



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

MANASSÉS TERCIO VIEIRA GRANGEIRO

**RESISTÊNCIA AO DESGASTE FISIOLÓGICO DA CAMADA DE
CARACTERIZAÇÃO DA CERÂMICA HÍBRIDA**

2020

MANASSÉS TERCIO VIEIRA GRANGEIRO

**RESISTÊNCIA AO DESGASTE FISIOLÓGICO DA CAMADA DE
CARACTERIZAÇÃO DA CERÂMICA HÍBRIDA**

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

Área: Prótese dentária. Linha de Pesquisa: Desempenho de materiais reabilitadores protéticos.

Orientador: Prof. Tit. Marco Antonio Bottino

Coorientadora: Profa. Dra. Lilian Costa Anami

São José dos Campos

2020

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2020]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

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

Grangeiro, Manassés Tercio Vieira

Resistência ao desgaste fisiológico da camada de caracterização da cerâmica híbrida / Manassés Tercio Vieira Grangeiro. - São José dos Campos : [s.n.], 2020.

51 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2020.

Orientador: Marco Antonio Bottino

Coorientadora: Lilian Costa Anami

1. Cerâmica. 2. Desgaste de restauração dentária. 3. Materiais dentários. I. Bottino, Marco Antonio, orient. II. Anami, Lilian Costa, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marco Antonio Bottino (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Renata Marques de Melo Marinho

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Tiago Moreira Bastos Campos

Instituto Tecnológico de Aeronáutica (ITA)

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 03 de fevereiro de 2020

Agradecimentos

À minha família, pelo amor, confiança, que mesmo à distância estiveram sempre ao meu lado me apoiando e dando forças para atingir meus objetivos.

Ao meu orientador Prof. Tit. Dr. Marco Antonio Bottino, por me orientar e acreditar no meu potencial, permitindo o meu crescimento científico com respeito e seriedade.

A minha coorientadora Prof^ª Dr^a Lilian Costa Anami, pela dedicação sem medir esforços para a realização do nosso trabalho.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora pelos conhecimentos transmitidos e pela contribuição na minha formação científica.

Aos meus amigos e colegas da pós-graduação por todas as contribuições nesta pesquisa.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, em convênio com a CAPES, pela bolsa concedida (Processo Fapesp nº 2018/04726-0).

SUMÁRIO

RESUMO	5
ABSTRACT.....	6
1 INTRODUÇÃO	7
2 REVISÃO DE LITERATURA	9
3 PROPOSIÇÃO	13
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	14
4.1 Confecção dos espécimes	14
4.2 Acabamento e polimento dos espécimes.....	15
4.3 Caracterização (maquiagem) dos espécimes	15
4.4 Determinação da massa dos pistões e espécimes	21
4.5 Análise da rugosidade dos espécimes	21
4.6 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	22
4.7 Simulação do desgaste fisiológico	23
4.8 Análise dos dados	27
5 RESULTADOS.....	28
6 DISCUSSÃO	42
REFERÊNCIAS	46

Grangeiro MTVG. Resistência ao desgaste fisiológico da camada de caracterização da cerâmica híbrida [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2020.

RESUMO

Este estudo avaliou a resistência ao desgaste fisiológico da camada de caracterização aplicada sobre cerâmica híbrida com diferentes tratamentos de superfície, em função do antagonista. Foram confeccionados 160 discos (12 mm de diâmetro, 1,2 mm de espessura) de cerâmica híbrida com polímero (Vita Enamic, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) e foram polidos com lixas de carvão de silício até # 1200 e divididas aleatoriamente em grupos experimentais ($n = 10$), de acordo com o tratamento da superfície da cerâmica previamente à caracterização e a finalização da cerâmica com camada de glaze ou não (P: amostras polidas sem caracterização; PG: amostras polidas, finalização com glaze; C: pigmentação convencional; CG: pigmentação convencional, finalização com glaze; J: jateamento; JG: jateamento, finalização com glaze; S: uso de silano autocondicionante; SG: uso de silano autocondicionante, finalização com glaze). Metade dos espécimes foram submetidos à simulação do desgaste fisiológico com aplicadores de esteatita, enquanto para a outra metade com aplicadores de cerâmica híbrida. Com auxílio de perfilômetro de contato foram analisados parâmetros de rugosidade. A rugosidade média R_a e espaçamento R_{Sm} foram analisados pela estatística ANOVA 3 fatores (tratamento de superfície x presença de glaze x antagonista), seguido por teste de Tukey com $\alpha=5\%$. Houve influência da interação dos 3 fatores na rugosidade média (R_a) da cerâmica PIC ($p=0,000$) e na interação 2 fatores (tratamento de superfície x presença glaze) na rugosidade de espaçamento R_{Sm} da cerâmica PIC ($p=0,011$). A cerâmica híbrida necessita de um tratamento de superfície para que seja realizada a caracterização extrínseca. A aplicação do glaze após a caracterização reduz a rugosidade superficial e o potencial de desgaste do antagonista.

Palavras-chaves: Cerâmica. Desgaste de restauração dentária. Materiais dentários.

Grangeiro MTVG. Resistance to physiological wear of the characterization layer of hybrid ceramic [dissertation]. São José dos Campos (SP): University of the State of São Paulo (Unesp), Institute of Science and Technology; 2020.

ABSTRACT

This study evaluated the resistance to physiological wear of the characterization layer applied over hybrid ceramic with different surface treatments, with different antagonists. One hundred and sixty discs were confectioned (12 mm of diameter, 1.2 mm of thickness) of hybrid ceramic with polymer (Vita Enamic, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Germany) and were polished with silicon carbide paper # 1200 and randomly divided into experimental groups (n = 10), according to the surface treatment previously to the characterization and finishing of the ceramic either with a glaze layer or not (P: samples polished without characterization; PG: polished samples with glaze finishing; C: conventional pigmentation; CG: conventional pigmentation finishing with glaze; J: sandblasting; JG: sandblasting, finishing with glaze; S: use of self-etching silane; SG: use of self-etching silane, finishing with glaze). Half of the specimens were submitted to simulation of physiological wear with steatite applicators, meanwhile for the other half, applicators of hybrid ceramic were used. With the aid of a contact profilometer, roughness parameters were analyzed. The mean roughness Ra and spacing roughness RSm were statistically analyzed by 3-way ANOVA (surface treatment x glaze presence x antagonist), followed by Tukey ($\alpha=5\%$). There was influence of interaction of the three factors in mean roughness (Ra) of hybrid ceramic ($p=0.000$) and in the interaction of two factors (surface treatment x glaze presence) in the spacing roughness RSm of the hybrid ceramic ($p=0.011$). Hybrid ceramic require a surface treatment for extrinsic characterization. Glaze application after characterization decreases surface roughness and wear potential of the antagonist.

Keywords: Ceramic. Restauration wear. Dental materials.

1 INTRODUÇÃO

As restaurações com desenho assistido e manufaturadas por computador (CAD/CAM) foram incorporadas na odontologia há mais de 25 anos (Fasbinder, 2010). A baixa taxa de fratura, elevada estética, baixo tempo de fabricação, reparo mais fácil e longevidade em restaurações cerâmicas fresadas deste modo tornam esse sistema cada vez mais confiável (Fasbinder, 2006; Miyazaki et al., 2009).

Dentre os tipos de cerâmicas fresadas, a cerâmica híbrida (Vita Enamic, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) possui em sua composição 86% de cerâmica feldspática e 14% de resina (UDMA e TEGDMA), que compõe uma rede de cerâmica com infiltrado polimérico (Schwenter et al., 2016). A cerâmica híbrida possui um módulo de elasticidade semelhante a dentina (Ramos et al., 2016), alta resistência à fratura e menor tempo de fresagem, ultrapassando os compósitos convencionais no que diz respeito às propriedades mecânicas (Coldea et al., 2013; Della Bona et al., 2014). Por possuir propriedades físicas semelhantes a estrutura dental, a cerâmica híbrida se diferencia das demais cerâmicas por resultar em menor desgaste do dente antagonista (Özarslan et al., 2016).

A rugosidade superficial das coroas em cerâmica é um parâmetro clinicamente importante por impactar no acúmulo de biofilme (Anami et al., 2012), na cinética de desgaste, coloração e percepção tátil do paciente (Lesage, 2011). O desgaste da superfície oclusal da cerâmica pode alterar o padrão de oclusão e prejudicar a estética (Heintze et al., 2008), a redução da dimensão em dentes posteriores pelo desgaste prejudica e limita o sucesso clínico (Rekow, Thompson, 2005). Sabe-se que a camada de glaze, aplicada e sinterizada sobre cerâmica se mantém por cerca de 12 anos em função (Garza et al., 2016), mas ainda não existem dados na literatura da durabilidade da camada de glaze fotoativada sobre cerâmica híbrida.

O acabamento manual, maquiagem e aplicação de glaze são os procedimentos mais eficazes para reduzir a rugosidade da superfície das restaurações indiretas, incluindo da cerâmica híbrida (Özarslan et al., 2016; Vichi et al., 2018). A técnica indicada pelo fabricante consiste em polimento com borrachas, condicionamento da superfície da restauração, aplicação da cor da maquiagem, polimerização, aplicação do glaze seguida de polimerização final (Vita Enamic® Polishing Set e Vita Enamic® Stains Kit, Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Alemanha). Sendo assim, o objetivo deste estudo será investigar o melhor tratamento de superfície da cerâmica híbrida polida, maquiada e maquiada + glaze quando submetido ao teste de fadiga deslizante.

2 REVISÃO DE LITERATURA

As cerâmicas odontológicas são materiais restauradores indiretos que se tornaram uma escolha frequente entre os pacientes e profissionais da Odontologia, devido a capacidade de mimetizar as estruturas dos dentes naturais e possuir propriedades biomecânicas favoráveis (Della Bona, 2009).

A partir da introdução de materiais cerâmicos monolíticos, as propriedades mecânicas e estéticas foram aprimoradas, principalmente pela eliminação de fatores desencadeadores de falhas como as tensões residuais. Esse fato ocorre devido a homogeneidade da composição dos blocos compactos pré-fabricados o que torna esse material mais resistente a fratura (Souza et al., 2012; Tanaka et al., 2016).

As cerâmicas podem ser classificadas como ácidorresistentes e ácidossensíveis, devido à resistência de degradação da superfície quando exposta ao ataque de ácido fluorídrico (Valandro et al., 2005). Uma classificação mais recente separa em três grupos de acordo com a constituição e microestrutura de cada material, como, cerâmica de matriz vítrea, cerâmica policristalina e cerâmicas com matriz resinosa (Gracis et al., 2015).

As cerâmicas vítreas possuem excelente características estéticas, devido a elevada translucidez do material, no entanto essa característica é inversamente proporcional a resistência mecânica. A presença do conteúdo cristalino eleva as propriedades mecânicas, portanto, quanto maior o teor cristalino maior a resistência a fratura do material (Kelly et al., 1996).

Outro fator que pode influenciar na escolha do sistema cerâmico é a resistência ao desgaste dos materiais e o comportamento de desgaste do dente antagonista, já que materiais com elevado módulo de elasticidade e dureza proporciona danos abrasivos irreversíveis ao antagonista (Ludovichetti et al.,

2018). O desgaste da estrutura dental está relacionado a perda do tecido duro, mas que não se associa a cárie dentária ou traumatismo dentário (Hattab, Yassin, 2000). Logo, é um processo fisiológico natural que acontece durante toda a vida.

Já o desgaste acelerado ou agressivo pode causar danos como a hipersensibilidade dentinária, doenças periodontais ou até mesmo exposição pulpar (Addy, 2005). A literatura relata que o desgaste entre 15 a 40 μm por ano é considerado normal e tem importância para a manutenção do sistema estomatognático (Lambrechts et al., 1989).

O desgaste em estágio inicial pode eliminar contato prematuro e estabelecer uma oclusão estável, já em estágio médio pode reduzir a altura das cúspides e diminuir as forças laterais nos tecidos periodontais (Berry, Poole, 1974), enquanto que no estágio avançado pode sincronizar a proporção coroa e raiz e reduzir a carga dos tecidos periodontais (Kaidonis, 2008).

Em muitos casos, restaurações em cerâmica são utilizadas para substituição do esmalte dentário, logo, o desgaste do dente antagonista é dependente do comportamento do material restaurador (Beyth et al., 1993). As cerâmicas tradicionais podem induzir o desgaste excessivo do dente antagonista podendo levar a destruição de anatomia, grande perda de tecido dental como até desordens da articulação temporomandibular (DeLong et al., 1989).

Sendo assim, os compósitos resinosos não mantêm a estabilidade estrutural ao longo prazo, devido à baixa resistência ao desgaste, problemas de microinfiltração e manchamento (Savabi et al., 2011). Isso condiz principalmente em pacientes com bruxismo. Portanto, um dos principais problemas enfrentados no cotidiano clínico estão relacionadas as falhas desses materiais, e os profissionais buscam materiais que propiciem uma longevidade das restaurações indiretas, como também, evitar o desgaste excessivo dos dentes naturais.

Visando reduzir a capacidade de desgaste ao antagonista em comparação as cerâmicas tradicionais, o material a base de cerâmica feldspática e polímeros

foi recentemente lançado, chamado de cerâmica híbrida (Nguyen, 2014). Esse material é composto por 86% de cerâmica feldspática e 14% de polímero resinoso (UDMA e TEGDMA), sendo assim, nomeada como cerâmica híbrida também chamada de cerâmica infiltrada por polímero (Coldea et al., 2013).

A aparição do primeiro estudo avaliando o comportamento mecânico da cerâmica híbrida, no que tange ao módulo de elasticidade, dureza e tenacidade a fratura iniciou em 2011. Foi observado que a interação entre os componentes (cerâmica feldspática e polímero) manifestavam uma característica específica desse material, o módulo de elasticidade semelhante a estrutura dental natural (He, Swain, 2011), que permite uma rápida usinagem tornando-o uma escolha viável como material restaurador (Albero et al., 2015).

A rugosidade da superfície das restaurações em cerâmica híbrida pode desencadear o sucesso clínico das restaurações dentárias, bem como o tratamento de superfície é um fator determinante desde a aplicação do ácido fluorídrico, silanização, uso de borrachas abrasivas e glazeamento (Özarslan et al., 2016). Uma vez que o coeficiente de fricção e atrito difere entre os materiais cerâmicos e pode causar desgaste no esmalte dentário (Lee et al., 2014).

A presença da umidade e forças mastigatórias repetidas presentes na cavidade oral, são fatores importantes para a simulação de testes que validem a resistência de uma cerâmica a propagação de fratura (Teixeira et al., 2007). Ainda que, diversos são os fatores que influenciam o desgaste dentário na cavidade oral, como atrito, corrosão e abrasão (Tsujimoto et al., 2018), tornando complexo o teste que simule o processo do desgaste natural.

A Organização Internacional de Padronização (ISO) publicou um guia de orientações em 2001 para a realização de testes de materiais dentários em que foram definidas 8 simulações de testes de desgaste em dois e três corpos (ISO 2001). Dentre esses podemos destacar o teste de fadiga deslizante, que possibilita o dimensionamento do desgaste através do volume perdido pelo material (Tribst

et al., 2018). Logo, é de fundamental importância testes que realizam a simulação de ensaio mastigatório do tipo fadiga deslizante, pois, além de avaliar a mecânica do desgaste do material, também avalia o modo de falha da cerâmica (Bonfante et al., 2010).

Kaizer et al. (2019) avaliaram o desgaste e rugosidade de uma cerâmica vítrea e uma zircônia sob fadiga deslizante em diferentes antagonistas. Nesse estudo, foi realizado o acompanhamento do desgaste dos espécimes e antagonistas através de moldagens sob diferentes intervalos até 450.000 ciclos e uma carga cíclica de 50 N. Foi observado que as cerâmicas vítreas são mais susceptíveis ao desgaste e mais abrasivos ao antagonista em relação a zircônia.

Recentemente, no estudo de Ludovichetti et al. (2018) que avaliou o comportamento do desgaste de cerâmicas feldspática, dissilicato de lítio e cerâmica híbrida através do teste de 3 corpos. Nesse estudo foi observado que a cerâmica híbrida foi o material que causou o menor desgaste no esmalte bovino, no entanto, esse material resultou em uma maior rugosidade de superfície avaliado através de um perfilômetro de superfície.

Diversos estudos relatam o comportamento da cerâmica híbrida frente a simulação de mastigação, seja por fadiga axial, como também fadiga deslizante. No entanto os dados são referentes a perda do volume do material em antagonista a outra cerâmica ou esmalte dentário. Ainda não há relatos sobre o comportamento da cerâmica híbrida caracterizada (maquiada) submetida ao desgaste simulado por fadiga deslizante.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo objetiva-se:

- a) Avaliar o desgaste da camada de caracterização da cerâmica híbrida quando aplicada após diferentes tratamentos de superfície;
- b) Avaliar o desgaste da camada de caracterização da cerâmica híbrida na ausência da camada de glaze;
- c) Avaliar o desgaste da camada de caracterização da cerâmica híbrida em função do antagonista.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Confeção dos espécimes

Os blocos cerâmicos de Vita Enamic foram arredondados inicialmente através de uma máquina de polimento (EcoMet™/AutoMet™250, Buehler, Illinois, EUA) (Figura 1), obtendo cilindros de 12 mm de diâmetro. Em seguida os cilindros foram fatiados em discos de 1,2 mm de espessura (Figura 2) e 12 mm de diâmetro (Figura 3) através da máquina de corte (Isomet® 1000, Precision Sectioning Saw, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) (Figura 4), perfazendo um total de 160 discos.

Figura 1 – Máquina de polimento



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 2 – Espessura do espécime



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3 – Diâmetro do espécime



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 4 – Máquina de corte



Fonte: Elaborado pelo autor.

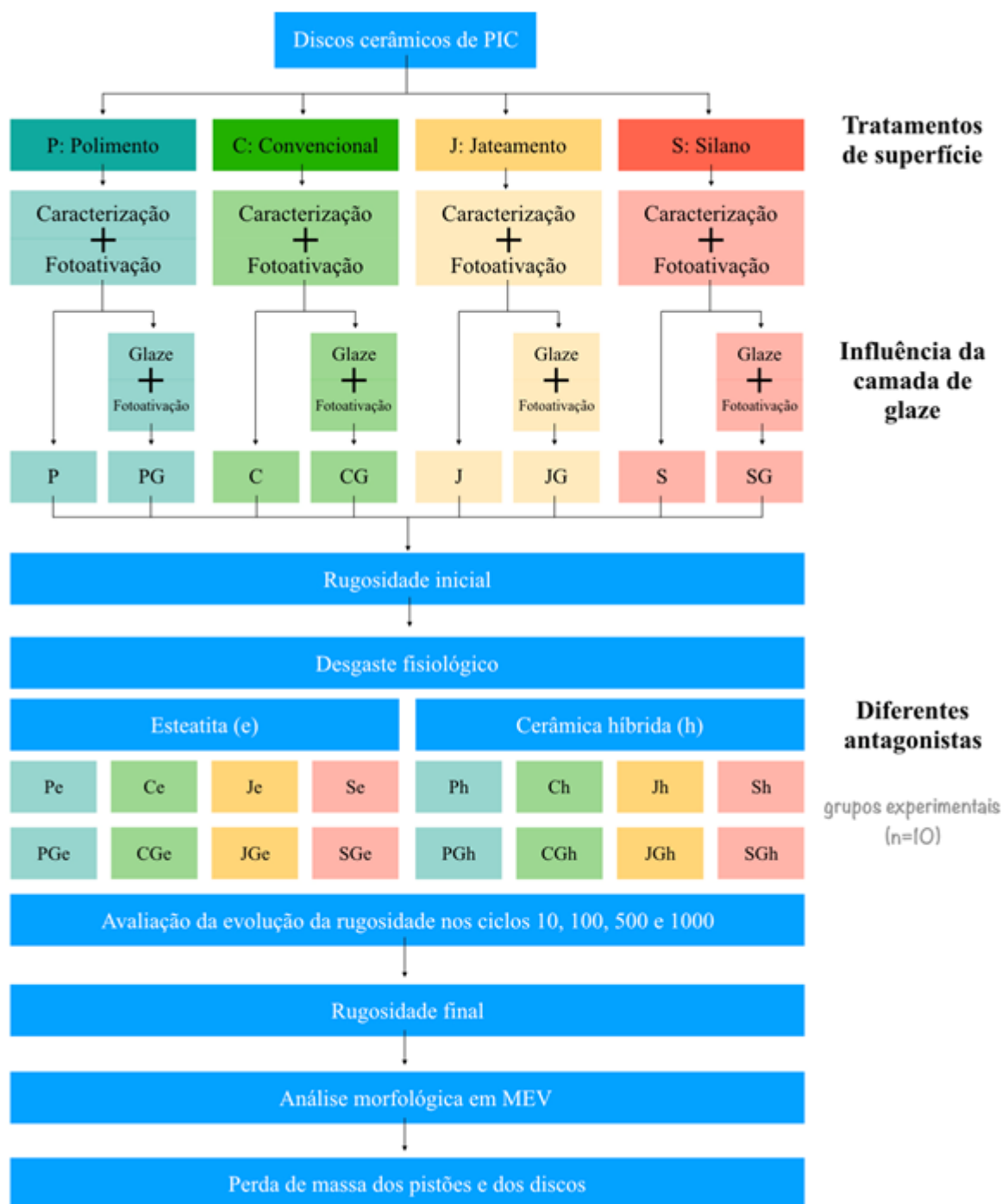
4.2 Acabamento e polimento dos espécimes

Os discos receberam polimento sob refrigeração de água com lixas d'água com granulações #300, #600 e #1200 na máquina de polimento (EcoMet™/AutoMet™250, Buehler, Illinois, EUA) (Figura 1). O tempo de contato de cada superfície das amostras nas lixas foi padronizado em 20 segundos.

4.3 Caracterização (maquiagem) dos espécimes

Os discos foram aleatoriamente divididos em 8 grupos, de acordo com o tratamento de superfície prévio à caracterização, com ou sem aplicação de glaze (Figura 5; Quadro 1).

Figura 5 – Grupos experimentais



Fonte: Elaborado pelo autor.

Quadro 1 – Grupos, composição e nome comercial dos materiais, tratamentos de superfície da cerâmica híbrida prévios à caracterização e finalização com aplicação de glaze

Grupos	Composição / Nome comercial (fabricante)	Tratamento de Superfície	Finalização
P	Sílica, Vidro (86%), UDMA e TEGDMA (14%) Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha	Amostras polidas sem aplicação de maquiagem	-
PG			Glaze
C		Protocolo convencional com ataque de (5% ácido hidrofúorídrico durante 60 s), limpeza (banho ultra-sônico com água destilada por 10 min) e silanização.	-
CG			Glaze
J		Jateamento (J) com Al ₂ O ₃ , 50 µm, a 1 bar, limpeza (banho ultra-sônico com água destilada por 10 min) e silanização.	-
JG			Glaze
S		Silanização com silano etch-prime (S) e limpeza (banho ultra-sônico com água destilada por 10 min).	-
SG			Glaze

Fonte: Elaborado pelo autor.

Todos os espécimes foram polidos com lixas de granulação #300, #600 e #1200 durante 20 segundos para cada superfície. Os espécimes do grupo P foram somente polidos até a lixa de granulação #1200. O Grupo PG corresponde ao mesmo tratamento do grupo P acrescido da aplicação do glaze (Vita Enamic® Glaze, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha). Após a aplicação do glaze, foi realizada a polimerização através do fotopolimerizador (Valo LED, Ultradent, South Jordan, UT) durante 30 segundos pela configuração Xtra power (3200 mW/cm²).

Os espécimes dos grupos C e CG foram submetidos a aplicação do ácido hidrofúorídrico (Vita Enamic® Cera-Etch, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen,

Alemanha) durante 60 segundos em uma superfície de cada espécime (Figura 6), seguido de banho ultrassônico por 10 minutos em água destilada.

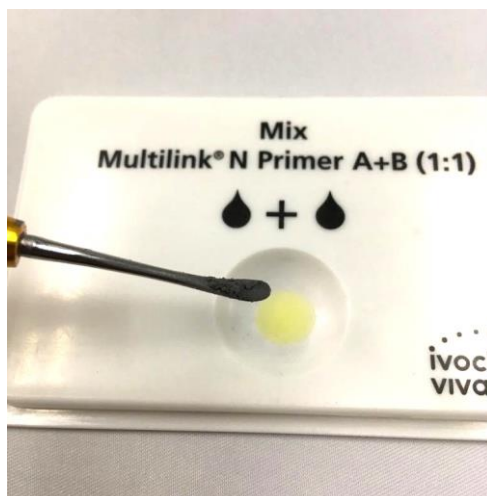
Figura 6 – Aplicação do ácido hidrofúorídrico.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após secagem dos espécimes foi aplicado um agente adesivo (Vita Adiva® C-Prime, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) e após 30 minutos foi aplicado uma fina camada de pigmentação (Vita Enamic® Stain, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) na cor preta pela proporção de 1 porção de pó para uma de líquido (Vita Enamic® Stains Liquid, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) (Figura 7).

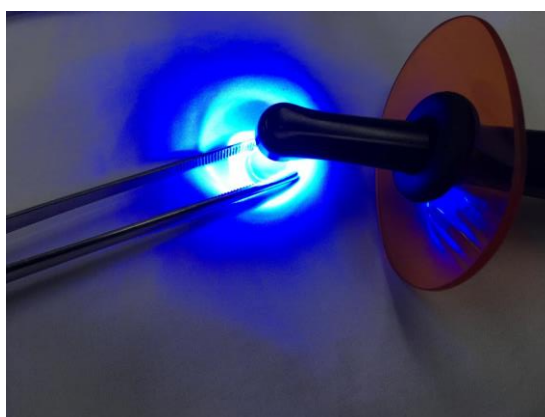
Figura 7 – Proporção do pó e líquido da pigmentação



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a aplicação da pigmentação, foi realizada a polimerização através do fotopolimerizador (Valo LED, Ultradent, South Jordan, UT) durante 6 segundos pela configuração Xtra power (3200 mW/cm^2) (Figura 8).

Figura 8 – Fotopolimerização da camada de caracterização.



Fonte: Elaborado pelo autor.

No grupo CG os espécimes foram finalizados com aplicação do glaze (Vita Enamic® Glaze, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) seguida de polimerização através do fotopolimerizador (Valo LED, Ultradent, South Jordan, UT) durante 30 segundos pela configuração Xtra power (3200 mW/cm²).

Para os espécimes dos grupos J e JG foi realizado o jateamento com partículas de óxido de alumínio (Al₂O₃) 50 µm, a 1 bar durante 10 segundos (Óxido de Alumínio, Bio-Art, São Carlos, SP) seguido de banho ultrassônico por 10 minutos em água destilada. Após secagem foi realizado a aplicação do agente adesivo (Vita Adiva® C-Prime, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) e após 30 minutos foi aplicado uma fina camada de pigmentação (Vita Enamic® Stain, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) na cor preta pela proporção de 1 porção de pó para uma de líquido (Vita Enamic® Stains Liquid, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha).

Já o grupo JG os espécimes receberam, após a polimerização da camada de pigmentação, a aplicação uma fina camada de glaze (Vita Enamic® Glaze, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) e polimerização através do fotopolimerizador (Valo LED, Ultradent, South Jordan, UT) durante 30 segundos pela configuração Xtra power (3200 mW/cm²).

Os espécimes dos grupos S e SG foram condicionados com adesivo (Monobond® Etch & Prime, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durante 20 segundos com uma ligeira pressão através de um microbrush, seguida de banho ultrassônico por 5 minutos. Após secagem foi aplicado uma fina camada de pigmentação (Vita Enamic® Stain, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) na cor preta pela proporção de 1 porção de pó para uma de líquido (Vita Enamic® Stains Liquid, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha). Para o grupo SG os espécimes receberam, ainda, uma fina camada de glaze (Vita Enamic® Glaze, Vita Zhanfabrick, Bad Säckingen, Alemanha) que foi fotoativada (Valo LED,

Ultradent, South Jordan, UT) durante 30 segundos pela configuração Xtra power (3200 mW/cm²).

4.4 Determinação da massa dos pistões e espécimes

A massa dos espécimes e pistões foram determinados através de uma balança analítica (Ohaus Adventurer, Barueri, SP) (Figura 9).

Figura 9 – Balança Analítica



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.5 Análise da rugosidade dos espécimes

Foi realizada a rugosidade superficial dos espécimes com o auxílio do rugosímetro de contato (Surftest SJ-210, Mitutoyo, Tóquio, Japão) (Figura 10) e

analisado o parâmetro Ra (rugosidade média). Foram realizadas duas leituras paralelas para cada angulação estabelecida (0° , 45° e 90°), totalizando seis leituras por espécime. Os parâmetros estabelecidos para análise da rugosidade foram: ISO 1997, distância de 6,0 mm, range 800, filtro Gaussiano, cut-off λ_c de 0,8 mm e uma velocidade de 0,5 mm/s. Foram calculados valores médios de cada parâmetro para cada amostra.

Figura 10 – Rugosímetro de Contato.



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.6 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Um espécime aleatório de cada grupo foi analisado quanto a sua morfologia superficial em microscópio eletrônico de varredura (MEV, Inspect S 50, FEI Company, Brno, República Tcheca) (Figura 11).

Figura 11 – Microscópio Eletrônico de Varredura



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.7 Simulação do desgaste fisiológico

Foram realizados inúmeros estudos pilotos a fim de estabelecer a metodologia ideal para que a análise referisse ao desgaste da camada de caracterização e não do próprio material do espécime. A simulação do desgaste foi realizada em uma máquina de ensaio (Biocylce V2, Biopdi, São Carlos, SP) (Figura 12).

Figura 12 – Cicladora Mecânica com Sliding



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os antagonistas utilizados no ensaio foram cilindros de Esteatita (Cerâmica Chiarotti, Jaguariúna, SP) e PIC adaptados a mandris personalizados (Figura 13).

Figura 13 – Pistões adaptados nos mandris: esteatita e PIC

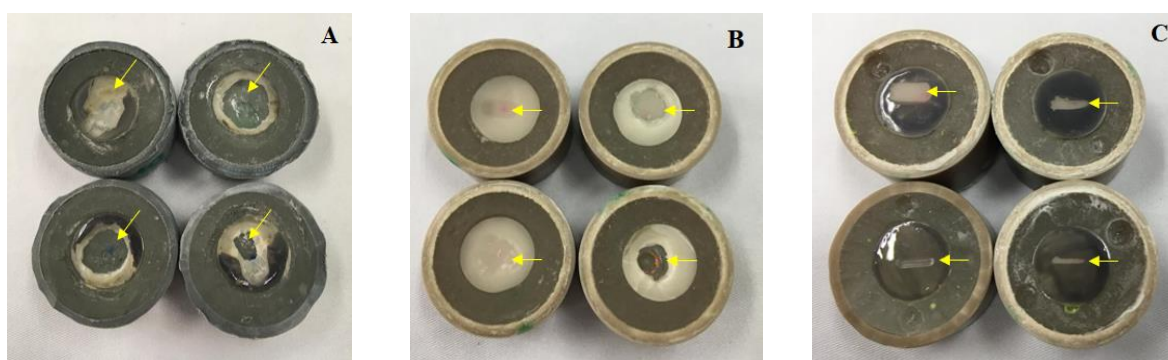


Fonte: Elaborada pelo autor.

A metodologia inicialmente prevista utilizava os parâmetros de Alves et al. (2016) que consistia em 300.000 ciclos a 30N com deslocamento horizontal de 6 mm, a uma frequência de 1,7 Hz, imersos em água destilada e em temperatura ambiente. Apesar da carga parecer alta para um material híbrido, um estudo recente Kaizer et al. (2019) testou em set-up semelhante (não idêntico) cerâmica híbrida por 450.000 ciclos a 50 N. Até então nenhum artigo de avaliação da camada de caracterização sobre PIC foi publicado, não existem dados sobre a resistência ao desgaste desta camada específica.

Na figura 14, temos três imagens, na primeira (A) espécimes submetidos a 300 mil ciclos a 50 N de carga com antagonista em esteatita. Pela extensa destruição a carga e o número de ciclos foram reduzidos. Na imagem (B) apresenta os espécimes submetidos a 100 mil ciclos a 30 N carga com antagonista em esteatita. Observa-se destruição do material cerâmico e camada de interesse, a camada de caracterização. Já na imagem (C) apresenta as imagens dos espécimes submetidos a 5 mil ciclos a 15 N de carga com antagonista em esteatita.

Figura 14 – Imagens de amostras submetidas a diferentes cargas e ciclos de fadiga



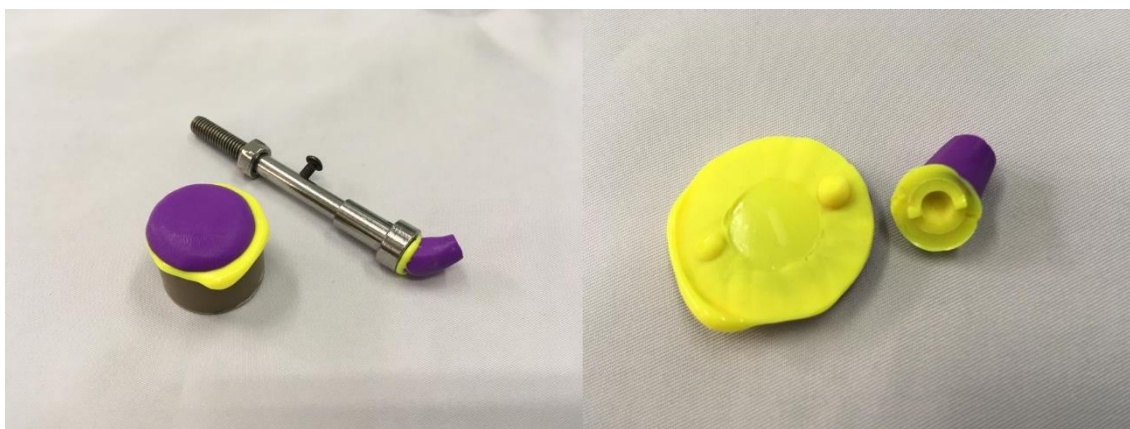
Legenda: em A, espécimes submetidos a 300 mil ciclos e 50 N de carga, em B, espécimes submetidos a 100 mil ciclos e 30 N de carga, em C, espécimes submetidos a 5 mil ciclos e 15 N de carga.

Fonte: Elaborada pelo autor.

O equipamento foi adaptado para realização de carregamento de 15 N, assim como realizado por Ludovichetti et al. (2018), e com ciclagem limitada a 5 mil ciclos, uma vez que a camada de caracterização com ou sem glaze se mostrou muito mais frágil do que o substrato PIC. Para avaliação minuciosa da degradação sofrida por esta ao longo glaze deste protocolo de desgaste fisiológico, foi realizada moldagens com silicone por reação de adição pesado+leve (Scan, Yller, Pelotas, RS), das superfícies dos espécimes e da ponta dos aplicadores (Figura 17) antes do início da ciclagem e nos ciclos 10, 100, 500, 1000 e 5000, de forma semelhante ao que foi realizado por Ludovichetti et al. (2018). Para isto, o equipamento de fadiga é pausado, o tanque de água é esvaziado, os espécimes e aplicador são secos com jatos de ar e o procedimento de moldagem é realizado sem remover os espécimes do dispositivo.

Foram obtidas réplicas em gesso tipo IV com intervalo máximo de 7 dias após a moldagem a partir de onde foi avaliado a evolução dos parâmetros de rugosidade.

Figura 15 – Molde do espécime e da ponta aplicadora de carga.



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.8 Análise dos dados

Os dados de rugosidade foram tabulados e foi realizada uma análise descritiva dos dados de rugosidade inicial para os parâmetros Ra e RSm. Os dados evolutivos da rugosidade média dos elementos do perfil no decorrer do ensaio de desgaste fisiológico foram descritos através de gráfico. Em seguida, após checagem dos pressupostos da normalidade e homocedasticidade (Minitab 19), a diferença entre rugosidade final e inicial para os parâmetros Ra e RSm foi individualmente analisada por ANOVA 3 fatores (tratamento de superfície x presença de glaze x antagonista), seguido por teste de Tukey, ambos com $\alpha=5\%$.

A distribuição dos dados de perda de massa dos pistões e dos discos foi analisada pelo teste de Shapiro-Wilk (Minitab 19) e, devido a distribuição não normal e não homocedástica dos mesmos, estes foram submetidos aos testes de Kruskal Wallis seguido por Mann-Whitney para comparações 2 a 2 dentro de cada um dos antagonistas.

5 RESULTADOS

5.1 Análise da rugosidade de superfície

A Tabela 1 apresenta a estatística descritiva para os dados iniciais de rugosidade média (Ra) e largura média ou espaçamento (RSm) dos espécimes.

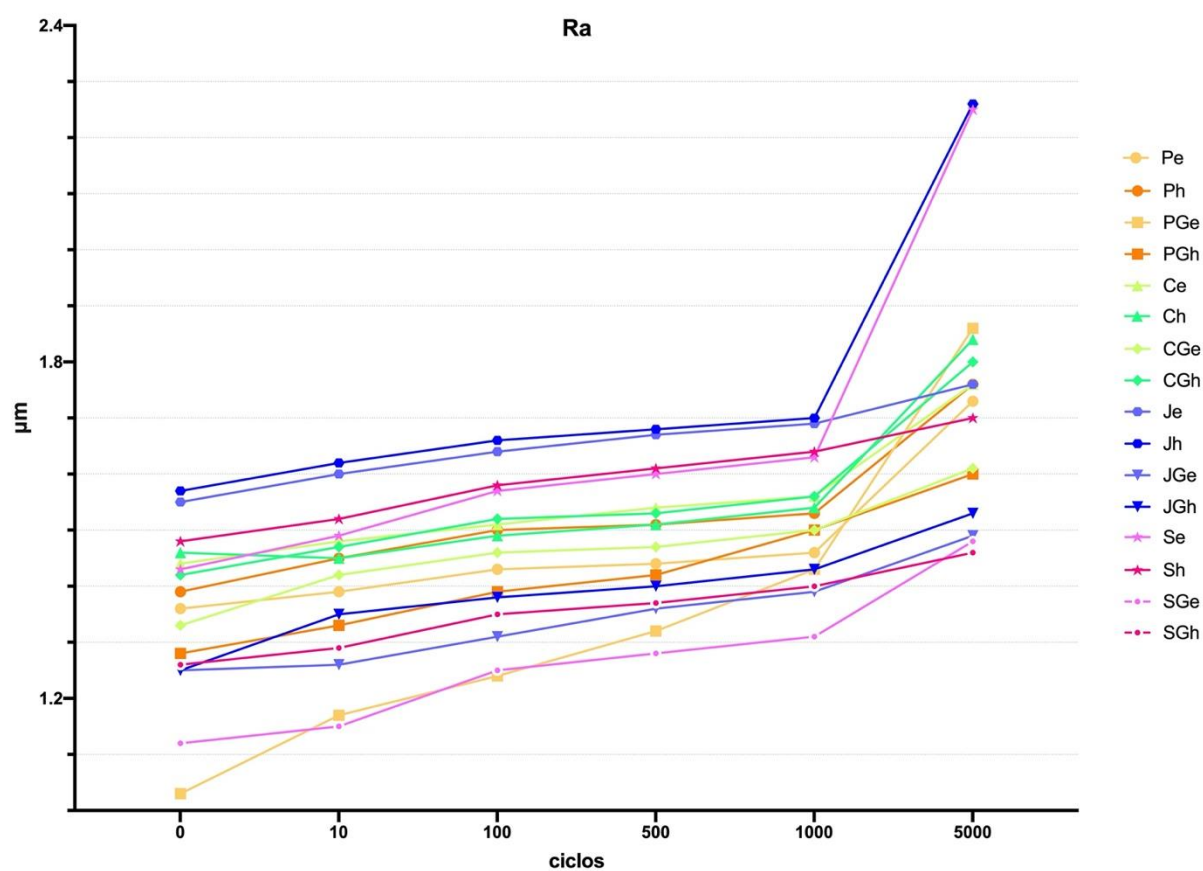
Tabela 1. Média $\pm$ desvio padrão dos dados de rugosidade média, Ra em μm , e rugosidade largura média (RSm) para os tratamentos de superfície testados na cerâmica híbrida com polímero (PIC)

	Ra		RSm	
	sem glaze	com glaze	sem glaze	com glaze
P	$1,36 \pm 0,04$	$1,03 \pm 0,11$	$88,91 \pm 6,27$	$77,25 \pm 9,09$
C	$1,44 \pm 0,03$	$1,33 \pm 0,12$	$85,31 \pm 5,06$	$84,50 \pm 10,11$
J	$1,55 \pm 0,05$	$1,25 \pm 0,05$	$83,96 \pm 7,02$	$67,50 \pm 6,95$
S	$1,43 \pm 0,08$	$1,12 \pm 0,06$	$80,96 \pm 8,52$	$100,08 \pm 13,6$

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 16 apresenta gráficos de linhas da rugosidade média (Ra) da cerâmica PIC durante o ensaio de desgaste fisiológico entre os intervalos estabelecidos. Observa-se que, o desgaste

Figura 16 - Gráfico de pontos da evolução da rugosidade média (Ra) da cerâmica PIC durante o ensaio de desgaste fisiológico



Fonte: Elaborado pelo autor.

A estatística de ANOVA 3 fatores apontou que houve influência da interação dos 3 fatores (tratamento de superfície x presença de glaze x antagonista) na rugosidade média (Ra) da cerâmica PIC ($p=0,000$) (Tabela 2).

Tabela 2. Estatística ANOVA 3 fatores dos dados de rugosidade Ra de PIC

Fonte	GL	SQ	QM	Valor F	Valor p
Presença de glaze	1	0,1199	0,11990	2,45	0,119
Antagonista	1	0,3881	0,38809	7,94	0,006
Tratamento	3	0,4075	0,13582	2,78	0,043
Glaze*Antagonista	1	0,0731	0,07310	1,50	0,223
Glaze*Tratamento	3	1,1871	0,39571	8,10	0,000
Antagonista*Tratamento	3	2,4439	0,81462	16,67	0,000
Glaze*Antagonista*Tratamento	3	1,5541	0,51804	10,60	0,000
Error	144	7,0384	0,04888		
Total	159	13,2121			

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na comparação entre os tratamentos de superfície, a aplicação do silano autocondicionante (S) resultou na maior rugosidade média, enquanto as amostras polidas (P) apresentaram a menor média de rugosidade. Após a aplicação do glaze tais diferenças não foram mais significantes entre os grupos.

Amostras que receberam polimento e tratamento de superfície convencional não apresentaram diferenças em rugosidade média na ausência (P/C) ou presença (PG/CG) de glaze. Já as amostras que receberam jateamento ou silano e glaze (JG/SG) apresentaram maiores valores de rugosidade média na ausência de glaze (J/S).

Tabela 3. Grupamentos homogêneos do teste de Tukey para os dados de rugosidade Ra de PIC

	esteatita	enamic
P	$0,37 \pm 0,17^{Ba}$	$0,36 \pm 0,28^{Ba}$
PG	$0,83 \pm 0,47^{Aa}$	$0,32 \pm 0,20^{Ab}$
C	$0,32 \pm 0,17^{Ba}$	$0,41 \pm 0,24^{Ba}$
CG	$0,29 \pm 0,08^{Ba}$	$0,38 \pm 0,26^{Aa}$
J	$0,21 \pm 0,02^{Cb}$	$0,69 \pm 0,43^{Aa}$
JG	$0,24 \pm 0,11^{Ba}$	$0,28 \pm 0,06^{Aa}$
S	$0,82 \pm 0,19^{Aa}$	$0,24 \pm 0,14^{Bb}$
SG	$0,36 \pm 0,12^{Ba}$	$0,20 \pm 0,08^{Aa}$

Letras maiúsculas: comparação entre colunas (tratamento de superfície). Letras minúsculas: comparação entre linhas (antagonista). *: comparação entre presença/ausência de glaze.

Fonte: Elaborado pelo autor.

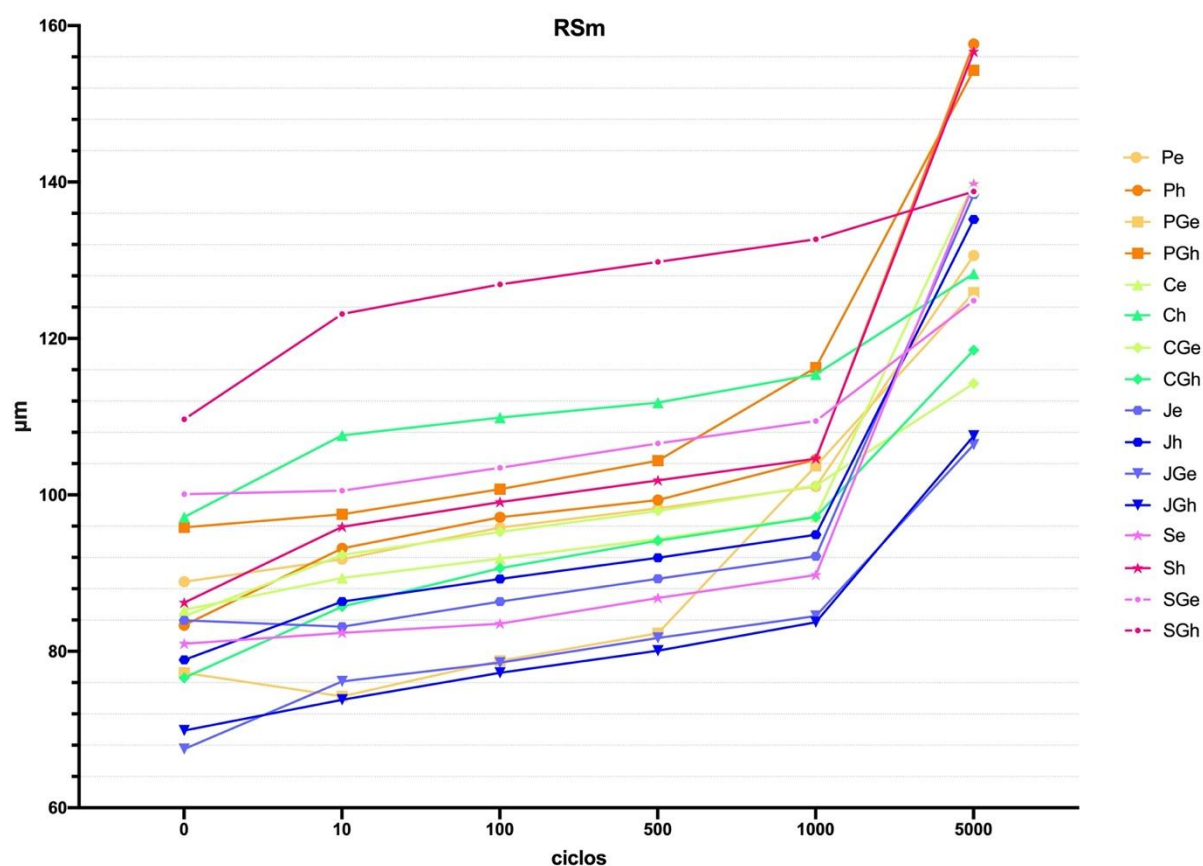
A Tabela 4 apresenta a estatística descritiva para os dados de rugosidade de espaçamento (RSm).

Tabela 4 - Estatística descritiva dos dados de rugosidade RSm de PIC

	esteatita	enamic
P	$41,68 \pm 14,76$	$74,30 \pm 47,41$
PG	$48,60 \pm 11,57$	$58,44 \pm 46,56$
C	$54,55 \pm 24,69$	$31,12 \pm 0,90$
CG	$29,72 \pm 19,89$	$41,90 \pm 20,80$
J	$54,45 \pm 32,19$	$56,31 \pm 37,14$
JG	$38,94 \pm 27,81$	$37,68 \pm 17,20$
S	$58,76 \pm 46,69$	$70,45 \pm 45,11$
SG	$24,74 \pm 13,02$	$14,12 \pm 12,75$

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 17 - Gráfico de pontos da evolução da rugosidade de espaçamento (RSm) da cerâmica PIC durante o ensaio de desgaste fisiológico



Fonte: Elaborada pelo autor.

A estatística de ANOVA 3 fatores apontou que houve influência da interação de 2 fatores (tratamento de superfície x presença de glaze) na rugosidade de espaçamento (RSm) da cerâmica PIC ($p=0,003$) (Tabela 5).

Tabela 5. Estatística ANOVA 3 fatores dos dados de rugosidade RSm de PIC

Fonte	GL	SQ	QM	Valor F	Valor p
Presença de glaze	1	7250	7249,6	8,06	0,005
Antagonista	1	1802	1802,2	2,00	0,159
Tratamento	3	10414	3471,2	3,86	0,011
Glaze*Antagonista	1	804	803,5	0,89	0,346
Glaze*Tratamento	3	10369	3456,2	3,84	0,011
Antagonista*Tratamento	3	3000	1000,1	1,11	0,346
Glaze*Antagonista*Tratamento	3	2362	787,4	0,88	0,455
Error	144	129489	899,2		
Total	159	165489			

Fonte: Elaborada pelo autor.

A presença de glaze não influenciou a rugosidade de espaçamento (RSm), mas a esteatita como antagonista resultou em maior rugosidade, seguida por cerâmica híbrida. As superfícies tratadas com polimento apresentaram maior perda de rugosidade, e os demais tratamentos foram semelhantes entre si.

Tabela 6. Grupamentos homogêneos do teste de Tukey para os dados de rugosidade Rz de PIC

Grupos	Presença de glaze*Tratamento	N	Mean	Grouping		
PG	com P	20	0,5740	A		
S	sem S	20	0,5305	A	B	
J	sem J	20	0,4470	A	B	C
P	sem P	20	0,3660	A	B	C
C	sem C	20	0,3490		B	C
CG	com C	20	0,3365		B	C
SG	com S	20	0,2970			C
JG	com J	20	0,2660			C

* Médias que não compartilham a mesma letra maiúsculas são estatisticamente diferentes.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 7 apresenta a estatística descritiva para os dados de perda de massa das amostras, em relação aos antagonistas, durante o ensaio de fadiga.

A estatística de Kruskal Wallis apontou que houve influência do tratamento de superfície na perda de massa das amostras durante o ensaio de desgaste fisiológico para o antagonista esteatita ($p=0,012$), mas não houve para a cerâmica híbrida ($p=0,246$). Para esteatita, Mann-Whitney apontou que JG perdeu mais massa que os demais grupos.

Tabela 7 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados de massa perdida das amostras durante o ensaio de fadiga e grupamentos homogêneos do teste de Mann-Whitney

	Esteatita	Enamic
P	0,0029 $\pm$ 0,001 ^{BC}	0,0030 $\pm$ 0,004
PG	0,0018 $\pm$ 0,001 ^C	0,0021 $\pm$ 0,002
C	0,0034 $\pm$ 0,001 ^{BC}	0,0010 $\pm$ 0,001
CG	0,0020 $\pm$ 0,001 ^C	0,0017 $\pm$ 0,003
J	0,0011 $\pm$ 0,001 ^C	0,0026 $\pm$ 0,005
JG	0,0042 $\pm$ 0,002 ^A	0,0024 $\pm$ 0,004
S	0,0036 $\pm$ 0,001 ^B	0,0022 $\pm$ 0,002
SG	0,0029 $\pm$ 0,001 ^{BC}	0,0023 $\pm$ 0,001

Letras maiúsculas: comparação entre grupos antagonista esteatita.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 8 apresenta a estatística descritiva para os dados de perda de massa dos pistões, em relação às amostras, durante o ensaio de fadiga.

A estatística de Kruskal Wallis apontou que houve influência do tratamento de superfície na perda de massa dos pistões durante o ensaio de desgaste fisiológico para o antagonista esteatita ($p=0,000$), mas não houve para a cerâmica híbrida ($p=0,632$). Para esteatita, Mann-Whitney apontou que C e JG perderam menos massa em comparação com os demais grupos.

Tabela 8 - Média $\pm$ desvio padrão dos dados de massa perdida dos pistões durante o ensaio de fadiga e grupamentos homogêneos do teste de Mann-Whitney

	Esteatita	Enamic
P	0,0014 $\pm$ 0,003 ^A	0,0001 $\pm$ 0,0001
PG	0,0014 $\pm$ 0,001 ^B	0,0001 $\pm$ 0,0001
C	0,0010 $\pm$ 0,001 ^D	0,0001 $\pm$ 0,0001
CG	0,0014 $\pm$ 0,003 ^A	0,0001 $\pm$ 0,0001
J	0,0005 $\pm$ 0,001 ^C	0,0001 $\pm$ 0,0001
JG	0,0001 $\pm$ 0,001 ^D	0,0001 $\pm$ 0,0000
S	0,0006 $\pm$ 0,001 ^C	0,0001 $\pm$ 0,0000
SG	0,0004 $\pm$ 0,003 ^C	0,0001 $\pm$ 0,0000

Letras maiúsculas: comparação entre grupos antagonista esteatita

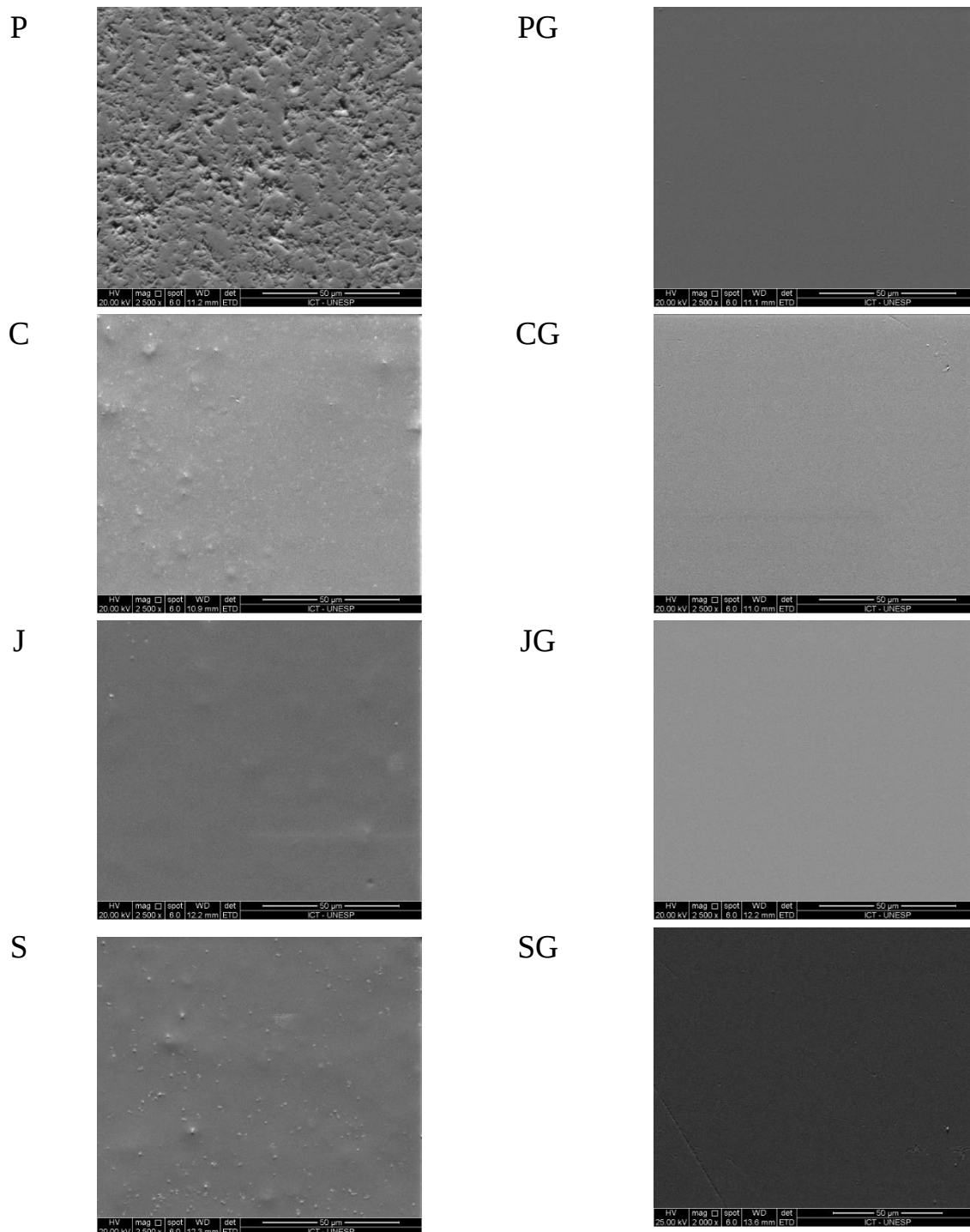
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Análise de superfície com Microscopias Eletrônicas de Varredura (MEV)

A Figura 18 apresenta as imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) de amostras aleatórias representativas dos grupos experimentais sem desgaste. Observou-se diferenças topográficas nas superfícies entre os grupos sem e com a aplicação do glaze.

Entre os grupos sem glaze o espécime do grupo P mostra poros advindos do polimento e apresentou uma maior irregularidade superficial, enquanto C, J e S apresentaram uma superfície mais homogênea. Os espécimes com aplicação do glaze dos grupos PG, CG, JG apresentaram superfícies mais homogêneas, enquanto o espécime do grupo SG apresentou irregularidades ou acúmulo em “ilhas”.

Figura 18 – Micrografias de amostras representativas antes da simulação do desgaste fisiológico



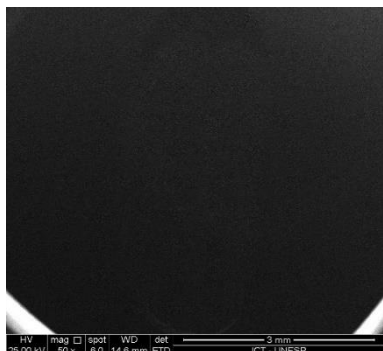
Legenda: a coluna da esquerda apresenta espécimes dos grupos P, C, J e S respectivamente em aumento de 2500x. A coluna da direita apresenta espécimes com glaze dos grupos PG, CG, JG em aumento de 2.500x e SG em aumento de 2.000x.

Fonte: Elaborada pelo autor.

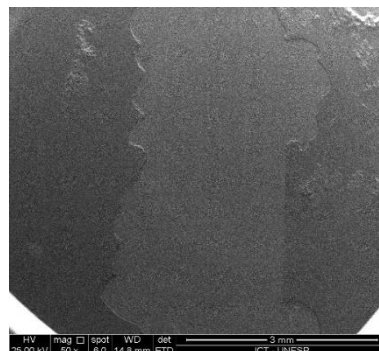
A Figura 19 apresenta imagens obtidas das amostras após a simulação do desgaste fisiológico, observa-se que nos grupos (P, PG, C, J e S) que não tiveram a aplicação do glaze após a pigmentação foram mais susceptíveis ao desgaste. Já os grupos (CG, JG e SG) observa-se um ligeiro desgaste superficial na camada de caracterização.

Figura 19 – Micrografias de amostras após a simulação do desgaste fisiológico

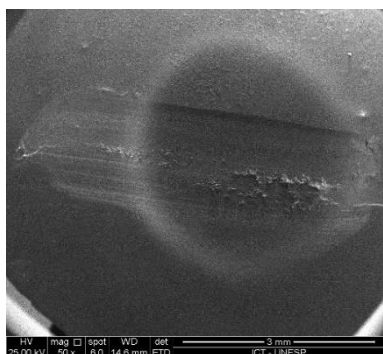
P



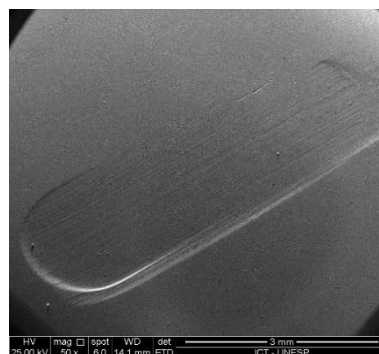
PG



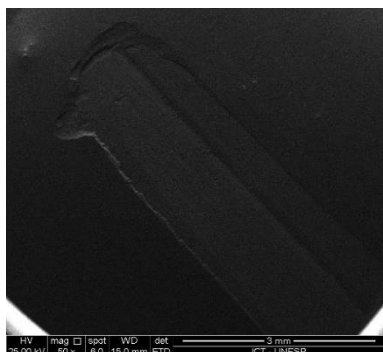
C



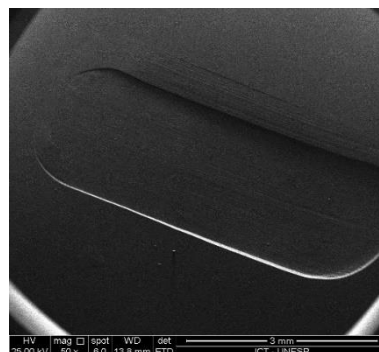
CG



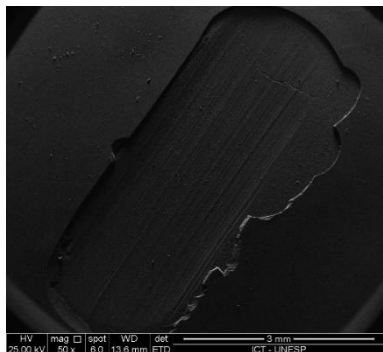
J



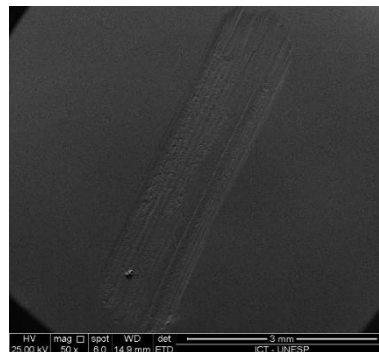
JG



S



SG

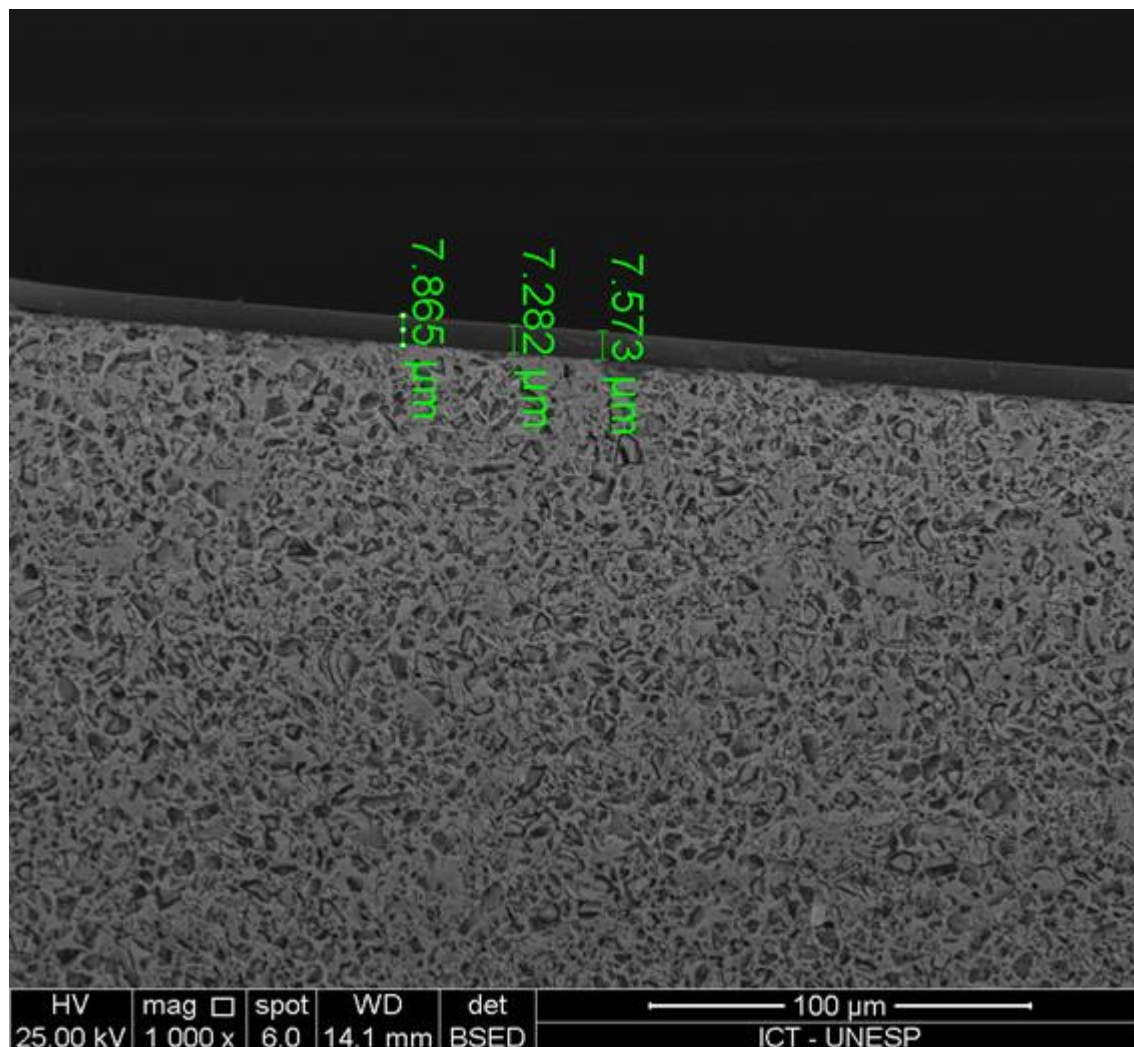


Legenda: a coluna da esquerda apresenta espécimes dos grupos P, C, J e S respectivamente em aumento de 50x. A coluna da direita apresenta espécimes com glaze dos grupos PG, CG, JG e SG em aumento de 50x.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Com a Figura 20 podemos observar a espessura da camada de um espécime que foi realizado a aplicação da pigmentação e glaze.

Figura 20 – Imagem de camada de caracterização em seção transversal



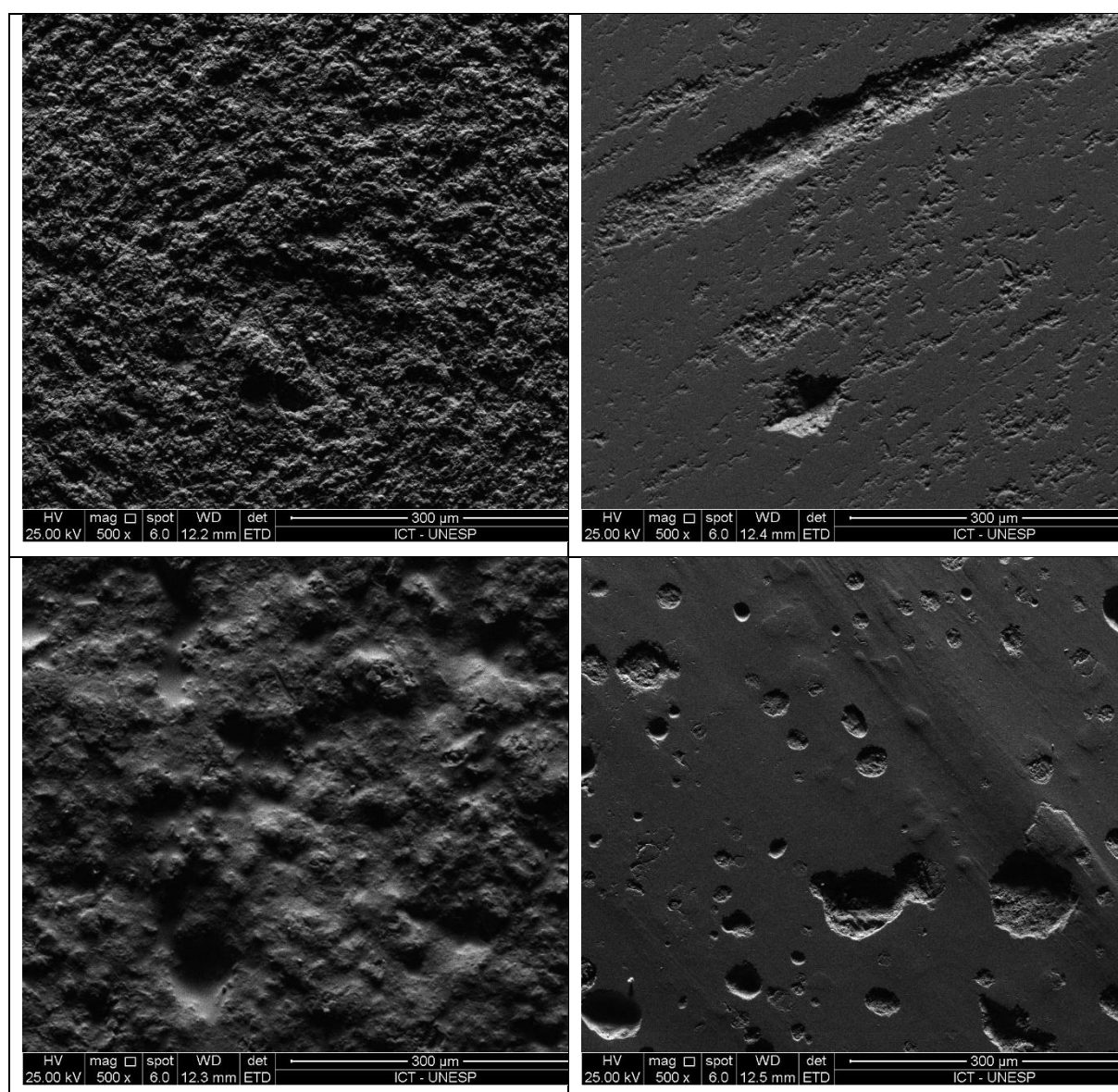
Legenda: a imagem apresenta um espécime do grupo CG com aumento de 1000x.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A figura 21 apresenta imagens das pontas dos antagonistas em PIC e esteatita antes e após a simulação do desgaste fisiológico. Nas imagens antes do teste de fadiga podemos observar marcas advindas da fresagem dos antagonistas,

já após o desgaste a superfície dos antagonistas mostram-se mais homogêneas, no entanto há presença de crateras advindas do desgaste.

Figura 21 – Micrografias dos antagonistas antes e após a simulação do desgaste fisiológico.



Legenda: a coluna da esquerda apresenta as pontas do antagonista PIC e esteatita com aumento de 500x. A coluna da direita apresenta os antagonistas após o desgaste de PIC e esteatita com aumento de 500x.

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

A resistência ao desgaste dos materiais cerâmicos é um aspecto de fundamental importância para o entendimento de possíveis falhas no tratamento reabilitador protético, pois o desgaste é um processo irreversível e inevitável (Mehta et al. 2012; Ludovichetti et al. 2018).

No presente estudo, foi analisado o comportamento da camada de caracterização do PIC submetido a diferentes tratamentos de superfície, com diferentes antagonistas, antes e após a simulação do desgaste fisiológico.

Diversos são os métodos de polimento de superfícies das restaurações cerâmicas, no entanto, nenhum kit de polimento mecânico substitui a aplicação do glaze para reduzir a rugosidade, principalmente nas cerâmicas a base de dissilicato de lítio, zircônia e cerâmicas feldspáticas (Incesu, Yanikoglu, 2019).

Nesse sentido, dentre os resultados obtidos, os grupos mostraram comportamento semelhante quando realizado a aplicação da pigmentação (C, J e S), esses grupos tiveram maiores valores de rugosidade média (Ra). Já os grupos (CG, JG e SG) que foram aplicados a camada de pigmentação seguida de glaze mostraram menores valores de Ra. No estudo de Kurt et al. 2019 mostra que a aplicação do glaze em cerâmicas a base de dissilicato de lítio e silicato de lítio reforçado por zircônia é a maneira mais eficaz para redução da rugosidade superficial. O que pode explicar a redução dos valores de Ra do presente estudo.

O material PIC proporciona uma maior resistência ao desgaste e menores danos as restaurações do que as resinas compostas tradicionais (Lucsanzky, Ruse, 2019). Embora a caracterização do PIC ser composta por basicamente material polimérico (metil-metacrilato) os grupos (CG, JG e SG) que foram aplicados a camada de pigmentação e glaze, mostraram uma maior resistência ao desgaste e

consequentemente atuando como uma barreira de proteção para o PIC. Essa resistência pode ser observada na figura 19.

O PIC sofre desgaste quando em antagonista ao esmalte e outros materiais restauradores (Hao et al., 2018; Zhi et al., 2016), devido a microestrutura do material em que a rede cerâmica é resistente a deformação e desgaste, no entanto é frágil (quebradiço) e suscetível a fratura. Já a matriz polimérica infiltrada facilita a deformação plástica e dissipa a energia de tensão (Min et al., 2016).

Já em relação ao parâmetro de espaçamento (RSm), todos os grupos (CG, JG e SG) que foram submetidos a aplicação da pigmentação e glaze tiveram valores inferiores ao grupo que foi submetido apenas a aplicação de glaze (PG), o que pode ser explicado pela devida atuação da espessura da camada caracterização. Logo, para garantir um menor desgaste e consequentemente uma maior sobrevida da restauração, o tratamento de superfície do PIC não deve ser negligenciado.

Nesse presente estudo, a utilização dos diferentes antagonistas não acarretou em diferença significativa quanto a rugosidade média (Ra) e espaçamento (RSm), apesar da esteatita ser usado em testes de abrasão por possuir módulo de elasticidade próximo ao esmalte dental (Ghazal et al., 2008). Todos os pistões de esteatita e PIC foram submetidos a perda de massa e o desgaste não foi significativo.

Além da microestrutura do material, a carga utilizada, frequência e número de ciclos influenciam no potencial do desgaste. No estudo recente de (Hao et al., 2018) a metodologia utilizada foi de 1,6 Hz a 120.000 ciclos com carga de 49 N, já o estudo de (Xu et al., 2017) foi utilizado uma frequência de 2 Hz a 50 mil ciclos e 20 N de carga. No entanto, esses estudos avaliaram o desgaste do material PIC, o que justifica o elevado número de ciclos. Já o presente estudo foi realizado leituras no rugosímetro de contato em ciclos estabelecidos intervalos (0, 10, 100, 500, 1000 e 5000) para um melhor acompanhamento do desgaste da camada de

caracterização, justificando o fato da composição química do material ser de natureza polimérica.

O condicionamento da superfície da cerâmica híbrida com o ácido hidrofluorídrico Cera-Etch durante 60 segundos é um dos tratamentos sugeridos pela fabricante (El-Damanny, Gaintantzopoulou, 2018). Neste estudo, o grupo (CG) mostrou valores de resistência de união favoráveis para os parâmetros Ra e RSm após a ciclagem.

De acordo com o estudo de Emsermann (2018) o jateamento da superfície da cerâmica híbrida com óxido de alumínio é uma alternativa viável para melhorar a resistência de união entre a cerâmica e camada de caracterização. Essa alternativa é recomendada pela fabricante do material. No presente estudo o grupo que foi realizado o jateamento seguido de aplicação da pigmentação e glaze (JG) tiveram valores favoráveis quando em comparação com os grupos que não tiveram a aplicação da camada de glaze.

A aplicação do silano autocondicionante na superfície das amostras do grupo (SG) teve resultados semelhantes aos grupos com tratamento com ácido e jateamento (CG e JG) desse estudo. Nos estudos de Tribst et al. (2019) e Al-Harhi et al. (2018) a aplicação com o silano autocondicionante teve resultados comparáveis com cerâmicas tradicionais, corroborando com o presente estudo.

7 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que:

- a) o PIC necessita de um tratamento de superfície para que seja realizada a caracterização;
- b) faz-se necessário a aplicação do glaze após a pigmentação a fim de uma menor rugosidade superficial;
- c) a aplicação da pigmentação e glaze reduz o potencial de desgaste do antagonista;
- d) a camada de caracterização serve como proteção para o PIC.

REFERÊNCIAS*

Addy M. Tooth brushing, tooth wear and dentine hypersensitivity - are they associated? *Int Dent J*. 2005;(55):261–7. DOI: 10.1111/j.1875-595x.2005.tb00063.x.

Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*. 2015;7(4):e495-500. DOI: 10.4317/jced.52521.

Al-Harthi AA, Aljoudi MH, Almaliki MN, El-Banna KA. Laboratory study of micro-shear bond strength of two resin cements to leucite ceramics using different ceramic primers. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(8):918-24. PMID: 30150489.

Anami LC, Pereira CA, Guerra E, Souza RODA, Jorge AOC, Bottino MA. Morphology and bacterial colonisation of tooth/ceramic restoration interface after different cement excess removal techniques. *J Dent*. 2012;40(9):742-9. DOI: 10.1016/j.jdent.2012.05.005.

Beyth N, Sharon E, Lipovetsky M, Smidt A. Wear and different restorative materials - a review. *Refuat Hapeh Vehashinayim*. 2006;24(3):6-14. PMID: 17091620.

Bonfante EA, Sailer I, Silva NR, Thompson VP, Dianne Rekow E, Coelho PG. Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. *J Dent*. 2010;38(9):707-12. DOI: 10.1016/j.jdent.2010.04.001.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013;29(4):419-26. DOI: 10.1016/j.dental.2013.01.002.

Delong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. *Dent Mater*. 1989;5(4):266–71. DOI: 10.1016/0109-5641(89)90073-0.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2019 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. 2014;30(5):564-9. DOI: 10.1016/j.dental.2014.02.019.

Della Bona A. Adesão as cerâmicas-evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Emsermann I, Eggmann F, Krastl G, Weiger R, Amato J. Influence of pretreatment methods on the adhesion of composite and polymer infiltrated ceramic CAD-CAM blocks. *J Adhes Dent*. 2019;21(5):433-43. DOI: 10.3290/j.jad.a43179.

El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res*. 2018;62(1):75-83. DOI: 10.1016/j.jpor.2017.06.002.

El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dent Mater*. 2016;32(11):1352-61. DOI: 10.1016/j.dental.2016.08.216.

Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:22S-31S. PMID: 16950934.

Fasbinder DJ. The CEREC system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *J Am Dent Assoc*. 2010;141:3S-4S. PMID: 20516107.

Garza LA, Thompson G, Cho SH, Berzins DW. Effect of toothbrushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *J Prosthet Dent*. 2016;115(4):489-94. DOI: 10.1016/j.prosdent.2015.09.013.

Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater*. 2008;24(4):502-7. DOI: 10.1016/j.dental.2007.04.012.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):2015. DOI: 10.11607/ijp.4244.

Hao Z, Ma Y, Liu W, Meng Y, Nakamura K, Shen J et al. Influence of low-temperature degradation on the wear characteristics of zirconia against polymer-infiltrated ceramic-network material. *J Prosthet Dent*. 2018;120(4):596-602. DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.12.014.

Hattab FN, Yassin OM. Etiology and diagnosis of tooth wear: a literature review and presentation of selected cases. *Int J Prosthodont*. 2000;13(2):101–7. PMID: 11203616.

Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist-a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*. 2008;24(4):433-49. DOI: 10.1016/j.dental.2007.06.016.

Incesu E, Yanikoglu N. Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2019;00(0):1-10. DOI: 10.1016/j.prosdent.2019.07.003.

Kaidonis JA. Tooth wear: the view of the anthropologist. *Clin Oral Invest*. 2008;12(Suppl 1):21-6. DOI: 10.1007/s00784-007-0154-8.

Kaizer MR, Moraes RR, Cava SS, Zhang Y. The progressive wear and abrasiveness of novel graded glass/zirconia materials relative to their dental ceramic counterparts. *Dent Mater*. 2019;35(5):763-77. DOI: 10.1016/j.dental.2019.02.022.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18-32. DOI: 10.1016/s0022-3913(96)90413-8.

Kurt M, Güngör MB, Nemli SK, Bal BT. Effects of glazing methods on the optical and surface properties of silicate ceramics. *J Prosthodont Res*. 2019;00(0):1-8. DOI: 10.1016/j.jpor.2019.07.005.

Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res*. 1989;68(12):1752-4. DOI: 10.1177/00220345890680120601.

Lee A, Swain M, He L, Lyons K. Wear behavior of human enamel against lithium disilicate glass ceramic and type iii gold. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1399-405. DOI: 10.1016/j.prosdent.2014.08.002.

Lesage B. Finishing and polishing criteria for minimally invasive composite restorations. *Gen Dent*. 2011;59(6):422-8. PMID: 22313913.

Lucsanszky IJ, Ruse ND. Fracture toughness, flexural strength and flexural modulus of new CAD/CAM resin composite blocks. *J Prosthodont*. 2019. DOI: 10.1111/jopr.13123.

Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent*. 2018;120(2):311-18. DOI: 10.1016/j.prosdent.2018.05.011.

Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito JM. Current concepts on the management of tooth wear: part 4. An overview of the restorative techniques and dental materials commonly applied for the management of tooth wear. *Br Dent J*. 2012;212(0):169-77. DOI: 10.1038/sj.bdj.2012.137.

Min J, Arola DD, Yu D, Yu P, Zhang Q, Yu H et al. Comparison of human enamel and polymer-infiltrated-ceramic-network material “ENAMIC” through micro-and nano-mechanical testing. *Ceram Int*. 2016;42(9):10631-37. DOI: 10.1016/j.ceramint.2016.03.160.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44-56. DOI: 10.4012/dmj.28.44.

Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*. 2014;93(1):62-7. DOI: 10.1177/0022034513511972.

Özarslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(1):16-20. DOI: 10.4047/jap.2016.8.1.16.

Ramos NC, Campos TMB, de La Paz IS, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*. 2016;32(7):870-78. DOI: 10.1016/j.dental.2016.03.01.

Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage-a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *J Eng Med*. 2005;219(4):233-43. DOI: 10.1243/095441105X9363.

Savabi O, Nejatidanesh F, Shabanian M, Anbari Z. Two-bodywear resistance of some indirect composite resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2011;19:81-4. PMID: 21780731.

Schwenter J, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dent Mater J*. 2016;35(5):796-802. DOI: 10.4012/dmj.2015-271.

Souza ROA, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GHL, Michida SMA et al. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *J Prosthodont*. 2012;21(2):94-100. DOI: 10.1111/j.1532-849X.2011.00793.x.

Tanaka CB, Harisha H, Baldassarri M, Wolff MS, Tong H, Meira JB et al. Experimental and finite element study of residual thermal stresses in veneered Y-TZP structures. *Ceram Int*. 2016;42(7):9214-21. DOI: 10.1016/j.ceramint.2016.03.018.

Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(6):1219-24. DOI: 10.1007/s10856-007-0131-4.

Tribst JPM, Anami LC, Özcan M, Bottino MA, Melo RM, Saavedra GSFA. Self-etching primers vs acid conditioning: impact on bond strength between ceramics and resin cement. *Oper Dent*. 2018;43(4):372-9. DOI: 10.2341/16-348-L.

Tribst JPM, Alves LMM, Piva AMDOD, Melo RMD, Borges ALS, Paes-Junior TJA et al. Reinforced glass-ceramics: parametric inspection of three-dimensional wear and volumetric loss after chewing simulation. *Braz Dent J*. 2019;30(5):505-10. DOI: 10.1590/0103-6440201902699.

Tsujimoto A, Barkmeier WW, Fischer NG, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T et al. Wear of resin composites: current insights into underlying mechanisms, evaluation methods and influential factors. *Jpn Dent Sci Rev*. 2018;54(2):76-87. DOI: 10.1016/j.jdsr.2017.11.002.

Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect os ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):253-9. DOI: 10.1016/j.prosdent.2004.12.002.

Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *Oper Dent*. 2018;43(1):90-100. DOI: 10.2341/16-381-L.

Vita [Internet] Bad Säckingen, Alemanha:Vita [cited 2019 Sep 10]. Vita Enamic®. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970,27568.html>.

Vita [Internet] Bad Säckingen, Alemanha:Vita [cited 2019 Sep 10]. Vita Enamic® Polishing Set. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-Polishing-Set-36174,27568.html>.

Vita [Internet] Bad Säckingen, Alemanha:Vita [cited 2019 Sep 10]. Vita Enamic® Stains Kit. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-STAINS-36144,27568.html>.

Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3): 331-44. PMID: 10874798.

Xu Z, Yu P, Arola DD, Min J, Gao S. A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel. *Dent Mater*. 2017;33(12):1351-61. DOI: 10.1016/j.dental.2017.08.190.