AMANDA ENDRES WILLERS

**Efeito dos desafios erosivo e abrasivo sobre a camada de glaze aplicada em
materiais cerâmicos para CAD/CAM**

São Paulo

2018

AMANDA ENDRES WILLERS

**Efeito dos desafios erosivo e abrasivo sobre a camada de glaze aplicada em
materiais cerâmicos para CAD/CAM**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Dentística) para obter o título de Mestre em Ciências.

Orientador: Profa. Dra. Adriana Bona Matos

São Paulo

2018

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Willers, Amanda Endres.

Efeito dos desafios erosivo e abrasivo sobre a camada de glaze aplicada em materiais cerâmicos para CAD/CAM / Amanda Endres Willers ; orientador Adriana Bona Matos. -- São Paulo, 2018.

98 p. : fig., tab. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Dentística. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão Corrigida

1. Cerâmica. 2. Erosão de dente. 3. Abrasão dentária. 4. Biofilmes. I. Matos, Adriana Bona. II. Título.

Willers AE. Efeito dos desafios erosivo e abrasivo sobre a camada de glaze aplicada em materiais cerâmicos para CAD/CAM. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 25 / 02 / 2019

Banca Examinadora

Prof. Dr. Marcelo Giannini

Instituição: Unicamp

Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. César Rogério Pucci

Instituição: UNESP

Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a) Ericka Tavares Pinheiro

Instituição: USP

Julgamento: Aprovada

Dedico este trabalho àqueles que são a estrutura sobre a qual me sustento. A estrutura que me dá força, que me dá coragem e, principalmente, que me dá oportunidade. À minha família: tudo o que eu sou, eu dedico a vocês.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço à minha orientadora, Professora Dra. Adriana Bona Matos, por toda a força que estimulou em mim. Por me ensinar o que é uma pós-graduação e me dar todo o suporte e a liberdade para me desenvolver de forma plena neste meio. Por me incentivar sempre a ser determinada, focada e dedicada. Foi um período de extremo aprendizado, de crescimento pessoal e profissional, e ele só foi possível porque tive uma inspiração para me guiar.

Ao meu amigo e irmão de coração, Matheus Kury Rodrigues, por dividir este e todos os outros momentos da minha vida com tanta entrega e cumplicidade. Muito antes de tudo começar, já sonhávamos este momento juntos e, agora que alcançamos, são nossos sonhos compartilhados que me estimulam a seguir em frente. Sou uma pessoa melhor, uma amiga melhor e uma profissional melhor por ter do meu lado. Te amo com todo meu coração.

À minha família paulistana: todos os meus queridos amigos que o mestrado me proporcionou conhecer. Essa mistura linda, que traz o Brasil para dentro do departamento da Dentística todos os dias, com diferentes realidades, culturas, histórias e sotaques. Obrigada pela companhia e amizade que tornaram todos os dias mais leves. Obrigada por todo o apoio, por toda a ajuda, por toda a troca, por toda a entrega. Foram dois anos lindos e especiais na minha vida graças ao convívio com vocês, meus amigos forasteiros.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, representada pelo Prof. Dr. Rodney Garcia Rocha.

À Prof. Dra. Miriam Lacalle Turbino, chefe do departamento de Dentística. Ao Prof. Dr. Celso Luiz Caldeira, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Dentística.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelo apoio financeiro concedido para o desenvolvimento desta pesquisa científica.

Ao IPEN, pelo apoio ao desenvolvimento deste trabalho.

À Professora Dr. Luciana Kfourir Siriani, pela grande contribuição à esta pesquisa. É sempre um grande prazer ter a possibilidade de aprender e trabalhar com pessoas que gostamos e admiramos.

Ao Professor Dr. Paulo Francisco Cesar, pela disponibilidade em ajudar no desenvolvimento deste trabalho.

À Professora Dra. Maria Regina Lorenzetti Simionato, por ceder seu laboratório para a execução deste trabalho.

Ao Professor Dr. César Rogério Pucci, pela ajuda no desenvolvimento deste trabalho, abrindo às portas da sua Universidade para colaborar com a minha pesquisa.

Ao José Airton de Oliveira, por abrir as portas do seu laboratório para mim. Obrigada por toda a ajuda e por toda a troca de experiência durante o desenvolvimento desta pesquisa.

À Beatriz Togoro, sempre presente e disponível quando iniciei minha trajetória no mestrado, muito obrigada pela imensa ajuda no desenvolvimento deste trabalho.

A todos os professores e funcionários do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, por todos os conhecimentos e experiências compartilhados durante todo o período do mestrado.

“A utopia está lá no horizonte.
Me aproximo dois passos, ele se afasta dois passos. Caminho dez passos e o
horizonte corre dez passos. Por mais que eu caminhe, jamais o alcançarei.
Para que serve a utopia? Serve para isto:
Para que eu não deixe de caminhar”.

Eduardo Galeano

RESUMO

Willers AE. Efeito dos desafios erosivo e abrasivo sobre a camada de glaze aplicada em materiais cerâmicos para CAD/CAM. [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Corrigida.

O objetivo deste trabalho é estudar o impacto dos processos erosivo, abrasivo e erosivo/abrasivo sobre a camada de glaze aplicada em materiais restauradores indiretos produzidos com tecnologia CAD/CAM quanto à rugosidade superficial (Ra), à perda de superfície (PS), à topografia superficial (T) e à deposição de biofilme (DB). Este estudo teve como fatores de variação: material restaurador [LuxaCam Zircon HT – Plus (LC) e IPS e.max CAD (IPS)] e tratamento de superfície [Sinterização (S), Glaze (G), Erosão (E), Abrasão (A), Erosão/Abrasão (EA)]. Foram produzidos espécimes de 6mm x 7 mm x 1,3mm, divididos em 10 grupos para cada resposta. Para as respostas Ra e PS (n=10) foi utilizada perfilometria óptica, já para a resposta T foi utilizado MEV e para DB, ensaio microbiológico (n=3 e n=5, respectivamente). O protocolo de erosão consistiu na imersão de espécimes em 5ml de HCl 0,06M, pH 1,2, por 30 horas a 37°C. O protocolo abrasivo foi realizado com máquina de escovação, escovas de cerdas macias e slurry pasta dentifrícia/água destilada 1:2. Foram realizados 400.000 ciclos com carga de 200 gramas. O protocolo erosivo/abrasivo consistiu na combinação dos dois protocolos anteriores. Para DB foi acrescentada a variável tempo de leitura (5 e 24 horas). Para este ensaio foi utilizada a cepa de *Streptococcus mutans* UA159, cultivada em TSB suplementado com 1,7% de sacarose, usando o método indireto de coloração por safranina e leitura de absorbância. Os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey ($p<0,05$). Quanto ao Ra, LC apresentou maior Ra do que IPS ($p<0,05$) para todos os grupos testados. O desafio E diminuiu o Ra do glaze ($p<0,05$), enquanto A e EA o aumentaram ($p<0,05$). Quanto à PS, LC apresentou PS maior que IPS ($P=0,03$). Os desafios A e EA geraram maior PS do que E ($p=0,00$). Para DB, não houve diferença para nenhum fator após 5 horas ($p>0,05$). Para 24 horas, LC apresentou maior DB que IPS ($P=0,00$) e os desafios A e EA geraram maior DB ($p=0,01$) que E. A DB após 5 horas foi maior do que após 24 horas ($p=0,02$). Todas as propriedades da camada de glaze testadas foram alteradas pelos desafios de superfície, porém a camada de glaze aplicada sobre zircônia foi

mais suscetível a estas. A maior rugosidade da camada de glaze levou à maior deposição de biofilme.

Palavras-chave: Cerâmica. Erosão. Abrasão. Biofilme.

ABSTRACT

Willers AE. Effect of erosive and abrasive challenges on the glaze layer applied in ceramic materials for CAD/CAM. [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Corrigida.

The aim of this study is to evaluate the impact of erosive, abrasive and erosive / abrasive challenges on the glaze layer applied on indirect restorative materials produced with CAD/CAM technology for surface roughness (Ra), surface loss (SL), surface topography (ST) and biofilm deposition (BD). This study had as factors of variation: restoration material [LuxaCam Zircon HT - Plus (LC) and IPS e.max CAD (IPS)] and surface treatment [Sintering (S), Glaze (G), Erosion (E), Abrasion (A), Erosion / Abrasion (EA)]. Specimens of 6mm x 7mm x 1.3mm were produced and divided into 10 groups for each response. For Ra and SL responses (n = 10) was used optical profilometry, for ST was used SEM (n=3) and for BD was used microbiological assay (n = 5). The erosion protocol consisted of immersing specimens in 5ml of 0.06M HCl, pH 1.2, for 30 hours at 37°C. The abrasive protocol was performed with brushing machine, soft bristle brushes and slurry toothpaste /distilled water 1: 2. 400.000 cycles were performed with a load of 200 grams. The erosive / abrasive protocol consisted of a combination of the two previous protocols. For BD the variable reading time was added (after 5 and 24 hours). Strains of *Streptococcus mutans* UA159, cultivated in TSB supplemented with 1.7% of sucrose, were used by the indirect method of staining with safranin and reading of absorbance. Data were submitted to analysis of variance (ANOVA) and Tukey test ($p < 0.05$). Regarding Ra, LC presented higher Ra than IPS ($p < 0.05$) for all groups tested. E decreased glaze Ra ($p < 0.05$), while A and AE increased it ($p < 0.05$). Regarding SL, LC presented SL higher than IPS ($P = 0.03$). A and EA challenges generated higher SL than E ($p = 0.00$). For BD, there was no difference for any factor after 5 hours ($p > 0.05$). For 24 hours, LC presented higher BD than IPS ($P = 0.00$) and A and EA challenges generated higher BD ($p = 0.01$) than E. BD after 5 hours was higher than after 24 hours ($p = 0.02$). All the glaze layer properties tested were altered by the surface challenges, however the glaze layer applied on zirconia was more susceptible to these. Greater roughness of the glaze layer led to greater biofilm deposition.

Keywords: Ceramics. Erosion. Abrasion. Biofilm.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 – Obtenção dos espécimes.....	52
Figura 4.2 – Distribuição dos espécimes na fase experimental.....	52
Figura 4.3 – Posicionamento das tiras de fita sobre a superfície do espécime, deixando à mostra a janela experimental (6 mm x 3 mm)	58
Figura 4.4 – Região da leitura da Rugosidade Superficial.....	58
Figura 4.5 – Região da leitura da Perda de Superfície.....	59
Figura 5.1 – Gráfico de interação material restaurador x tratamento de superfície para os grupos que foram submetidos ao desafio erosivo.....	64
Figura 5.2 – Gráfico de interação material restaurador x tratamento de superfície para os grupos que foram submetidos ao desafio abrasivo.....	65
Figura 5.3 – Gráfico de interação material restaurador x tratamento de superfície para os grupos que foram submetidos ao desafio erosivo/abrasivo.....	67
Figura 5.4 – Gráfico de interação material restaurador x tratamento de superfície para os diferentes desafios de superfície.....	68
Figura 5.5 – Gráfico de efeitos principais quanto à perda de superfície, quando avaliamos a relação entre os fatores material restaurador e tratamento de superfície.....	69
Figura 5.6 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após a cristalização, onde se observa uma superfície com irregularidades provenientes do polimento. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x.....	70
Figura 5.7 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após a sinterização, onde se observam claramente as estrias remanescentes do polimento com lixas abrasivas, principalmente com maiores aumentos. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x.....	70

- Figura 5.8 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após aplicação da camada de glaze, onde se observa uma superfície com pequenas bolhas na camada de glaze. Na imagem de menor aumento, é possível avaliar a textura da superfície de forma mais clara, onde se nota que o material apresenta irregularidades provenientes da sua aplicação. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x.....71
- Figura 5.9 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após aplicação da camada de glaze, onde, assim como para IPS, é possível perceber uma superfície com uma camada não homogênea de glaze, com região de maior e menor volume de material, provenientes da técnica de aplicação. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x.....72
- Figura 5.10 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após ser submetido ao desafio erosivo, onde se percebe que as irregularidades da camada de glaze foram suavizadas, deixando a superfície com aspecto mais liso e uniforme A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D:10.000x.....73
- Figura 5.11 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após ser submetido ao desafio erosivo, a qual, assim como IPS, apresenta uma superfície suavizadas. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x.....73
- Figura 5.12 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após ser submetido ao desafio abrasivo, o qual gerou uma desorganização da camada de glaze, com estriações provenientes da ação mecânica das cerdas das escovas dentárias. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x.....74
- Figura 5.13 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após ser submetido ao desafio abrasivo, onde se percebe que a camada de glaze foi suscetível ao desafio de forma de mais exacerbada, em comparação à IPS. Presença de estrias em vários sentidos, as quais podem ser melhor visualizadas nos maiores aumentos. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x.....75
- Figura 5.14 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após ser submetido ao desafio erosivo/abrasivo. Se observam estrias profundas na camada de glaze sob um maior aumento. Estas são vistas como arranhões na superfície, a partir de um menor aumento. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x.....76

Figura 5.15 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após ser submetido ao desafio erosivo/abrasivo. As estrias não são tão visíveis como para IPS, porém, a partir de um menor aumento, se observa claramente uma superfície desorganizada e arranhada. Por maior aumento é possível visualizar regiões esparsas com um acúmulo de material. A: 100x; B: 00x; C: 5.000x; D: 10.000x.....76

Figura 5.16- Imagens representativas da superfície de ambos os materiais restauradores submetidos aos diferentes tratamentos de superfície em aumento de 2.000x. É possível observar a evolução da superfície dos espécimes ao longo dos tratamentos, onde tanto IPS como LC apresentam superfícies marcadas pelo polimento com lixas abrasivas após a sinterização, seguido de uma camada mais uniforme com glaze, porém com irregularidades provenientes da aplicação. Estas superfícies foram suavizadas pelo desafio erosivo e desorganizadas de maneira semelhante para os desafios abrasivo e erosivo/abrasivo, com estriações profundas. Se observa também que IPS tende a ter a sua camada de glaze mais estriada, enquanto LC apresenta uma camada de glaze mais desorganizada, com um aspecto menos definido.....77

Figura 5.17 – Gráfico comparativo para os fatores material restaurador e tratamento de superfície para deposição de biofilme após 24 horas.....80

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 – Delineamento Experimental.....	49
Quadro 4.2 – Especificações dos grupos experimentais para rugosidade superficial (n=10), perda de superfície (n=10) e topografia superficial (n=3).....	50
Quadro 4.3 – Especificações dos grupos experimentais para deposição de biofilme (n=5), após 5 horas e 24 horas.....	50
Quadro 4.4 – Cerâmicas utilizadas, suas composições e suas indicações.....	51
Quadro 4.5– Glazes utilizados e suas composições, segundo os respectivos fabricantes.....	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Detalhes da Sinterização indicada para LuxaCam Zircon HT-Plus.....	53
Tabela 4.2 – Detalhes da cristalização indicada para IPS e.max CAD.....	53
Tabela 4.3 – Detalhes da queima do Glaze Plus, utilizado em LuxaCam Zircon HT-Plus.....	55
Tabela 4.4 – Detalhes da queima do IPS Ivocolor Glaze Paste, utilizado em IPS e.max CAD.....	55
Tabela 5.1 – Estatística descritiva dos grupos submetidos ao desafio erosivo para análise de Rugosidade Superficial.....	63
Tabela 5.2 – Estatística descritiva dos grupos submetidos ao desafio abrasivo para análise de Rugosidade Superficial.....	64
Tabela 5.3 – Estatística descritiva dos grupos submetidos ao desafio erosivo/abrasivo para análise de Rugosidade Superficial.....	66
Tabela 5.4 – Estatística descritiva dos grupos submetidos aos desafios erosivo, abrasivo e erosivo/abrasivo, quanto à perda de superfície.....	68
Tabela 5.5 – Estatística descritiva dos ensaios de quantificação de deposição de biofilme, leitura de 5 horas.....	78
Tabela 5.6 – Estatística descritiva dos ensaios de quantificação de deposição de biofilme, leitura de 24 horas.....	79

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Abrasão
A490	Absorbância de 490nm
ADA	American Dental Association
ANOVA	Análise de Variância
ARD	Abrasividade Relativa da Dentina
C	Cristalização
CAD/CAM	Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing
CO ₂	Dióxido de Carbono
DB	Deposição de Biofilme
DO	Densidade ótica
DRGE	Doença do Refluxo Gastroesofágico
E	Erosão
EA	Erosão/Abrasão
G	Glaze
HCL	Ácido Clorídrico
IPS	IPS e.max CAD
ISO	International Organization for Standardization
kGy	Kilogray
LC	LuxaCam Zircon HT – Plus
Li ₂ SiO ₃	Metassilicato de Lítio
Li ₂ Si ₂ O ₅	Dissilicato de Lítio
M	Concentração Molar
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mL	Mililitro
Mm	Milímetros
p	Nível de Significância
pH	Potencial Hidrogeniônico
PS	Perda de Superfície
Ra	Rugosidade Superficial
RDA	Relative Dentin Abrasion
S	Sinterização

SiO ₂	Dióxido de Silício
TS	Topografia Superficial
TSA	Tryptic Soy Agar
TSB	Tryptic Soy Broth
UA159	Ágar Triptona de Soja
UFC	Unidade Formadora de Colônia
UPVC	Cloreto de Polivinil não plastificada
Y-TZP	Zircônia Tetragonal Policristalina Estabilizada por Ítria
μl	Microlitro
μm	Micrômetro

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°C	Graus Celsius
±	Mais ou menos
x	<i>Versus</i>
x	Vezes
=	Igual

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	33
2	REVISÃO DE LITERATURA	35
2.1	EROSÃO E ABRASÃO	35
2.2	RESTAURAÇÕES CERÂMICAS MONOLÍTICAS.....	39
2.2.1	Zircônia Monolítica.....	40
2.2.2	Dissilicato de Lítio.....	42
2.3	GLAZE.....	44
2.4	DEPOSIÇÃO DE BIOFILME	45
3	PROPOSIÇÃO	47
4	MATERIAL E MÉTODOS	49
4.1	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	49
4.2	OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES.....	51
4.3	SINTERIZAÇÃO/CRISTALIZAÇÃO	53
4.4	APLICAÇÃO DA CAMADA DE GLAZE.....	54
4.5	DESAFIOS SUPERFICIAIS	56
4.5.1	Desafio Erosivo	56
4.5.2	Desafio Abrasivo	56
4.5.3	Desafio Erosivo/Abrasivo	57
4.6	AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL	57
4.7	AVALIAÇÃO DA PERDA DE SUPERFÍCIE	59
4.8	AVALIAÇÃO DA TOPOGRAFIA SUPERFICIAL	59
4.9	AVALIAÇÃO DA DEPOSIÇÃO DE BIOFILME	60
4.10	ANÁLISE DOS DADOS.....	61
5	RESULTADOS.....	63
5.1	RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	63
5.2	PERDA DE SUPERFÍCIE.....	68
5.3	TOPOGRAFIA SUPERFICIAL	69
5.4	DEPOSIÇÃO DE BIOFILME	78
6	DISCUSSÃO	81
7	CONCLUSÕES	87
	REFERÊNCIAS.....	89

1 INTRODUÇÃO

O desgaste dentário é, atualmente, considerado um processo multifatorial, resultante da interação de vários mecanismos. Dentre os fatores envolvidos, a erosão é considerada um dos mais importantes pois é uma condição predisponente para o agravamento de outras ocorrências, tais como a abrasão (1).

A erosão é definida como a “perda da estrutura dentária devida a fatores químicos não-bacterianos” e pode ter como origem os ácidos endógenos, provenientes do trato gastrointestinal, bem como os ácidos exógenos, advindos de alimentos e bebidas (2). A composição do suco gástrico é principalmente ácido clorídrico 0,1 M, o que resulta em um pH extremamente baixo, em torno de 0,5. Essa característica torna o poder erosivo dos ácidos endógenos superior ao dos ácidos exógenos, comprometendo de forma mais severa as estruturas dentárias (3). A regurgitação, que pode ser definida como o movimento do ácido gástrico do estômago para a cavidade bucal de forma involuntária, tem sido reconhecida atualmente como uma das principais causas de erosão dentária grave (4). Esta condição está normalmente presente na doença do refluxo gastroesofágico (DRGE). Por ser involuntária, o fluxo salivar e sua capacidade tampão não conseguem agir como antagonistas frente a ataques ácidos advindos do refluxo (3).

A abrasão por escova dental pode ter um efeito sinérgico ao da erosão, promovendo o desgaste de estruturas orais (1). O conceito de abrasão é utilizado para descrever o desgaste patológico da estrutura dentária por processos mecânicos envolvendo materiais abrasivos introduzidos na cavidade oral. Uma vez que as lesões de abrasão levam a alterações na condição superficial de dentes e restaurações, sejam elas de base resinosa ou cerâmica, a rugosidade superficial de um material restaurador causada por escovação pode levar ao acúmulo de placa e diminuição do brilho das restaurações (5). Contudo, evidências clínicas mostram que a abrasão só atinge níveis críticos em casos graves ou quando a erosão ácida também está presente (1).

Dentre os tipos de restaurações atualmente disponíveis, as restaurações indiretas estéticas monolíticas têm sido indicadas em variadas situações clínicas. Essas restaurações também são chamadas de coroas de contorno total ou anatomia completa e apresentam maior confiabilidade clínica devido à eliminação da

necessidade de aplicação de camadas de revestimentos mais estéticos (6). A técnica CAD/CAM, por sua vez, tem progredido rapidamente no campo dos biomateriais dentários e, atualmente, existem alguns tipos principais de materiais estéticos fabricados por CAD/CAM presentes no mercado: cerâmica policristalina, vitrocerâmica e compósitos de resina (7).

As cerâmicas policristalinas são representadas principalmente pela zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP). Com a demanda por restaurações estéticas e, ao mesmo tempo, funcionais e resistentes, a Y-TZP monolítica passou a ser um material com bons resultados clínicos em reabilitações estéticas devido à sua boa translucidez (3). A Y-TZP monolítica translúcida é indicada para a confecção de coroas e próteses parciais fixas monolíticas, principalmente na região posterior, com resultados promissores em termos de estética e função (6). Dentre as vitrocerâmicas, a que apresenta maior destaque atualmente é a de dissilicato de lítio por apresentar resistência mecânica relativamente alta devido ao seu alto conteúdo cristalino (cerca de 70% de sua composição), além de excelentes propriedades estéticas, devido à boa translucidez da sua microestrutura. As cerâmicas de dissilicato de lítio tem indicação para onlays, inlays, coroas unitárias e laminados cerâmicos (8).

As superfícies das cerâmicas geralmente têm seu acabamento realizado por polimento superficial ou pela aplicação de uma camada de glaze (9). Estudos recentes mostraram que cerâmicas com camada de glaze, quando expostas a pH muito alto ou muito baixo, apresentam degradação superficial (10). A degradação química desta camada pode levar ao aumento da rugosidade superficial, acentuando a abrasão da dentição antagonista e levando ao acúmulo de biofilme (11). A rugosidade superficial facilita o processo de aderência porque as bactérias ficam retidas micromecanicamente nas irregularidades, sendo protegidas de forças de remoção (12). Uma hipótese atual questiona se as diferenças nas composições e microestruturas dos diferentes materiais geram diferentes propensões à colonização bacteriana (13).

Não foi detectado na literatura estudo que tenha avaliado os efeitos dos processos erosivos e abrasivos sobre a camada de glaze aplicada sobre os materiais cerâmicos. Assim, este trabalho se propõe a avaliar o efeito dos processos erosivos e abrasivos sobre esta camada, quanto à rugosidade superficial, perda de superfície, topografia superficial e deposição de biofilme.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 EROÇÃO E ABRASÃO

As terminologias erosão e abrasão são utilizadas há muito tempo para descrever a perda de tecido dentário por causas não cariosas (14). Sabe-se, porém, que o desgaste dos dentes é um processo multifatorial, onde vários mecanismos estão interagindo. A erosão é considerada a causa mais comum de perda de estrutura dentária e se sugere que os outros mecanismos de desgaste dentais, como a abrasão, só têm seu efeito relevante quando há interação com a erosão (1). Esta é definida como a “perda da estrutura dentária devido a causas químicas não-bacterianas” (3) e tem como principais características a superfície lisa, suave e brilhante, com ausência de periquemácias e esmalte intacto ao longo da margem gengival. (2).

Os ácidos que produzem a erosão podem ser de origem endógena, como o ácido gástrico, ou de origem exógena, como em bebidas e alimentos ácidos (2). A erosão endógena, por ser consequência de ácidos intrínsecos, apresenta um padrão de desgaste observado em superfícies palatinas dos dentes anteriores superiores e nas superfícies oclusais de dentes posteriores (15). Esta se apresenta mais agressiva do que a erosão exógena, pois o poder erosivo do ácido gástrico é significativamente maior do que o dos ácidos extrínsecos, devido ao seu baixo pH. O ácido gástrico é composto principalmente por ácido clorídrico 0,1M, com pH em torno de 0,5, e tem seu contato com a cavidade oral mediante vômitos e regurgitação (3).

Atualmente, a regurgitação, definida como “movimento involuntário do conteúdo gástrico do estômago para a cavidade oral”, tem sido reconhecida como uma causa frequente de erosão dentária grave (4), sendo uma característica comum da Doença do Refluxo Gastroesofágico (DRGE) (3). Pace et al., formularam uma revisão sistemática, onde relataram a prevalência de erosão dentária em pacientes com DRGE como 24% e que cerca de 33% dos pacientes com erosão dentária têm DRGE (16). Por ser uma resposta involuntária não coordenada pelo sistema nervoso autônomo, pode haver tempo insuficiente para a ação da saliva, sendo a capacidade tampão ineficaz no controle da erosão nesta situação (17). Além disto, devido ao seu pH extremamente baixo, o seu potencial de erosão da estrutura dentária é bastante

elevado, podendo levar, inclusive, à redução da dimensão vertical de oclusão do paciente. Logo, em paciente que apresentam DRGE, a reabilitação pode ser um grande desafio, na tentativa de preservar a maior quantidade de estrutura remanescente (3).

Uma das preocupações relacionada à reabilitação em casos de DRGE é o comportamento dos materiais restauradores quando expostos aos desafios ácidos nestas condições. No ambiente oral, os materiais restauradores sofrem degradações ocasionadas por forças mecânicas, ataque químico ou a combinação desses efeitos. Dessa forma, a estabilidade química e a capacidade de resistir ao desgaste são importantes requisitos (18), sendo as cerâmicas consideradas as mais inertes dentre os materiais restauradores odontológicos (11). Os potenciais de dissolução de cerâmicas em líquidos ácidos, como refrigerantes e sucos de frutas (pH 2,0 - 5,5) diferem consideravelmente com a variação na capacidade de tamponamento da saliva e da dieta do paciente. No entanto, mesmo com a presença da saliva, o intervalo de pH experimentado na cavidade oral varia de 1 a 10. Portanto, o padrão ISO 6872 exige evidência de solubilidade química mínima para materiais cerâmicos dentários, quando expostos a uma solução de ácido acético a 4% (10,19).

A corrosão cerâmica pode gerar uma alteração na rugosidade da superfície, afetando a sobrevivência das restaurações e causar danos às estruturas orais adjacentes. Sabe-se que superfícies mais irregulares apresentam maior capacidade de desgaste da dentição antagonista e aumentam a aderência bacteriana através do aprisionamento mecânico. Além disto, a rugosidade superficial pode gerar incômodo ao paciente, uma vez que os humanos experimentam desconforto quando a rugosidade das restaurações (R_a) é de 0,50 μm ou mais (20).

A durabilidade química das cerâmicas odontológicas é boa, mas pode ser influenciada por muitos fatores, como a composição e a microestrutura dos materiais cerâmicos, o caráter químico dos materiais cerâmicos, o caráter químico dos agentes erosivos ou ácidos, o tempo de exposição e a temperatura (21). Swain et al., verificaram que a microestrutura influencia na susceptibilidade da superfície da cerâmica às alterações do pH, isto é, na sua durabilidade química, existindo duas grandes diferenças entre uma cerâmica cristalina e uma vítrea: 1) A energia de ligação e coordenação dos elementos que compõem a fase cristalina é mais forte quando comparada à fase vítrea, tornando a taxa de dissolução do material cristalino menor. 2) a fase cristalina, contudo, apresenta deslocamentos, precipitações e limites entre

grãos que geram estresse residual, fator que não está presentes em cerâmicas vítreas (22).

Para estudar o impacto da erosão sobre restaurações cerâmicas, Sulaiman et al., avaliaram a topografia superficial e as propriedades ópticas de zircônia monolítica e dissilicato de lítio após imersão em ácido gástrico simulado. Os espécimes foram imersos em 5 ml de solução de ácido gástrico simulado (HCl, pH 1,2), correspondente a 10 anos in vivo. Observaram, a partir da análise com MEV, áreas de degradação em ambos materiais, com suavização dos arranhões de polimento após a imersão ácida. Observaram também que o dissilicato de lítio mostrou cerca de três vezes mais perda de peso quando comparado à zircônia monolítica e que os espécimes desta última mostram superfícies mais suaves após um desafio ácido com efeito mínimo nas propriedades ópticas da zircônia (3).

Kulkarni et al., também avaliaram o impacto da exposição ao suco gástrico simulado nas propriedades dos materiais cerâmicos, porém combinando com a abrasão da escova dental. Os espécimes foram expostos a ciclos de erosão (HCl, pH 2), abrasão e erosão combinado com abrasão. A partir disto, observaram que a zircônia monolítica se mostrou resistente a todos os tratamentos, enquanto o dissilicato de lítio apresentou impactos negativos na superfície, com aumento da rugosidade superficial após ser submetido aos desafios de superfície (13).

A condição suave do esmalte após um processo erosivo o torna mais propenso ao desgaste abrasivo adicional quando comparado ao esmalte hígido (23). Assim, erosão e abrasão por escova dental parecem apresentar um efeito sinérgico no desgaste da estrutura dentária. Portanto, em casos onde os pacientes apresentam lesões por erosão é aconselhada a escovação suave dos dentes, utilizando uma escova de cerdas macias com pequenas quantidades de dentífricos com baixa abrasividade. Além disso, é favorável não escovar os dentes imediatamente após um desafio ácido (1).

A escovação dental incorreta ou excessiva com pasta dental tem sido considerada um agente etiológico primário no desgaste abrasivo de dentes e na recessão gengival. O termo abrasão, derivado do verbo latim *abradere*, descreve o uso de uma substância ou estrutura através de processos mecânicos, tais como moagem ou fricção (1). No contexto da odontologia, este termo é utilizado para descrever o desgaste patológico do tecido duro dentário por meio de processos

mecânicos anormais envolvendo objetos estranhos ou substâncias frequentemente introduzidas na cavidade oral e em contato com as estruturas dentárias (24).

As lesões de abrasão ocorrem mais comumente na região cervical vestibular de incisivos, caninos e pré-molares em ambas as arcadas. Estas lesões são indesejáveis devido a desvantagens estéticas e biológicas, causadas por mudanças superficiais das estruturas dentárias e dos materiais restauradores. Sabe-se que estas superfícies se tornam mais rugosas, aumentando o acúmulo de placa e diminuindo o brilho superficial (5).

Sabe-se também que o desgaste abrasivo está significativamente relacionado com a abrasividade da pasta dentifrícia. O dentífrico requer um certo grau de abrasividade, a fim de reduzir ou impedir a formação de manchas extrínsecas, uma vez que pastas com baixa abrasividade são incapazes de evitar manchas extrínsecas (25). Assim, os fabricantes tentam encontrar formulações de pasta de dentes que maximizam a limpeza, minimizando danos nos tecidos duros (1). Os abrasivos são os componentes mais antigos adicionados às pastas dentifrícias para melhorar suas características de limpeza e, em geral, são materiais insolúveis, como sílica precipitada, carbonato de cálcio, fosfatos de cálcio, óxido de alumínio, perlita e pedrapomes. A abrasividade do dentífrico é medida pela abrasividade relativa da dentina (ARD). A American Dental Association permite uma RDA (Relative Dentin Abrasion) máxima de 250 (26).

Neste contexto, o estudo do efeito da escovação nas alterações superficiais de materiais restauradores tem sido investigado (5,27–32). Sabe-se que estes sofrem degradação mecânica devido à ação abrasiva da escova dental e do dentífrico. A longo prazo, o efeito abrasivo causa desvantagens biológicas, como o acúmulo de placa dentária e o aumento da liberação de elementos associados à toxicidade (33). Dentre os materiais restauradores, a abrasão de cerâmicas odontológicas tem recebido grande destaque (34), uma vez que a abrasão da superfície de restaurações cerâmicas pode influenciar a estética em condições clínicas, resultando em uma aparência óptica opaca da restauração (35).

Esta preocupação é de grande relevância, principalmente quando a reabilitação é feita utilizando cerâmicas monolíticas, as quais não possuem um revestimento estético. Para estas, uma combinação personalizada com pigmentos de cores variadas é utilizada para ajuste das tonalidades das cerâmicas, permitindo maior naturalidade da restauração. Este processo é conhecido como coloração extrínseca,

o qual pode ser descrito como a aplicação superficial de pigmentos nas camadas mais externas das restaurações, junto à aplicação da camada de glaze. Em contraste com as técnicas tradicionais de manufatura das cerâmicas, a coloração extrínseca pode ser desgastada pela ação da escovação ao longo do tempo, porque o pigmento está exposto diretamente aos desafios do ambiente oral (26).

Com relação ao efeito da escovação sobre os materiais cerâmicos, Anil e Bolay et al., observaram uma diminuição significativa na espessura, peso e rugosidade de materiais cerâmicos após escovação, indicando a necessidade de se inserir os pigmentos o mais profundamente possível na restauração, na tentativa de garantir sua durabilidade (28). Pereira et al., avaliou o efeito da escovação associada a dentifrícios convencional e branqueador na rugosidade superficial, perda de massa e deposição de biofilme *in situ* em cerâmicas feldspáticas. Observou que o dentifrício branqueador causou efeito significativo na perda de massa das cerâmicas e que alterações significantes na rugosidade das cerâmicas aconteceram. Nenhuma correlação significativa foi observada entre a rugosidade e a formação de biofilme. Concluiu, portanto, que a formação de biofilme não foi influenciada pelas condições de escovação nos diferentes substratos (34). Pereira et al., avaliou o efeito da aplicação da camada de glaze e do polimento na rugosidade superficial e formação *in situ* de biofilme dentário inicial, após simulação da escovação, em cerâmica policristalina de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio. Observou que o fator escovação não foi preponderante para o aumento da rugosidade superficial, porém detectou correlação significativa entre rugosidade superficial e adesão de biofilme (30).

2.2 RESTAURAÇÕES CERÂMICAS MONOLÍTICAS

Os sistemas cerâmicos representam na odontologia a principal alternativa no tratamento protético, produzindo restaurações com alto padrão de qualidade, de biocompatibilidade e de estética. Os sistemas disponíveis foram pautados nos crescentes avanços das propriedades físicas e mecânicas dos materiais cerâmicos e na busca permanente por estética e alta resistência às demandas funcionais. Alterações nas propriedades, microestrutura, composição química e processo de

fabricação foram realizadas para permitir seu uso em uma ampla gama de indicações, embora ainda não exista um único sistema capaz de atuar satisfatoriamente em todas as situações clínicas (36).

Restaurações protéticas monolíticas correspondem a coroas ou próteses fixas confeccionadas a partir de um único material, sem a necessidade de aplicação de camadas de vitrocerâmicas de revestimento estético. São também chamadas de coroas de contorno total ou de anatomia completa (6). Lin et al., recomendaram a fabricação deste tipo de restauração, pois consideram que a presença da cerâmica de revestimento sobre uma infraestrutura é capaz de reduzir sua resistência à flexão e confiabilidade. Restaurações monolíticas produzidas pelos sistemas de design e fabricação assistidos por computador (CAD/CAM) têm sido aplicadas clinicamente há alguns anos, especialmente em coroas confeccionadas a partir de cerâmicas reforçadas por leucita ou dissilicato de lítio (37). A melhor seleção de cor e a translucidez em materiais cerâmicos levaram a um uso maior destas restaurações cerâmicas monolíticas (38). O sistema CAD/CAM se desenvolveu rapidamente no campo da odontologia nas últimas duas décadas (39) e este vem progredindo rapidamente no campo de materiais dentários. As suas principais vantagens em relação à técnica convencional são a possibilidade de diminuir o tempo de fabricação das peças protéticas, bem como seu excelente ajuste marginal e interno (40). Além disso, devido à aplicação de blocos industriais homogêneos, é provável que ocorram menos falhas de materiais durante a fabricação e a aplicação clínica (41). Em comparação com os materiais feitos pela técnica convencional, os blocos CAD/CAM revelam uma diminuição da presença de poros internos, resultando em maior confiabilidade (42).

Atualmente, existem dois tipos principais de blocos estéticos de materiais cerâmicos para CAD/CAM disponíveis no mercado: cerâmica policristalina e vitrocerâmica (7).

2.2.1 Zircônia Monolítica

A zircônia é um material polimórfico que existe em 3 formas cristalográficas diferentes: monoclinica (estável à temperatura ambiente até 1.170°C), tetragonal

(estável a 1.170°C a 2.370°C) e cúbica (estável acima de 2.370°C até o ponto de fusão, 2.716°C). Ao resfriar a zircônia à temperatura ambiente, ocorre uma transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica, com uma expansão volumétrica entre 3% e 5%, causando tensões de expansão que podem levar à falha do material. Devido a isto, se faz a adição de óxidos, como a ítria, à zircônia pura, para estabilizar a fase tetragonal à temperatura ambiente. A cerâmica policristalina de zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) contém entre 2 e 5 mol% de ítria. A Y-TZP resultante deste processo é metaestável e suas partículas tetragonais podem se transformar espontaneamente na forma monoclínica. Essa transformação de fase ou endurecimento por transformação induz tensões de compressão ao redor das pontas de trincas, evitando a propagação de trincas e aumentando a tenacidade localizada à fratura deste material (43).

Devido à baixa translucidez da Y-TZP tradicional, trata-se de um material opaco à luz visível que pode necessitar de recobrimento das infraestruturas com cerâmicas estéticas (44). Como vantagens, a camada de revestimento minimiza tanto o desgaste do antagonista quanto a degradação hidrotérmica da Y-TZP (45). No entanto, esta associação pode resultar em falhas coesivas ou adesivas da cerâmica de cobertura, como lascamento (*chipping*) ou delaminação (46). Deste modo, a Y-TZP para uso monolítico surgiu com o intuito de associar translucidez adequada com as já conhecidas excelentes propriedades mecânicas do material, visando superar falhas da cerâmica de cobertura, diminuir tempo clínico e o custo das restaurações (47). A melhor translucidez dos novos materiais de zircônia foi conseguida por meio de modificações microestruturais, como diminuição do teor de alumina, aumento da densidade, diminuição do tamanho dos grãos, adição de zircônia cúbica e diminuição da quantidade de impurezas e de defeitos estruturais (48).

O tamanho do grão cristalino é a característica microestrutural mais relacionada ao ajuste da translucidez das cerâmicas policristalinas. A birrefringência ocorre na Y-TZP devido à grande quantidade de fase cristalina tetragonal (> 90%), que é um cristal que possui diferentes índices de refração de acordo com sua orientação cristalográfica na microestrutura. Esse comportamento anisotrópico relacionado à variação do índice de refração causa dispersão significativa da luz. Portanto, uma maneira de superar esses efeitos de espalhamento de luz é o uso de zircônia cúbica, que oferece um comportamento isotrópico óptico, aumentando a sua translucidez (48).

Com a crescente demanda por restaurações estéticas, a possibilidade de produzir coroas monolíticas e as supostas melhorias na capacidade de adesão, a zircônia monolítica ganhou atenção como um material adequado para restaurar dentições gastas, do ponto de vista estético e mecânico (3,6). Além disso, do ponto de vista biológico, restaurações monolíticas feitas com zircônia permitem aos clínicos fazer preparos muito menos invasivos, uma vez que esse material cerâmico tem propriedades mecânicas relativamente altas, especialmente quando comparado a porcelanas de revestimento (48). Estas cerâmicas são disponibilizadas comercialmente em forma de discos ou blocos pré-fabricados para serem fresados através de sistemas CAD/CAM (36).

Com relação ao seu comportamento frente aos desafios orais, Preis et al., 2012, verificaram que as restaurações monolíticas de zircônia obtiveram ótimos resultados sob a influência de diferentes tratamentos de superfície e procedimentos de ajuste. Foi recomendado o uso de restaurações protéticas monolíticas glazeadas como uma alternativa viável às tradicionais restaurações revestidas por camadas de cerâmica de cobertura. No entanto, os autores consideram que superfícies rugosas ou danificadas devem ser evitadas, pois podem resultar em crescimento subcrítico de trincas, lascamento e, por fim, em fratura catastrófica (49).

2.2.2 Dissilicato de Lítio

As vitrocerâmicas consistem em uma fase vítrea, que atua como matriz, e uma fase cristalina, que atua como carga inorgânica. A camada vítrea está relacionada com a viscosidade e expansão térmica da cerâmica e a fase cristalina dita as propriedades mecânicas e ópticas da liga. (11) Estas podem ser cerâmicas de Dissilicato de Lítio, cerâmicas feldspáticas e cerâmicas feldspáticas reforçadas por Leucita (50).

Dentre as vitrocerâmicas, o material que tem recebido grande interesse nos últimos anos é o Dissilicato de Lítio. Este foi introduzido em 1998 pela Ivoclar Vivadent, como Empress II. Composto por uma matriz de vidro de silicato de lítio com cristais de dissilicato de lítio micrométricos intercalados, ele apresenta um conteúdo cristalino de aproximadamente 70%, conferindo uma boa resistência mecânica em comparação

às demais vitrocerâmicas, mas mantendo boas propriedades ópticas de translucidez. A partir destas características, apresenta indicação universal, sendo utilizado principalmente em coroas unitárias, laminados e onlays (8).

Resumidamente, a cristalização do dissilicato de lítio é controlada por um ciclo de aquecimento, no qual o metassilicato de lítio (Li_2SiO_3) reage com a fase vítrea (SiO_2) para originar o dissilicato de lítio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) (48). O IPS e.max CAD (conhecido como "bloco azul") é uma versão do Dissilicato de Lítio para uso em sistemas CAD/CAM, utilizando um processo de cristalização de dois estágios. O uso da cristalização de duas fases permite um processo de nucleação dupla controlado no qual os cristais de metassilicato de lítio são precipitados durante o primeiro estágio. A vitrocerâmica resultante demonstra excelentes propriedades para fresagem neste estado pré-cristalizado e o bloco pode ser fresado facilmente sem desgaste excessivo da ponta diamantada e sem causar danos no material. Em um segundo estágio de tratamento térmico, após o processamento via usinagem, a fase de metassilicato é completamente dissolvida e os cristais de dissilicato de lítio aparecem na matriz vítrea. Este tratamento térmico ocorre a aproximadamente 850°C em forno convencional para a cristalização de cerâmicas. O estado final contém uma microestrutura de dissilicato de lítio, com cristais de aproximadamente 2 a 3 micrômetros, o que confere à restauração suas propriedades mecânicas e estéticas (48,51).

O porém da sua composição está no fato da fase cristalina dissolver mais lentamente em comparação à matriz de vidro, resultando no desenvolvimento de uma superfície áspera que tem a capacidade de aumentar a taxa de desgaste de um antagonista (52). O fato de o dissilicato de lítio possuir uma microestrutura diferente da zircônia provavelmente explica a sua maior perda de peso durante uma imersão ácida, segundo um estudo recentemente publicado. Esta descoberta pode indicar que os materiais cerâmicos de vidro têm maior vulnerabilidade a um ácido corrosivo quando comparados com a zircônia, indo de encontro a estudos que mostram que cerâmicas vítreas e glaze são suscetíveis à degradação quando expostas a um pH muito alto ou muito baixo (10).

2.3 GLAZE

As restaurações cerâmicas devem apresentar lisura superficial, proporcionando conforto e estética ao paciente, assim como excelentes propriedades biológicas e mecânicas. Superfícies rugosas facilitam a pigmentação, aumentam o acúmulo de placa - levando à gengivite e às cáries secundárias - e afetam negativamente a resistência à fratura das cerâmicas. Além disto, a rugosidade superficial das cerâmicas também pode causar abrasão e desgaste de dentes antagonistas. Em vista disto, na tentativa de minimizar os efeitos deletérios de uma superfície rugosa, as cerâmicas têm sua superfície suavizada por polimento ou por aplicação de glaze antes da sua inserção aos preparos dentais (53).

A técnica do glaze consiste na aplicação de uma camada de vidro de baixa fusão termicamente compatível sobre a superfície das restaurações cerâmicas. É, atualmente, um dos procedimentos mais populares de revestimento da superfície para restaurações cerâmicas (54). Isto porque estudos anteriores demonstram que o glaze é a melhor forma de diminuir a rugosidade superficial dos materiais cerâmicos, em comparação com os sistemas mecânicos de polimento superficial (55), além de apresentar maior resistência ao manchamento em comparação aos materiais polidos mecanicamente (56). Outra vantagem da sua utilização está na possibilidade de aplicar pigmentos superficiais junto à sua camada em cerâmicas monolíticas, melhorando as propriedades estéticas destas restaurações (57).

Em muitos casos, o glaze aumenta a resistência flexural das restaurações devido à capacidade de reduzir falhas superficiais e criar uma compressão da superfície após o resfriamento (58). Ainda, a camada de glaze propicia à restauração uma forte hidrofilicidade, diminuindo, assim, a adsorção de proteínas e adesão celular sobre a superfície, consequentemente, diminuindo a capacidade de formação de biofilme sobre a superfície, em comparação à superfície da cerâmica bruta (59).

A camada de glaze pode ser aplicada com a técnica do pincel, quando este se apresenta sob a forma de pasta, ou a partir da técnica de spray. Apesar das duas apresentações estarem disponíveis no mercado, a camada de glaze em spray mostrou, em estudo anterior, uma maior perda de volume à longo prazo (47).

Embora se acredite que esta técnica suavize perfeitamente a superfície, a durabilidade desta não está bem estabelecida quando as restaurações estão em

função (53). Camadas finas de glaze são conhecidas por se desgastarem nos primeiros seis meses após a inserção da restauração, descobrindo assim a superfície das restaurações (49). Estudos anteriores mostraram que a camada de glaze se apresenta desgastada após 120.000 ciclos mastigatórios, ocasionando desgaste da dentição antagonista. Além disto, a camada de glaze é removida quando feito qualquer ajuste oclusal em consultório, tornando a superfície novamente áspera. Para estas situações, é necessário um repolimento da superfície para produzir um novo padrão de lisura na peça restauradora (47).

Em conclusão, pouco se sabe sobre as características superficiais de materiais cerâmicos monolíticos glazeados, devido à dificuldade de prever o comportamento da camada de glaze quando a restauração está em função (57). A sensibilidade técnica de aplicação do glaze, somada à escassa literatura sobre a sua durabilidade tornam este material uma questão de estudo.

2.4 DEPOSIÇÃO DE BIOFILME

A cavidade oral é colonizada por micro-organismos que, quando organizados, formam uma estrutura complexa denominada biofilme (60). Este é composto por cerca de 750 espécies diferentes de micro-organismos, nutrientes e moléculas (61), envolvidos em uma matriz de polissacarídeo extracelular aderida a uma superfície sólida, por exemplo, o elemento dentário (62). A adesão e a formação do biofilme às estruturas orais pode ser regulada pela qualidade da superfície do substrato, pela formação da película salivar, pela presença de nutrientes e pela ligação estrutural ou coagregação com outros micro-organismos (60).

Segundo March et al., o biofilme nada mais é do que uma comunidade benéfica para todos os organismos participantes, pois o metabolismo dos primeiros colonizadores altera o ambiente proporcionando condições adequadas para a fixação e o crescimento de outras espécies (63). Esta cooperação promove uma maior resistência aos agentes antimicrobianos e à defesa do hospedeiro. Os *streptococcus* são um dos primeiros colonizadores presentes no biofilme supragengival e os que estão presentes em maior quantidade no biofilme oral, sendo *s. mutans* a espécie predominante, seguida por *s. sanguinis*, *s. mitis* e *s. salivaris*. Os *streptococcus*

reconhecem receptores na película adquirida imediatamente após a superfície ter sido limpa e crescem a partir da fermentação de açúcares em ácidos orgânicos, por exemplo, o ácido láctico (64). A produção de ácido tende a abaixar o pH para 5, desta forma apenas micro-organismos ácido-resistentes como o *s. mutans* tendem a crescer e a continuar a produção de ácidos, conferindo vantagem a estes micro-organismos sobre as espécies comensais. O *s. mutans* ganha atenção, portanto, devido à sua alta capacidade de aderência, acidogenicidade e propriedades acidúricas (65).

Estas características dos *s. mutans* podem ser responsáveis por danos superficiais às restaurações (66), principalmente devido à natureza da margem restauradora, a qual fornece um nicho para bactérias não presentes no esmalte sadio (67). A formação de biofilme e acúmulo bacteriano nestas regiões dos materiais dentários pode resultar em inflamação gengival e cárie secundária (68).

Foi relatado que as cerâmicas exibem a menor adesão bacteriana em comparação a outros materiais restauradores (69), no entanto, poucas informações estão disponíveis sobre sua degradação superficial após a interação com biofilmes (70). Meier et al., investigaram a adesão de *streptococcus* orais à cerâmica e seus resultados indicaram que o acúmulo de biofilme foi mais influenciado pela presença de uma película salivar do que pelo tipo de material. A viabilidade, no entanto, foi influenciada pela composição do material, neste caso, diferenciada pelo conteúdo de vidro (71). Tem sido formulada, portanto, a hipótese de que, devido a diferenças na composição e na microestrutura, a colonização bacteriana pode diferir de um material cerâmico para outro. Estas variações parecem ser consequência das propriedades dos materiais, como energia livre superficial e rugosidade superficial. A rugosidade superficial parece ser a propriedade dos materiais restauradores que desempenha maior influência no processo de formação do biofilme dentário. Sobre superfícies rugosas o biofilme se forma em maior quantidade e sua maturação parece ocorrer mais rapidamente quando comparado às superfícies lisas (12).

Outros autores ressaltam a importância do efeito hidrofóbico na aderência inicial dos micro-organismos no material. Em estudo recente, observou-se que existe menor aderência bacteriana aos materiais hidrofílicos comparados aos hidrofóbicos. Os materiais hidrofílicos possuem a capacidade de formarem em sua superfície uma densa camada de água que enfraquece a interação célula e substrato, reduzindo a adesão celular (72). Desta forma, as bactérias apresentam maior preferência pelas superfícies hidrofóbicas, assim como por superfícies rugosas (73).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho é estudar o impacto dos processos erosivo, abrasivo e erosivo/abrasivo sobre a camada de glaze aplicada sobre materiais restauradores indiretos produzidos com tecnologia CAD/CAM (cerâmica policristalina - Zircônia Monolítica Translúcida e vitro-cerâmica – Dissilicato de Lítio) quanto à rugosidade superficial, à perda de superfície, à topografia superficial e à deposição de biofilme.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O delineamento experimental foi moldado com dois fatores de variação [uma variável independente (material restaurador) e outra variável dependente (tratamento de superfície)] e quatro variáveis de resposta, conforme quadro 4.1, compondo os grupos experimentais, conforme quadros 4.2 e 4.3. Ressalta-se que o fator de variação dependente (tratamento de superfície) foi avaliado em diferentes momentos, utilizando o mesmo espécime para as respostas rugosidade superficial e perda de superfície (n=10). Contudo, para as respostas topografia superficial e deposição de biofilme (n=3 e n=5, respectivamente) foram utilizadas amostras independentes, uma vez que não é possível realizar o experimento com modelo de medidas repetidas utilizando o mesmo espécime em microscopia eletrônica de varredura e ensaio microbiológico.

Quadro 4.1 - Delineamento experimental

Fator de Variação	Material Restaurador 2 níveis	Cerâmica Policristalina Vitrocerâmica
	Tratamento de Superfície 5 níveis	Sinterização/Cristalização Glaze Desafio erosivo Desafio abrasivo Desafio erosivo/abrasivo
Unidade experimental	190 espécimes provenientes de blocos usináveis	
Variáveis de Resposta	1. Rugosidade superficial medida por perfilometria de não contato (n=10) 2. Perda de superfície medida por perfilometria de não contato (n=10) 3. Topografia superficial por Microscopia Eletrônica de Varredura (n=3) 4. Deposição de biofilme por ensaio microbiológico (n=5)	

Fonte: A autora

Quadro 4.2 – Especificações dos grupos experimentais para rugosidade superficial (n=10), perda de superfície (n=10) e topografia superficial (n=3)

Desafio Superficial	Material	
	Cerâmica Policristalina	Vitrocerâmica
Sinterização/Cristalização	LC-S	IPS-C
Glaze	LC-G	IPS-G
Desafio Erosivo	LC-E	IPS-E
Desafio Abrasivo	LC-A	IPS-A
Desafio Erosivo/Abrasivo	LC-EA	IPS-EA

Fonte: A autora

Quadro 4.3 – Especificações dos grupos experimentais para deposição de biofilme (n=5), após 5 horas e 24 horas

Desafio Superficial	5 horas		24 horas	
	Cerâmica Policristalina	Vitrocerâmica	Cerâmica Policristalina	Vitrocerâmica
Sinterização/Cristalização	5LC-S	5IPS-C	24LC-S	24IPS-C
Glaze	5LC-G	5IPS-G	24LC-G	24IPS-G
Desafio Erosivo	5LC-E	5IPS-E	24LC-E	24IPS-E
Desafio Abrasivo	5LC-A	5IPS-A	24LC-A	24IPS-A
Desafio Erosivo/Abrasivo	5LC-EA	5IPS-EA	24LC-EA	24IPS-EA

Fonte: A autora

Para a confecção dos espécimes, foram utilizados blocos pré-sinterizados para CAD/CAM de Zircônia Translúcida Monolítica e Vitrocerâmica à base de Dissilicato de Lítio, conforme quadro 4.4.

Quadro 4.4 – Cerâmicas utilizadas, suas composições e suas indicações

Nome	Tipo	Fabricante	Composição	Indicação
LuxaCam Zircon HT – Plus (LC)	Cerâmica policristalina	DMG, Hamburg, Germany	4–6% Y ₂ O ₃ , <1% Al ₂ O ₃ , max. 0.02% SiO ₂ , max. 0.01% Fe ₂ O ₃ , max. 0.04% Na ₂ O.	Coroas parciais ou individuais / Inlay / Onlay / Veneer / Pontes com até 14 elementos (cimentadas ou parafusadas).
IPS e.max CAD (IPS)	Vitrocerâmica	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	57-80% de SiO ₂ , 11-19% de Li ₂ O, 0-13% de K ₂ O, 0-11% de P ₂ O ₅ , 0-8% de ZrO ₂ , 0-8% de ZnO, 0-5% de Al ₂ O ₃ , 0-5% de MgO, 0-8% de óxidos metálicos para coloração.	Cobre todas as indicações de cerâmica pura - desde facetas finas até pontes com dez elementos.

Fonte: A autora

4.2 OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES

Dois blocos de cada material (LuxaCam Zircon HT-Plus e IPS e.max CAD), destinados ao processamento tipo CAD/CAM, foram seccionados, com o objetivo de produzir 95 espécimes de cada material.

Para tanto, cada bloco foi fixado em um dispositivo da máquina de corte (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, USA) e foram realizados cortes sucessivos com disco de diamante a 250 rpm, sob refrigeração, para a obtenção de espécimes de 1,3 mm de espessura, 7 mm de altura e 6 mm de comprimento. Contudo, com o intuito de compensar a variação dimensional conferida pela sinterização da cerâmica policristalina (média de 22% de contração), os espécimes deste material foram cortados com um diâmetro inicial de 1,9 mm de largura, 9 mm de altura e 8 mm de comprimento. Em seguida, os espécimes foram levados a uma lavadora Ultra Sônica Digital (Shenzhen Codyson Electrical Co., LTDA, CHN) durante 5 minutos para limpeza e remoção de resíduos e, na sequência, foram lavados em água corrente.

O processo de obtenção dos espécimes, bem como sua distribuição na fase experimental estão especificados, respectivamente, nas figuras 4.1 e 4.2.

Figura 4.1 – Obtenção dos espécimes

Fonte: A autora

Figura 4.2 – Distribuição dos espécimes na fase experimental

Fonte: A autora

4.3 SINTERIZAÇÃO/CRISTALIZAÇÃO

Os espécimes de LuxaCam Zircon HT-Plus foram sinterizados em forno de sinterização (Hot Spot 110, Zircar Zirconia, Inc., Florida, NY), conforme instruções preconizadas pelo fabricante, como mostra a tabela 4.1. Os espécimes de IPS e.max CAD foram cristalizados em forno de cristalização (Kerampres, Kota Knebel, Porto Alegre, Brasil), seguindo as instruções do fabricante, conforme a tabela 4.2.

Tabela 4.1 – Detalhes da Sinterização indicada para LuxaCam Zircon HT-Plus

Taxa de aquecimento 1	10°C/min até 950°C
Taxa de aquecimento 2	6°C/min até 1500°C
Tempo de espera na temperatura final	90 min
Temperatura final	1500°C
Resfriamento	Não regulado

Fonte: A autora

Tabela 4.2 – Detalhes da cristalização indicada para IPS e.max CAD

Temperatura de espera	403°C
Tempo de fechamento	6 minutos
Taxa de aquecimento	30°C/min
Temperatura de queima	840°C
Tempo de espera na temperatura final	7 minutos
Vácuo 1	550°C
Vácuo 2	839°C
Resfriamento	Não regulado

Fonte: A autora

Finalizada a sinterização/cristalização, as superfícies testes das amostras foram regularizadas, utilizando lixas de papel de granulação decrescente (320, 400,

600, 800, 1200), por 1 minuto cada. Em seguida, os espécimes foram limpos em cuba ultrassônica por 5 minutos para remoção de resíduos e lavados em água corrente.

Concluída esta etapa, todos os espécimes foram submetidos à primeira avaliação, correspondente à avaliação após sinterização.

4.4 APLICAÇÃO DA CAMADA DE GLAZE

Previamente à aplicação das camadas de glaze, as superfícies dos espécimes foram abrasionadas com Jato de Óxido de Alumínio (malha 80 +/- 125 micras), a fim de permitir um melhor molhamento do glaze sobre a superfície cerâmica. Após, os espécimes foram limpos em cuba ultrassônica por 5 minutos para remoção de resíduos e lavados em água corrente.

Para cada material, foram aplicadas duas camadas de glaze, a fim de gerar uma superfície homogênea e consistente, conforme indicação do fabricante. As direções das aplicações, realizadas com pincel de ponta chata, foram realizadas perpendicularmente à orientação da camada anterior.

O glaze utilizado para LuxaCam Zircon HT-Plus foi o Glaze Plus e para o ISP e.max CAD, foi utilizado o IPS Ivocolor Glaze Paste. As composições dos glazes utilizados neste trabalho estão descritas no quadro 4.5.

Quadro 4.5 – Glazes utilizados e suas composições, segundo os respectivos fabricantes

Material	Fabricante	Composição
Glaze Plus	Zirkonzahn, Taufers, Italy	SiO ₂ , K ₂ O, ZnO, Li ₂ O (60-80%) MgO, CeO ₂ , ZrO ₂ , B ₂ O ₃ , glicol (20 – 40%)
IPS Ivocolor	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	IPS Ivocolor Glaze Paste: Vidro de aluminossilicato alcalino + solvente IPS Ivocolor Liquid: Solvente

Fonte: A autora

Ambos tiveram suas queimas realizadas no forno Programat EP 3000, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein. As camadas de glaze tiveram suas queimas realizadas conforme as instruções dos respectivos fabricantes, como mostram as tabelas 4.3 e 4.4.

Tabela 4.3 – Detalhes da queima do Glaze Plus, utilizado em LuxaCam Zircon HT-Plus

Temperatura Inicial	350°C
Pré-Secagem	8 minutos
Taxa de elevação	55°C
Temperatura Final	800°C
Início do vácuo	350°C
Final do vácuo	800°C
Manter sem vácuo	5 minutos
Resfriamento	4-5 minutos

Fonte: A autora

Tabela 4.4 – Detalhes da queima do IPS Ivocolor Glaze Paste, utilizado em IPS e.max CAD

Temperatura de espera	450°C
Tempo de fechamento	18 segundos
Taxa de aquecimento	68°C/min
Temperatura de queima	845°C
Tempo de espera	1 minuto
Vácuo 1	450°C
Vácuo 2	829°C
Resfriamento	Não regulado

Fonte: A autora

Concluída esta etapa, todos os espécimes foram submetidos à segunda avaliação, correspondente à avaliação do glaze.

4.5 DESAFIOS SUPERFICIAIS

4.5.1 Desafio Erosivo

O protocolo de desafio erosivo para cerâmica dental preconizado pelo ISO 6872 recomenda o uso de ácido acético 4% (19). No entanto, Young e Tenuta et al. (74), relataram que, para a modelagem da erosão gástrica *in vitro*, a melhor opção é utilizar uma solução de ácido clorídrico de concentração e pH adequados. A partir disto, diversos estudos têm utilizado modelos de simulação *in vitro* de suco gástrico com HCL (3,75–77), porém ainda não há consenso na literatura sobre o método ideal para reproduzir condições equivalentes aos modelos *in vivo* (3).

Para simular o ácido proveniente do refluxo gastroesofágico, portanto, foi preparada uma solução à base de ácido clorídrico (HCl) 0,06 M (solução a 0,113% em água deionizada, pH 1,2). Todos os espécimes foram estocados com sua face teste para cima, em 5 mL do ácido simulado por 30 horas em uma incubadora a 37°C, baseado no método de Hunt e McIntyre (78), simulando 3 anos *in vivo* (30). A solução foi ajustada e controlada durante o experimento com pHmetro digital. Após, os espécimes foram limpos em cuba ultrassônica por 5 minutos para remoção de resíduos e lavados em água corrente.

4.5.2 Desafio Abrasivo

Os espécimes foram acoplados a um aparelho simulador de escovação dental (MEV2, Odeme. Biotechnology, Joaçaba, Brasil), sendo que a superfície a ser abrasionada foi imersa em pasta contendo o peso equivalente ao dentífrico e à água destilada, com uma proporção 1:2 (33). Foram utilizados a escova dental de cerdas macias TEK (Johnson&Johnson, Nova Jersey, EUA) e o dentífrico Colgate Tripla Ação (Colgate-Palmolive, São Bernardo do Campo-SP, Brasil), devido à sua alta popularidade, simulando condições reais de utilização. O teste foi reproduzido com 400.000 ciclos (33,79,80), aplicando uma carga axial de 200g, correspondente a força

média aplicada por um indivíduo na escovação (31,81–83). A substituição das escovas ocorreu a cada 50.000 ciclos, o que corresponde a aproximadamente 4 meses de escovação, visto que a recomendação atual da American Dental Association (ADA) para a substituição da escova dental é de 3 a 4 meses (26). Este protocolo visa simular 3 anos in vivo, assim como o protocolo de erosão adotado. Após, os espécimes foram limpos em cuba ultrassônica por 5 minutos para remoção de resíduos e lavados em água corrente.

4.5.3 Desafio Erosivo/Abrasivo

Para o protocolo que visa simular o desafio erosivo/abrasivo, ambos os protocolos de desafios superficiais anteriormente citados foram realizados. Primeiramente foi executado o desafio erosivo, seguido de uma limpeza em lavadora Ultrassônica Digital durante 5 minutos para remoção do resíduo ácido e, na sequência, os espécimes foram submetidos ao protocolo do desafio abrasivo, o qual também foi seguido pelo mesmo protocolo de limpeza.

Após a realização dos 3 protocolos de desafios superficiais (erosão, abrasão, erosão/abrasão), os espécimes foram submetidos à terceira avaliação, correspondente à avaliação dos desafios superficiais.

4.6 AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Duas tiras de fita adesiva de cloreto de polivinil não plastificada (UPVC) (Graphic Tape; Chartpak, Leeds, EUA) com 3 micrômetros de espessura foram aderidas às superfícies testes dos espécimes, ocupando uma superfície de 2mm de cada lado do espécime. Estas tiras deixaram exposta uma janela central de 6 mm de altura por 3 mm de comprimento para receber os desafios de superfície, chamada de janela experimental (Figura 4.3).

Figura 4.3 – Posicionamento das tiras de fita sobre a superfície do espécime, deixando à mostra a janela experimental (6 mm x 3 mm)

Fonte: A autora

A avaliação da rugosidade da superfície dos espécimes foi realizada na área da janela experimental, a partir de perfilômetro óptico (Proscan 2100, Scantron, Venture Way, Tauton, UK). Para a correta análise, imagens padronizadas do centro das regiões analisadas foram obtidas e, a partir destas, foi calculada a rugosidade superficial (R_a), expressa em μm . O sensor escaneou uma área de 4 mm x 0,01 mm no centro do espécime, incluindo apenas a área que passou pelo tratamento de superfície, como mostra a figura 4.4. Para esta leitura o programa foi ajustado para percorrer um número de 2000 passos com tamanho de 0,002 mm no eixo X e 1 passos com tamanho de 0,01 mm no eixo Y. A rugosidade foi calculada a partir da média dos valores de R_a no eixo X e no eixo Y, dada pelo próprio software (Proscan Application software version 2.0.17). Esta leitura, assim como a perda de superfície, foi realizada nos mesmos espécimes nos diferentes momentos do experimento (após sinterização, glaze e após desafios superficiais).

Figura 4.4 – Região da leitura da Rugosidade Superficial

Fonte: A autora

4.7 AVALIAÇÃO DA PERDA DE SUPERFÍCIE

A perda de superfície foi analisada com o mesmo perfilômetro óptico. O sensor do aparelho escaneou uma área de 4 mm de comprimento (eixo X) por 2 mm de largura (eixo Y), no centro do espécime. O programa foi ajustado para percorrer um número de 400 passos com tamanho de 0,01 mm no eixo X e 20 passos com tamanho de 0,1 mm no eixo Y. A leitura foi realizada na área tratada e nas superfícies de referência nos dois lados (onde as fitas adesivas foram posicionadas), como mostra a figura 4.5. A profundidade da área tratada foi calculada com base na subtração da média da altura da área teste, em relação à média da altura das superfícies de referência (46).

Figura 4.5 – Região da leitura da Perda de Superfície

Fonte: A autora

4.8 AVALIAÇÃO DA TOPOGRAFIA SUPERFICIAL

Com a finalidade de observar as características morfológicas das superfícies cerâmicas, permitindo uma comparação qualitativa dos diferentes tratamentos, foram obtidas imagens a partir de um Microscópio Eletrônico de Varredura (Quanta Feg 650, Thermo Scientific, Brno, República Checa). Para isto, 3 espécimes de cada material por grupo foram recobertos por platina com espessura de cobertura entre 25-30 nanômetros. Na sequência, analisados com aumentos de 100, 500, 2.000, 5.000 e 10.000 vezes, utilizando detector de elétrons secundários, com os seguintes parâmetros: 10.00 kV, spot 4.5 e distância de trabalho de 10 a 12 mm.

4.9 AVALIAÇÃO DA DEPOSIÇÃO DE BIOFILME

Previamente à coleta de dados de deposição bacteriana, os espécimes, armazenados em placas de cultivo celular de 24 poços, aderidos na base de cada poço por cola de cianocrilato, foram esterilizados em um Irradiador Multipropósito de Cobalto – 60, com radiação gama (dose de 20 kGy) no Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares (IPEN). Após a esterilização, a avaliação de deposição de biofilme sobre os espécimes foi realizada em dois diferentes momentos: após 5 horas de incubação e após 24 horas de incubação. Para tanto, 100 espécimes foram confeccionados, 50 para cada material (5 para cada grupo experimental.).

A metodologia adotada para a quantificação dos biofilmes de *S. mutans* foi baseada em Waterhouse; Russell et al., Nomura et al. e Standar et al., com algumas modificações (84–86).

As cepas de *S. mutans* (UA159) foram inicialmente armazenadas em freezer (-80°C), em um meio de congelamento contendo glicerol. As cepas foram, então, cultivadas em Tryptic Soy Agar (TSA, Difco, Leeuwarden, Holanda) a 37°C, por 16 horas, em uma câmara à atmosfera de 5% de CO₂, observando-se o crescimento das colônias. Em seguida, as colônias foram raspadas e transferidas para o meio líquido Tryptic Soy Broth (TSB, Difco, Leeuwarden, Holanda), adequadas a DO₆₀₀=0,3, verificada em espectrofotômetro com comprimento de onda de 600nm (Biophotometer, Eppendorf, Hamburgo, Alemanha). Os tubos foram incubados novamente em câmara de CO₂, nas mesmas condições anteriores, por três horas, a fim de obter o caldo inóculo.

Baseado no manuscrito de Loo et al. (87), após o período de incubação, as culturas foram centrifugadas a 5.000Xg, durante 5 minutos, e o sobrenadante foi ressuspenso em Biofilm Medium (BM), acrescido de 1,7% de sacarose, como fonte de carboidratos, e padronizado na DO₆₀₀=0,8 (cerca de 1x10¹⁰UFC/ml). Destas suspensões padronizadas, alíquotas de 0,5ml foram retiradas e depositadas em cada um dos 100 poços contendo os espécimes e, após, estes foram levados para uma estufa de CO₂. Após 3 horas, os espécimes tiveram o caldo inóculo substituído por meio TSB suplementado por 1,7% de sacarose, e foram novamente acondicionados em estufa de CO₂.

Após 2 horas, 50 espécimes foram removidos da estufa para realizar a leitura de deposição de biofilme após 5 horas (3 horas em meio inóculo + 2 horas em meio TSB).

Para a realização da leitura, foi realizado o método indireto de coloração do biofilme com 500µl de safranina a 0,4%, por 15 minutos, em temperatura ambiente. As placas foram, então, lavadas três vezes por imersão em água destilada. Em seguida, as descolorações dos biofilmes foram realizadas com 500µl de etanol a 95% por 15 minutos. Três alíquotas de 50µl da solução de etanol de cada poço foram transferidas para placas de 96 poços e verificadas em leitor de Elisa (Microplate Reader Model 680, Biorad, Foster City, California, EUA) na absorbância de 490nm (A490). Desse modo, foram obtidas três leituras de cada poço experimental, somando 15 leituras para cada grupo experimental.

Após o período de 21 horas, os 50 espécimes restantes foram removidos da estufa para a leitura de deposição de biofilme após 24 horas (3 horas em meio inóculo + 21 horas em meio TSB). Os espécimes tiveram a leitura realizada conforme a metodologia descrita para a leitura de 5 horas.

4.10 ANÁLISE DOS DADOS

Os resultados deste trabalho estão divididos em duas etapas: análise quantitativa (rugosidade, perda de superfície e deposição de biofilme) e análise qualitativa (análise por microscopia eletrônica de varredura).

Os dados quantitativos obtidos a partir dos ensaios realizados tiveram sua distribuição analisada individualmente a partir do software Minitab (Minitab 17, Minitab Inc, Pensilvânia, EUA). Ao teste de Kolmogorov, os dados apresentaram distribuição normal e homogênea. A partir disto, a análise estatística foi realizada utilizando os seguintes testes paramétricos: Análise de Variância (ANOVA), 2 fatores, complementado pelo teste de Tukey para comparação entre grupos. Os níveis de significância foram ajustados para $p < 0,05$.

Os dados qualitativos foram analisados por avaliadores calibrados e descritos.

5 RESULTADOS

5.1 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A tabela 5.1 mostra a estatística descritiva (valores de média, desvio padrão e valores máximo e mínimo) dos grupos que passaram pelo desafio superficial erosivo.

Tabela 5.1 – Estatística descritiva dos grupos submetidos ao desafio erosivo para análise de Rugosidade Superficial

Grupos	n	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
LC-S	10	0,5206 b,c	0,1494	0,3240	0,7581
LC-G	10	0,7261 a	0,0544	0,6477	0,7976
LC-E	10	0,6005 b	0,0617	0,5246	0,7182
IPS-C	10	0,4617 c	0,0757	0,3396	0,5496
IPS-G	10	0,5159 b,c	0,0663	0,4271	0,6149
IPS-E	10	0,4470 c	0,0662	0,3380	0,5657

Fonte: A autora

O teste ANOVA detectou diferença estatisticamente significativa para os fatores material restaurador ($p=0,00$), tratamento de superfície ($p=0,00$) e interação entre os fatores ($p=0,02$). Quanto ao fator material restaurador, LC (0,61) apresentou maior rugosidade superficial em comparação a IPS (0,47). Ao que se refere ao tratamento de superfície, o glaze (0,62) apresentou maior rugosidade superficial em comparação à superfície após sinterização (0,49) e ao desafio erosivo (0,52), os quais não obtiveram diferença significativa entre si.

Quando analisada a interação entre os fatores (material restaurador x tratamento de superfície), a variação do tratamento de superfície mostrou que LC apresenta maior rugosidade superficial após a aplicação da camada de glaze ($0,72 \pm 0,05$) em comparação a após sinterização ($0,52 \pm 0,14$) e após desafio erosivo ($0,60 \pm 0,06$), que não têm diferença nos valores de rugosidade. Já o material IPS apresentou níveis de rugosidade superficial semelhante nos diferentes estágios - após

cristalização ($0,46 \pm 0,07$), glaze ($0,51 \pm 0,06$) e desafio erosivo ($0,44 \pm 0,06$). A interpretação para estes dados da interação entre fatores está exposta no gráfico da figura 5.1.

Figura 5.1 – Gráfico de interação material restaurador x tratamento de superfície para os grupos que foram submetidos ao desafio erosivo

Fonte: A autora

A tabela 5.2 mostra a estatística descritiva (valores de média, desvio padrão e valores máximo e mínimo) dos grupos que passaram pelo desafio superficial abrasivo.

Tabela 5.2 – Estatística descritiva dos grupos submetidos ao desafio abrasivo para análise de Rugosidade Superficial

Grupos	n	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
LC-S	10	0,5332 c,d	0,1156	0,4107	0,7308
LC-G	10	0,8722 a	0,0851	0,6841	0,9643
LC-A	10	1,0153 a	0,1694	0,7203	1,3216
IPS-C	10	0,6922 b	0,0944	0,5517	0,8640
IPS-G	10	0,4145 d	0,0631	0,3127	0,4923
IPS-A	10	0,6162 b,c	0,1223	0,4336	0,8556

Fonte: A autora

O teste ANOVA detectou diferença estatisticamente significativa para os fatores material restaurador ($p=0,00$), tratamento de superfície ($p=0,00$) e interação material restaurador x tratamento de superfície ($p=0,00$). O material restaurador LC (0,80689) apresentou maior rugosidade em comparação ao material IPS (0,57). Com relação ao tratamento, o desafio abrasivo (0,81) apresentou maior rugosidade em relação a após sinterização (0,61) e glaze (0,64), que não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si.

Quando observada a interação entre fatores (material restaurador x tratamento de superfície), ao analisarmos a variação do fator tratamento de superfície, LC apresentou menor rugosidade após sinterização ($0,53 \pm 0,11$) em comparação ao glaze ($0,87 \pm 0,08$) e ao desafio abrasivo ($1,01 \pm 0,16$), que não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si; IPS apresentou menor rugosidade do glaze ($0,41 \pm 0,06$) em comparação aos estágios após cristalização ($0,69 \pm 0,09$) e desafio abrasivo ($0,61 \pm 0,12$), os quais não apresentaram diferença entre si. A interpretação para os dados da interação entre fatores está exposta no gráfico da figura 5.2.

Figura 5.2 – Gráfico de interação material restaurador x tratamento de superfície para os grupos que foram submetidos ao desafio abrasivo

Fonte: A autora

A tabela 5.3 mostra a estatística descritiva (valores de média, desvio padrão e valores máximo e mínimo) dos grupos que passaram pelo desafio superficial erosivo/abrasivo.

Tabela 5.3 – Estatística descritiva dos grupos submetidos ao desafio erosivo/abrasivo para análise de Rugosidade Superficial

Grupos	n	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
LC-S	10	0,5218 c, d	0,0810	0,3689	0,6562
LC-G	10	0,8277 a	0,0630	0,7113	0,9182
LC-E	10	0,6349 b, c	0,0620	0,5140	0,7153
LC-EA	10	0,8911 a	0,0853	0,7882	1,0354
IPS-C	10	0,5784 b, c	0,1253	0,3944	0,8080
IPS-G	10	0,4175 d	0,0836	0,2809	0,5172
IPS-E	10	0,4187 d	0,0386	0,3374	0,4644
IPS-EA	10	0,6538 b	0,1111	0,5101	0,8176

Fonte: A autora

O teste ANOVA detectou diferença estatisticamente significativa para os fatores material restaurador ($p=0,00$), tratamento de superfície ($p=0,00$) e interação material restaurador x tratamento de superfície ($p=0,00$). O material restaurador LC (0,71) apresentou maior rugosidade em comparação ao material IPS (0,51). Com relação ao tratamento, o desafio erosivo/abrasivo (0,77) apresentou maior rugosidade, seguido pelo glaze (0,62). Os estágios após sinterização (0,55) e desafio erosivo (0,52) apresentaram as menores rugosidades, sem diferença estatisticamente significativa entre si.

Quando observada a interação entre fatores (material restaurador x tratamento de superfície), ao analisarmos a variação do fator tratamento de superfície, LC apresentou maior rugosidade superficial quando submetido ao desafio erosivo/abrasivo ($0,89 \pm 0,08$), seguido do glaze ($0,82 \pm 0,06$). Os estágios desafio erosivo ($0,63 \pm 0,06$) e após sinterização ($0,52 \pm 0,08$) apresentaram as menores rugosidades, sem diferença significativa entre si. Para IPS, foi verificada maior rugosidade após o desafio erosivo/abrasivo ($0,65 \pm 0,11$) e após cristalização ($0,57 \pm 0,12$), sem diferença estatisticamente significativa entre si. Os estágios glaze ($0,41 \pm 0,08$) e desafio erosivo ($0,41 \pm 0,03$) apresentaram menores valores de rugosidade, também sem diferença entre si. Os dados da interação entre fatores estão expostos no gráfico da figura 5.3.

Figura 5.3 – Gráfico de interação material restaurador x tratamento de superfície para os grupos que foram submetidos ao desafio erosivo/abrasivo

Com o intuito de comparar o efeito dos diferentes desafios de superfície (erosivo, abrasivo e erosivo/abrasivo) sobre os materiais restauradores quanto à rugosidade superficial, uma última análise estatística foi realizada. Para esta análise, o teste ANOVA detectou diferença estatisticamente significativa para os fatores material restaurador ($p=0,00$), tratamento de superfície ($p=0,00$) e interação entre fatores ($p=0,00$). O teste Tukey revelou que, para ambos materiais, o desafio erosivo gerou menor rugosidade (0,52). Os desafios abrasivo (0,88) e erosivo/abrasivo (0,77) apresentaram maiores valores de rugosidade, porém sem diferença estatisticamente significativa entre si. Ao compararmos os materiais restauradores, LC (0,83) apresentou maior rugosidade superficial após ser submetido aos diferentes desafios superficiais do que IPS (0,57).

Ao observar a interação entre os fatores, avaliando a variação do fator tratamento de superfície, LC apresentou maiores valores de rugosidade quando submetido aos desafios abrasivo ($1,01 \pm 0,16$) e erosivo/abrasivo ($0,89 \pm 0,08$), sem diferença estatisticamente significativa entre si, seguido pelo desafio erosivo ($0,60 \pm 0,06$), que apresentou uma rugosidade significativamente menor. O material IPS se comportou de maneira semelhante, apresentando maiores resultados de rugosidade superficial para os desafios erosivo/abrasivo ($0,65 \pm 0,11$) e abrasivo ($0,61 \pm 0,12$), com um resultado significativamente menor para rugosidade após ser submetido ao

desafio erosivo ($0,44 \pm 0,06$). Os dados da interação entre fatores estão expostos no gráfico da figura 5.4.

Figura 5.4 – Gráfico de interação material restaurador x tratamento de superfície para os diferentes desafios de superfície

5.2 PERDA DE SUPERFÍCIE

A tabela 5.4 mostra a estatística descritiva dos dados de perda de superfície para os grupos experimentais (média, desvio padrão e valores máximo e mínimo).

Tabela 5.4 – Estatística descritiva dos grupos submetidos aos desafios erosivo, abrasivo e erosivo/abrasivo, quanto à perda de superfície

Grupos	n	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
LC-E	10	0,0671	0,0032	0,0556	0,0836
LC-A	10	0,2025	0,0282	0,0976	0,3604
LC-EA	10	0,2544	0,0391	0,1313	0,5764
IPS-E	10	0,0465	0,0058	0,0130	0,0791
IPS-A	10	0,1515	0,0170	0,0845	0,2533
IPS-EA	10	0,1577	0,0159	0,0948	0,2486

Fonte: A autora

O teste ANOVA detectou diferença estatisticamente significativa para os fatores material restaurador ($p=0,03$) e tratamento de superfície ($p=0,00$) quanto à perda de superfície. Não houve diferença estatisticamente significativa para a interação entre os fatores ($p=0,22$).

Quando comparados, o material restaurador LC (0,17) apresentou maior perda superficial em comparação ao material IPS (0,11). Com relação aos desafios superficiais, os desafios abrasivo (0,17) e erosivo/abrasivo (0,20) geraram uma perda de superfície significativamente maior do que o desafio erosivo (0,056), sem diferença significativa entre si (Figura 5.5).

Figura 5.5 – Gráfico de efeitos principais quanto à perda de superfície, quando avaliamos a relação entre os fatores material restaurador e tratamento de superfície

Fonte: A autora

5.3 TOPOGRAFIA SUPERFICIAL

Quando avaliadas as características topográficas dos materiais restauradores após a sinterização/cristalização, LC e IPS apresentaram superfícies com irregularidades, com LC exibindo uma superfície marcada por estrias do polimento com lixas abrasivas. Estas imagens estão expostas nas figuras 5.6 e 5.7.

Figura 5.6 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após a cristalização, onde se observa uma superfície com irregularidades provenientes do polimento. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

Figura 5.7 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após a sinterização, onde se observam claramente as estrias remanescentes do polimento com lixas abrasivas, principalmente com maiores aumentos. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

Ao avaliar as imagens das superfícies dos materiais restauradores após a aplicação da camada de glaze, estes apresentaram superfícies uniformes, porém, é possível observar pequenas bolhas de aplicação do material para IPS e marcas de aplicação com pincel para LC, como mostram as figuras 5.8 e 5.9.

Figura 5.8 – Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após aplicação da camada de glaze, onde se observa uma superfície com pequenas bolhas na camada de glaze. Na imagem de menor aumento, é possível avaliar a textura da superfície de forma mais clara, onde se nota que o material apresenta irregularidades provenientes da sua aplicação. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

Figura 5.9– Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após aplicação da camada de glaze, onde, assim como para IPS, é possível perceber uma superfície com uma camada não homogênea de glaze, com região de maior e menor volume de material, provenientes da técnica de aplicação. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

Após a exposição ao desafio erosivo, as superfícies dos materiais restauradores apresentaram uma camada de glaze suavizada pelo ácido, com aspecto aveludado, mantendo uma superfície lisa e plana, como mostram as figuras 5.10 e 5.11.

Figura 5.10– Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após ser submetido ao desafio erosivo, onde se percebe que as irregularidades da camada de glaze foram suavizadas, deixando a superfície com aspecto mais liso e uniforme A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

Figura 5.11– Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após ser submetido ao desafio erosivo, a qual, assim como IPS, apresenta uma superfície suavizadas. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

Após a exposição ao desafio abrasivo, as superfícies dos materiais restauradores apresentaram uma camada de glaze com aspecto irregular, marcada por estrias geradas pelas cerdas das escovas dentais. LC apresentou uma superfície mais comprometida em comparação ao IPS, como mostram as figuras 5.12 e 5.13.

Figura 5.12– Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após ser submetido ao desafio abrasivo, o qual gerou uma desorganização da camada de glaze, com estriações provenientes da ação mecânica das cerdas das escovas dentárias. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

Figura 5.13– Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após ser submetido ao desafio abrasivo, onde se percebe que a camada de glaze foi suscetível ao desafio de forma de mais exacerbada, em comparação à IPS. Presença de estrias em vários sentidos, as quais podem ser melhor visualizadas nos maiores aumentos. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

Após a exposição ao desafio erosivo/abrasivo, as superfícies dos materiais restauradores apresentaram uma camada de glaze mais desorganizada em comparação ao aspecto da superfície após o desafio abrasivo, estando fortemente estriadas pelas cerdas das escovas dentais, como mostram as figuras 5.14 e 5.15.

Figura 5.14— Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de IPS após ser submetido ao desafio erosivo/abrasivo. Se observam estrias profundas na camada de glaze sob um maior aumento. Estas são vistas como arranhões na superfície, a partir de um menor aumento. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

Figura 5.15— Imagens de diferentes aumentos representativas da superfície de LC após ser submetido ao desafio erosivo/abrasivo. As estrias não são tão visíveis como para IPS, porém, a partir de um menor aumento, se observa claramente uma superfície desorganizada e arranhada. Por maior aumento é possível visualizar regiões esparsas com um acúmulo de material. A: 100x; B: 500x; C: 5.000x; D: 10.000x

Fonte: A autora

A figura 5.16 apresenta o efeito de cada tratamento de superfície sobre a topografia dos materiais restauradores, a partir de um quadro comparativo.

Figura 5.16– Imagens representativas da superfície de ambos os materiais restauradores submetidos aos diferentes tratamentos de superfície em aumento de 2.000x. É possível observar a evolução da superfície dos espécimes ao longo dos tratamentos, onde tanto IPS como LC apresentam superfícies marcadas pelo polimento com lixas abrasivas após a sinterização, seguido de uma camada mais uniforme com glaze, porém com irregularidades provenientes da aplicação. Estas superfícies foram suavizadas pelo desafio erosivo e desorganizadas de maneira semelhante para os desafios abrasivo e erosivo/abrasivo, com estriações profundas.

Fonte: A autora

5.4 DEPOSIÇÃO DE BIOFILME

A tabela 5.5 mostra a estatística descritiva (valores de média, desvio padrão e valores máximo e mínimo) para os ensaios de quantificação de deposição de biofilme, com leitura após 5 horas.

Tabela 5.5 – Estatística descritiva dos ensaios de quantificação de deposição de biofilme, leitura de 5 horas

Grupos	n	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
5LC-S	5	0,0652	0,0059	0,0600	0,0740
5LC-G	5	0,0612	0,0031	0,0560	0,0640
5LC-E	5	0,0672	0,0090	0,0600	0,0830
5LC-A	5	0,0664	0,0036	0,0600	0,0690
5LC-EA	5	0,0742	0,0136	0,0620	0,0910
5IPS-C	5	0,0646	0,0056	0,0610	0,0740
5IPS-G	5	0,0652	0,0141	0,0550	0,0890
5IPS-E	5	0,0608	0,0067	0,0540	0,0720
5IPS-A	5	0,0688	0,0085	0,0570	0,0790
5IPS-EA	5	0,0600	0,0052	0,0550	0,0670

Fonte: A autora

O teste ANOVA não detectou diferença estatisticamente significativa para nenhum dos fatores analisados [material restaurador ($p=0,22$), tratamento de superfície ($p=0,71$) e interação entre os fatores ($p=0,12$)] quanto à deposição de biofilme após 5 horas.

A tabela 5.6 mostra a estatística descritiva (valores de média, desvio padrão e valores máximo e mínimo) para os ensaios de quantificação de deposição de biofilme, com leitura após 24 horas.

Tabela 5.6 – Estatística descritiva dos ensaios de quantificação de deposição de biofilme, leitura de 24 horas

Grupos	n	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
24LC-S	5	0,0626	0,0018	0,0610	0,0650
24LC-G	5	0,0612	0,0040	0,0550	0,0660
24LC-E	5	0,0592	0,0032	0,0570	0,0650
24LC-A	5	0,0644	0,0035	0,0600	0,0670
24LC-EA	5	0,0640	0,0044	0,0590	0,0710
24IPS-C	5	0,0582	0,0037	0,0550	0,0640
24IPS-G	5	0,0598	0,0019	0,0570	0,0620
24IPS-E	5	0,0554	0,0023	0,0530	0,0590
24IPS-A	5	0,0614	0,0061	0,0530	0,0700
24IPS-EA	5	0,0608	0,0025	0,0570	0,0640

Fonte: A autora

O teste ANOVA detectou diferença estatisticamente significativa para os fatores material restaurador ($p=0,00$) e tratamento de superfície ($p=0,01$), quanto à deposição de biofilme após 24 horas. Não houve diferença estatisticamente significativa para a interação entre os fatores ($p=0,91$).

Com relação ao fator material restaurador, quando comparados, o material restaurador LC (0,062) apresentou maior deposição de biofilme após 24 horas em comparação ao material IPS (0,059). Com relação ao fator tratamento de superfície, os desafios abrasivo (0,062) e erosivo/abrasivo (0,062) geraram deposição de biofilme após 24 horas significativamente maior do que o desafio erosivo (0,057). Os tratamentos de superfície glaze (0,060) e sinterização (0,060) foram semelhantes entre si e não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação aos demais tratamentos (figura 5.17).

Figura 5.17– Gráfico comparativo para os fatores material restaurador e tratamento de superfície para deposição de biofilme após 24 horas

Fonte: A autora

Com o intuito de observar se houve alterações significativas na deposição de biofilme quando comparamos o fator tempo (5 horas e 24 horas), uma terceira análise estatística foi realizada. Para esta análise, o teste ANOVA detectou diferença estatisticamente significativa para os fatores material restaurador ($p=0,02$) e tempo ($p=0,00$).

Com relação ao fator material restaurador, LC (0,064) apresentou deposição de biofilme significativamente maior do que IPS (0,061). Com relação ao fator tempo, a deposição de biofilme observada em 5 horas (0,065) foi significativamente maior do que a deposição observada em 24 horas (0,060).

6 DISCUSSÃO

Ao avaliar os materiais em estudo, LC apresentou Ra significativamente maior do que IPS em todas as análises realizadas, corroborando outros estudos encontrados na literatura (88,89). As diferenças de rugosidade superficial observadas entre as cerâmicas podem ser atribuídas às microcaracterísticas estruturais dos materiais, como o tamanho e a forma dos cristais. Segundo Della Bona e Anusavice (90), as cerâmicas policristalinas apresentam alto conteúdo cristalino com cristais irregulares, assim, a zircônia apresenta uma superfície menos homogênea em comparação com outros materiais devido aos poros resultantes do processo de sinterização, assim como defeitos causados pelo polimento; esses defeitos são devidos aos grãos maiores encontrados na zircônia e à suscetibilidade desses grãos a serem expostos durante o polimento (89). Outro fator que contribui para este resultado pode ser a união química entre glaze e zircônia, onde o glaze se acumulou de forma mais irregular sobre a superfície do material, causando desníveis entre a superfície e o glaze, resultando em valores mais altos de Ra. Ainda, o menor Ra na camada de glaze sobre IPS foi reportada em estudo anterior, o qual mostrou que a camada de glaze sobre a cerâmica vítrea é distribuída de maneira mais uniforme, aumentando o espaçamento entre picos e vales observados na perfilometria (89).

As superfícies com glaze não foram as mais lisas neste estudo, já que foi detectado maior Ra do glaze em comparação à superfície inicial, polida após a sinterização. Recentemente, outros estudos publicados mostraram que, independentemente do material cerâmico, a aplicação de glaze resultou em superfícies mais ásperas do que a superfície polida (8,30,51,57,89,91). Inclusive, outros autores afirmam que o polimento com taças abrasivas e pastas de polimento seria necessário para obter uma superfície mais lisa (9,92). Com relação à superfície após a sinterização, foram utilizados papéis abrasivos para obter superfícies planas e uniformes sem ondulações. Quanto a isto, foi descoberto em um estudo prévio que a rugosidade da superfície polida de papel de granulação 1200 é equivalente àquela moída por uma broca superfina de acabamento ($Ra = 0,29$) (9).

Com relação aos desafios superficiais realizados para simular condições orais, o desafio erosivo gerou uma redução significativa no valor de Ra para a camada de glaze. Autores encontraram resultados semelhantes com relação ao comportamento

de materiais cerâmicos frente a desafios ácidos, mostrando que estes são suscetíveis à degradação em ambientes de baixo pH (3,13,21,22,93,94). Esta condição resulta da liberação seletiva de íons alcalinos, que são muito menos estáveis na fase vítrea do que na fase cristalina das cerâmicas dentárias (93).

Embora com um resultado significativo na condição da topografia superficial da camada de glaze, a erosão gerou uma perda de superfície significativamente menor do que os desafios abrasivo e erosivo/abrasivo neste estudo, inferindo um menor impacto da degradação química a partir de agentes ácidos, em comparação à degradação mecânica, sobre o glaze. Quanto a isto, estudo de Esquivel-Upshaw et al., sugere que as condições de pH elevado são mais prejudiciais para a perda de superfície dos materiais vítreos porque o pH elevado é mais eficaz na quebra da estrutura do vidro de sílica, concluindo que, embora o glaze possa ser suscetível a uma considerável degradação em soluções tampão de alto e baixo pH, ambientes básicos parecem ter maior impacto (10). Este verificou que a taxa de liberação de íons Ca, Li, Zn e Si do glaze foi maior para todos os períodos de tempo em pH 10. Já as concentrações de Li, Zn e Si liberadas do glaze foram semelhantes em pH 2 e pH 7 (10). Portanto, com o alto teor de sílica e alumina dos glazes, condições básicas (alto teor de hidroxila) apresentarão um ambiente mais severo, produzindo hidrólise da rede de sílica e a resultante degradação da estrutura.

As imagens obtidas a partir do MEV mostram uma superfície suavizada do glaze quando exposto ao desafio erosivo, sugerindo uma camada dissolvida do material, resultado de um processo corrosivo uniformemente progressivo (3). Em estudo de micrografias de MEV comparando a superfície de dissilicato de lítio e glaze, foi observada uma dissolução mais generalizada para o glaze e uma topografia mais áspera para o dissilicato de lítio. Esta explicação provavelmente está relacionada com a liberação de cristais da superfície da cerâmica, devido à dissolução da fase vítrea, aumentando a rugosidade superficial deste, ao contrário do glaze, que por apenas apresentar fase vítrea, tem sua superfície suavizada pela dissolução generalizada (10).

Ao contrário do desafio erosivo, o desafio abrasivo gerou um aumento significativo da rugosidade superficial para a camada de glaze, porém não foi confirmado neste estudo o efeito sinérgico entre erosão e abrasão, visto que ambos os desafios - abrasivo e erosivo/abrasivo - se comportaram de maneira semelhante para todas as análises realizadas. Logo, concluiu-se que a degradação mecânica foi

a responsável pela desorganização da superfície do glaze, aumentando a sua rugosidade superficial. Este cenário pode ser claramente visualizado tanto pelo Ra, como pelas imagens obtidas por MEV, as quais sugerem superfícies com desgastes profundos na camada de glaze, provavelmente devido à ação das cerdas das escovas dentárias em conjunto com o dentífrico. Além do aumento da rugosidade superficial, estes desafios geraram uma perda de superfície significativamente maior quando comparado à perda gerada pelo desafio erosivo, evidenciando o potencial da ação mecânica em remover a camada de glaze aplicada sobre as cerâmicas. Sabe-se que a rugosidade superficial pode gerar incômodo ao paciente, uma vez que os humanos experimentam desconforto quando a rugosidade das restaurações (Ra) é de 0,50 μm ou mais (20). Neste sentido, este estudo mostrou que ambos os materiais têm o potencial de gerar desconforto ao paciente após a superfície de glaze ser abrasionada. Porém, quanto ao potencial desgaste da dentição oposta, o limiar de rugosidade considerado significativo é o valor de Ra 1,5 micrômetros (91), portanto, embora com um aumento importante na rugosidade superficial, nenhum material testado neste estudo apresenta potencial abrasivo para as demais estruturas orais. Quanto à espessura da camada de glaze, foi relatado que 0,05 mm é suficiente para prolongar a sua integridade (95).

Este resultado está de acordo com Pereira et al., o qual verificou que o glaze que recobre a superfície da cerâmica, quando submetido ao desgaste abrasivo, ocasiona a formação de sulcos na superfície, gerando aumento da rugosidade superficial (30). Outros autores mostraram que a simulação de 12 anos de escovação produziu um aumento na rugosidade superficial na camada de glaze de cerâmicas vítreas (26). Estes resultados para a camada de glaze divergem dos achados na literatura para materiais cerâmicos, para os quais, a escovação não ocasionou alterações significativas na topografia das cerâmicas testadas (13,26,35). É importante salientar que diferentes fatores podem ter influenciado o aumento da rugosidade superficial *in vitro* do glaze neste caso: o dentífrico, a pressão de escovação, a máquina de simulação de escovação, o número de ciclos (28,32), o tipo de escova e as diferenças na preparação das amostras (32).

O aspecto de maior preocupação quanto à rugosidade superficial para este trabalho é a relação com a deposição de biofilme. A literatura sobre adesão bacteriana em materiais cerâmicos ainda é escassa é controversa, porém é estabelecido que o fator dominante é a rugosidade superficial (8). Bollen et al., encontraram um limiar

para esse efeito, sendo Ra 0,2 micrômetros, acima do qual uma significativa correlação positiva foi encontrada entre rugosidade superficial e retenção de biofilme (12). A partir desta publicação, diversos autores também relataram na literatura esta relação significativa (8,30,69,91,96–99). Neste estudo, ambos materiais apresentaram valores de Ra superiores a 0,2 em todas as avaliações realizadas.

Quanto aos resultados de deposição de biofilme, após as 5 horas iniciais de crescimento de *S. mutans* não foi observada diferença significativa para nenhum dos fatores de análise deste estudo, concluindo que as pequenas diferenças na deposição de *S. mutans* aos materiais cerâmicos não se refletiram na deposição inicial do biofilme, assim como observado Viitaniemi et al. (98). Já quando avaliada a deposição de biofilme após 24 horas, verificou-se um aumento significativo de deposição de biofilme nas amostras com maior rugosidade superficial, as quais foram submetidas aos desafios de abrasão e erosão/abrasão, quando comparadas com as amostras que passaram pelo desafio erosivo, que diminuiu a rugosidade superficial do glaze. Ou seja, embora seja bem conhecido que uma menor quantidade de biofilme se deposita sobre restaurações de cerâmica ou porcelana, uma superfície rugosa acelera o acúmulo de biofilme (9). Estudos de Nyvad e Fejerskov revelaram que a deposição inicial de microrganismos começa sobre irregularidades e se expande por toda superfície (100,101). Estas irregularidades podem promover a deposição do biofilme porque aumentam a área disponível para a adesão e principalmente porque protegem bactérias dos mecanismos de regulação e controle da microbiota bucal e também dos procedimentos de higiene oral (34). Após 24 horas, contudo, foi observada uma significativa diminuição na quantidade de biofilme depositado em comparação às 5 horas iniciais, o que pode ser explicado por Kawai et al., o qual mostrou que após 24 horas de formação de biofilme a deposição de biofilme atinge um platô (9).

Neste estudo, LC apresentou formação de biofilme significativamente maior do que IPS após 24 horas, fato que também está relacionado com a maior rugosidade observada para este material. Assim como resultados encontrados para o glaze, outros autores demonstraram que a rugosidade superficial das restaurações cerâmicas e a aderência bacteriana têm uma forte correlação positiva (8).

Embora tenha sido observada essa correlação positiva, é importante salientar que, além do Ra, a deposição de biofilme a um substrato e a composição inicial do biofilme está relacionada à topografia, à hidrofobicidade da superfície e à interação entre os microrganismos existentes. Se a superfície for hidrofílica, uma película de

água estará presente, dificultando o contato direto entre o microrganismo hidrofóbico e o substrato (89,102). Sabe-se, também, que a camada de glaze aplicada sobre a superfície dos materiais cerâmicos apresenta características hidrofílicas (59), como observado em um estudo que mostrou que o tratamento de polimento da cerâmica aumentou sua hidrofobicidade, enquanto o glaze aumentou significativamente sua hidrofiliabilidade. (59) Neste estudo, no entanto, esta tendência não foi observada, visto que a superfície com glaze não apresentou diferença significativa na deposição de biofilme, quando comparado à superfície polida após a sinterização. Isso vai de encontro a outros estudos, nos quais a presença de glaze na superfície não impediu a formação de biofilme dental. (9,89). Como contraponto, recentemente um estudo de Kumchai et al., mostrou que superfícies com glaze resultam em menos acúmulo de biofilme (95). Nos estudos onde o glaze mostrou uma tendência a acumular mais bactérias, em comparação às superfícies polidas, os autores explicam que provavelmente se deve às irregularidades da aplicação deste, o que contribui para uma deposição mais rápida do biofilme, pela maior rugosidade observada em comparação a uma superfície polida. Esta rugosidade da camada de glaze favorece a adesão porque aumenta a área disponível e promove nichos onde as bactérias são protegidas das forças mecânicas (8,89,102).

É importante salientar, contudo, que quando in vivo, os materiais que estudamos estão expostos a sangue e saliva, criando uma película protética. Estudos mostram que o revestimento de soro e saliva pode diminuir significativamente a adesão de *s. mutans* a materiais dentários e adesinas específicas para proteínas de película que medeiam a ligação de *s. mutans* (8,98). Entretanto, sabe-se que *s. Mutans* também pode se ligar a materiais dentários sem o envolvimento de uma película adquirida (98).

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo in vitro, pode-se concluir:

- A camada de glaze é suscetível a desafios superficiais, visto que o desafio erosivo diminuiu a sua rugosidade superficial, enquanto os desafios abrasivo e erosivo/abrasivo aumentaram a sua rugosidade superficial.
- A camada de glaze é mais suscetível à degradação mecânica do que química, visto que os desafios abrasivo e erosivo/abrasivo geraram uma maior perda de superfície do glaze em comparação ao desafio erosivo.
- A deposição de biofilme apresenta correlação positiva com a rugosidade superficial da camada de glaze, sendo maior quando exposta aos desafios abrasivo e erosivo/abrasivo em comparação ao desafio erosivo.
- A camada de glaze aplicada sobre a zircônia monolítica apresentou maior rugosidade superficial, maior perda de superfície e maior deposição de biofilme em comparação à camada de glaze do dissilicato de lítio.

REFERÊNCIAS

1. Hunter ML, Addy M, Pickles MJ, Joiner A. The role of toothpastes and toothbrushes in the aetiology of tooth wear. *Int Dent J*. 2002 Oct 1;52(S5):399–405.
2. Lussi A, Jaeggi T. Erosion—diagnosis and risk factors. *Clin Oral Investig*. 2008 Mar 29;12(S1):5–13.
3. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, et al. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater*. 2015 Dec 1;31(12):1445–52.
4. Moazzez R, Bartlett D. Intrinsic causes of erosion. *Monogr Oral Sci*. 2014;25:180–96.
5. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent*. 2000 Jul 1;84(1):93–7.
6. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int*. 2013;44(8):557–66.
7. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*. 2015;34(6):881–7.
8. Vo DT, Arola D, Romberg E, Driscoll CF, Jabra-Rizk MA, Masri R. Adherence of *Streptococcus mutans* on lithium disilicate porcelain specimens. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov;114(5):696–701.
9. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent*. 2000 Jun;83(6):664–7.
10. Esquivel-Upshaw JF, Dieng FY, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. *J Dent Res*. 2013 May 8;92(5):467–71.

11. Anusavice KJ. Degradability of Dental Ceramics. *Adv Dent Res*. 1992 Sep 1;6(1):82–9.
12. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997 Jul;13(4):258–69.
13. Kulkarni A, Rothrock J, Thompson J. Impact of Gastric Acid Induced Surface Changes on Mechanical Behavior and Optical Characteristics of Dental Ceramics. *J Prosthodont*. 2018 Jan 14;
14. Watson IB, Tulloch EN. Clinical assessment of cases of tooth surface loss. *Br Dent J*. 1985 Sep 7;159(5):144–8.
15. Harwood MP, Newton JT. Dental aspects of bulimia nervosa: Implications for the health care team. *Eur Eat Disord Rev*. 1995 Jun 1;3(2):93–102.
16. Pace F, Pallotta S, Tonini M, Vakil N, Bianchi Porro G. Systematic review: gastro-oesophageal reflux disease and dental lesions. *Aliment Pharmacol Ther*. 2008 Mar 27;27(12):1179–86.
17. Saksena R, Bartlett DW, Smith BG. The role of saliva in regurgitation erosion. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999 Dec;7(4):121–4.
18. Sobrinho LC, Francisco MU, Consani S, Sinhoreti MAC, Consani RLX. Influência da escovação na rugosidade de superfície de materiais restauradores estéticos. *Brazilian Dent Sci*. 2010 Jul 16;4(1).
19. International Standards for Dental Ceramics. ISO6872. Switzerland; 1995.
20. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J*. 2004 Jan 10;196(1):42–5.
21. Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U. The effect of acidic agents on surface ion leaching and surface characteristics of dental porcelains. *J Prosthet Dent*. 2010 Mar 1;103(3):148–62.
22. Swain M V. Impact of oral fluids on dental ceramics: what is the clinical relevance? *Dent Mater*. 2014 Jan;30(1):33–42.

23. Attin T, Koidl U, Buchalla W, Schaller HG, Kielbassa AM, Hellwig E. Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. *Arch Oral Biol.* 1997 Mar 1;42(3):243–50.
24. Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci.* 1996 Apr 1;104(2):151–5.
25. Philpotts CJ, Weader E, Joiner A. The measurement *in vitro* of enamel and dentine wear by toothpastes of different abrasivity. *Int Dent J.* 2005 Jun 1;55(S3):183–7.
26. Garza LA, Thompson G, Cho S-H, Berzins DW. Effect of toothbrushing on shade and surface roughness of extrinsically stained pressable ceramics. *J Prosthet Dent.* 2016 Apr 1;115(4):489–94.
27. Aker JR. New composite resins: comparison of their resistance to toothbrush abrasion and characteristics of abraded surfaces. *J Am Dent Assoc.* 1982 Oct 1;105(4):633–5.
28. Anil N, Bolay S. Effect of toothbrushing on the material loss, roughness, and color of intrinsically and extrinsically stained porcelain used in metal-ceramic restorations: an *in vitro* study. *Int J Prosthodont.* 15(5):483–7.
29. Teixeira ECN, Thompson JL, Piascik JR, Thompson JY. *In Vitro* Toothbrush-Dentifrice Abrasion of Two Restorative Composites. *J Esthet Restor Dent.* 2005 May 1;17(3):172–81.
30. Pereira PC [UNESP]. Efeito da escovação na formação *in situ* de biofilme dentário inicial e na rugosidade superficial em cerâmica de y-tzp após vitrificação e polimento. Diss (mestrado) São José dos Campos Fac Estadual Paul Fac Odontol São José dos Campos. 2010 May 11;
31. Wang L, Garcia FCP, De Araújo PA, Franco EB, Mondelli RFL. Wear Resistance of Packable Resin Composites after Simulated Toothbrushing Test. *J Esthet Restor Dent.* 2004 Sep 1;16(5):303–14.
32. Heintze SD, Forjanic M. Surface roughness of different dental materials before and after simulated toothbrushing *in vitro*. *Oper Dent.* 2005;30(5):617–26.
33. Hossain A, Okawa S, Miyakawa O. Surface texture and composition of titanium brushed with toothpaste slurries of different pHs. *Dent Mater.* 2007 Feb 1;23(2):186–92.

34. Pereira SMB [UNESP]. Efeito da escovação associada à dentifrício branqueador na degradação superficial e formação de biofilme em materiais cerâmicos. Diss (mestrado) São José dos Campos Fac Estadual Paul Fac Odontol São José dos Campos. 2007 Jun 11;
35. Rosentritt M, Sawaljanow A, Behr M, Kolbeck C, Preis V. Effect of tooth brush abrasion and thermo-mechanical loading on direct and indirect veneer restorations. *Clin Oral Investig*. 2015 Jan 28;19(1):53–60.
36. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010 Oct;13(4):195–203.
37. Lin W-S, Ercoli C, Feng C, Morton D. The Effect of Core Material, Veneering Porcelain, and Fabrication Technique on the Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Selected Dental Ceramics. *J Prosthodont*. 2012 Jul 1;21(5):353–62.
38. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig*. 2013 Jun 22;17(5):1407–13.
39. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012 Jan 1;28(1):3–12.
40. Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2018 Feb 1;119(2):214–9.
41. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*. 2017 Jan 1;33(1):84–98.
42. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res*. 2018 Sep 15;97(10):1082–91.
43. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018 Feb;119(2):308.e1-308.e7.

44. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*. 2010 Jul 1;104(1):6–12.
45. Ren L, Janal MN, Zhang Y. Sliding Contact Fatigue of Graded Zirconia with External Esthetic Glass. *J Dent Res*. 2011 Sep 29;90(9):1116–21.
46. Christensen RP, Ploeger BJ. A Clinical Comparison of Zirconia, Metal and Alumina Fixed-Prosthesis Frameworks Veneered With Layered or Pressed Ceramic: A three-year report. *J Am Dent Assoc*. 2010 Nov 1;141(11):1317–29.
47. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottman A, Roos M, Hämmerle CHF. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand*. 2013 Jan 27;71(1):102–12.
48. Silva LH da, Lima E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*. 2017 Aug 28;31(suppl 1).
49. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. The effectiveness of polishing kits: influence on surface roughness of zirconia. *Int J Prosthodont*. 2015 Mar;28(2):149–51.
50. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007 Nov;98(5):389–404.
51. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *J Am Dent Assoc*. 2010 Jun 1;141:10S–14S.
52. Guess PC, Selz CF, Steinhart Y-N, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *Int J Prosthodont*. 2013;26(1):21–5.
53. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ. Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *J Prosthodont*. 2017 Mar;(doi: 10.1111/jopr.12586. [Epub ahead of print]).

54. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2016 Dec;8(6):417–22.
55. Imirzalioglu P, Karacaer O, Yilmaz B, Ozmen Msc I. Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *J Prosthodont*. 2010 Feb;19(2):118–24.
56. Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent*. 2012 Oct 1;108(4):231–7.
57. Amaya-Pajares SP, Ritter A V., Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness of Four Ceramic Materials after Occlusal Adjustment. *J Esthet Restor Dent*. 2016 Nov 12;28(6):382–96.
58. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL. The development and testing of glaze materials for application to the fit surface of dental ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009 Apr 1;25(4):431–41.
59. Brunot-Gohin C, Duval J-L, Azogui E-E, Jannetta R, Pezron I, Laurent-Maquin D, et al. Soft tissue adhesion of polished versus glazed lithium disilicate ceramic for dental applications. *Dent Mater*. 2013 Sep 1;29(9):e205–12.
60. Zhang YF, Zheng J, Zheng L, Zhou ZR. Effect of adsorption time on the adhesion strength between salivary pellicle and human tooth enamel. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015 Feb 1;42:257–66.
61. Kolenbrander PE, Palmer RJ, Periasamy S, Jakubovics NS. Oral multispecies biofilm development and the key role of cell–cell distance. *Nat Rev Microbiol*. 2010 Jul 1;8(7):471–80.
62. de Oliveira JR, de Aguiar Almeida RB, das Graças Figueiredo Vilela P, de Oliveira FE, da Rocha RF, Jorge AOC, et al. Control of microorganisms of oral health interest with *Arctium lappa* L. (burdock) extract non-cytotoxic to cell culture of macrophages (RAW 264.7). *Arch Oral Biol*. 2014 Aug 1;59(8):808–14.
63. Marsh PD. Dental plaque: biological significance of a biofilm and community life-style. *J Clin Periodontol*. 2005 Oct;32 Suppl 6(s6):7–15.

64. Palmer RJ, Diaz PI, Kolenbrander PE. Rapid succession within the Veillonella population of a developing human oral biofilm in situ. *J Bacteriol.* 2006 Jun 1;188(11):4117–24.
65. Hamada S, Slade HD. Biology, immunology, and cariogenicity of *Streptococcus mutans*. *Microbiol Rev.* 1980 Jun;44(2):331–84.
66. Eick S, Glockmann E, Brandl B, Pfister W. Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. *J Oral Rehabil.* 2004 Mar;31(3):278–85.
67. Checketts MR, Turkyilmaz I, Asar NV. An investigation of the effect of scaling-induced surface roughness on bacterial adhesion in common fixed dental restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2014 Nov 1;112(5):1265–70.
68. Buergers R, Rosentritt M, Handel G. Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to provisional fixed prosthodontic material. *J Prosthet Dent.* 2007 Dec 1;98(6):461–9.
69. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent.* 2010 Apr 1;103(4):221–7.
70. Fúcio SBP, Carvalho FG, Sobrinho LC, Sinhoreti MAC, Puppim-Rontani RM. The influence of 30-day-old *Streptococcus mutans* biofilm on the surface of esthetic restorative materials—An in vitro study. *J Dent.* 2008 Oct 1;36(10):833–9.
71. Meier R, Hauser-Gerspach I, Lüthy H, Meyer J. Adhesion of oral streptococci to all-ceramics dental restorative materials in vitro. *J Mater Sci Mater Med.* 2008 Oct 13;19(10):3249–53.
72. Song F, Koo H, Ren D. Effects of Material Properties on Bacterial Adhesion and Biofilm Formation. *J Dent Res.* 2015 Aug 22;94(8):1027–34.
73. Renner LD, Weibel DB. Physicochemical regulation of biofilm formation. *MRS Bull.* 2011 May 18;36(05):347–55.
74. Young A, Tenuta LMA. Initial erosion models. *Caries Res.* 2011;45 Suppl 1(Suppl. 1):33–42.

75. Cengiz S, Sarac S, Özcan M. Effects of simulated gastric juice on color stability, surface roughness and microhardness of laboratory-processed composites. *Dent Mater J*. 2014;33(3):343–8.
76. Backer AD, Münchow EA, Eckert GJ, Hara AT, Platt JA, Bottino MC. Effects of Simulated Gastric Juice on CAD/CAM Resin Composites-Morphological and Mechanical Evaluations. *J Prosthodont*. 2017 Jul 1;26(5):424–31.
77. Pinto MM, Cesar PF, Rosa V, Yoshimura HN. Influence of pH on slow crack growth of dental porcelains. *Dent Mater*. 2008 Jun;24(6):814–23.
78. Hunt D MJ. The development of an in vitro model of dental erosion. *J Dent Res*. 1992;71:985.
79. Hossain A, Okawa S, Miyakawa O. Effect of toothbrushing on titanium surface: An approach to understanding surface properties of brushed titanium. *Dent Mater*. 2006 Apr 1;22(4):346–52.
80. Wataha JC, Lockwood PE, Frazier KB, Khajotia SS. Effect of toothbrushing on elemental release from dental casting alloys. *J Prosthodont*. 1999 Dec;8(4):245–51.
81. Amaral CM, Rodrigues JA, Erhardt MCG, Araujo MWB, Marchi GM, Heymann HO, et al. Effect of whitening dentifrices on the superficial roughness of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(2):102–8; discussion 109.
82. Mondelli RFL, Wang L, Garcia FCP, Prakki A, Mondelli J, Franco EB, et al. Evaluation of weight loss and surface roughness of compomers after simulated toothbrushing abrasion test. *J Appl Oral Sci*. 2005 Jun;13(2):131–5.
83. Garcia FCP, Wang L, D’Alpino PHP, Souza JB de, Araújo PA de, Mondelli RF de L. Evaluation of the roughness and mass loss of the flowable composites after simulated toothbrushing abrasion. *Braz Oral Res*. 18(2):156–61.
84. Waterhouse JC, Russell RRB. Dispensable genes and foreign DNA in *Streptococcus mutans*. *Microbiology*. 2006 Jun 1;152(6):1777–88.

85. Nomura R, Nakano K, Taniguchi N, Lapirottanakul J, Nemoto H, Gronroos L, et al. Molecular and clinical analyses of the gene encoding the collagen-binding adhesin of *Streptococcus mutans*. *J Med Microbiol*. 2009 Apr 1;58(4):469–75.
86. Standar K, Kreikemeyer B, Redanz S, Münter WL, Laue M, Podbielski A. Setup of an In Vitro Test System for Basic Studies on Biofilm Behavior of Mixed-Species Cultures with Dental and Periodontal Pathogens. Herrera-Estrella A, editor. *PLoS One*. 2010 Oct 1;5(10):e13135.
87. Loo CY, Corliss DA, Ganeshkumar N. *Streptococcus gordonii* biofilm formation: identification of genes that code for biofilm phenotypes. *J Bacteriol*. 2000 Mar 1;182(5):1374–82.
88. Kantorski KZ, Valandro LF, Scotti R, Bona AD, Bottino MA. Surface roughness of glazed feldspar, alumina, and zirconia-based ceramics. *Brazilian Dent Sci*. 2010 Aug 16;9(4).
89. Dal Piva A, Contreras L, Ribeiro F, Anami L, Camargo S, Jorge A, et al. Monolithic Ceramics: Effect of Finishing Techniques on Surface Properties, Bacterial Adhesion and Cell Viability. *Oper Dent*. 2018 May 20;43(3):315–25.
90. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):159–67.
91. 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 Jan 28;43(1):90–100.
92. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielesky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J Prosthet Dent*. 2015 Jun;113(6):616–22.
93. Kukiattrakoon B, Hengtrakool C, Kedjarune-Leggat U. Effect of acidic agents on surface roughness of dental ceramics. *Dent Res J (Isfahan)*. 2011;8(1):6–15.
94. Milleding P, Karlsson S, Nyborg L. On the surface elemental composition of non-corroded and corroded dental ceramic materials in vitro. *J Mater Sci Mater Med*. 2003 Jun;14(6):557–66.

95. Kumchai H, Juntavee P, Sun AF, Nathanson D. Effect of Glazing on Flexural Strength of Full-Contour Zirconia. *Int J Dent*. 2018;2018:8793481.
96. Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface Roughness in Ceramics with Different Finishing Techniques Using Atomic Force Microscope and Profilometer. *Oper Dent*. 2006 Jul;31(4):442–9.
97. Astasov-Frauenhoffer M, Glauser S, Fischer J, Schmidli F, Waltimo T, Rohr N. Biofilm formation on restorative materials and resin composite cements. *Dent Mater*. 2018 Nov 13;34(11):1702–9.
98. Viitaniemi L, Abdulmajeed A, Sulaiman T, Söderling E, Närhi T. Adhesion and Early Colonization of *S. Mutans* on Lithium Disilicate Reinforced Glass-Ceramics, Monolithic Zirconia and Dual Cure Resin Cement. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2017 Dec 1;25(4):228–34.
99. Hahnel S, Rosentritt M, Handel G, Bürgers R. Surface characterization of dental ceramics and initial streptococcal adhesion in vitro. *Dent Mater*. 2009 Aug;25(8):969–75.
100. Nyvad B, Fejerskov O. Scanning electron microscopy of early microbial colonization of human enamel and root surfaces in vivo. *Scand J Dent Res*. 1987 Aug;95(4):287–96.
101. Nyvad B, Fejerskov O. Transmission electron microscopy of early microbial colonization of human enamel and root surfaces in vivo. *Scand J Dent Res*. 1987 Aug;95(4):297–307.
102. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino MA. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. *Int J Prosthodont*. 20(4):419–22.