade oral (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

A perda de material restaurador, junto com o aumento da rugosidade superficial, pode introduzir defeitos na superfície ocasionando em falhas clínicas (ARAVIND *et al.*, 2013). Existem diferentes mecanismos de desgaste que atuam nos dentes e materiais restauradores, sendo os principais: atrição (deslizamento de corpos), abrasão (partículas abrasivas em contato com a superfície) erosão (dissolução dos tecidos mineralizados através da ação de substâncias ácidas) (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

Existem diversas opções de materiais restauradores odontológicos, variando entre metais, cerâmicas e polímeros (resinas compostas). Entre as diversas opções disponíveis, destaca-se a resina nano cerâmica (RN) - Lava Ultimate, 3M Dental Care (SILVA, 2016). A RN é comercializada na forma de blocos pré-fabricados para usinagem através da tecnologia CAD/CAM, sendo assim é fundamental conhecer seu comportamento e os mecanismos que levam ao desgaste para garantir uma maior longevidade clínica (CORREIA *et al.*, 2006).

A Lava Ultimate possui algumas características como: alta resistência à flexão e ao desgaste; menor desgaste do esmalte antagonista comparado com as cerâmicas; alta retenção de brilho e de polimento; rápida fresagem e bom acabamento de margens; alta resistência à flexão (200 MPa); elevada resistência ao manchamento. As suas aplicações sugeridas pelo fabricante são em: onlays, inlays, facetas e coroa total (3M, 2021).

A RN apresenta valores de resistência a flexão de 201 MPa, módulo de Weibull de 10 e micro dureza Vickers de 115 HV. Quando cimentada com cimento resinoso sobre um substrato análogo à dentina sua carga de fratura é de 5530 N (NOGUEIRA *et al.*, 2020). Apresenta um módulo de elasticidade de 12,7 GPa, o que ajuda a dissipar a energia mecânica e assim reduzir a intensidade do estresse em defeitos críticos (BELLI *et al.*, 2017).

O sucesso clínico de restaurações também depende de tratamentos de superfícies adequados, conforme protocolos desenvolvidos pelos próprios fabricantes. Esses protocolos podem ser compostos por pontas de silicone, pastas diamantadas, discos e aplicações de glaze (KARA *et al.*, 2021). Caso o material restaurador não apresente um acabamento superficial

adequado pode favorecer a retenção de biofilme, caso esse material esteja próximo a área gengival pode levar a inflamação do tecido periodontal, sendo um efeito negativo a qualidade de vida do paciente. As restaurações devem apresentar superfícies lisas para garantir melhor prognóstico clínico (KILINC; TURGURT, 2018).

O uso de diferentes tratamentos de superfície são de extrema importância para diminuir a rugosidade dos materiais restauradores. Tratamentos de superfícies adequados contribuem para uma diminuição de irregularidades na superfície e assim deixam a superfície mais lisa, diminuindo o risco de fratura dos materiais, já que reduzem os defeitos de superfície e limitam o início e a propagação de micro-trincas. Além disso, na cavidade oral, os materiais restauradores podem estar em contato com diferentes tipos de antagonistas (ex: esmalte do dente humano, restaurações de cerâmica, resina composta ou metal), os quais interferem diretamente no seu comportamento de desgaste, podendo aumentar ou diminuir sua resistência ao desgaste (FISCHER; SCHAFER; MARX, 2003).

O desgaste está diretamente ligado as características de superfície e integridade estrutural das restaurações, por isso é essencial conhecer os novos materiais restauradores e caracterizar seus comportamentos de desgaste oral. E conhecendo seus comportamentos é possível diminuí-los ou até mesmo inibi-los, garantindo assim maior longevidade clínica.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo foi investigar o comportamento do desgaste de uma resina nano cerâmica (RN) indicada para restaurações dentárias submetida a diferentes tratamentos de superfície e avaliada contra diferentes antagonistas, através de um teste de desgaste oral.

1.1.2 Objetivos Específicos

- a) Avaliar o efeito do tipo de tratamento de superfície na rugosidade de superfície da RN;
- b) Avaliar o efeito do tipo de tratamento de superfície e tipo de antagonista no tamanho (largura e comprimento) da faceta de desgaste da RN;
- c) Avaliar o efeito do tipo de tratamento de superfície e tipo de antagonista no volume da faceta de desgaste da RN;

- d) Investigar o efeito do tipo de tratamento de superfície da RN no diâmetro da faceta de desgaste do antagonista.

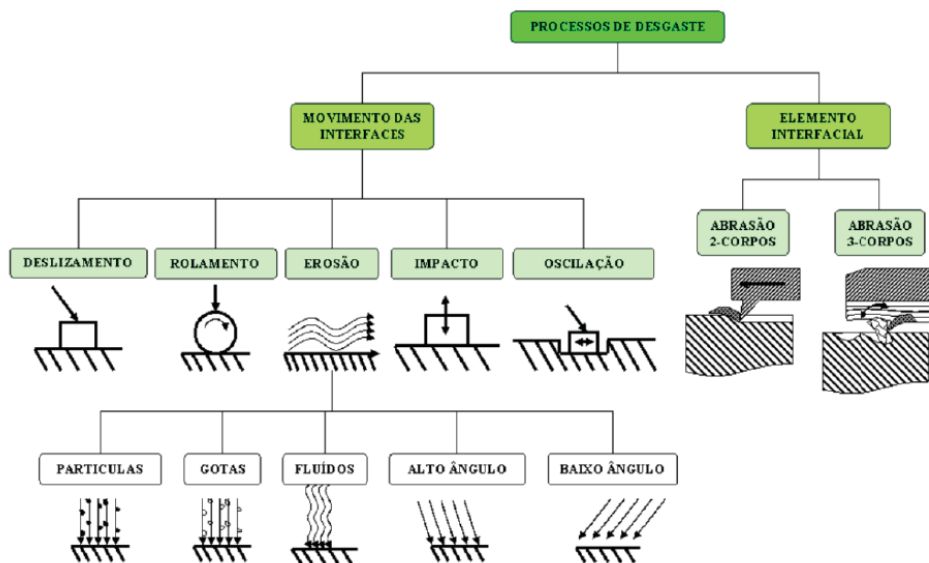
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 TIPOS DE DESGASTE E SEUS MECANISMOS

O desgaste é definido como a perda de material de uma superfície sob determinadas condições operacionais (HEINTZE; FORJANIC, 2005). Os tecidos dentais duros (esmalte) estão sujeitos ao desgaste na cavidade oral, especialmente quando entram em contato com dente antagonista. O mesmo ocorre com as restaurações dentárias, as quais estão sujeitas ao processo de desgaste desde o primeiro momento em que são inseridas na cavidade oral (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019). Esta perda de material restaurador e/ou estrutura dental, juntamente com o aumento da rugosidade superficial, podem introduzir defeitos na superfície e resultar em falhas clínicas (ARAVIND *et al.*, 2013).

Existem diferentes mecanismos de desgaste que atuam nos dentes e materiais restauradores, Figura 1. Os principais mecanismos são: a atrição, que ocorre quando os dentes entram em contato um com o outro, ou com as restaurações, sem a presença de um terceiro meio entre eles (desgaste de dois corpos); a abrasão, que ocorre através da mastigação de alimentos e escovação dos dentes com escova e pasta de dente, resultando em desgaste de três corpos; e a erosão, que ocorre por fenômenos químicos. Também pode-se encontrar, clinicamente, o desgaste adesivo, que ocorre quando duas superfícies sólidas deslizam uma sobre a outra sob pressão, e o desgaste por fadiga, onde ocorre o lascamento de grandes porções dos tecidos dentais duros ou materiais restauradores. Uma manifestação clínica do desgaste por fadiga são as lesões de abfração localizadas na parte cervical do dente decorrentes de altas cargas oclusais (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

Figura 1 – Mecanismos de desgaste e seus movimentos



Fonte: Adaptado de Edison Gustavo Cueva Galárraga.

A atrição é um desgaste decorrente do deslizamento de dois corpos, dente com dente ou dente com restauração, podendo ser funcional ou para funcional (como por exemplo causado pelo bruxismo), o qual ocorre em superfícies oclusais e incisais. Este tipo de desgaste se manifesta clinicamente através de dentes com facetas polidas e brilhantes e de grande desgaste. Geralmente são observados sintomas como hipertrofia do masseter, desconforto, fadiga e/ou dor muscular na mastigação. A atrição severa pode levar a uma exposição dentária e conseqüentemente a perda de dimensão vertical (HATTAB; YASSIN, 2000; CARRA; HUYNH; LAVIGNE, 2012).

O desgaste abrasivo é resultante da interação de partículas abrasivas com a superfície dental, podendo ser impulsionado pelo movimento mastigatório. A manifestação clínica depende das propriedades mecânicas e características físicas do agente abrasivo, da superfície dental ou restauradora que está sendo desgastada e do tipo de movimento das partículas. Um exemplo clássico do desgaste abrasivo é o desgaste dental cervical decorrente da escovação, quando ocorre com uma alta carga aplicada horizontalmente, a qual é realizada com dentifício abrasivo (HATTAB; YASSIN, 2000).

O desgaste erosivo é resultante da dissolução dos tecidos mineralizados através da ação de substâncias ácidas endógenas ou exógenas. Essas substâncias ácidas podem derivar de alimentos ácidos, ácido gástrico, ou ainda de fontes externas da cavidade oral, como poluentes ácidos presentes no ar emitidos por indústrias (LUSSI; JAEGGI, 2008; CARVALHO *et al.*, 2015). Este tipo de desgaste pode atingir o esmalte do dente, ficando mais delgado e brilhante,

ou a dentina, ficando com áreas côncavas nas pontas de cúspides e bordas incisais (HATTAB; YASSIN, 2000). Para poder descrever melhor esse fenômeno, foi sugerido que o termo erosivo fosse substituído por corrosivo, pois o seu mecanismo é através da dissolução química (ZHOU; ZHENG, 2008; GRIPPO; SIMRING; SCHREINER, 2004).

A saliva funciona como um lubrificante no processo de desgaste, diminuindo o atrito e, conseqüentemente, o desgaste. Os mucopolissacarídeos e as glicoproteínas são os principais lubrificantes da saliva. A junção de substâncias ácidas e altas cargas resultam em uma taxa de desgaste que será acelerada drasticamente (LUSSI; JAEGGI, 2008; CARVALHO *et al.*, 2015). Todos esses mecanismos envolvem a biomecânica do sistema estomatognático, onde os dentes da parte superior são fixados ao crânio e os da parte inferior na mandíbula, sendo estes móveis em três direções: lateral, frontal e vertical, com isso ele possuem algo grau de flexibilidade de movimento. Os dentes entram em contato uns com os outros durante os atos de alimentação, mastigação, engolir, falar e bocejar (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019). Outros tipos de contatos podem ocorrer por hábitos para funcionais ou patológicos como, por exemplo, o bruxismo (ATTANASIO, 1997).

O bruxismo é o termo utilizado para a ação de ranger os dentes sem comida, ocorrendo inconscientemente durante a noite por curtos períodos de tempo (30 s/h a 60 s/h) (BABA; CLARK; WATANABE; OHYAMA, 2003). Os pacientes que sofrem de bruxismo apresentam altas forças de mordida durante o ranger dos dentes, no entanto essas forças não aparentam serem diferentes quando comparadas com pacientes que não apresentam bruxismo (NISHIGAWA; BANDO; NAKANO, 2001; COSME *et al.*, 2005). Em alguns casos, o bruxismo leva a hipertrofia dos músculos mastigatórios e a um desgaste considerável dos dentes, podendo deixar a dentina exposta. O número de pessoas com algum nível de bruxismo aumentou significativamente nas últimas três décadas (GRANADA; HICKS, 2003). Estudos relatam que a prevalência de bruxismo em países industrializados é de 20%, sendo o estresse o fator etiológico mais importante (KULIS; TURP, 2008). O desgaste dental também ocorre pelo ato de fumar cachimbo, mastigar lápis e/ou palito de dente e roer unhas (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

O processo biomecânico de mastigação é controlado por zonas de gatilho no cérebro, os quais derivam e envolvem múltiplos mecanismos de *feedback* (SCHINDLER; STENGEL; SPIESS, 1998). A força mastigatória depende da textura da comida e do local onde a mastigação ocorre na cavidade oral. Pressões mais altas e forças superiores são exercidos na região posterior ao moer alimentos duros. A magnitude da força da mordida ocorre na faixa de 10 N a 20 N, na fase inicial da mordida, e aumenta para 100 N a 140 N nos molares e 25 N a 45 N nos

incisivos ao final do ciclo mastigatório (KOHYAMA *et al.*, 2004). O tempo do ciclo é de aproximadamente 0,8 s, enquanto a duração média da oclusão é entre 0,4 s a 0,6 s, a distância do deslizamento inferior é de 1 mm com velocidade de 0,25 mm/s a 0,5 mm/s (SCHINDLER; STENGEL; SPIESS, 1998; KOHYAMA *et al.*, 2004; GIBBS *et al.*, 1981). O contato direto com o dente antagonista dura de 15 min/dia a 20 min/dia, a frequência média de mastigação é de 1,6 Hz com cerca de 300 ciclos por refeição (PO, 2011).

2.2 AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DO DESGASTE

2.2.1 Avaliação clínica

Para quantificar o desgaste clínico são utilizados sensores mecânicos ou eletro-ópticos. No entanto, é necessário obter moldagens e modelos físicos da cavidade oral, logo, a qualidade das moldagens é crucial para a precisão das medidas. Sistemas que utilizam tecnologia óptica apresentam vantagens sobre os mecânicos (HEINTZE *et al.*, 2006; WULFMAN; KOENIG; MAINJOT, 2018).

Para evitar a confecção de moldagens e modelos (réplicas), uma opção é utilizar escâneres intraorais para realizar as medidas de desgaste. Porém, esses escâneres e softwares foram projetados para a fabricação de restaurações de cerâmica ou polímero com a tecnologia CAD/CAM e nem sempre são apropriados para medir o desgaste (HARTKAMP, O.; LOHBAUER; REICH, 2017; HARTKAMP *et al.*, 2017). No entanto, alguns escâneres já são capazes de fornecer resultados precisos, os quais podem ser comparados a sistemas que utilizam réplicas para as quantificações de desgaste (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

2.2.2 Avaliação laboratorial

Em 2001, foi publicada uma norma técnica ISO com orientações para testes de desgaste, o qual descreveu 8 diferentes métodos de teste de desgaste de dois e/ou três corpos (ISO, 2001) (Tabela 1). A grande vantagem das normas é que os métodos são descritos e padronizados, assim podem ser reproduzidos de modo relativamente fácil em laboratórios. Porém, essas recomendações nem sempre são científicas e robustas, sendo que muitas vezes faltam evidências de correlação entre os resultados dos diferentes testes e os fenômenos clínicos (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

Tabela 1 – Métodos de desgaste de dois/três corpos e simuladores de desgaste

Método	Propriedade	Simulador (força atuador)	Movimento	Força
OHSU abrasão	Abrasão três corpos	Prototec (eletromagnético)	Impacto + deslizante	20 N
Alabama generalizado		Alabama (mola)	Impacto + deslizante	75 N
ACTA		ACTA (mola)	Deslizante	15 N
OHSU atrito	Atrito Contato/dois corpos Fadiga/dano de subsuperfície	Prototec (eletromagnético)	Impacto + deslizante	70 N
Alabama localizado		Alabama (mola)	Impacto + deslizante	75 N
Método Ivoclar (pin-on-block)		Willytec (pesos conduzidos por motor) qualificado por máquina	Impacto + deslizante (baixa excursão)	80 N
Método Munich (pin-on-block)		Willytec (pesos conduzidos por motor) qualificado por máquina	Deslizante (longa excursão)	50 N
Minnesota		MTS (Servo-hidráulico) quantificada máquina	Deslizante	13,35 N
DIN (pin-on-disc)		Máquina de <i>pin-on-disk</i>	Deslizante	8-10 MPa
Zurique		Simulador Zurique CoCom (Eletromagnético)	Impacto (+ deslizante)	49 N
Freiburg (pin-on-disc)		Máquina de <i>pin-on-disk</i>	Deslizante	8 MPa
Newcastle (pin-on-disc)		Máquina de <i>pin-on-disk</i>	Deslizante	15 N
BIOMAT		BIOMAT simulador (cam + peso)	Impacto + deslizante	20 MPa (225 N)
NBS (pin-on-disc)	Peso	Rotação deslizamento	10 MPa	

Fonte: Adaptado de Heintze; Reichl; Hickel, 2019.

Os diferentes métodos de teste de dois e três corpos variam de acordo com uma série de aspectos, como: carga, número de ciclos, frequência de ciclos, meio abrasivo, tipos de atuador de força, movimento deslizante, entre outros. A qualificação e validação são pré-requisitos indispensáveis para o teste ser um teste padrão de laboratório (DIRECÇÃO EUROPEIA PARA QUALIDADE NA MEDICINA E MATERIAIS DENTÁRIOS, 2011). Os equipamentos de teste devem operar dentro dos limites aceitáveis e reprodutíveis e tolerâncias para gerar resultados que possam ser replicados (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

Para que um dispositivo possa ser utilizado para testar o desgaste de materiais dentários ele deve seguir os seguintes requisitos: impulsos de força devem ser reproduzíveis e ajustável na faixa de 20 N a 150 N; um movimento lateral do antagonista deve ser integrado no sistema para poder testar o material em micro fadiga; a água deve ser renovada continuamente para remover partículas de desgaste da interface entre antagonista e material; todos movimentos devem ser controlados por computador e ajustáveis. Uma máquina qualificada deve usar eixos de movimento vertical e horizontal (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

Em seu estudo Mormann *et al.* (2013), utilizaram um simulador de mastigação controlado por computador com uma carga oclusal de 49 N e 1,67 Hz e ciclagem térmica entre 5 °C e 50 °C a cada 120 s. Foram utilizadas como antagonistas cúspides mesio-vestibulares de dentes humanos (primeiro molar superior). Após o ensaio, alguns corpos-de-prova foram selecionados para a caracterização qualitativa do desgaste em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Já a análise quantitativa do desgaste de dois corpos nos corpos-de-prova e seus antagonistas foi realizado antes e após o ensaio em um equipamento de análise de superfície 3D. A perda de material (profundidade máxima de desgaste) foi calculada sobrepondo e subtraindo as imagens dos corpos-de-prova antes e após o ensaio.

No estudo realizado por Wendler *et al.* (2020), o ensaio de desgaste de dois corpos foi realizado em um simulador de mastigação eletrodinâmico utilizando um antagonista esférico de zircônia do tipo 3Y-TZP ($r = 3,18$ mm), carga de 200 N e frequência de 1,5 – 2,0 Hz em água destilada. O corpo-de-prova foi posicionado no equipamento com inclinação de 30° e o antagonista aplicou a carga em sentido vertical, deslizando pela superfície do mesmo.

2.2.2.1 Fatores que influenciam o desgaste

Existem diversos fatores que influenciam o desgaste, os quais devem ser controlados e padronizados. O primeiro deles é a rugosidade da superfície da amostra, que deve ser

padronizada para poder realizar o desgaste, embora sua influência pareça ser pequena a longo prazo (TURSSI; FERRACANE; SERRA, 2005).

O desvio-padrão expressa a dispersão dos resultados e auxilia na definição do tamanho amostral. Essa variabilidade dos resultados reflete principalmente na qualidade do dispositivo de teste de desgaste, quanto mais robusto o dispositivo for construído e os parâmetros de teste mais confiáveis menor será a variabilidade (HEINTZE, 2006).

Carga mais altas, na maioria dos casos, produzem mais desgaste. Porém essa pareça não ser uma relação linear, pois pode ocorrer que até um certo limite seja alcançado e o aumento da carga não irá mais resultar em um aumento no desgaste (HEINTZE, 2006; FERRACANE; MUSANJE, 2003)

O tipo do material a ser utilizado como antagonista é outro fator que influencia no desgaste e deve ser padronizado. O esmalte seria o material mais adequado devido a sua relevância fisiológica, porém não é possível padronizar a composição de um substrato biológico, e os dentes extraídos são de difícil obtenção. A vitro-cerâmica reforçada com leucita se mostrou um material adequado para esse propósito, gerando uma taxa de desgaste semelhante ao de um antagonista de esmalte do mesmo formato (HEINZE *et al*, 2006).

A forma do antagonista também influencia, um antagonista pontiagudo produz mais desgaste do que um antagonista esférico, já que o último possui maior área de contato com o material, produzindo menor estresse de fadiga no material a ser testado (KUNZELMANN, 1998; KREJCI; LUTZ; ZEDLER, 1992; CONDON; FERRACANE, 2003).

O deslizamento do antagonista é um componente essencial para a realização do teste de desgaste, com a finalidade de submeter o material em micro fadiga (MCKINNEY; WU, 1982). A velocidade de descida e de levantamento do antagonista também interfere, a velocidade com que o antagonista atinge a superfície do corpo-de-prova cria um impulso de força, que varia de acordo com a velocidade. Em casos em que são utilizados pesos para exercer força, a força gerada é o produto do peso e a velocidade de descida ($F = m * a$, N). Outra variável a ser considerada é o tempo que a força é exercida, a força impulso é o produto da força aplicada e o tempo de aplicação ($F = F * t$, Ns) (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

Os lubrificantes, como saliva artificial, reduzem o desgaste à medida em que se diminui o coeficiente de atrito, como já mencionado anteriormente a renovação constante da água remove as partículas de desgaste que poderiam atuar como meio abrasivo (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

O desgaste aumenta com o aumento do número de ciclos, a maioria dos métodos de teste de desgaste *in vitro* apresenta uma fase inicial com aumento acentuado e posteriormente

um achatamento da curva, devido ao aumento da área exposta às forças de desgaste (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

O meio abrasivo, meio intermediário, pode reduzir ou aumentar o desgaste, quando comparado com a água (CONDON; FERRACANE, 1997). A composição e tipo de meio abrasivo afetam a taxa de desgaste (SCHNABEL; KUNZELMANN; HICKEL, 1995; ROSENTRITT *et al.*, 2002).

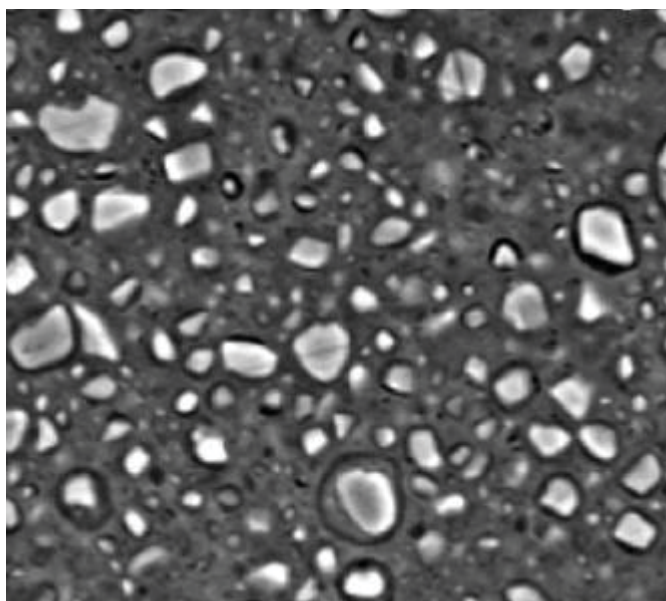
A simulação de desgaste deve seguir princípios físicos. A simulação de desgaste deve imitar fenômenos tribológicos, os quais ocorrem na boca, de uma maneira padronizada (HEINTZE; ZELLWEGER; ZAPPIN, 2007).

Um método de desgaste não deve ser válido apenas internamente, o que significa que os resultados do mesmo material testado em dois pontos diferentes são semelhantes. O método de desgaste também deve ser válido externamente e correlacionar com resultados obtidos *in vivo*. Dados clínicos de desgaste de materiais restauradores foram utilizados para correlacionar com os resultados de desgaste laboratorial. A correlação com o método OHSU, abrasão, foi moderada; o método ACTA praticamente não teve correlação; para os métodos de Alabama, Ivoclar, Munich e Zurich a correlação foi fraca (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019).

2.3 MATERIAIS RESTAURADORES: RESINA NANOCERÂMICA

Existem várias opções de materiais restauradores odontológicos para reabilitar pacientes com perda de estrutura dental ou desgaste severo, variando entre metais, cerâmicas e polímeros (resinas compostas). Entre as opções disponíveis, destaca-se a resina nano cerâmica (RN) para CAD/CAM Lava Ultimate, que foi introduzida no mercado pela empresa 3M Dental Care. A RN é constituída por partículas de sílica de 20 nanômetros (nm), partículas de zircônia de 4 nm a 11 nm, e nano aglomerados de partículas de sílica e zircônia incorporados em uma matriz elevadamente polimerizada através de tratamento térmico adicional, apresentando aproximadamente 80% de carga inorgânica (Figura 2) (NOGUEIRA *et al.*, 2020).

Figura 2 – Microestrutura da resina nano cerâmica Lava Ultimate



Fonte: Audrea Nogueira, 2020.

O uso de nano partículas e nano aglomerados confere melhor polimento e resistência ao desgaste, contribuindo para a redução dos espaços intersticiais, aumentando a densidade da partícula, diminuindo a absorção de água e bloqueando a propagação de trincas (ORNAGHI *et al.*, 2012). A polimerização térmica adicional diminui a quantidade total de defeitos e porosidades, e confere maior resistência à fadiga quando comparado com as resinas compostas de polimerização convencional (SHAH; FERRACANE; KRUZIC, 2009; WENDLER *et al.*, 2018).

A RN é comercializada na forma de blocos pré-fabricados para usinagem com a tecnologia CAD/CAM (*Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing*). O sistema CAD/CAM tem sido amplamente utilizado na odontologia para a produção de restaurações indiretas. O sistema operacional se baseia em três componentes primordiais: sistema de captação de imagens da cavidade oral (*scanning*), software de desenho da restauração (CAD) e sistema de usinagem da prótese final (CAM) (CORREIA *et al.*, 2006). Após a usinagem, as restaurações de RN são polidas com pasta diamantada e escovas de feltro, e não necessitam de procedimentos de cristalização ou glaze. Uma outra vantagem é o fácil reparo e caracterização destas restaurações (LIMA, 2016).

Segundo o fabricante, este material apresenta algumas características, como: alta resistência à flexão e ao desgaste; menor desgaste do esmalte antagonista comparado com as cerâmicas; alta retenção de brilho e de polimento; rápida fresagem em CAD/CAM e bom acabamento de margens; alta resistência à flexão (200 MPa); elevada resistência ao

manchamento. As aplicações sugeridas pelo fabricante são em: onlays, inlays, facetas e coroa total (3M, 2021). A RN apresenta valores de resistência a flexão de 201 MPa, módulo de Weibull de 10 e micro dureza Vickers de 115 HV. Quando cimentada com cimento resinoso sobre um substrato análogo à dentina sua carga de fratura é de 5530 N (NOGUEIRA *et al.*, 2020). Apresenta um módulo de elasticidade de 12,7 GPa, o que ajuda a dissipar as tensões e assim reduzir a intensidade do estresse em defeitos críticos (BELLI *et al.*, 2017).

No estudo realizado por Mormann *et al.* (2013) foi verificado que a RN e uma resina composta direta (FI) não diferem significativamente em nenhum aspecto da análise de desgaste de dois corpos. Isso indica que as propriedades físicas das resinas compostas não foram melhoradas de forma significativa pela fabricação na forma de blocos para CAD/CAM (TINSCHERT *et al.*, 2000). Porém, uma análise cuidadosa na superfície de contato, mostrou que a RN apresenta trincas muito finas. Valores de brilho um pouco maiores para a RN podem ser um indicativo da superfície menos densa da resina composta direta quando comparada com os materiais de bloco de CAD/CAM. O comportamento de desgaste do nano compósito não apresenta nenhum problema (MORMANN *et al.*, 2013). Entretanto, seu baixo módulo de elasticidade pode contribuir para o desgaste das coroas após algum tempo de uso clínico (KELLY, 2011; VANOOBEEK *et al.*, 2010).

Já no estudo realizado por Wendler *et al.* (2020), a RN apresentou um desgaste inicial menor, quando comparado com um material híbrido (Vita Enamic). A RN obteve perda volumétrica e profundidade da faceta de desgaste estatisticamente semelhantes à vitro-cerâmica nos dois primeiros intervalos de tempo avaliados (10^2 e 10^3 ciclos). A RN apresentou valores iniciais baixos, porém, ao final do ensaio, foi o material que apresentou a maior taxa de desgaste. O alto conteúdo de carga, até 80% em peso, de sílica coloidal e partículas esféricas de ZrO_2 nano métricas dispersas e aglomeradas na microestrutura da RN fazem com que ocorra um aumento na dureza inicialmente e uma exposição reduzida da matriz de resina ao antagonista (BELLI *et al.*, 2017; LAWSON; BURGESS, 2015; GAN *et al.*, 2012), explicando a menor taxa de desgaste observada durante os primeiros ciclos. O benefício de se utilizar nano partículas e nano aglomerados em um compósito de resina é a maior retenção de polimento e de brilho a longo prazo, quando comparado com um material híbrido convencional. Após o desgaste os nano aglomerados se quebram em pequenos fragmentos, ao invés de partículas grandes (CURTIS *et al.*, 2009). Porém, a medida que a matriz de resina começa a sofrer o desgaste, ocorre a perda das partículas da superfície, levando ao aumento no desgaste como consequência da ação abrasiva dessas partículas na superfície do material. A ausência de trincas dentro da faceta de desgaste e na sub superfície do material sugere que o desgaste abrasivo,

especificamente abrasão em três corpos, é o mecanismo dominante na RN (WENDLER *et al.*, 2020).

2.4 TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE

Na odontologia, novas técnicas são desenvolvidas constantemente para atender as necessidades estéticas e funcionais dos pacientes. Através de modificações na composição e microestrutura de materiais restauradores, obteve-se materiais de maior durabilidade e biocompatibilidade apresentando aspecto natural, boa resistência mecânica e características ópticas. Entretanto, o sucesso clínico das restaurações também depende de tratamentos de superfície adequados, conforme protocolos desenvolvidos pelos próprios fabricantes. Esses protocolos podem ser compostos por pontas de silicone, pastas diamantadas, discos e aplicações de glaze (KARA *et al.*, 2021).

Se o material restaurador não apresentar um acabamento superficial adequado pode ocasionar a retenção de biofilme, se esse material estiver próximo a área gengival pode levar a inflamação do tecido periodontal, sendo esse um efeito negativo a qualidade de vida do paciente. As restaurações devem apresentar superfícies lisas para garantir melhor prognóstico clínico (KILINC; TURGURT, 2018).

Realizou-se um estudo *in vitro* com o propósito de medir a rugosidade da superfície de materiais para CAD/CAM, os quais eram compostos por cerâmica e polímero (materiais resilientes), submetidos a diferentes protocolos de polimento. Os materiais foram polidos por três sistemas: polidores aspirais (Diacomp Feather Lite/Brasseler), pontas de polimento de silicone (Enhance/Dentsply Caulk) e escova Robinson com pasta de polimento diamantada (Diashine/VH Technologies). A rugosidade foi determinada utilizando um microscópio confocal a laser. Diferenças significativas de rugosidade superficial inicial foram observadas para os diferentes materiais, ainda que todos corpos-de-prova tenham sido produzidos através da usinagem em CAD/CAM. Isso ocorreu devido ao fato de que os diferentes materiais híbridos e as resinas nano cerâmicas apresentam microestrutura distinta, o que afeta o padrão de superfície produzidos pelo desgaste com as brocas de CAD/CAM. Todas as técnicas de polimento empregadas, resultaram em superfícies mais suaves quando comparadas com as superfícies iniciais para todos materiais. Pontas de polimento de silicone forneceram diferença estatisticamente significativa na rugosidade superficial para a RN, em comparação com os demais. Não houve diferença significativa entre polidores espirais e escova Robinson com pasta de polimento para RN e o compósito Cerasmart (SIDDANNA *et al.*; 2021).

No estudo realizado por Ludovichetti *et al.* (2019), foi avaliada a rugosidade superficial e a carga de fratura de diferentes materiais para CAD/CAM cimentados e submetidos a procedimentos de desgaste e polimento. Os materiais utilizados foram a RN, um material híbrido (Vita Enamic) e duas vitro-cerâmicas (Vita Suprinity e IPS e.max CAD). A avaliação da rugosidade foi realizada após polimento utilizando lixas de carbetto de silício (RN e Vita Enamic) ou aplicação de glaze (IPS e.max CAD e Vita Suprinity), após desgaste em instrumento rotatório diamantado com granulação de 30 µm e após desgaste e polimento com kit de polimento. Para o teste de carga de fratura foi utilizado um modelo simplificado de três camadas composto por um disco de material restaurador, um disco de resina epóxi simulando a dentina e um anel de aço. Metade dos corpos-de-prova foram submetidos a envelhecimento mecânico por 1×10^6 ciclos. Todos foram testados com carga compressiva até a falha. Para os materiais RN e Vita Enamic, o polimento proporcionou menor rugosidade. Os dados obtidos no teste de carga de fratura mostraram que os três fatores e suas interações foram significativos estatisticamente. O tratamento de superfície não influenciou a carga de fratura dos materiais, com exceção do IPS e.max CAD quando foi submetido à fadiga cíclica. O envelhecimento mecânico não afetou a carga de fratura dos materiais. Para RN e Vita Enamic, a maior suavidade foi alcançada pelo polimento após o desgaste, sugerindo que mesmo não exigindo ajustes clínicos esses materiais devem ser polidos.

Realizou-se uma avaliação das propriedades ópticas de materiais estéticos para CAD/CAM após a realização de diferentes procedimentos de acabamento e polimento e envelhecido com luz ultravioleta (UV). Foram avaliadas cerâmicas, materiais híbridos e a RN. O grupo de controle (C) não recebeu polimento ou acabamento adicional, o grupo M foi polido manualmente e o grupo G foi submetido ao glaze. Utilizou-se um espectrofotômetro para medir os parâmetros de cor após diferentes tratamentos procedimentos de acabamento, polimento e envelhecimento UV. Através dos resultados obtidos, há o indicativo que todos os métodos de acabamento e polimento tiveram efeitos significativos sobre os parâmetros de cor dos materiais testados. A resistência ao manchamento das cerâmicas foi significativamente maior que a dos materiais híbridos e RN, sendo identificado que o método de glaze ajuda a aumentar o brilho para cerâmicas. Os dados obtidos no estudo também estavam de acordo dados de outro estudo recente, o qual relatou que a RN, Cerasmart e Vita Enamic apresentaram mudança de cor clinicamente inaceitável após 14 dias de armazenamento em vinho tinto. Pode ser recomendado polimento manual para a RN e Cerasmart e o glaze para Vita Enamic em termos de estabilidade de cor (KILINC; TURGUT, 2018).

No estudo realizado por Kara *et al.* (2021) investigou-se diferentes procedimentos de polimento nas propriedades superficiais de blocos de resina para CAD/CAM. Utilizou-se três diferentes materiais restauradores poliméricos: Cerasmart, RN e Shofu Block HC. Os blocos de CAD/CAM foram divididos em 5 grupos: (G1) glaze (Optiglaz Color); (G2) polidor de diamante de dois passos (Sof-Lex Diamond); (G3) polidor de diamante de um passo (Identoflex Diamond Ceramic Polisher); (G4) polidor de diamante de três passos (Cosmedent Nano/Microhybrid Diamond Polish Kit); (G5) disco de polimento mais pasta diamantada (Sof-Lex Kit mais pasta diapolisher). Após a realização do polimento, as superfícies dos corpos-de-prova foram preparadas para avaliação com perfilômetro a laser. Os resultados obtidos dos grupos glaze (G1), polidor de diamante de dois passos (G2) e um passo (G3) mostraram que se criou superfícies lisas das resinas para CAD/CAM. No entanto, os valores de rugosidade superficial dos corpos-de-prova submetidos ao polidor de diamante de três passos (G4) e disco de polimento mais pasta diamantada (G5) foram altas. Concluíram que o padrão de rugosidade encontrado para o tratamento Optiglaze foi atribuído à distribuição não homogênea em superfícies macro rugosas, causadas pelo procedimento de jateamento de partículas prévio a sua aplicação. Os dados também indicaram que o polidor de diamante de três passos pode ser inadequado para atingir acabamento e polimento ideal para superficial para a RN.

Já no estudo realizado por Mota *et al.* (2017), foi avaliada a rugosidade de seis materiais restauradores para CAD/CAM após os procedimentos de usinagem. Os materiais foram fresados no CEREC MCXL, sendo avaliada a rugosidade superficial antes e após a fresagem, cristalização, polimento e glaze, quando indicado. O processo de usinagem em CAD/CAM elevou significativamente a rugosidade de todos os materiais avaliados. A resina nano cerâmica Lava Ultimate apresentou uma rugosidade inicial de 0,43 μm (bloco para CAD/CAM), após usinagem de 1,84 μm e após polimento de 0,54 μm , o polimento foi realizado com Hatho Habbras Discs (amarelo e verde) (Hatho Eschbach, Alemanha) a 7000 rpm. Concluíram que os métodos de polimento se mostraram capazes de reduzir a rugosidade dos materiais.

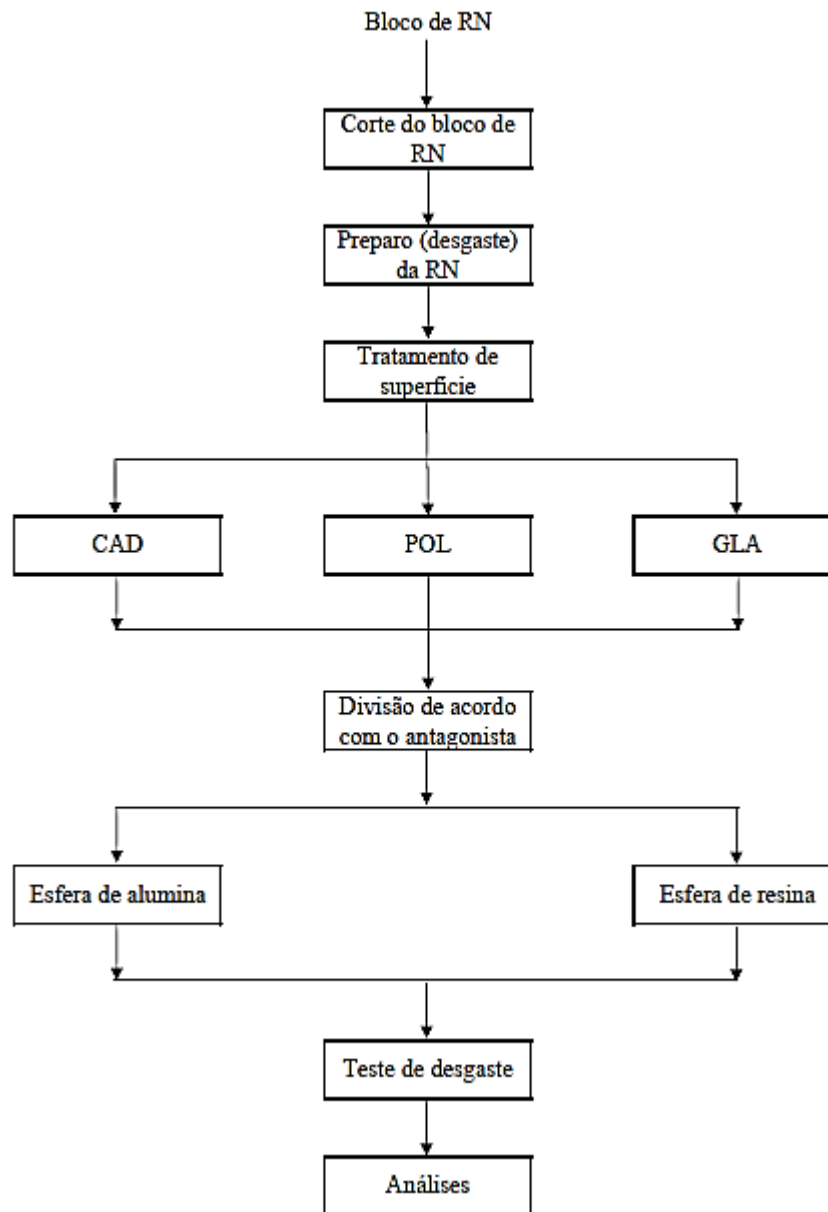
Entre as opções disponíveis para o acabamento superficial de materiais poliméricos para CAD/CAM, pode-se citar o Optiglaze. Trata-se de um material de caracterização fotopolimerizável, sendo utilizado para restaurações diretas e indiretas com compósito, base de próteses e dentes confeccionados em resina. Além de obter uma superfície lisa e proporcionar resistência ao desgaste em restaurações em resina composta e bases de próteses e dentes artificiais em resina acrílica, conforme o fabricante. Previamente à aplicação do Optiglaze, indica-se um acabamento com brocas diamantadas ou jateamento com partículas na superfície para remover a camada de inibição do oxigênio, pois ela inibe a polimerização do material.

Após, o material é aplicado sobre a superfície da resina com pincéis, formando uma camada fina, e é realizada a fotoativação (3M, 2021).

3 METODOLOGIA

A Figura 3 apresenta o fluxograma das etapas presentes na metodologia da dissertação.

Figura 3 – Fluxograma das etapas e condições realizadas durante o estudo



Fonte: Autor, 2022.

3.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

A fim de avaliar o comportamento do desgaste de uma resina nano cerâmica submetida a diferentes tratamentos de superfície e avaliada contra diferentes antagonistas, através de um

teste de desgaste oral, foram utilizados 3 tratamentos de superfície e 2 tipos de antagonistas (Tabela 2).

Tabela 2 – Número de corpos-de-prova de acordo com o tratamento de superfície e antagonista.

Tratamento de superfície	Antagonista	
	C - Cerâmica	R - Resina Composta
CAD - simulação do CAD/CAM	12	12
GLA – glaze com polímero	12	12
POL – polimento com pontas de silicone	12	12

Fonte: Autor, 2023.

3.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Blocos de CAD/CAM da resina nano cerâmica (RN - Lava Ultimate, 3M Oral Care, Minnesota, EUA) foram cortados em lâminas de 1,6 mm de espessura (10,4 mm x 12,5 mm) com o auxílio de disco diamantado (Isomet Diamond Wafering Blades, Buehler, Lake Bluff USA) em cortadeira metalográfica, sob refrigeração (Figura 3). As duas faces foram desgastadas com lixas de carbetto de silício com granulação de #80 e #600 sob irrigação com água até uma espessura final de 1,5 mm.

Após, uma face do corpo-de-prova (CP) foi submetida a abrasão com lixa de carbetto de silício de granulação #150 durante 1 minuto e, na sequência, foi friccionada por 10 vezes na lixa de granulação #80, em mesmo sentido. Esse protocolo foi desenvolvido a fim de se obter uma rugosidade que possa simular a superfície de um bloco de RN usinado em CAD/CAM (1,84 μm) (Mota *et al.*, 2017). Ao final, todos CPs foram limpos com álcool 70%. A rugosidade inicial dos CPs foi verificada com rugosímetro (Mitutoyo SJ – 410) conforme será descrito posteriormente (Figura 4).

Figura 3 – Bloco de RN sendo cortado em cortadeira sob refrigeração.



Fonte: Autor, 2023.

Figura 4 – Análise com rugosímetro.



Fonte: Autor, 2023.

Foram produzidos 72 CPs de RN, que foram divididos aleatoriamente de acordo com o tratamento de superfície ($n = 24$): CAD – abrasão com lixas para simular o acabamento do CAD/CAM; POL – polimento com rodas de polimento e acabamento em espiral Sof-Lex (3M Sof-Lex, 3M Company, Minnesota, EUA), indicado pelo fabricante; GLA – aplicação de uma resina fluida (Optiglaze, GC Corporation, Tokyo, Japan) sobre a superfície. Os CPs também foram subdivididos de acordo com o tipo de material do antagonista utilizado no ensaio de desgaste, cerâmica (C - alumina policristalina) e resina composta (R - 3M Filtek Z350 XT, 3M

do Brasil Ltda., São Paulo, Brasil), resultando em um tamanho amostral de 12 por grupo experimental.

3.3 TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE

O grupo CAD seguiu o protocolo de simulação da rugosidade do CAD/CAM descrito anteriormente. Os CPs dos grupos POL e GLA também foram submetidos a este protocolo antes do tratamento de superfície final, para padronizar as condições de superfície iniciais. No grupo POL foram utilizadas duas rodas de polimento e acabamento em espiral Sof-Lex, uma fina (bege) (Figura 5) e uma superfina (rosa) (Figura 6), aplicadas com peça de mão de baixa velocidade (15.000 rpm), sem nenhuma pasta ou refrigeração, segundo recomendações do fabricante. Entre as trocas de borracha, o CP foi limpo com jatos de ar e água durante 20 segundos. Para cada ponta, o tempo de aplicação variou entre 40 e 90 segundos, sendo metade do tempo no sentido horizontal da lâmina e a outra metade no sentido vertical.

Figura 5 – Polimento com borracha espiral Sof-lex fina (bege).



Fonte: Autor, 2023.

Figura 6 – Polimento com borracha espiral Sof-lex superfina (rosa).



Fonte: Autor, 2023.

No grupo GLA, as 24 amostras passaram por um jateamento (Handiblaster, Chameleon Dental Products INC., Kansas City, EUA) prévio com óxido de alumínio (54 mesh) (Bleu Equipamentos). Para isso, as superfícies dos CPs foram pintados com caneta marca texto (Figura 7) e o jateamento foi realizado com a distância de 1 cm da ponta do jateador até o CP (Figura 8), sendo realizado por 30 segundos, até a remoção completa da tinta da caneta. Após o jateamento, os CPs foram limpos em cuba ultrassônica (Cristofoli, Cristofoli Biossegurança, Paraná, Brasil) com álcool 70% por 5 minutos e secos com papel toalha delicadamente. Após a limpeza, foi aplicada uma camada da resina fluida (Optiglaze Color) nas superfícies jateadas dos CPs. Em um primeiro momento, o frasco foi agitado e em um pote dappen foi dispensada uma gota do produto. Com o auxílio de um microbrush foi realizada a aplicação da resina fluida sobre a superfície do CP (Figura 9). A fotoativação foi realizada com fotopolimerizador (Valo Cordless, Ultradent Products INC, South Jordan, EUA), modo standard (1000 mW/cm^2) por 40 segundos, sendo 20 segundos para cada metade da superfície da amostra, seguindo as orientações do fabricante (Figura 10).

Figura 7 – Amostra pintada com caneta marca texto antes do jateamento.



Fonte: Autor, 2023.

Figura 8 – Distância de 1 cm da ponta do jateador até a amostra.



Fonte: Autor, 2023.

Figura 9 – Aplicação da resina fluída (Optiglaze, CG) sobre a superfície da RN.



Fonte: Autor, 2023.

Figura 10 – Fotopolimerização com Valo Cordless durante 20 s.



Fonte: Autor, 2023.

3.4 ENSAIO DE DESGASTE

Os CPs foram posicionados em suportes impressos em resina 3D para facilitar a manipulação e posicionamento na máquina de desgaste. Foram utilizadas para o teste, antagonistas esféricos de 6 mm de diâmetro de cerâmica (alumina policristalina) e resina composta. As esferas de resina composta foram produzidas utilizando um molde de silicone de adição, tendo como modelo a esfera de cerâmica. Para a confecção das mesmas, foram realizados incrementos de resina de 2 mm e fotopolimerização por 30 segundos, até a obtenção da esfera.

Para o ensaio, as esferas antagonistas foram coladas na ponta dos pistões e foi realizado o ajuste da distância entre os CPs e os pistões com o auxílio de um calibre de folga, calibrado em 0,05mm (Figura 11). Cada CP foi testado contra um antagonista novo. O teste de desgaste foi realizado em um simulador de mastigação com os seguintes parâmetros: água a 37°C, carga de 49 N aplicada na direção axial associada ao deslizamento lateral de 1 mm, frequência de 2 Hz, total de ciclos de 50.000 (Figura 12).

Figura 11 – Ajuste da distância entre os CPs e os pistões com o auxílio de um calibre de folga, calibrado em 00,5 mm.



Fonte: Autor, 2023.

Figura 12– Máquina de desgaste com CPs e antagonistas posicionados, teste em andamento.



Fonte: Autor, 2023.

3.5 ANÁLISES

3.5.1 Rugosidade

A análise quantitativa da rugosidade superficial foi realizada com rugosímetro de contato (modelo SJ-410, Mitutoyo), as medições foram realizadas após a realização dos tratamentos de superfície. O aparelho foi calibrado com um filtro de medição em 0,25 mm (cut-off), velocidade de leitura de 0,5 mm/s e comprimento de avaliação de 5,00 mm. Com a superfície tratada voltada para cima, foram realizadas três leituras em três posições diferentes paralelas entre si na área central do CP. A média das três leituras foi considerada para cada CP. Foram coletados os parâmetros de rugosidade Ra, Rq e Rz.

Os dados de rugosidade não passaram no teste de Normalidade de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$) e foram analisados com teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis e teste de comparação de Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$).

3.5.2 Área das facetas de desgaste

A análise quantitativa da área das facetas de desgaste foi realizada com estereomicroscópio óptico (modelo Stemi 2000-C), o qual foi utilizado para capturar imagens (modelo AxioCam ERc 5s) dos CPs e antagonistas, com ampliação de 3,2 vezes. As imagens foram obtidas através do *Software* AxioVision SE64 Rel. 4.9.1. Após obtenção das imagens foi utilizado o *Software* ImageJ para mensurar a largura e comprimento da faceta de desgaste dos CPs e da área de desgaste dos antagonistas.

Os dados de comprimento (mm) e largura (mm) da faceta de desgaste dos CPs passaram o teste de Normalidade de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$) e de Variância Semelhante ($p > 0,05$) e foram analisados com ANOVA de dois fatores (fator 1 = tratamento de superfície; fator 2 = antagonista) e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

Os dados de área (mm^2) da faceta de desgaste dos antagonistas não passaram o teste de Normalidade de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$) e de Variância Semelhante ($p < 0,05$) e foram analisados com teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis e teste de Student-Newman-Keuls ($\alpha = 0,05$).

3.5.3 Volume das facetas de desgaste

A superfície de desgaste dos CPs foram escaneadas após o ensaio utilizando um escâner a laser (SD Mechatronic Laser Scanner LAS-20). O sensor realiza uma leitura de até 6 mm no eixo z, os eixos x e y foram ajustados de acordo com o tamanho da faceta, a resolução do escaneamento foi de 10 μm . Essa resolução é necessária para dar maior exatidão à aquisição das medidas de profundidade de desgaste dos materiais.

As imagens dos CPs foram posteriormente processadas utilizando um software de reconstrução 3D (3D System Geomagic Wrap). Foi possível mensurar o volume do desgaste através da reconstrução da topografia original da superfície. O mesmo modelo foi comparado antes e depois da reconstrução para mensuração do volume de desgaste (mm^3).

3.5.4 Análise qualitativa das facetas de desgaste

A caracterização da superfície de desgaste dos CPs foi realizada utilizando o microscópio eletrônico de varredura (MEV) (VEGA3, Tescan Co. Ltd., Brno, Czech Republic). Previamente a análise, os CPs foram limpos com álcool 70% e recobertos com ouro. Para o grupo POL e GLA também foi realizada uma análise da composição química através de EDS.

4 RESULTADOS

4.1 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Houve diferença estatística para os parâmetros de rugosidade Ra, Rz e Rq entre os três tratamentos de superfície ($p < 0,001$). O grupo CAD apresentou maiores valores de Ra, Rz e Rq do que os grupos POL e GLAZE. Os dados de rugosidade estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Valores de mediana e intervalo interquartil (IQ) dos parâmetros de rugosidade Ra, Rz e Rq para os grupos experimentais.

Grupos	Parâmetros de Rugosidade		
	Ra - μm	Rz - μm	Rq - μm
CAD	1,96 (1,65; 2,14) a	9,95 (8,66; 10,7) a	2,42 (2,04; 2,62) a
POL	0,27 (0,14; 0,43) b	1,62 (0,90; 2,67) b	0,37 (0,19; 0,59) b
GLA	0,20 (0,15; 0,25) b	0,97 (0,70; 1,17) c	0,25 (0,18; 0,32) c

Fonte: Autor, 2022.

*Medianas seguidas por letras iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$)

4.2 ANÁLISE DAS FACETAS DE DESGASTE

Os dados de largura e comprimento da faceta de desgaste dos CPs encontram-se na Tabela 4. Para o comprimento da faceta de desgaste, houve significância estatística para o fator tratamento de superfície ($p < 0,001$), para o fator antagonista ($p < 0,001$) e para a interação entre fatores ($p = 0,001$). O antagonista de resina composta produziu facetas de maior comprimento quando testado contra os grupos CAD e POL. O grupo GLA apresentou o menor comprimento de faceta em comparação aos demais tratamento de superfície, independentemente do tipo de antagonista.

Para a largura da faceta de desgaste dos CPs, houve significância estatística para o fator tratamento de superfície ($p < 0,001$), para o fator antagonista ($p = 0,027$) e para a interação entre fatores ($p < 0,001$). O antagonista de resina composta produziu facetas de maior comprimento quando testado contra os grupos POL e GLA. Quando testados contra o antagonista de cerâmica, os grupos CAD e POL apresentaram facetas semelhantes e mais largas do que o GLA. Já para o antagonista de resina composta, o grupo POL apresentou a faceta de maior largura.

Tabela 4. Média (desvio-padrão) da largura e comprimento da faceta de desgaste dos corpos-de-prova.

Antagonista	Comprimento (mm)*		
	CAD	POL	GLA
C	0,96 (0,16) Bb	1,44 (0,45) Aa	0,64 (0,31) Bc
R	1,80 (0,36) Aa	1,62 (0,20) Aa	1,12 (0,04) Ab
Antagonista	Largura (mm)*		
	CAD	POL	GLA
C	1,61 (0,11) Aa	1,73 (0,43) Ba	0,82 (0,39) Bb
R	1,09 (0,43) Bb	2,42 (0,21) Aa	1,17 (0,15) Ab

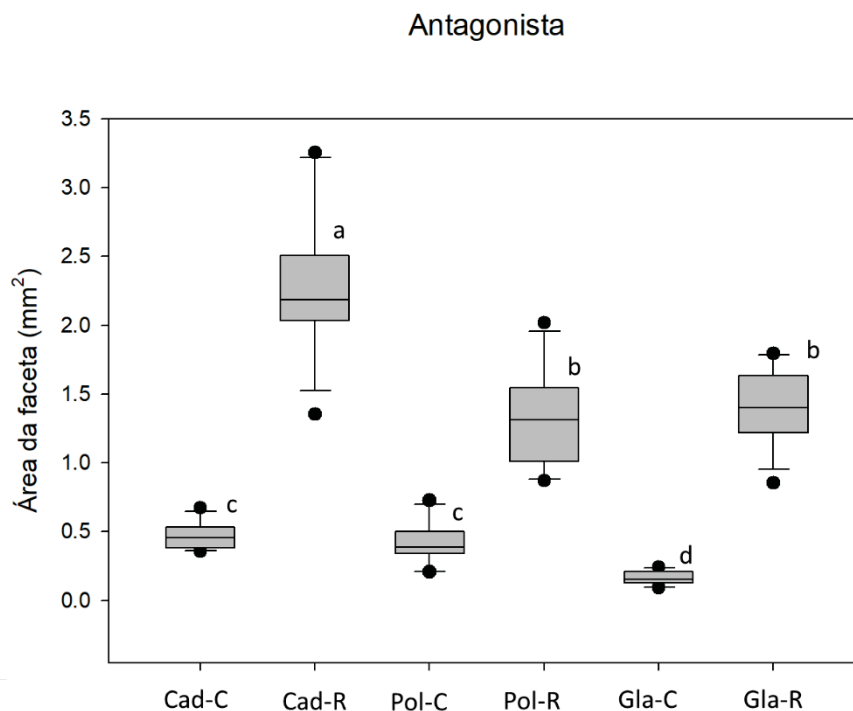
Fonte: Autor, 2023.

*Médias seguidas de letras maiúsculas iguais na mesma coluna são estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$).

*Médias seguidas de letras minúsculas iguais na mesma linha são estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$).

Na Figura 13 estão apresentados os dados de área (mm^2) da faceta de desgaste dos antagonistas. O antagonista R apresentou maior área de desgaste quando testado contra o grupo CAD, seguido pelos grupos POL e GLA. O antagonista C apresentou maior área de desgaste para os grupos CAD e POL, e menor para GLA.

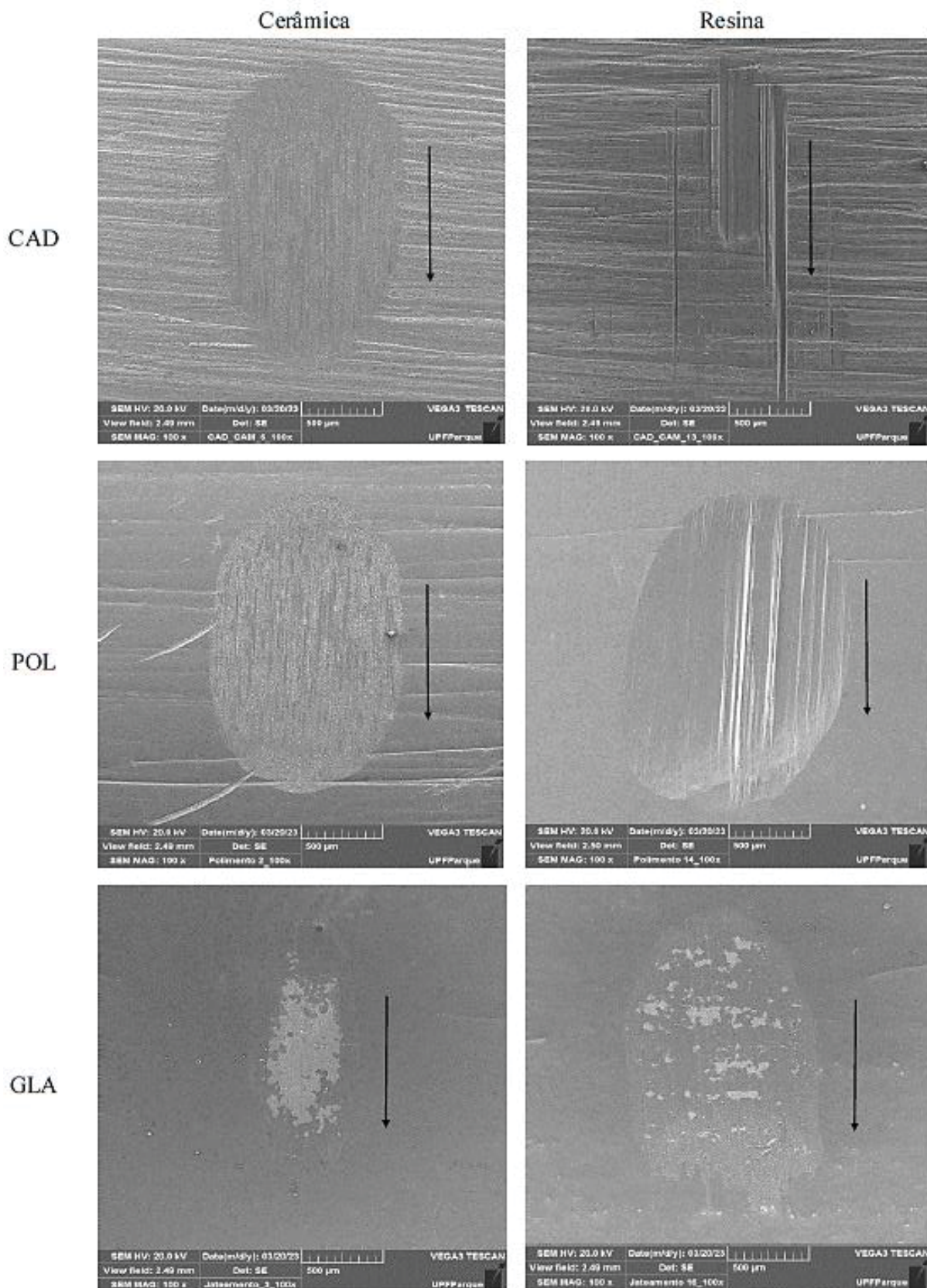
Figura 13 – Boxplot com os dados de área (mm²) da faceta de desgaste dos antagonistas. Letras iguais indicam grupos estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$).



Fonte: Autor, 2023.

Através da Figura 14, pode-se observar que o CAD apresentou diferentes características de desgaste de acordo com o antagonista, com o antagonista C a faceta foi uniforme e bem delimitada, já com o antagonista R a superfície de desgaste foi caracterizada por alguns riscos não uniformes. Quando foi utilizado o GLA juntamente com o antagonista C, a faceta de desgaste foi menor em comparação ao antagonista R, mas mais profunda, já que a camada de Optiglaze parece ter sido removida. Já as imagens obtidas para o POL mostram facetras de desgaste bem definidas tanto para o antagonista R, quanto para o C.

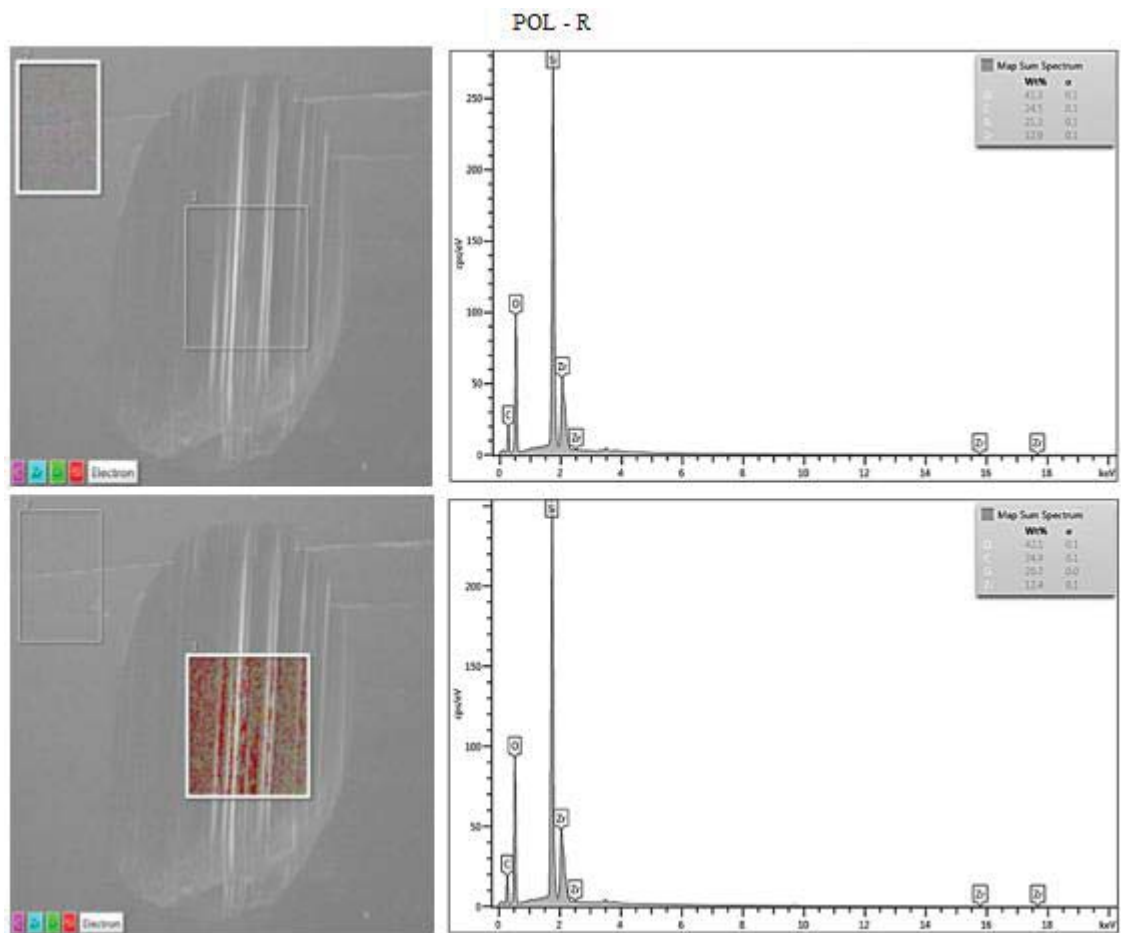
Figura 14 – Imagem das facetas de desgaste dos CPs após o teste de desgaste, ampliação de 500 μm , as setas indicam a direção do deslocamento do antagonista



Fonte: Autor, 2023.

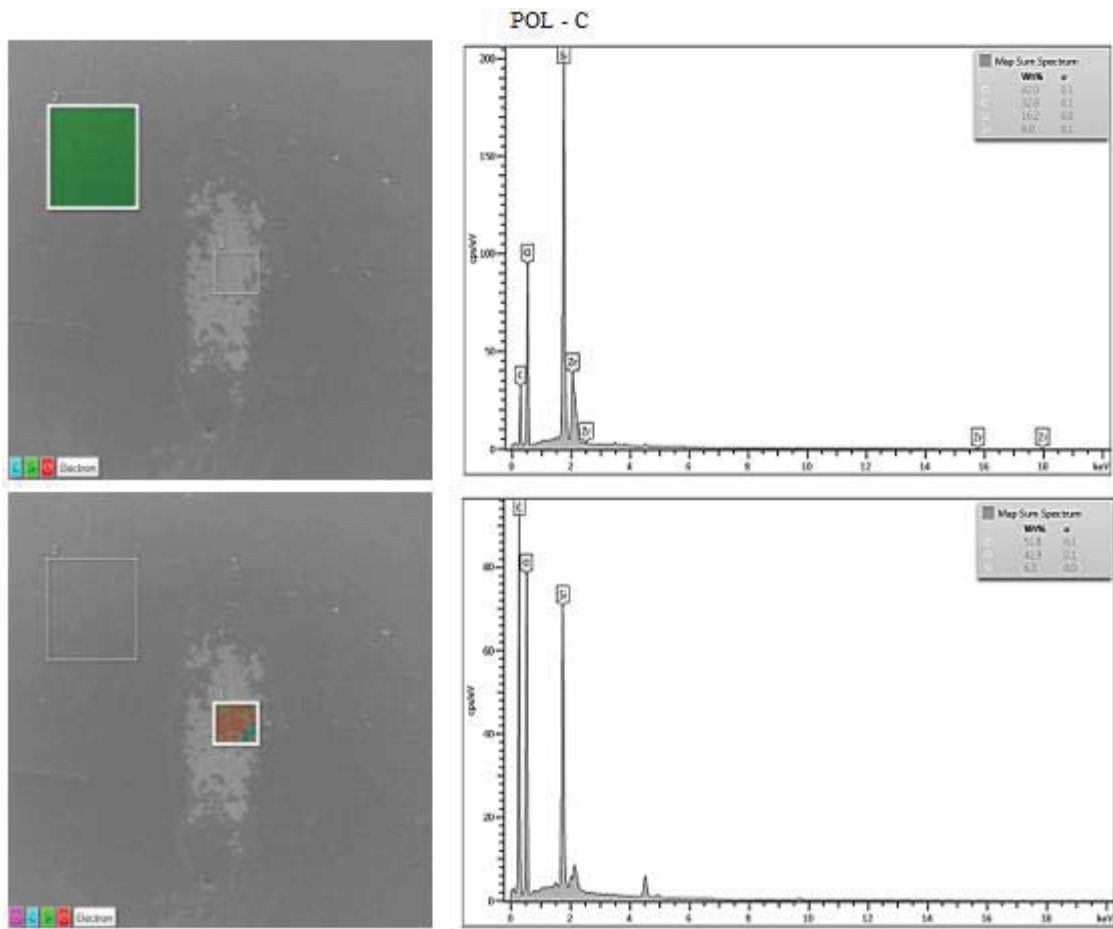
A Figura 15 e a Figura 16 apresentam os dados da análise de EDS realizada no grupo POL e no grupo GLA. A Figura 15 mostra que a mesma composição é encontrada na superfície interna e externa da faceta de desgaste para o grupo POL, sendo encontrados elementos como O, C, Si, Zr. Na Figura 16, é possível observar que a área externa da faceta de desgaste, recoberta com Optiglaze, apresenta em sua composição O, C e Si. Já a área interna, apresenta também Zr, sugerindo que a camada de Optiglaze foi removida nessa região, expondo a RN.

Figura 15 – Análise de EDS mostrando a composição química da área externa e interna da faceta de desgaste de um CP do grupo POL-R.



Fonte: Autor, 2023.

Figura 16 – Análise de EDS mostrando a composição da área externa e interna da faceta de desgaste de um CP do grupo GLA-C.

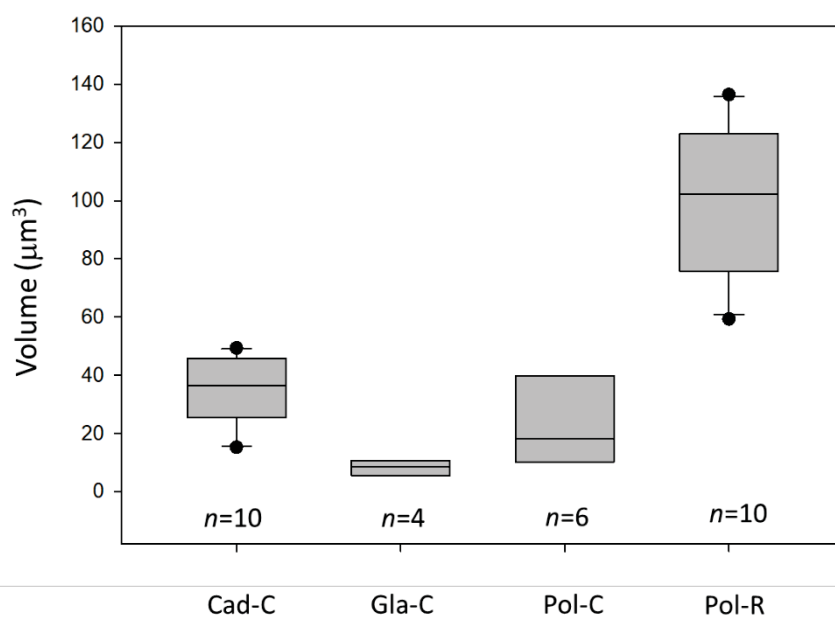


Fonte: Autor, 2023.

A Figura 17 apresenta um gráfico boxplot com os dados de volume das facetas de desgaste dos CPs. Não foi possível mensurar o volume para os grupos CAD-R e GLA-R porque as facetas eram muito pequenas. Para os demais grupos, também não foi possível mensurar o volume de todos os CPs, especialmente dos grupos POL-C e GLA-C. A resolução do equipamento de escaneamento é de 10 μm , indicando que essas facetas eram menores do que esse valor. Por isso, optou-se por apresentar apenas a estatística descritiva desses dados.

Figura 17 – Boxplot com os dados de volume (μm^3) da faceta de desgaste dos CPs

Volume da Faceta de Desgaste



Fonte: Autor, 2023.

5 DISCUSSÃO

Cada dia novos materiais restauradores são desenvolvidos e disponibilizados no mercado, como é o caso da RN, com isso surgem inúmeras dúvidas sobre seu comportamento clínico e como utiliza-lo da melhor maneira possível. Para isso é indispensável compreender sua composição e seus mecanismos de comportamento de desgaste. Uma forma de diminuir o desgaste dos materiais restauradores e melhorar o prognóstico clínico é a utilização de tratamentos de superfícies. Um tratamento de superfície aumenta consideravelmente a vida útil de uma restauração, por isso é fundamental ter dados que possam contribuir com essa escolha, para que assim possa ser utilizado, de acordo com a RN, um tratamento adequado de acordo com os diferentes tipos de antagonistas encontrados na cavidade oral (TEKÇE *et al.*, 2018).

A rugosidade superficial da RN está diretamente atrelada ao tratamento superficial aplicado. Pode-se observar que o grupo controle CAD apresentou maiores valores do que os grupos POL e GLA para todos os parâmetros de rugosidade avaliados. A maior rugosidade do grupo CAD está atrelada ao fato de que nesse grupo foi simulada a rugosidade de uma restauração de RN obtida através da usinagem com o CAD/CAM. A rugosidade intermediária obtida pelo grupo POL é resultado de um tratamento de superfície no qual se fez uso de pontas de borracha Sof-lex, indicadas pelo fabricante da RN. Por fim, o grupo GLA obteve os menores valores de rugosidade devido ao tratamento de superfície ter sido realizado através da aplicação de uma camada de uma resina fluida, que foi capaz de alcançar alta lisura superficial. A literatura sugere que a rugosidade (Ra) das superfícies duras intraorais devem estar na faixa de 0,20 μm ou inferior, já valores superiores a 0,50 μm não são adequados por causar desconforto aos pacientes (JONES; BILLINGTON; PEARSON, 2004; BOLLEN; LAMBRECHTS; QUIRYNEN, 1997).

Os tratamentos de superfície utilizados no presente estudos simularam os tratamentos utilizados na prática clínica odontológica. As restaurações dentárias de RN são produzidas pela tecnologia CAD/CAM. Por isso, o grupo controle foi produzido com base na rugosidade de superfície reportada em um estudo que produziu corpos-de-prova com a tecnologia CAD/CAM, no trabalho realizado por Mota *et al.* (2017) a rugosidade média obtida foi de 1,84 μm . Os procedimentos de polimento e acabamento tem como objetivo reduzir a rugosidade de superfície do material restaurador e aumentar a lisura superficial. Na presente pesquisa, os valores de rugosidade de superfície dos grupos POL e GLA foram menores do que o grupo CAD. No estudo realizado por Kara *et al.* (2021), utilizando a mesma RN e os tratamentos de

superfície optiglaze e polimento Sof Lex foram obtidos os seguintes valores dos parâmetros de rugosidade: Ra = 0,164 µm (GLA), Ra = 0,360 µm (POL); Rz = 0,772 µm (GLA), Rz = 1,801 µm (POL). Os valores obtidos no presente estudo são próximos aos valores obtidos no artigo de Kara *et al.* (2021), podendo comprovar a eficiência dos tratamentos de superfície para a diminuição da rugosidade da RN.

Observa-se que os comportamentos de desgaste dos corpos-de-prova foram influenciados tanto pelo tratamento de superfície como pelo tipo de antagonista. Quando os corpos-de-prova foram testados contra o antagonista de cerâmica, os tratamentos CAD e POL resultaram em facetas de maior largura e comprimento do que o grupo GLA. Além disso, o grupo GLA também desgastou menos o antagonista de cerâmica. Na análise de MEV e EDS, observa-se que houve uma remoção parcial da camada de Optiglaze da faceta de desgaste após 50 mil ciclos. Porém, apresentou pequeno volume de desgaste, sendo muitas vezes imensurável. Estudos caracterizaram superfícies do GLA com boa resistência a deterioração abaixo de 5.000 ciclos e superfícies lisas após a escovação dos dentes, porém faltam informações sobre o comportamento do desgaste (KARA *et al.*, 2021; TEKÇE *et al.*, 2018; HALIS *et al.*, 2022)

Os valores de desgaste menores obtidos com a utilização do Optiglaze podem estar diretamente influenciados pela sua metodologia de aplicação, indicada pelo fabricante, e pela sua composição. Esse material é indicado para maquiagem e glaze de restaurações à base de polímero (ex: resina composta, resina acrílica, PMMA...). A metodologia de aplicação faz uso de jateamento de partículas para a remoção da camada de inibição do oxigênio da RN, para não inibir a polimerização do material. O Optiglaze é uma resina fluída foto-ativada com nanopartículas de carga, adicionadas ao material para melhorar suas propriedades mecânicas e resistência ao desgaste. O Optiglaze se propaga e se espalha simultaneamente em superfícies usinadas pelo CAD/CAM, preenchendo as lacunas formadas pelo processo de jateamento, proporcionando ao material lisura, brilho, estabilidade de cor e contribuindo para a diminuição do desgaste do material (TEKÇE *et al.*, 2018). Nos estudos realizados por Kara *et al.* (2021) e Ludovichetti *et al.* (2019), o Optiglaze foi utilizado para o tratamento de superfície, e em ambos os trabalhos foi observada a diminuição da rugosidade superficial dos CPs.

Apesar do polimento ter reduzido a rugosidade de superfície da RN em comparação ao CAD, isso não afetou seu comportamento de desgaste quanto testado contra o antagonista de cerâmica, já que a largura da faceta dos CPs e o diâmetro da faceta dos antagonistas foi semelhante entre os dois grupos. Nas imagens de MEV também é possível observar padrão de desgaste semelhante. Já quando foi realizado o teste de desgaste com a antagonista resina, o grupo CAD e POL tiveram facetas de desgastes diferentes. Um dos fatores que contribuíram

para esses resultados é a diferença de propriedades dos materiais antagonistas. O antagonista de cerâmica possui uma dureza de 900 HV (BORBA *et al.*, 2011), já o de resina composta de 80 HV (LIMA; SILVA; MARTINS, 2021), enquanto isso a RN possui dureza de 115 HV (NOGUEIRA *et al.*, 2020). Como a cerâmica possui uma dureza maior, ela sofre menos desgaste e tem maior capacidade de desgastar a RN, reduzindo também o efeito dos tratamentos de superfície. Já o antagonista de resina foi mais susceptível ao desgaste pela RN. A maior rugosidade do grupo CAD pode ter resultado em maior coeficiente de fricção, o que pode explicar o maior desgaste do antagonista de resina e as características da superfície de desgaste dos CPs, com facetas pouco definidas, com riscos e profundidade de desgaste não mensurável.

O volume das facetas de desgaste não pode ser mensurado para todos CPs e grupos experimentais, o que limita as conclusões do estudo. A resolução do equipamento de escaneamento é de 10 μm , sendo um indicativo de que os volumes obtidos são menores do que este valor. Além disso, a dureza dos materiais está relacionada diretamente com volume de desgaste, as facetas produzidas na RN pelo antagonista de resina eram mais rasas e não mensuráveis, enquanto as facetas produzidas pelo antagonista de cerâmica eram mais definidas e puderam ser avaliadas. A exceção é o grupo POL testado contra o antagonista de resina, que apresentou maiores valores de volume de desgaste na análise descritiva, provavelmente pela diferença na rugosidade de superfícies dos materiais, que desfavoreceu a RN em comparação com o antagonista. Um estudo que investigou o comportamento ao desgaste da RN testado contra uma zircônia como antagonista (carga de 200 N) também foi observado baixa perda de volume nos intervalos iniciais dos ciclos (WENDLER *et al.*, 2020).

A pesquisa realizada apresentou algumas vantagens como: determinar o melhor tratamento de superfície de acordo com o antagonista a ser utilizado, mostrando a importância de um tratamento eficiente, o qual é capaz de diminuir significativamente a rugosidade superficial da RN e também fazer com que os mecanismos de desgaste sejam entendidos e assim possam ser diminuídos. A limitação da pesquisa é o que as normas técnicas ISO com as orientações para realizarem os testes de desgaste nem sempre são recomendações científicas e robustas, e em muitas vezes ocorre a falta de evidências de correlação entre os resultados de diferentes testes e fenômenos clínicos (HEINTZE; REICHL; HICKEL, 2019). Todas as escolhas metodológicas utilizadas no estudo foram de acordo com o ambiente em que as restaurações dentárias e os tratamentos de superfície estão inseridas na cavidade oral, sendo a força de 49 N (força de mastigação), temperatura da água de 37°C (temperatura do corpo humano) e a frequência de 2 Hz (tempo aproximado de uma mordida) proporcionais a mastigação humana, sendo a força e a sua aplicação baseadas no método de Zurique (WEBER,

2020), o número de ciclos 50 mil, pois após esse valor o desgaste da RN não é mais significativo (WENDLER *et al.*, 2020).

6 CONCLUSÕES

Os dois tratamentos de superfície realizados nos corpos-de-prova de resina nano cerâmica, glaze e polimento, foram capazes de diminuir a rugosidade de superfície, que simulava a usinagem em CAD/CAM.

O tipo de antagonista e de tratamento de superfície influenciam o tamanho da faceta de desgaste do corpo-de-prova e do antagonista, e o padrão de desgaste da resina nano cerâmica. O melhor tratamento para a antagonista cerâmica e resina é o glaze, o qual diminuiu a rugosidade superficial, recobriu adequadamente a superfície da RN e apresentou uma elevada resistência ao desgaste e baixa capacidade de desgaste em contato com os dois antagonistas utilizados no estudo.

REFERÊNCIAS

- 3M ESPE, 2011. Técnico restaurador Lava Ultimate CAD / CAM Perfil do produto. St. Paul, 3M Espe Dental Products.
- ARAVIND, P.; RAZAK, P. A.; FRANCIS, P. G.; ISSAC, J. K.; SHANOJ, R. P.; SASIKUMAR, T. P. Comparative Evaluation of the Efficiency of Four Ceramic Finishing Systems. **J Int Oral Health**, v. 5, n.5, p. 59-64, 2013.
- ATTANASIO, R. An overview of bruxism and its management. **Dent Clin North Am**, v. 41, p. 229-241, 1997.
- BABA, K.; CLARK, G. T.; WATANABE, T.; OHYAMA, T. Bruxism force detection by a piezoelectric film-based recording device in sleeping humans. **J Orofac Pain**, v. 17, p. 58-64, 2003.
- BELLI, R., WENDLER, M., de LIGNY, D.; CICCONE, M. R.; PETSCHERT, A.; PETERLIK, H.; et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. **Dent Mater**, v. 33, p 84-98, 2017.
- BOLLEN, C. M.; LAMBRECHTS, P.; QUIRYNEN M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. **Dent Mater**, v. 13, n. 4, p. 258-69, 1997.
- BORBA, M.; DE ARAUJO, M. D.; DE LIMA, E; et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. **Dent Mater**, v. 27, n. 12, p. 1259-1266, 2011.
- CARRA, M. C.; HUYNH, N.; LAVIGNE, G. Sleep bruxism: a comprehensive overview for the dental clinician interested in sleep medicine. **Dent Clin North Am**, v. 56, n. 2, p. 387-413, 2012.
- CARVALHO, T. S.; COLON, P.; GANSS, C.; HUYSMANS, M. C.; LUSSI, A.; SCHLUETER, N.; SCHMALZ, G.; SHELLIS, R. P.; TVEIT, A. B.; WIEGAND, A. Consensus report of the European Federation of Conservative Dentistry: erosive tooth wear - diagnosis and management. **Clin Oral Investig**, v. 19, p. 1557-1561, 2015.
- CONDON, J. R.; FERRACANE, J. L. Effect of antagonist diameter on in vitro wear of dental composite. **J Dent Res**, v.82, 2003; Abstract No 954.
- CONDON, J. R.; FERRACANE, J. L. Factors affecting dental composite wear in vitro. **J Biomed Mater Res**, v. 38, p. 303-313, 1997.
- CORREIA, A. R. M.; FERNANDES, J. C. A. D.; CARDOSO, J. A. P.; SILVA, C. F. C. L. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 36, n. 2, p. 183-189, 2006.
- COSME, D. C.; BALDISSEROTTO, S. M.; CANABARRO, S. de A.; SHINKAI, R. S. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. **Int J Prosthodont**, v. 18, p. 328-332, 2005.

CURTIS, A. R.; PALIN, W. M.; FLEMING, G. J.; SHORTALL, A. C.; MARQUIS, P. M. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: characterizing discrete filler particles and agglomerates using a micromanipulation technique. **Dent Mater**, v. 25, p. 180-187, 2009.

European Directorate for the Quality of Medicines and 352 Dent Mater J 2019; 38(3): 343–353 HealthCare (EDQM). Qualification of Equipment - Core Document (PA/PH/OMCL (08) 73 2R). Quality Management Guidelines 2011.

FERRACANE, J. L.; MUSANJE, L. Effects of load and antagonist shape on wear of composite. **J Dent Res**, v. 82, 2003. Special Issue A; Abstract 825.

FISCHER, H.; SCHAFER, M.; MARX, R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneers ceramics. **J. Dent. Res**, v. 82, n. 12, p. 972-5, 2003.

GAN, X-q.; CAI, Z-b.; ZHANG, B-r.; ZHOU, X-d.; YU, H-y. Friction and wear behaviors of indirect dental restorative composites. **Tribol Lett**, v. 46, p. 75-86, 2012.

GIBBS, C.H.; LUNDEEN, H.C.; MAHAN, P.E.; FUJIMOTO, J. Chewing movements in relation to border movements at the first molar. **J Prosthet Dent**, v. 46, p. 308-322, 1981.

GRANADA, S.; HICKS, R. A. Changes in self-reported incidence of nocturnal bruxism in college students: 1966-2002. **Percept Mot Skills**, v. 97, pg. 777-778, 2003.

GRIPPO, J. O. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. **J Esthet Dent**, v. 3, n. 1, p. 9-14, 1991.

GRIPPO, J. O.; SIMRING, M.; SCHREINER, S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. **J Am Dent Assoc**, v. 135, n. 8, p. 5-63, 2004.

HARTKAMP, O.; LOHBAUER, U.; REICH, S. Antagonist wear by polished zirconia crowns. **Int J Comput Dent**, v. 20, p. 263-274, 2017.

HARTKAMP, O.; PETERS, F.; BOTHUNG, H.; LOHBAUER, U.; REICH, S.; Optical profilometry versus intraoral (handheld) scanning. **Int J Comput Dent**, v. 20, p. 165-176, 2017.

HALIS, G.; KOROGLU, A.; SAHIN, O.; DEDE, D. O.; YILMAZ, B. Effect of simulated toothbrushing on surface roughness of sealant agent coupled nanohybrid composite resins. **J Esthet Restor Dent**, v. 34, n. 6, p. 907-914, 2022.

HATTAB, F. N.; YASSIN, O. M. Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. **Int J Prosthodont**, v. 13, n. 2, p. 7-101, 2000.

HEINTZE, S. D. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. **Dent Mater**, v. 22, p. 712-734, 2006.

HEINTZE, S. D.; BARKMEIER, W. W.; LATTA, M. A.; ROUSSON, V. Round robin test: wear of nine dental restorative materials in six different wear simulators-supplement to the round robin test of 2005. **Dent Mater**, v. 27, n. 99, p. 1-9, 2011.

HEINTZE, S. D.; CAVALLERI, A.; FORJANIC, M.; ZELLWEGER, G.; ROUSSON, V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. **Dent Mater**, v. 22, p. 1051-1062, 2006.

HEINTZE, S. D.; ZELLWEGER, G.; ZAPPINI, G. The relationship between physical parameters and wear of dental composites. **Wear**, v. 263, p. 1138-1146, 2007.

HEINTZE, S. D.; FORJANIE, M. Surface roughness of different dental materials before and after simulated toothbrushing in vitro. **Oper Dent**, v. 30, p. 617-626, 2005.

HEINTZE, S.D.; CAVALLERI, A.; ZELLWEGER, G.; FERRACANE, J. L. Influence of the antagonist material on the wear of different composites in two different wear simulators. **Dent Mater**, v. 22, p. 166-175, 2006.

HEINTZE, Siegwald D.; REICHL, Franz-Xaver; HICKEL, Reinhard. Wear of dental material: Clinical significance and laboratory wear simulation methods - A review. **Dental Material Journal**, v. 38, n. 3, p. 343-353, 2019.

ISO. Dental materials - Guidance on testing of wear. Part 2: Wear by two-and/or three body contact. Technical Specification 2001: No. 14569-14562.

ISO. Dental materials —Guidance on testing of wear resistance-Part 1: Wear by toothbrushing. Technical Report 2007: No. 14569-14561.

JONES, C. S.; BILLINGTON, R. W.; PEARSON, G. J. The in vivo perception of roughness of restorations. **Br Dent J**, v. 196, n. 1, p. 42-5, 2004.

KARA, D.; TEKÇE, N.; FIDAN, S.; DEMIRCI, M.; TUNCER, S.; BALCI, S. The Effects of Various Polishing Procedures on Surface Topography of CAD/CAM Resin Restoratives. **American College of Prosthodontists**, v. 30, p. 481-489, 2021.

KELLY, J.R. Article analysis and evaluation: Computer-Aided Designed/Computer-Assisted Manufactured (CAD/CAM) all- ceramic crowns appear to perform better than all-composite resin crowns following the first 3 years of placement. **Journal of Evidence-Based Dental Practice**, v. 11, p. 203 – 205, 2011.

KILINC, H.; TURGUT, S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. **The journal of prosthetic dentistry**, v. 120, p. 107-113, 2018.

KILINC, H.; TURGUT, S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. **The journal of prosthetic dentistry**, v. 120, p. 107-113, 2018.

KOBYAMA, K. HATAKEYAMA, E.; AZUMA, T.; KARITA, K. Effect of sample thickness on bite force studied with a multiple-point sheet sensor. **J Oral Rehabil**, v. 31, p. 327-334, 2004.

KREJCI, I.; LUTZ, F.; ZEDLER, C. Effect of contact area size on enamel and composite wear. **J Dent Res**, v. 71, p. 1413-1416, 1992.

KULIS, A.; TURP, J. C. Bruxismus-gesicherte und potenzielle Risikofaktoren. **Schweiz Monatsschr Zahnmed**, p. 118, 2008.

KUNZELMANN, K. H.; Verschleissanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. **Aachen**: Shaker Verlag, 1998.

LAWSON, N. C.; BURGESS, J. O. Wear of nanofilled dental composites at varying filler concentrations. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 103, p. 424-9, 2015.

LIMA, Fernanda F. **Avaliação da resistência à fadiga e modalidades de danos de coroas unitárias de dissilicato de lítio e resina nanocerâmica**. Tese de doutorado - Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo. Bauru, 2016.

LIMA, T. O.; SILVA, M. F.; MARTINS, V. R. G. Evaluation of the Surface Microhardness of Nanoparticulate Resins Submitted to Erosive Challenge. **Brazilian Journal of Health Review**, v. 4, n. 6, p. 25248-25261, 2021.

LUDOVICHETTI, F.; TRINDADE, F.; ADABO, G.; PEZZATO, L.; FONSECA, R. Effect of grinding and polishing on the roughness and fracture resistance of cemented CAD-CAM monolithic materials submitted to mechanical aging. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 121, p. 866.E1-866.E8, 2019.

LUSSI, A.; JAEGGI, T. Erosion - diagnosis and risk factors. **Clin Oral Investig**, v. 12, p. 5-13, 2008.

MATZINGER, M.; HAHNEL, S.; PREIS, V.; ROSENTRITT, M. Polishing Effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. **Clin Oral Investig**, v. 23, n. 2, p. 725-737, 2019.

MCKINNEY, J. E.; WU, W. Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. **J Dent Res**, v. 61, p. 1083-1088, 1982.

MORMANN, W. H.; STAWARCZYK, B.; ENDER, A.; SENER, B.; ATTIN, T.; MEHL, A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Mertens hardness. **Journal of the mechanical behavior of biomedical material**, v. 20, p. 113-125, 2013.

MOTA, E. G.; NUNES, L. S.; FRACASSO, L. M.; BURNETT, L. H.; SPOHR, A. M. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. **J Esthet Restor Dent**, v. 29, p. 450-458, 2017.

NISHIGAWA, K.; BANDO, E.; NAKANO, M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. **J Oral Rehabil**, v. 28, p. 485-491, 2001.

NOGUEIRA, A. D.; CORAZZA, P. H.; PECHO, O. E.; PEREZ, M. M.; BORBA, M. Effect of cementation on the mechanical behavior of a nanoceramic resin. **Cerâmica**, v. 66, p. 236-242, 2020.

ORNAGHI, B. P.; et al. Subcritical crack growth and in vitro lifetime prediction of resin composites with different filler distributions. **Dental Materials**, v. 28, n. 9, p. 985-995, 2012.

PO, J. M.; KIESER, J. A.; GALLO, L. M.; TESENYI, A. J.; HERBISON, P.; FARELLA, M. Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment. **J Dent Res**, v. 90, p. 1206-1210, 2011.

RESINA Nano Cerâmica Lava™ Ultimate. 3M, 2021. Disponível em: <https://www.3m.com.br/3M/pt_BR/p/d/b00008161/>. Acesso em: 18 de jul. de 2021.

ROSENTRITT, M.; BEHR, M.; HOFMANN, N.; HANDEL, G. In vitro wear of composite veneering materials. **J Mater Sci**, v. 37, p. 425-429, 2002.

SCHINDLER, H. J.; STENGEL, E.; SPIESS, W. E. Feedback control during mastication of solid food textures: a clinical-experimental study. **J Prosthet Dent**, v. 80, p. 330-336, 1998.

SCHNABEL, C.; KUNZELMANN, K. H.; HICKEL R. The influence of different abrasion media on three-body-wear of composites. **J Dent Res**, v. 74, n. 90 1995; Abstract No 625.

SHAH, M. B.; FERRACANE, J. L.; KRUZIC, J.J. R-curve behavior and micromechanisms of fracture in resin based dental restorative composites. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Material**, v. 2, n. 5, p. 502-511. 2009.

SIDDANNA, G.; VALCANAI, A.; FIERRO, P.; NEIVA, G.; FASBINDER, D. Surface Evaluation of Resilient CAD/CAM ceramics after Contouring and Polishing. **Wiley Periodicals LLC**, v. 3, p. 750-763, 2021.

TEKÇE, N.; FIDAN, S.; TUNCER, S.; KARA, D.; DEMIRCI, M. The effect of glazing and aging on the surface properties of CAD/CAM resin blocks. **J Adv Prosthodont**, v. 10, p. 50-57, 2018.

TINSCHERT, J.; ZWEZ, D.; MARX, R.; ANUSAVICE, K.J. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. **Journal of Dentistry**. v. 28, n. 7, p. 529 – 535, 2000.

TSUJIMOTO, A.; BARKMEIER, W.W.; TAKAMIZAW, A. T.; LATTA, M. A.; MIYAZAKI, M. Influence of thermal cycling on flexural properties and simulated wear of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin composites. **Oper Dent**, v. 42, p. 101-110, 2017.

TURSSI, C. P.; FERRACANE, J. L.; SERRA, M. C. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. **Dent Mater**, v. 21, p. 641-648, 2005.

VANOORBEEK, S., VANDAMME, K., LIJNEN, I., NAERT, I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth

restorations: a 3-year clinical study. **International Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 3, p. 223-230, 2010.

WEBER, K. R. **Fadiga e desgaste: como diferentes protocolos afetam o comportamento de uma vitrocerâmica**. Tese de doutorado – Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF. Universidade de Passo Fundo. Passo Fundo, 2020.

WENDLER, M.; BELLI, R.; VALLADARES, D.; PETSCHERT, A.; LOHBAUER, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 3: cyclic fatigue parameters and lifetime predictions. **Dent Mater**, v. 34, p. 910-921, 2018.

WENDLER, M.; KAIZER, M.R.; BELLI, R. LOHBAUER, U. ZHANG, Y. Sliding contact wear and subsurface damage of CAD/CAM materials against zirconia. **Dental Materials**, v. 36, p. 387-401, 2020.

WULFMAN, C.; KOENIG, V.; MAINJOT, A. K. Wear measurement of dental tissues and materials in clinical studies: A systematic review. **Dent Mater**, v. 34, p. 825-850, 2018.

ZHOU, Z. R.; ZHENG, J. Tribology of dental material: a review. **J Phys D Appl Phys**, v. 41, 2008.



UPF

UNIVERSIDADE
DE PASSO FUNDO

UPF Campus I - BR 285, São José
Passo Fundo - RS - CEP: 99052-900
(54) 3316 7000 - www.upf.br