

Giovani Lana Peixoto de Miranda

**TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DE RESTAURAÇÕES CERÂMICAS
PARA CARACTERIZAÇÃO DE UMA CAMADA FUNCIONALMENTE
MODIFICADA: ANÁLISE DE ELEMENTO FINITO E TESTES
LABORATORIAIS**

Tese apresentada ao Colegiado de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como pré-requisito para obtenção do Título de Doutor em Odontologia – área de concentração: Clínica Odontológica.

Linha de Pesquisa: Materiais Dentários- propriedades físicas, químicas e biológicas

Orientador: Prof.Dr.Nelson Renato Alves França Silva

Belo Horizonte

2017

Ficha Catalográfica

M672t Miranda, Giovani Lana Peixoto de.

2017

Tratamento de superfície de restaurações cerâmicas para
caracterização de uma camada funcionalmente modificada:
análise de elementos finitos e testes laboratoriais /

110 f. : il.

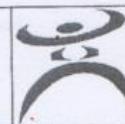
Orientador: Nelson Renato Alves França Silva.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de Minas
Gerais, Faculdade de Odontologia.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



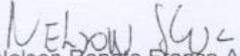
ATA DA DEFESA DE TESE DO ALUNO GIOVANI LANA PEIXOTO DE MIRANDA

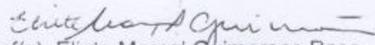
Aos 31 dias de julho de 2017, às 14:00 horas, na sala 3418 da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, reuniu-se a Comissão Examinadora composta pelos professores Nelson Renato França Alves da Silva (Orientador) – FO/UFMG, Eliete Marçal Guimaraes Raso – PUC - Minas, Marcos Daniel Septímio Lanza – FO/UFMG, Rodrigo Aliprandi Dutra - Newton Paiva e Walison Arthuso Vasconcelos - FO/UFMG, para julgamento da tese de Doutorado em Odontologia, área de concentração em Clínica Odontológica, intitulada: **Tratamento de superfície de restaurações cerâmicas para a criação de camadas funcionalmente modificadas: análise de elemento finito e testes laboratoriais.** O Presidente da Banca, abriu os trabalhos e apresentou a Comissão Examinadora. Após a exposição oral do trabalho pelo aluno e arguição pelos membros da banca, a Comissão Examinadora considerou a tese:

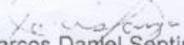
Aprovado

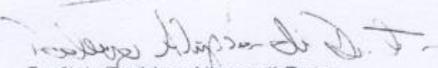
Reprovado

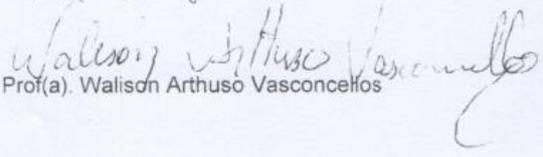
Finalizados os trabalhos, lavrou-se a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos demais membros da Comissão. Belo Horizonte, 31 de julho de 2017.


Prof(a). Nelson Renato França Alves da Silva


Prof(a). Eliete Marçal Guimaraes Raso


Prof(a). Marcos Daniel Septímio Lanza


Prof(a). Rodrigo Aliprandi Dutra


Prof(a). Walison Arthuso Vasconcelos

Dedico este trabalho aos meus pais,

irmãs e irmãos que muito me
incentivaram

e a todos os amigos que fizeram
parte desta caminhada.

AGRADECIMENTOS

*À **DEUS** sou muito grato por este presente maravilhoso que é a vida! Agradeço também pelas pessoas que o Senhor colocou em meu caminho. Algumas delas me inspiram, me ajudam, me desafiam e me encorajam a ser melhor.*

Agradeço por todas as coisas boas e más que me aconteceram. Cada uma delas, ao seu modo, me fizeram chegar onde eu cheguei, e me fizeram ser quem eu sou.

Foi a minha jornada de tropeços, vitórias e derrotas, que me fez enxergar o verdadeiro significado e beleza da vida.

*Aos meus amados **PAI e MÃE**, se há algo que faz diferença na formação da personalidade e na vida de uma pessoa é o amor que ela recebe. Vocês me educaram, se dedicaram à minha educação como ser humano, me deram amor. Vocês fizeram de mim a pessoa que sou hoje, e só tenho motivos para agradecer.*

Fizeram de mim uma pessoa compreensiva e sensível.

Mais do que a educação formal que vocês me ofereceram e que sempre se esforçaram para que fosse a melhor, a formação humana foi o que de mais importante vocês fizeram por mim. Eu só posso retribuir tentando ser o melhor filho que pais como vocês merecem ter.

De todos os amores que podemos receber durante a vida, o amor dos pais é, sem dúvida, o mais especial. Não existe outro que consiga ser incondicional e demonstrar ao mesmo tempo um interesse tão grande e genuíno na nossa felicidade.

Sou e serei eternamente grato por tudo que vocês dedicaram a mim. Eu tenho muito orgulho de ser filho de vocês e muita admiração pelos pais que tenho. Obrigado por tudo. Amo muito vocês!

*À amiga **Carolina Nemésio** um anjo raro, uma preciosidade que chegou de repente em minha vida e se alojou devagarzinho em local especial. Você conhece bem minha caminhada, os tropeços, desajustes, as conquistas estando sempre por ali para dar uma palavra de sabedoria para guiar o momento. Despertou ainda mais meu desejo do saber. Sua caminhada foi tortuosa, mas sua determinação, dedicação a levaram a sua tão almejada conquista, o que inspira o meu olhar adiante de alcançar os objetivos. De conhecimento ímpar, disposta a partilhá-lo sempre, o que escrevo é muito pouco em comparação ao que tem feito. Agradeço de coração toda sua dedicação. Muito obrigado por tudo querida AMIGA!*

*À minha irmã e madrinha, **Gá, Margareth**, depende da hora. Tenha certeza que você é meu espelho. Sua perseverança e dedicação me fizeram ver a*

beleza da profissão. Sei que não chego nem aos pés do seu profissionalismo, mas quem sabe um dia... Mesmo com nossas discussões e divergências de opinião, saiba que a respeito e admiro muito, mesmo acreditando sempre na minha vitória. Muito obrigado!

*À minha irmã, **Renata**, que sempre cria desafios em sua vida e os enfrenta com coragem. Muito sincera, chegando até mesmo a ser grosseira, mas por trás dessa menina mora uma flor. Sempre ao meu lado, mesmo distante. Sinto sua falta aqui por perto. Muito Obrigado por tudo!*

*Aos meus irmãos padrinhos **Cristovão e José Augusto**, mesmo longe sempre torcendo por mim. Dizem que afilhado puxa padrinho, acho que tem algo errado nesse dito. Herdei a inteligência, mas o gosto pelo estudo..... Muito Obrigado por acreditarem em mim!*

*Ao meu amigo **Marcelo**, que tolerou meus momentos de stress, raiva, falta de paciência. Sempre tentava me levar para o “mal” caminho das viagens, botecos, festas. Muitas das vezes conseguia. “Oh pessoa persistente”! Eu sempre dizia que tinha algo para fazer, mas acabava cedendo. Sei que foram momentos que valeram muito à pena. Agora você está vendo o que tinha para fazer. Você sabe o “grande” amigo e compnaheiro que é. Amigo seu apoio foi fundamental. Muito obrigado por tudo!*

*Ao meu orientador **Prof. Nelson Silva** que acreditou que eu era capaz de enfrentar mais esse desafio. Deu certo! Lançou uma proposta e ... Me mandou pra longe para desenvolver habilidades ao lado de seu mentor. Experiência desafiadora mas muito gratificante. Novos olhares em outros horizontes. Fantástico! Aprendi a caminhar! Espero poder cada dia mais aproveitar suas idéias, mesmo que demore um pouco para acompanhar seu raciocínio. Que essa confiança nos renda bons trabalhos. Muito Obrigado!*

*To **Prof. Van Thompson** my supervisor, who was a supportive mentor and the completion of this dissertation would be impossible without his guidance, support and*

encouragement. My appreciation and deepest gratitude for whom closely monitored with patience throughout the process and always gave constructive comments and ideas to improve the research outcome.

*To **Mr. Richard Mallet and Mr. Peter Pilecki** for their assistance and guidance during the specimens testing process at King's College London.*

*To **Ms Leanne Glover** for her support and assistance during images process at the Centre for Ultrastructural Imaging – KCL.*

*To my colleagues **Maria Gonzalez, Sophie Borgozi and Polliane Carvalho** am eternally grateful for their support, encouragement, advice and for challenging me to better my work.*

To the other staff of King's College London and colleagues for their support, assistance and encouragement.

*Ao **Prof. Luiz Thadeu de Abreu Poletto**, responsável por essa jornada da vida acadêmica. Pessoa sincera, franca, sábia. Seus ensinamentos agora são uma constante em minha profissão. Muito Obrigado!*

*Aos Profs. **Allyson Moreira, Cláudia Magalhães e Mônica Yamauti**, pessoas amigas, conselheiras que acreditaram que o melhor poderia ser realizado.*

*Aos Profs. **Lincoln Lanza, Rodrigo Albuquerque, Marcos Lanza** que são mestres nos quais sempre me espelho e que mostram como a profissão é gratificante.*

*Ao colega **Artur Avelar** que muito contribuiu para a realização do experimento dessa tese. Com paciência, e conhecimento.*

Aos colegas de mestrado da Saúde Coletiva, Endodontia, Pediatria, Periodontia, Clínica Odontológica, que foram pessoas companheiras e solidárias durante o curso.

Às amigas, **Andreia Drumond, Julia Braga** amizade do mestrado e doutorado para a vida. Estiveram por perto incentivando, dividindo e alegrando meu caminho. Deixem esse aperto passar que as coisas vão melhorar. Obrigado!

Às meninas da Pós-Graduação, **Beth, Laís e Letícia**, que sempre ajudaram muito e torceram por mim. Muito Obrigado!

À **Gió**, uma mulher alegre, que sempre sorrindo perguntava como estava minha caminhada, preocupada, mas sempre otimista.

À minha amiga, **Lu de Fiiha** que por muitas vezes me afastei pelo tempo escasso. Na época do Doutorado Sanduiche pontuava saudade pela distância. Sentia falta de combinar alguma coisa. Mesmo assim, continuou por perto, torcendo por mais esta conquista. Muito Obrigado!

Finalmente agradeço a Coordenação de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro

Enfim à todos que de uma forma ou de outra contribuíram e torceram por essa conquista.

MUITO OBRIGADO!

“O mais competente não discute, domina a sua ciência e cala-se.”

(Voltaire)

RESUMO

Este estudo tem como objetivo avaliar a influência do tratamento de superfície na sobrevida de restaurações cerâmicas.

Um modelo de três camadas 10 x 10 mm foi criado em software Solidworks com as seguintes espessuras e descrições dos materiais. A: 1) dentina como substrato = 4 mm; 2) cimento = 100 μ m; 3) material restaurador = 1,5 mm. Depois foi transferido para o programa ABAQUS para a realização da análise de elemento finito. Foram realizadas simulações com dois modelos distintos. Um com todas as camadas livres, sem atrito, o outro as camadas foram fixadas simulando adesão do cimento ao substrato e cerâmica. Foram utilizados valores de referência de módulo de elasticidade (ϵ) e os valores do coeficiente de Poisson (ν) para todos os grupos a partir da literatura. Os materiais restauradores modelados foram VITA Enamic ($\epsilon = 30$ GPa; $\nu = 0,3$), LAVA Ultimate ($\epsilon = 12,77$ GPa; $\nu = 0,3$), dissilicato de lítio ($\epsilon = 95$ GPa; $\nu = 0,25$), zircônia ($\epsilon = 210$ GPa; $\nu = 0,3$) e cimento resinoso ($\epsilon = 6,3$ GPa; $\nu = 0,3$). Uma malha foi criada usando análise de elementos finitos (FEA) e a aplicação de uma carga de 200 N foi simulada ao centro da camada superior de material restaurador. Obtiveram-se os valores de pico de tensão ao longo da interface entre as camadas. Em cada modelo observou-se o perfil de distribuição de tensões. Com base nos resultados, 194 espécimes de dissilicato de lítio (LiDi) nas dimensões de 10x10x0.9 mm foram confeccionados, divididos em nove grupos (n=21): AR (sem tratamento); ARE20(condicionado com ácido fluorídrico 5%, 20 s); ARE120 (condicionado por 120 s); SB (jateado com óxido de alumínio); SBE20 (jateado e condicionado por 20 s); SBE120 (jateado e condicionado por 120 s). Todos os espécimes LiDi silanizados e cimentados com Panavia F (AR – sem tratamento, SB – apenas jateado, ARE120 – condicionado por 120s, SBE120 – jateado e condicionado por 120s) e Variolink II (AR – sem tratamento, SB – apenas jateado, ARE20 – condicionado por 20s, ARE120 - condicionado por 120s, SBE20 – jateado e condicionado por 20s) ao substrato (10x10x4mm) de resina (TetricCeram) resultando em amostras de camada tripla (LiDi / cimento / bloco de resina). Todas as amostras foram armazenadas em água destilada durante pelo menos 7 dias. Cinco espécimes do grupo não condicionado (controle) foram submetidos a uma carga única de compressão (fadiga estática). As amostras restantes foram testadas utilizando o teste acelerado de fadiga (SSALT). A distribuição de Weibull foi

calculada e determinou-se a confiabilidade (com 90% intervalo de confiança) em um determinado número de ciclos e cargas. Foram realizados teste de rugosidade, análise fractográfica. A micro-estrutura da superfície dos espécimes LiDi condicionados por 120 segundos, dos jateados e condicionados por 120 segundos, dos apenas jateados do grupo controle foram analisados e comparados por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os mesmos espécimes foram avaliados quanto a área de superfície tratada no Image J.

A análise de elementos finitos demonstrou que os materiais restauradores apresentaram diferentes padrões de distribuição de tensões. A zircônia apresentou maior concentração de tensão que dissilicato de lítio com ambos os substratos. A maior rigidez do material restaurador sugere uma distribuição mais homogênea das tensões com valores de tensão máxima mais constantes. A resistência e a sobrevida dos espécimes condicionados por 120 segundos apresentaram alterações de superfície mais visíveis ao MEV quando comparados com os demais grupos. A micro-estrutura de superfície da placa de dissilicato de lítio jateada e condicionada durante 120 segundos mostrou maior número de rugosidades e porosidades mais profundas.

O tratamento de superfície das restaurações cerâmicas de dissilicato de lítio, após avaliação da micro-estruturura da cerâmica e teste de fadiga, melhora a sobrevida das restaurações levando em consideração o tipo de cimento utilizado.

Palavra-chaves: cimento resinoso, cerâmicas, análise de elementos finito, fadiga

ABSTRACT

Surface treatment of ceramic restorations functionally modified layers characterization: finite element analysis and laboratory testing

This study aims to evaluate the ceramics restorations reliability with diferents surface treatments.

A three layer model 10x 10 mm was created in Solidworks software with the following thicknesses and material descriptions. A: 1) dentin-like substrate = 4 mm; 2) cement = 100 μ m; 3) restorative material = 1.5 mm. The model was inserted into ABAQUS® software for finite element analysis. Two simulations was made in two distinct models; all layers free and all layers fixed simulating bond between substrate/cement/ceramic. Elastic modulus (ϵ) and Poisson's (ν) ratio values for all groups were extracted from the literature. Restorative materials involved VITA Enamic ($\epsilon=30$ GPa; $\nu= 0.3$), LAVA Ultimate ($\epsilon=12.77$ GPa; $\nu= 0.3$), lithium disilicate ($\epsilon= 95$ GPa; $\nu= 0.25$), zirconia ($\epsilon= 210$ GPa; $\nu= 0.3$) and resin cement ($\epsilon= 6,3$ GPa; $\nu= 0.3$). A mesh created using finite element analysis (FEA) modeling and a 200 N load applied to the center of the restorative material upper layer. The voltage pikes values along the interface between the layers were obtained. Each model was constrained to observe the profiles of stress distribution. Based on results, 194 monolayer lithium disilicate (LiDi) specimens (10x10x0.9mm) were divided into 9 groups (n=21): AR (as received); ARE20 (etched with hydrofluoric acid 5%, 20 s); ARE120 (etched, 120 s); SB(sandblasted with aluminun oxide); SBE20 (sandblasted and etched ,20 s); SBE120 (sandblasted and etched, 120 s). All treated LiDi specimens (10x10x4mm) were bonded to composite substrate (TetricCeram) which had itself been 30 days aged. All specimens was The bonding agent used was Panavia F (AR, SB, ARE120, SBE120) and Variolink II (AR, SB,ARE20, ARE120, SBE120) after silanization resulting trilayer specimens (LiDi/cement/composite). All trilayer specimens were aged in distilled water for at least 7 days. Five specimens from the non-controlled etched group were subject to single loading to failure testing. The remaining specimens were tested under fatigue testing utilizing step-stress accelerated life testing (SSALT). A master Weibull distribution was calculated and reliability was determined (with 90% confidence bounds) at a given number of cycles and loads. Roughness and fractography was used. Scanning Electron Microscope

(SEM) was used to analyse and compare the surface micro structure of distincts LiDi specimens which had been sandblasted and etched as same as SSALT groups. All this latter had their conditioned area evaluated at Image J with images.

Restorative materials showed different patterns of stress distribution. Zirconia presented stress concentration higher than lithium disilicate as a core substrate. The rigidity of the restorative material suggests a more homogeneous distribution of tensions with more constant maximum stress values. The strength and reliability of the specimens with deep etching depth (120 seconds) were higher when compared to the others groups. Micro surface structure of the lithium disilicate plate sandblasted etched for 120 seconds demonstrated more profound roughness and porosity. The zirconia surface did not show great roughness after sandblasted and etched with hydrofluoric acid in different times.

After lithum dissilicate ceramics micro-structural analysis and reliability, the surface treatment enhances the reliability regarding resin cement used.

Key-words: resin cement, ceramics, finite element analysis

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação da formação do sólido – Modelo de três camadas	52
Figura 2: Elemento sólido, tridimensional, hexaédrico, com oito nós (C3D8)	53
Figura 3: Base inferior do modelo fixa em todos os graus de liberdade (áreas em vermelho)	54
Figura 4: Microscópio eletrônico de varredura (NeoScope, JEOL, USA)	57
Figura 5: Espécime de e.maxCAD subdividido	58
Figura 6: Molde (direita) para a confecção dos blocos de resina (esquerda).	61
Figura 7: Bloco cerâmico de dissilicato de lítio (e.max CAD) com 1 mm de espessura cimentado sobre o bloco de resina (Tetric Ceram) de 4 mm	63
Figura 8: Dispositivo removível para visualização da amostra em microscópio	64
Figura 9: Electroforce BOSE, equipamento para realização do teste de fadiga	64
Figura 10: Desenho esquemático da amostra sob carga do edentador com os tipos de fratura: radial crack e outer crack	65
Figura 11: Imagem de MEV de espécime de e.max jateado com óxido de alumínio 50 µm com a pressão variando 0.2 MPa (A), 0.3 MPa (B) e 0.4 MPa (C)	69
Figura 12: Imagem de MEV de espécime de e.max polido sem nenhum tipo de tratamento (x3000)	70
Figura 13: Imagem de MEV de espécime de e.max polido condicionado com HF 5% por 20 s (x3000)	70
Figura 14: Imagem de MEV de espécime de e.max polido condicionado com HF 5% por 120 s (x3000)	71
Figura 15: Imagem de MEV de espécime de e.max polido condicionado com HF 10% por 20 s (x5000)	71
Figura 16: Imagem de MEV de espécime de e.max polido condicionado com HF 10% por 120 s (x5000)	72
Figura 17: Imagem de MEV de espécime de e.max condicionado com HF5% por 20 s após jateamento (x500 e x3000)	73
Figura 18: Imagem de MEV de espécime de e.max condicionado com HF5% por 120 s após jateamento (x500 e x3000)	74
Figura 19: Imagem de MEV de espécime de e.max condicionado com HF10% por 20 s após jateamento (x500 e x3000)	75
Figura 20: Imagem de MEV de espécime de e.max condicionado com HF10% por 120 s após jateamento (x500 e x3000)	76

Figura 21: A. Imagem obtida; B. Imagem recortada e redimensionada; C. Normalização do contraste (Normalise, Equalise Histogram).....	77
Figura 22: A Escalonamento da imagem (Threshold 84); B. Análise da partícula (Size 20um ² , Circularity 0-1, Show Bare outlines).....	77
Figura 23: Dados obtidos pelo software MountainPremium 7 para leitura da rugosidade de superfície (S _q) da cerâmica tratada AR45, AR60, AR90, SB45, SB60, SB90.....	79
Figura 24: Nível de probabilidade de Weibull (2-lados de intervalo de confiança de 90%) para os grupos ARE20 e ARE120 Variolink II. Não houve sobreposição dos intervalos de confiança que indica que houve uma diferença estatística entre os grupos.....	80
Figura 25: Imagens de Microscopia óptica mostrando trinca radial, trinca externa a cerâmica, linha de cimentação e bloco em resina.....	84
Figura 26: Imagens de MEV (x30) para identificação da trinca radial.....	84
Figura 27: Imagens de MEV do IPS e-max (A) apenas tratado com óxido de alumínio 50 µm; (B) tratado com óxido de alumínio 50 µm e condicionada com HF 5% por 120s; (C) apenas condicionada com HF 5% por 120s (x1000). A área ao centro das figuras com espaçamento é a interface cimento (acima) e e.max (abaixo).....	86
Figura 28: Imagens de MEV em menor aumento para identificação da camada de cimentação demarcada do IPS e-max (A) apenas tratado com óxido de alumínio 50 µm; (B) tratado com óxido de alumínio 50 µm e condicionada com HF 5% por 120s (x300); (C) apenas condicionada com HF 5% por 120s (x100). O traço branco delimitada a área de cimento, acima está o substrato em resina e abaixo o e.max.....	86
Figura 29: Imagens de MEV mostrando os prolongamentos de cimento para o interior da área criada na superfície da cerâmica pelo tratamento com óxido de alumínio após o condicionamento ácido (x300).....	87
Figura 30: Imagens em MEV mostrando os prolongamentos de cimento para o interior da área criada na superfície da cerâmica pelo tratamento com óxido de alumínio após o condicionamento ácido (x2000).....	88

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Perfis do teste de fadiga em função do número de ciclos e carga aplicada.....	60
Gráfico 2: Valores de tensão no modelo de três camadas livres nos graus de liberdade.....	67
Gráfico 3: Valores de tensão no modelo de três camadas livres nos graus de liberdade.....	68
Gráfico 4: Previsibilidade de sobrevida dos grupos do cimento Panavia F- Análise de Weibull.....	82
Gráfico 5: Previsibilidade de sobrevida dos grupos do cimento Variolink II- Análise de Weibull.....	83

LISTA DE TABELAS E QUADRO

Tabela 1: Propriedade dos materiais para a primeira simulação.....	54
Tabela 2: Delineamento dos grupos.....	55
Tabela 3: Valores de von Mises (MPa) nas interfaces dos materiais na porção superior e inferior no modelo de três camadas livres nos graus de liberdade.....	66
Tabela 4: Valores de von Mises (MPa) nas interfaces dos materiais na porção superior e inferior no modelo de três camadas fixas nos graus de liberdade.....	67
Tabela 5: Média e desvio padrão dos valores do tamanho médio de área e porcentagem de área condicionada.....	77
Tabela 6: Rugosidade de superfície considerando média e desvio padrão do parâmetro S_q	79
Tabela 7: Sobrevida dos espécimes de e.max após teste de fadiga.....	81
Quadro 1: Distribuição das amostras no teste de fadiga.....	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

A	Área
AEF	Análise do elemento finito
CAM	Computer aided manufacturing
CAD	Computer aided design
CFM	Camada funcionalmente modificada
CET	Coeficiente de expansão térmica
cm	Centímetro
d	Diâmetro
FEM	Finite element method
F	Força
GPa	Gigapascal
HF	Ácido fluorídrico
Hz	Hertz
JAD	Junção amelo-dentinária
JCD	Junção cerâmica-dentina
kv	Quilovolt
LiDi	Dissilicato de lítio
MEF	Método do elemento finito
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
MFA	Microscopia força atômica
μm	Micrometro
mm	Milímetro
MPa	Megapascal
min	Minuto
mvM	Tensão máxima de vonMises
mW/cm^2	Miliwatt por centímetro quadrado
ε	Módulo elástico
MOD	Mésio-ocluso-distal
N	Newton
r	Raio
P	Pressão
%	Por cento
SSALT	Step-stress accelerate life-time
s	Segundos
S_q	Raiz quadrada da altura
>	Maior
\leq	Menor e igual
3D	Tridimensional
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
Y-TZP	Yttria containing tetragonal zirconia polycrystals
ν	Coeficiente de Poisson

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	22
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	25
2.1 Esmalte.....	25
2.2 Junção Amelo-dentinária.....	26
2.3 Camada Funcionalmente Modificada.....	27
2.4 Cimentos.....	28
2.5 Método de Elementos Finitos.....	30
2.6 Resistência à flexão e módulo elástico.....	32
2.7 Teste de Fadiga Acelerado (<i>Step-stress accelerated life-time testing – SSALT</i>).....	34
2.8 Cerâmicas.....	35
2.9 União cerâmica e cimento resinoso: jateamento com óxido de alumínio ou condicionamento ácido	39
2.10 Cerâmicas: desempenho clínico, resistência a flexão, tratamento de superfície e análise por MEF.....	40
3. OBJETIVOS.....	50
3.1 Objetivo geral.....	50
3.2 Objetivos específicos.....	50
4. HIPÓTESE.....	51
5. MATERIAL E MÉTODO.....	52
5.1 Modelamento para análise do elemento finito.....	52
5.1.1 Confecção dos modelos para a simulação.....	52
5.1.2 Delineamento dos grupos.....	55
5.1.3 Análise dos dados do Método do elemento finito.....	55
5.2 Confecção dos Blocos de Dissilicato de Lítio.....	56
5.3 Análise Morfológica por Microscopia Eletrônica de Varredura.....	57
5.3.1 Avaliação da pressão de jateamento e condicionamento dos Blocos cerâmicos.....	57
5.3.2 Avaliação da área condicionada com concentrações ácidas diferentes.....	58
5.4 Avaliação da rugosidade de superfície.....	58

5.5 Teste acelerado de fadiga (SSALT).....	59
5.5.1 Preparo das amostras.....	60
5.5.1.1 Substrato de suporte.....	60
5.5.1.2 Blocos cerâmicos IPS e.maxCAD®	61
5.5.1.3 Tratamento de superfície.....	61
5.5.1.4 Cimentação.....	62
5.5.2 Teste estático e dinâmico.....	63
5.5.2.1 Teste estático.....	63
5.5.2.2 Teste de fadiga.....	63
5.6 Análise fractográfica.....	65
5.7 Análise da interface adesiva e.max/cimento.....	65
6. RESULTADOS.....	66
6.1 Modelo de três camadas – simulação.....	66
6.2 Análise Morfológica.....	68
6.2.1 Avaliação da pressão de jateamento e condicionamento dos blocos cerâmicos.....	68
6.3 Avaliação da área condicionada com diferentes concentrações ácidas.....	76
6.4 Avaliação da rugosidade de superfície.....	78
6.5 Teste acelerado de fadiga.....	80
6.6 Análise Fractográfica.....	83
6.7 Análise da interface adesiva e.max/cimento.....	85
7. DISCUSSÃO.....	89
8. CONCLUSÃO.....	99
9. REFERÊNCIAS.....	100

1 INTRODUÇÃO

A tecnologia dos materiais restauradores tem tido sucesso em criar materiais altamente especializados e de ótimo desempenho, mas ainda continua longe de reproduzir com eficiência dos compósitos biológicos como a dentina e o esmalte. A partir deste ponto de vista, os materiais restauradores odontológicos precisam ser melhorados para assemelhar-se ao máximo com as ultra-estruturas e propriedades mecânicas do esmalte e dentina naturais. Um pré-requisito para a produção de materiais biomiméticos com propriedades próximas às dos compostos biológicos é compreender a influência da geometria dos elementos ultra-estruturais, como tamanho, orientação e textura dos nano-cristais de esmalte e dentina nas propriedades mecânicas como um todo (1).

Do ponto de vista da engenharia e da ciência dos materiais, o esmalte é um revestimento que recobre a dentina, com a interface conhecida como junção amelo-dentinária (JAD). Esta junção é uma estrutura complexa que une o esmalte friável à dentina subjacente, mais resiliente, para formar a porção mineralizada da coroa dentária. Além disso, confere excelentes propriedades de resistência à deflexão e propagação de trincas ao dente, sendo de interesse como modelo de estrutura biomimética que une diferentes materiais (2). Geralmente, a interface entre materiais com diferentes propriedades elásticas e mecânicas resulta em uma fraca ligação na estrutura (3). Materiais de recobrimento com propriedades gradativas distribuem as forças e protegem o substrato melhor que os recobrimentos monolíticos (4). No entanto, apesar do dente ser considerado como um sistema de estrutura gradual, esmalte e dentina são usualmente considerados como duas camadas homogêneas, e a JAD a camada com as propriedades funcionalmente graduadas, de transição (5, 6). Macroscopicamente, a condição para a união de dois materiais com alta resistência coesiva é a similaridade das propriedades mecânicas, considerando que a micro-estrutura limite entre eles desempenha uma importante função no mecanismo de união física (7).

Um dos principais objetivos da odontologia restauradora é a reposição da estrutura dentária perdida com um material com propriedades estruturais e físicas similares ao

dente natural (8). As cerâmicas são atualmente o material de primeira escolha, uma vez que a procura clínica por substituição das restaurações é uma constante. Além disso, devido à sua estabilidade química, possuem ótimas propriedades óticas, mecânicas e excelente biocompatibilidade (9). O método de confecção destas restaurações também vem passando por melhorias visando diminuir o erro técnico e o tempo do processamento. Com isso, o sistema CAD/CAM tem se tornado popular permitindo o uso de novos materiais com melhores propriedades, quando comparado com outros materiais e métodos de processamento usados para as restaurações indiretas (10). Como as cerâmicas, os compostos resinosos que possuem uma fase cerâmica descontinuada também podem ser trabalhados no sistema CAD/CAM, mas são limitados por um módulo elástico menor que as cerâmicas pela carga de resina presente (11). Esta falta de rigidez pode resultar no aumento dos níveis de tensão se comparado às restaurações de cerâmica sob a mesma carga oclusal, o que pode comprometer seu desempenho clínico (12). Além dos materiais restauradores, os agentes cimentantes, responsáveis pela união física e/ou química da restauração ao substrato, merecem atenção e devem ser cautelosamente selecionados, pois determinam não apenas a adesão como também a resistência máxima das coroas, sendo portanto importante na análise do comportamento mecânico das restaurações indiretas cimentadas à estrutura dentária (13).

Uma das limitações das restaurações cerâmicas é a possibilidade de formação de trincas na superfície de cimentação (porção interna da restauração), induzidas por forças oclusais que levam à flexão dos materiais cerâmicos, rígidos e ao mesmo tempo friáveis, sobre a dentina (14). Uma maneira de diminuir a fragilidade da cerâmica é modificar a composição de sua superfície externa através do módulo de elasticidade (15). Estudos prévios (16, 17) demonstraram a viabilidade de infiltrar a superfície das cerâmicas com partículas de sílica apropriadas, ressaltando que a sílica utilizada deve possuir um coeficiente de expansão térmica (CET) similar ao da cerâmica para minimizar a tensão residual na estrutura durante o processo de fabricação.

A compreensão do comportamento mecânico do sistema restaurador (dente/cimento/material restaurador) durante a função mastigatória parece ser

essencial para avaliação e redução dos riscos de fratura da cerâmica. Considerando a complexa geometria das restaurações a investigação da distribuição de tensão no dente fica difícil apenas através de testes *in vitro*. Com isso, a análise tridimensional do elemento finito torna-se uma importante ferramenta para visualizar o comportamento, uma vez que é possível alterar as configurações do material e do espécime, tornando possível prever a distribuição de tensão e comportamento mecânico de estruturas complexas que dificilmente podem ser realizadas *in vivo* (18).

Considerando a viabilidade da modificação da superfície interna das cerâmicas para minimizar a ocorrência de trincas e fraturas na estrutura, sugere-se a criação de uma camada funcionalmente modificada (CFM) através do tratamento de superfície da cerâmica. Com base nos dados do tratamento de superfície e com o auxílio da simulação matemática, uma análise quantitativa da distribuição de tensão no sistema restaurador, o presente estudo visa avaliar a alteração no módulo elástico do sistema restaurador pela modificação da superfície proveniente do tratamento aplicado fazendo uso de testes laboratoriais e avaliação micro-estrutural.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Esmalte

Com a evolução, os animais desenvolveram vários tipos de tecidos mineralizados, com excelentes propriedades mecânicas, para a sua sobrevivência: o esqueleto dos vertebrados, o exoesqueleto dos invertebrados e entre outros, os dentes. Os dentes, com sua rigidez e resistência natural ao desgaste, possuem papel fundamental na alimentação diária dos animais, quando são submetidos a grandes forças mecânicas. Com sua constituição bem organizada apresentam propriedades mecânicas melhores que os materiais sintéticos (19). Essas propriedades são provenientes das diferenciações nas estruturas dentárias e de suas conformações resistentes e anisotrópicas (20).

A camada externa da coroa do dente, o esmalte, promove ao dente maior resistência para a mastigação. Abaixo do esmalte está uma camada menos rígida, a dentina, que contribui para a resistência ao impacto de forças mastigatórias. Além disso, existe uma distribuição espacial das propriedades mecânicas entre as camadas externas e internas do dente (19). A evidência na variação das propriedades nanomecânicas do esmalte podem ser importantes para entender o mecanismo, as estratégias terapêuticas do esmalte e o desenvolvimento de materiais biomiméticos. As funções biomecânicas do dente geralmente resultam em estresse, que é recebido pela camada externa mais rígida do esmalte, adaptado para absorver estresse mecânico e de desgaste devido à sua rigidez. Estas propriedades estão relacionadas à sua microestrutura. Compreender os detalhes da caracterização das propriedades das partes orgânica e inorgânica e suas relações com a estrutura do esmalte pode ajudar no esclarecimento de sua função no dente (21).

A nanodureza e o módulo elástico são duas propriedades mecânicas dos materiais que se referem a resistência à deformação plástica e elástica, respectivamente. Em seu estudo Ge, Cui (21) observaram uma significativa diminuição na nanodureza e no módulo elástico entre os prismas de esmalte e o espaço interprismático, uma vez

que a camada mais interna de esmalte é rica em proteína. Recentemente, a organização ou orientação dos cristais foi identificada, entre outros, como um parâmetro regulador do comportamento mecânico do esmalte (22). A partir desta perspectiva, o comportamento elástico da base estrutural do esmalte revelou diminuir com o aumento da profundidade da estrutura (23). Um estudo de análise de elemento finito indica que as propriedades graduais (funcionais) do esmalte tem papel importante na redução do estresse na interface esmalte-dentina e na manutenção da estrutura multilaminar do dente (3).

2.2 Junção Amelo-dentinária

O dente natural não possui uma camada adesiva distinta entre o esmalte e a dentina. Ao invés disso, o esmalte e a dentina são unidos funcionalmente pela junção amelo-dentinária (JAD) com espessura entre 10-100 μm . A JAD é uma parte vital da estrutura dentária que funciona como barreira para trincas que se originam do esmalte em direção à dentina (5). Na JAD o módulo elástico varia gradualmente do esmalte (70 GPa) para a dentina (20 GPa) (2).

Confirmou-se que os modelos com material de distribuição gradativa no esmalte promovem uma distribuição melhor e uniforme das forças. Entretanto, alguns elementos que possuem baixo módulo elástico e estão localizados próximos ao ponto de aplicação de força apresentam maiores valores de estresse. (19).

Considerando-se os materiais para reabilitação dentária, na maioria com restaurações cerâmicas, o módulo elástico da cerâmica varia entre 70-400 GPa, enquanto a camada de substrato, dentina, é por volta de 18 GPa. Já o módulo elástico dos materiais adesivos geralmente varia de 3-5 GPa. Esta discrepância no módulo elástico pode gerar trincas na sub-superfície da cerâmica (5).

Na tentativa de diminuir essa diferença do módulo elástico entre as camadas, pensou-se em um modelo que pudesse simular a mesma distribuição de forças da JAD. Surgiu então o modelo bio-inspirado dos materiais funcionalmente modificados (15).

2.3 Camada funcionalmente modificada

Novos materiais, a alumina e a zircônia infiltrada, estão sendo desenvolvidos. Elas são uma variação dos materiais policristalinos nos quais o vidro é infiltrado na superfície dos substratos de alumina e zircônia. Este infiltrado cria uma tolerância maior à fratura melhorando o desempenho clínico do material (24). A estrutura infiltrada consiste na composição do material (baixa dureza vítrea para alta dureza vítrea interna) que gradualmente vai mudando ao longo da interface (entre o *coping* e o material de recobrimento e/ou em todo o *coping*). Em um conjunto de estudos (14, 17, 25), a zircônia foi infiltrada com sílica vítrea com o mesmo coeficiente de expansão térmica. O módulo elástico resultante variou de 125 GPa na superfície infiltrada para 250 GPa na parte mais interna. Com a redução do módulo elástico nas regiões próximas à superfície, a maior parte do estresse no espécime é transferido para parte interna mais rígida do material abaixo da camada infiltrada. O estresse transferido por toda a superfície limita a propagação de trincas e melhora a resistência à fadiga tanto da alumina quanto da zircônia (26).

Huang, Wang (15) simularam uma JAD com arquitetura funcionalmente modificada dentro da cerâmica utilizada para estimar a distribuição do estresse no modelo bio-inspirado. Os resultados mostraram que o estresse na parte superior da cerâmica reduziu significativamente pelo uso da gradação linear da estrutura modificada, similar àquela observada no dente natural.

Chen and Fok (27) investigaram se a distribuição de estresse no dente humano poderia ser afetada pela presença de um material modificado, comumente encontrado na natureza – a hidroxiapatita, utilizando o método do elemento finito. Análise de tensão mostrou que, com o desenho do material modificado, a tensão principal máxima no esmalte foi reduzida em cerca de 50%, e no todo a distribuição de tensão foi mais uniforme. Ao longo da JAD, foram encontrados dois picos de tensão nos cornos dentinários, mas novamente eles foram muito menores em magnitude nos modelos com materiais modificados.

2.4 Cimentos

Dentre suas principais funções, os cimentos são utilizados para preencher as discrepâncias de adaptação entre a restauração e o remanescente dentário, resultando em um procedimento com bom vedamento de margens e que melhore a resistência à remoção e/ou deslocamento. Os cimentos resinosos podem ser classificados como fotoativados, auto-ativados ou dual, baseado no método de ativação, sem considerar o método de pré-tratamento da dentina (28, 29).

Existem basicamente dois tipos de cimentação definitiva de restaurações indiretas: a cimentação convencional, que necessita que o preparo cavitário apresente retenção friccional (cimento fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro) e a cimentação adesiva na qual a retenção apresenta-se através da adesão entre substrato/adesivo/cimento resinoso. O desenvolvimento e evolução dos cimentos resinosos fez com que eles fossem amplamente utilizados para cimentação de cerâmicas devido as suas propriedades físico-mecânicas (30, 31).

Paralelamente às cerâmicas, os agentes de cimentação também evoluíram (32). A escolha de um agente cimentante depende das condições clínicas apresentada pelo paciente, do material de eleição para restauração, combinada com as propriedades físicas, biológicas e de manipulação do material (33, 34). Quando as restaurações cerâmicas são cimentadas e expostas ao meio bucal, alguns fatores podem resultar em fadiga e influenciar as propriedades físicas e químicas da união cimento-cerâmica (35). A durabilidade das restaurações pode ser melhorada com a seleção de cimentos fadigo-resistentes, pois a composição do cimento resinoso pode afetar significativamente o comportamento de fadiga da interface de cimentação (36).

A sensibilidade da técnica do sistema adesivo de três passos usado em conjunto com cimentos à base de resina e a habilidade do operador representam um problema fundamental na padronização e longevidade clínica das restaurações adesivas indiretas. A união tanto à dentina quanto ao esmalte e às superfícies internas das restaurações indiretas é um procedimento desafiador e muitos erros

podem ocorrer nesse processo de união. Por isso, com o intuito de reduzir a sensibilidade da técnica foram propostos sistemas auto-adesivos (37).

Por outro lado o carregamento oclusal pode gerar tensões no agente cimentante, cuja distribuição pode ser afetada pela geometria marginal da linha de cimentação (38). O conhecimento sobre o modo de distribuição da tensão nos agentes cimentantes é pouco descrito na literatura, considerando o módulo elástico do material (33).

A propagação de trincas nas coroas cerâmicas é influenciada pelo suporte oferecido pelo cimento e pela dentina (14). A natureza adesiva dos cimentos resinosos tem um efeito importante nas superfícies internas de restaurações cerâmicas com microtrincas e pequenos defeitos, preenchendo-os e inibindo sua propagação. Com isso, sugere-se que os cimentos adesivos que fazem a união entre a estrutura dentária e restauração cerâmica possam aumentar a resistência à fratura do sistema restaurador (39) levando em consideração o módulo de elasticidade (ϵ) e a menor espessura da camada de cimentação (40).

A falha da restauração cimentada sob aplicação de carga mastigatória está diretamente relacionada com as propriedades mecânicas do material restaurador. O módulo de elasticidade do cimento é determinante na transmissão do estresse entre a restauração e a estrutura dentária e indica a habilidade do cimento em resistir a uma deformação plástica, que prejudicaria a integridade da interface adesiva. Teoricamente, o agente de cimentação deve apresentar um valor de ϵ intermediário entre o da dentina e do material restaurador (41). Existe uma diferença na proporção de sobrevida das coroas com os diferentes cimentos. A proporção de sobrevida das coroas cimentadas com cimento fosfato de zinco, com o maior módulo elástico, é menor que aquelas cimentadas com cimentos resinosos de menor módulo elástico (42). A propriedade de resistência à flexão de muitos materiais pode ser mais importante do que sua resistência à tração, cisalhamento ou à compressão, porque restaurações indiretas estão mais susceptíveis às forças de flexão do que outros tipos de tensões. (43). As diferenças nas propriedades físicas e mecânicas dos

cimentos podem produzir impacto no desempenho clínico dos agentes cimentantes, e o conhecimento sobre estas diferenças pode ajudar na escolha do material (44).

2.5 Método de Elementos Finitos

O desenvolvimento do método de elementos finitos (MEF) ocorreu por volta de 1950, com o advento da computação. Isto permitiu a elaboração e resolução de sistemas de equações complexas tornando a simulação de fenômenos físicos mais eficiente, através de programas computacionais. Desde então, este método, criado para auxiliar na indústria aeroespacial, está sendo cada vez mais aplicado nas mais diversas áreas, como engenharia, medicina e odontologia (45-47).

Desde 1976, o MEF tem sido largamente utilizado em simulações do comportamento biomecânico de sistemas de implantes dentários. O MEF pode ser definido como um método de um meio contínuo que é discretizado, isto é, subdividido, em pequenos elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. As equações diferenciais os descrevem e eles são resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados confiáveis. Ou seja, trabalha um problema complexo através de sua subdivisão em outros mais simples e com propriedades semelhantes, solucionando-os adequadamente para o resultado de todo o conjunto (45, 47-49).

Estudos clínicos randomizados podem prover informações confiáveis do prognóstico de restaurações protéticas. No entanto, é necessário tempo para a coleta dos dados, o custo é alto, e é necessário um grande número de voluntários para uma estatística robusta. Com isso, as simulações de laboratório são ferramentas importantes para obtenção de resultados padronizados e rápidos (50). Além disso, espécimes simples, como discos e barras, utilizados em testes *in vitro* são úteis para determinar a resistência dos materiais e prever o local de tensão em que pode ocorrer a falha clínica, mas tendem a subestimar a influência da geometria da restauração na distribuição da tensão (51).

Entretanto, observa-se uma possível associação das técnicas experimentais no monitoramento das soluções numéricas que vem ganhando espaço na análise

estática e dinâmica das estruturas, conferindo maior credibilidade aos resultados obtidos. Os estudos biomecânicos podem ser designados não apenas como propostas descritivas, mas também para oferecer dados com relevância clínica significativa. Portanto, torna-se de suma importância um conhecimento básico das técnicas e de suas limitações, para que os resultados possam ser bem entendidos, interpretados e empregados no diagnóstico, planejamento e tratamento em odontologia (47).

A análise do elemento finito (AEF) é rápida e com um custo relativamente baixo, usada para investigar a distribuição de estresse e os padrões de deslocamento de estruturas complexas. Pode ainda ser utilizada com dois propósitos diferentes: (1) para compreender o comportamento de falha de estruturas complexas, ou (2) para otimizar experimentos através de simulações matemáticas e seleção do melhor desenho para realização de testes mecânicos (52).

O MEF proporciona um arranjo dos elementos em diferentes graus de liberdade, durante a discretização, caracterizando o método como bidimensional ou tridimensional. Independentemente do tipo de MEF, os princípios básicos para aplicação da técnica são os mesmos, e seguem uma sequência lógica de procedimentos. O primeiro passo é a obtenção do modelo experimental que deve reproduzir o máximo de detalhes da estrutura real. A simulação do modelo necessita desta fidelidade de reprodução, pois este é um determinante da precisão da técnica (45, 48, 53). Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos ou nós que conectam os elementos entre si, formando uma malha arranjada em camadas bi ou tridimensionais. Através deles as informações são passadas entre os elementos. Cada um possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá deslocar-se no espaço (47). A análise dos elementos finitos requer o estabelecimento das condições de contorno (movimento zero). Esta é considerada a condição de contorno real capaz de prover uma boa simulação da tensão no modelo (54). Modelos tridimensionais possuem vantagens sobre os bidimensionais, uma vez que somente no primeiro é possível analisar corretamente as estruturas dento-maxilo-faciais. Por exemplo, a irregularidade dos dentes humanos, nas cargas aplicadas sobre estes, a distribuição das tensões e deslocamentos sobre as várias estruturas que compõem o dente, como esmalte,

dentina e polpa, e os resultados nos três planos do espaço (55). Cada um dos “elementos finitos” dos modelos, após gerada a malha, representa coordenadas no espaço e pode assumir diferentes formatos (triangular, tetraédrico). Quanto maior o número de elementos, mais preciso será o modelo (56).

Outro passo importante é a incorporação das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo. Esta é uma etapa essencial para obtenção dos resultados com fidelidade, uma vez que as características de cada componente do modelo influenciarão diretamente no comportamento das respostas ao carregamento. As propriedades mecânicas necessárias para o desenvolvimento do MEF são o Coeficiente de Poisson (ν) e o Módulo de elasticidade (ϵ) das estruturas. A maioria dos trabalhos com MEF tem considerado os modelos linearmente elásticos, homogêneos e isotrópicos, assumidos em estado plano de tensão (47). Os resultados podem ser avaliados por meio de uma escala de cores na qual cada tonalidade corresponde a uma quantidade específica de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas. Além disso, a fim de facilitar a visualização dos pontos de maior tensão nos modelos pós-carregamento, pode-se obter os mapas gerais de tensão de von Mises, que representam a média das tensões em todas as direções.

2.6 Resistência à flexão e módulo elástico

Resistência à flexão e módulo de elasticidade são alguns dos parâmetros para a avaliação das características mecânicas dos materiais dentários (57, 58). O potencial de falha das restaurações cimentadas sob forças aplicadas está relacionado com propriedades mecânicas de cada parte, e a resistência à flexão e módulo de elasticidade são importantes propriedades com relação à habilidade do cimento ou material restaurador em resistir ao estresse sem se deformar permanentemente ou fraturar (43).

Já o módulo de elasticidade, que está relacionado à rigidez do material, pode ser calculado através de qualquer ensaio de resistência, como à flexão, tração ou

compressão a partir da curva de tensão x deformação. Esta propriedade mecânica pode ser um dos detalhes para melhor compreensão da distribuição das forças mastigatórias sobre o sistema restaurador (restauração/cimento/substrato).

As propriedades mecânicas ideais dos agentes cimentantes ainda não foram alcançadas. Rigidez e resistência à fratura são parâmetros relacionados à fratura do cimento e deslocamento da coroa. O módulo elástico, para os cimentos, está relacionado à resistência à fratura e formação de desadaptações marginais (59).

Para a resina composta que possui um baixo módulo elástico, pode ocorrer fratura ou deformação frente às tensões mastigatórias. Por outro lado, materiais com rigidez excessiva (alto módulo elástico) distribuem muito pouco as tensões provenientes das cargas mastigatórias e têm o inconveniente de transferir quase que totalmente as tensões desse impacto à interface de união e às estruturas duras do dente (58).

Fages, Slangen (13) compararam o comportamento mecânico da JAD natural e junção cerâmica-dentina (JCD) confeccionada através do sistema CAD/CAM. As amostras de referência não sofreram modificação, enquanto as amostras experimentais foram preparadas para a cimentação de coroas feldspáticas. Cortes longitudinais foram realizados nas amostras para obter um plano de observação e analisar o dente internamente. Foi desenvolvido um dispositivo, interferômetro, que permite o estudo do comportamento mecânico de compressão no dente através do rastreamento manométrico de deslocamento o teste de compressão. Eles observaram que a JAD atua como uma zona crítica de acomodação de movimento entre a dentina e o esmalte. Uma suave transição ocorre entre a dentina e o esmalte. No modelo protético ocorre o mesmo tipo de acomodação, porém com uma diferença mais acentuada entre a dentina e a cerâmica.

Para Costa, Xavier (60) o material restaurador é considerado um fator que altera a biomecânica (a distribuição do stress e a deflexão da cúspide) durante o carregamento oclusal. Os materiais cerâmicos são frágeis e rígidos e tendem a aumentar a rigidez da estrutura dentária. Mas por outro lado, as resinas que apresentam propriedades mecânicas próximas às do esmalte e dentina, tendem a distribuir esse estresse através da deformação.

As resinas possuem um módulo elástico menor que o do dente (esmalte e dentina), logo a tensão se concentra na resina e é transferida ao dente (60). Desai and Das (61) demonstraram que materiais que apresentam baixo módulo elástico transferem ao dente maior concentração de tensão.

2.7 Teste Acelerado de Fadiga (*Step-Stress Accelerated Life Testing - SSALT*)

Os materiais cerâmicos quando submetidos a longos períodos de estresse podem chegar a fraturar, se defeitos pré-existentes, como trincas, começam a crescer lentamente até um tamanho crítico (62). A propagação lenta da trinca é proveniente da concentração de estresse na ponta da trinca com a combinação da presença de água ou saliva (63). Embora a literatura relate que os sistemas restauradores à base de alumina e zircônia fraturam com valores de estresse bem acima dos valores estimados na região posterior da boca (64), existem relatos que já mostram as falhas clínicas (65, 66).

Um método de simular o comportamento do sistema restaurador no meio bucal é através do teste de fadiga acelerado no qual o estresse aumenta gradativamente no mesmo espécime. Isso significa que a magnitude da carga muda após um certo tempo, para o mesmo espécime, até que haja falha ou o teste seja suspenso. Esta técnica assegura que falha ocorra rapidamente uma vez que amplitude do estresse fica restrita ao espécime e podem ser utilizados diferentes perfis de estresse. Este teste foi desenhado para analisar materiais duráveis como as cerâmicas uma vez que obter dados através de restaurações cimentadas em boca é impraticável (67).

Os dados deste teste de fadiga são incorporados a um programa *ALTAPro7* (Reliasoft) e são extrapolados para condições normais. Variando o número de ciclos e a carga, o programa considera o efeito acumulativo do estresse aplicado em cada ciclo. O programa é capaz de calcular, com um menor número de amostras, a

probabilidade de falha ao longo do tempo e prever a confiabilidade de falha em um tempo específico, minimizando o custo e tempo de laboratório.

2.8 Cerâmicas

As cerâmicas odontológicas destacam-se como uma alternativa que preenche os quesitos estéticos, biológicos, mecânicos e funcionais exigidos de um material restaurador, tendo sua indicação bem sedimentada na odontologia (68).

As cerâmicas puras mimetizam muito naturalmente as propriedades óticas dos dentes. A principal desvantagem das primeiras cerâmicas introduzidas no mercado, as cerâmicas puras de feldspato, era a baixa estabilidade mecânica, que limitava suas indicações para reconstruções de regiões anteriores e próteses unitárias (69).

Nos últimos anos, novos materiais cerâmicos foram desenvolvidos com o intuito de aumentar toda a estabilidade estrutural das reconstruções cerâmicas puras, mantendo a excelência estética. Dentre estes materiais estão cerâmicas de leucita, dissilicato de lítio e as cerâmicas de óxidos de alumina e zircônia que são bastante promissoras em diferentes indicações (70).

As cerâmicas são materiais frágeis, altamente susceptíveis ao estresse de flexão de forças oclusais na superfície de cimentação. Uma maneira de minimizar essa fragilidade é graduar a composição do material com um módulo elástico menor que o da superfície externa (14). Começa-se então a viabilizar a gradação elástica encontrada no esmalte até a JAD através da criação de materiais funcionais com estrutura modificada. Estudos preliminares mostraram que é viável infiltrar uma sílica vítrea apropriada, na superfície de discos cerâmicos, para alcançar essa gradação do módulo elástico no material; da superfície para o interior (16, 17).

As coroas totais representam a maior parte dos tratamentos protéticos (71, 72), talvez porque este fato esteja atrelado aos avanços científico e técnico proporcionados pelos implantes dentários, especialmente nos últimos anos. De acordo com um estudo conduzido pela Associação Dentária Americana, os

pacientes passaram a mostrar interesse, por vezes a exigir, uma Odontologia considerada “mais estética”, impulsionando o desenvolvimento dos sistemas totalmente cerâmicos. Vale dizer que isto pode estar associado à possibilidade de um resultado estético aquém do ideal proporcionado pelo sistema metalo-cerâmico (69). Como todo produto, estes sistemas vêm sofrendo constante aperfeiçoamento para suportar o abundante, se não alucinante, desejo apresentado pelos pacientes, que visam tão somente o resultado estético, sem qualquer tipo de compromisso com a longevidade final da restauração instalada.

Nas últimas três décadas, há uma tendência de troca das restaurações metálicas por restaurações estéticas em toda a prática clínica. Vários sistemas cerâmicos têm sido desenvolvidos para atenderem a alta demanda de pacientes e dentistas em busca de estética, biocompatibilidade, e longevidade das restaurações (73). Para otimizar a forma e a estética, os silicatos e as cerâmicas de vidro tem sido usadas como cerâmica de cobertura de “*copings*” metálicos ou cerâmicos. Em uma aplicação monolítica, podem ser fabricadas pequenas restaurações como “*inlays*”, “*onlays*” e laminados. As cerâmicas de alta resistência, como as cerâmicas de óxido de alumina e zircônia, foram desenvolvidas como cerâmicas de base para coroas e próteses fixas (74). Recentemente, as restaurações de zircônia estão sendo mais usadas para coroas unitárias e reabilitação de boca toda, em particular para pacientes com parafunção (75).

Para as restaurações totais de cerâmica, a rigidez da cerâmica é eficiente como cobertura sobre uma dentina relativamente resiliente, mas, até que esteja cimentada adesivamente esta cerâmica é extremamente friável. As trincas na superfície de cimentação resultam em uma propagação catastrófica através da cerâmica. Se o substrato é muito rígido a trinca radial na cerâmica, na superfície de cimentação, irá propagar na interface cerâmica-substrato em direção ao substrato. Por outro lado, como a dentina é usualmente mais macia ($\leq \sim 20$ GPa) que a cerâmica (> 100 GPa), a dentina pode parar estas trincas. Com isso, a relativa resiliência do substrato pode aumentar a capacidade de flexão das restaurações cerâmicas pela redistribuição das tensões e confinamento da trinca dentro da cerâmica. Acredita-se que a junção amelo-dentinária (JAD) desempenhe um papel similar na paralisação das trincas, prevenindo uma falha catastrófica do dente (76).

Devido ao avanço das tecnologias em CAD (computer aided design) e CAM (computer aided manufacturing) no intuito de melhorar as propriedades mecânicas dos materiais, blocos cerâmicos de alta resistência do sistema CAD/CAM (77) vem tornando-se cada vez mais populares. O processamento das cerâmicas sob essa condição diminui muito as falhas, formação de bolhas e trincas em comparação ao processo laboratorial (78). Dentre estes materiais estão: a zircônia, especificamente Y-TZP (yttria-containing tetragonal zircônia polycrystal), com excelentes propriedades mecânicas, utilizada para diferentes aplicações clínicas (coroas unitárias, pequenas pontes, abutments de implantes e estruturas mais complexas de implantes para próteses fixas e removíveis (79, 80); e as cerâmicas de dissilicato de lítio, IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein), um material de cerâmica vítrea melhorada com resistência à fratura relativamente alta (81).

Mas também, neste mesmo modelo CAD/CAM, estão as cerâmicas de matriz resinosa segundo recente classificação (82). Estas cerâmicas são sub-divididas em: resinas-nano-cerâmicas (RNC), como o LAVA™ Ultimate (3M-ESPE, St. Paul, USA), que consiste em uma matriz resinosa altamente curada com aproximadamente 80%w de nano-partículas de cerâmica, e cerâmica vítrea interpenetrando uma matriz resinosa com 86% de sua composição de uma rede cerâmica de feldspato e 14% de uma rede polimérica. Relata-se que os compósitos de resina CAD/CAM apresentam menor propagação de trincas, sob forças de fadiga, que outras cerâmicas CAD/CAM (83). Elas também podem apresentar melhor resistência à fratura em coberturas oclusais não retentivas em dentes posteriores (81).

A associação do módulo elástico dos compósitos à base de resina, que possuem módulo elástico similar ao da dentina, com a longevidade estética das cerâmicas resultaria no material restaurador ideal (8) menos friável (84). Pensando nisso, o desenvolvimento de um novo polímero infiltrado por uma malha cerâmica é uma alternativa que está sendo proposta. O processo de fabricação desse material requer dois passos: primeiro, uma malha cerâmica pré-sinterizada com poros é produzida e condicionada; posteriormente a malha é infiltrada com um polímero pela ação capilar (8). A resistência à flexão, módulo elástico, dureza e resistência à fratura da estrutura final é similar às propriedades da estrutura dentária (8, 84).

Entretanto, os compósitos possuem uma fase cerâmica descontinuada, e são limitadas por valores de módulo de elasticidade menores que as cerâmicas vítreas. Coroas de pouca espessura de materiais com baixo módulo elástico (compósitos resinosos) são mais propensos ao descolamento que aquelas feitas de materiais como cerâmica e ouro (11). Já as coroas de materiais mais rígidos protegem a estrutura dentária melhor que as de materiais como os compósitos. Esta falta de rigidez do material aumenta os níveis de tensão sob forças mastigatórias se comparado a restaurações de cerâmica vítreas, que eventualmente podem levar ao comprometimento clínico a longo prazo (12).

2.9 União cerâmica e cimento resinoso: condicionamento ácido ou jateamento com óxido de alumínio

A união entre cerâmica e cimento resinoso é submetida ao complexo meio da cavidade bucal que é influenciado por fatores extrínsecos como mudança de temperatura, saliva, alimentação, forças mastigatórias e hábitos. A adesão entre a cerâmica e o cimento resinoso pode ser alcançada através de dois principais mecanismos: retenção micromecânica e união química (29).

O jateamento com óxido de alumínio é o tratamento mais utilizado para os materiais menos resilientes para remoção de camadas contaminadas e aumentar a superfície de união e o molhamento dos agentes cimentantes. O tamanho das partículas varia de 25 a 250 μm podendo ou não serem recobertas por sílica (Tribochemical treatment) (85). Para a zircônia o tratamento com óxido de alumínio quando associado ao uso de um primer aumenta sua resistência de união (86). Em contrapartida, estudos mostram que o uso de sistemas abrasivos sobre a superfície da zircônia diminui a longevidade da restauração uma vez que podem criar micro-trincas na superfície do material (87) e diminuir a resistência de união (88) assim como acontece com as cerâmicas de dissilicato de lítio (35, 89).

Outro método utilizado é o condicionamento ácido que é usado para criar rugosidade na superfície da cerâmica melhorando a união entre cerâmica e cimento adesivo

através da dissolução de uma ou mais fases da cerâmica, a matriz vítrea e a segunda fase cristalina no caso de cerâmicas de dissilicato de lítio (35), dependendo da composição, removendo ou estabilizando pequenos defeitos (90). A concentração e o tempo de aplicação do ácido influenciam na modificação da superfície do material, aumentando a rugosidade (90), mas simultaneamente podem alterar a micro-resistência de união (35) quando associados ao uso de adesivo (91, 92), assim como a resistência a flexão (89, 93).

2.10 Cerâmicas: desempenho clínico, resistência a flexão e análise por MEF

O desenho do estudo dos materiais varia entre os autores com relação ao tipo de estudo, propriedades químicas e mecânicas, e tipo de análise para a interpretação dos dados. Com base nos resultados dos estudos é possível correlacionar os dados sobre os materiais fortalecendo o embasamento teórico dos estudos futuros.

Zhang, Chai (14), infiltraram uma sílica vítrea específica, na superfície da Y-TZP pré-sinterizada, com o coeficiente de expansão térmica (CET) coincidente ($10.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$), produzindo uma estrutura de vidro/YTZP/vidro (G/Z/G). Realizaram nanoindentação ao longo de amostras obtidas em intervalos de 3 μm com carga de 40 mN e o módulo elástico foi avaliado em cada ponto. Micro-indentações Vickers também foram realizadas na superfície das amostras G/Z/G e grupo controle (Y-TZP). A nanoindentação mostrou valores de módulo elástico da superfície até a porção interna dos discos aumentando de $\epsilon = 125 \text{ GPa}$ para $\epsilon = 240 \text{ GPa}$, sendo que na parte interna o ϵ manteve-se constante. As micro-indentações mostraram que os valores não foram muito diferentes entre os materiais, indicando uma pequena mudança na dureza como resultado do processo de infiltração.

Jiang, Bo (94) calcularam a tensão de von Mises de um primeiro molar inferior, em um modelo de elemento finito tridimensional. Foram comparados modelos tratados endodonticamente com dentes vitais, vários materiais restauradores, e o uso destes como *inlays* e *onlays* para restaurar os dentes. Foram criados quatro modelos 3D do primeiro molar inferior: (1) grupo IV (restauração *inlay*, polpa vital); (2) grupo OV

(restauração *onlay*, polpa vital); (3) grupo IE (restauração *inlay*, tratamento endodôntico); e (4) grupo OE (restauração *onlay*, tratamento endodôntico). Em cada grupo foram testados três tipos de material: (1) compósito resinoso, (2) cerâmica, e (3) ouro-alloy com os respectivos módulos elástico 19 GPa, 65 GPa e 96,6 GPa. Cada modelo foi submetido a uma força de 45 N na superfície oclusal tanto no eixo axial como lateralmente (45°). A distribuição de tensão e a tensão máxima de von Mises foram calculadas e comparadas. Os diferentes materiais restauradores apresentaram uma distribuição de tensão similar sob as mesmas condições de carga. Em cada grupo, o dente restaurado com ouro apresentou as maiores tensões de von Mises, seguido pela cerâmica e pelo compósito. A maior tensão de von Mises na dentina foi no grupo IE (16.73 MPa), que foi 5 vezes maior que o valor encontrado no grupo OV (2.96 MPa). Os resultados mostram que o tratamento endodôntico leva à maior concentração de tensão na dentina quando comparados com o dente vital, mas a restauração pode minimizar a tensão interna. Nos modelos, os valores de tensão de von Mises aumentaram com o aumento no módulo elástico do material restaurador. Os compósitos resinosos *onlay* mostraram um melhor desempenho em minimizar a tensão interna. Como as tensões internas são preditivas de falha inicial no mecanismo restaurador, espera-se que os compósitos resinosos *onlay* restaurem efetivamente a integridade estrutural.

Ausiello, Franciosa (95) aplicaram métodos numéricos para simular o comportamento de dentes restaurados e avaliar o tempo de vida da fadiga antes da falha. Usando um método CAD-FEM (computer aided design and finite element methods) e leis mecânicas de fadiga, estimou numericamente os danos da fadiga em um molar restaurado. A simulação da fadiga foi realizada em combinação com dados preliminares do MEF de uma simulação estática de leis clássicas de fadiga mecânica. Observou-se que as regiões de menor tempo de vida da fadiga estavam localizadas, onde o estresse estático foi maior. Foi descrito um método que pode ser adotado para gerar modelos 3D de elementos finitos mais detalhados a serem implementado para aplicações dentárias ou biomecânicas.

Zogheib, Della Bona (96) examinaram o efeito dos diferentes tempos de condicionamento na rugosidade e resistência a flexão de cerâmicas de dissilicato de lítio (e.max CAD). Os espécimes (16x2x2 mm) foram divididos em cinco grupos

(n=15): A – controle; B- E condicionados com HF 4.9% por diferentes tempos de aplicação: 20 s, 60 s, 90 s e 180 s, respectivamente. As superfícies condicionadas foram observadas no MEV e a profilometria utilizada para avaliar a rugosidade. Os espécimes foram submetidos ao teste de carga de três pontos para avaliar a resistência a flexão. Todos os tempos de condicionamento produziram rugosidade de superfície em relação ao controle ($p < 0.05$). Os valores de rugosidade aumentaram com o aumento do tempo de condicionamento. O condicionamento ácido diminuiu a resistência a flexão com o aumento do tempo ($p = 0.03$). O estudo concluiu que o condicionamento da superfície altera a rugosidade e resistência a flexão da cerâmica de dissilicato de lítio.

Dejak, Młotkowski (11) compararam a resistência das paredes de coroas de molar de diferentes materiais sobre simulações da mastigação. Cinco modelos 3D do primeiro molar inferior foram criados: dente hígido, dente com coroa de zircônia, dente com coroa de porcelana, dente com coroa de ouro-alloy e com compósitos de resina. As simulações mastigatórias foram realizadas e foi utilizado o critério de tensão máxima de von Mises (mvM) modificado para calcular a tensão equivalente para os modelos. Analisou-se também a tensão de contato na interface adesiva entre o cimento e a estrutura dentária abaixo das coroas. A tensão equivalente nas coroas não excedeu a resistência de tensão do material. A mvM no cimento resinoso sob a coroa de zircônia foi de 13 MPa e sob o compósito aumentou seis vezes. A tensão de contato e cisalhamento sob as coroas rígidas (cerâmica e ouro-alloy) foi bem menor que no compósito. A mvM na estrutura do dente para a coroa de zircônia foi de apenas 2.8 MPa, em comparação às de compósito que foi de 6.4 MPa. A coroa com maior módulo elástico teve a menor tensão equivalente no cimento e na estrutura dentária, e a tensão de contato diminuiu com o aumento da rigidez das coroas.

Shahrbaf, vanNoort (54) determinaram, através do MEF 3D, o efeito do desenho do preparo e módulo elástico do cimento na concentração de tensão no sistema coroa-dente de coroas cerâmicas cimentadas do sistema CAD/CAM. Uma estrutura 3D de pré-molar humano, restaurado com coroas CAD/CAM cimentadas, foi digitalizada com micro-CT Scan. Foi criada uma réplica de alta resolução. Foram modelados dois desenhos de preparo, com diferença na morfologia oclusal, preparo plano e

anatômico, com três cimentos de diferentes módulos elástico. Um software com imagem interativa foi usado para criar um modelo digital sofisticado que inclui as estruturas de suporte: ligamento periodontal e osso alveolar. Os modelos gerados foram importados para o programa do MEF com todos os graus de liberdade fixos na superfície externa do osso de suporte. Cinco diferentes módulos elásticos foram dados à interface adesiva do cimento: 1.8 GPa, 4 GPa, 8 GPa, 18.3 GPa e 40 GPa. Os quatro menores valores representam os cimentos frequentemente utilizados e o valor de 40 GPa foi um valor aleatório mais alto estipulado para controle. A simulação foi então realizada. O desenho do preparo mostrou efeito na concentração de tensão no sistema restaurador. O módulo elástico do cimento afetou a concentração de tensão no cimento e na dentina, mas não na coroa, polpa ligamento periodontal e cortical óssea. Os resultados do estudo sugerem que tanto o desenho do preparo e o módulo elástico do cimento podem afetar a concentração da tensão no sistema restaurador.

Chen, Trindade (77) investigaram a influência da espessura da restauração na resistência à fratura de discos de LAVA Ultimate, resina-nano cerâmica (RNC), e IPS e.max CAD cimentados adesivamente (Clearfil SE/Panavia F 2.0). Foram confeccionados discos de 10mm de diâmetro e com espessura de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0 e 3.0mm dos seguintes materiais (n=8): LAVA Ultimate CAD/CAM polido (L), LAVA Ultimate CAD/CAM jateado (LS) e IPS e.max CAD jateado (ES), foram cimentados sobre disco de epóxi de igual diâmetro (módulo elástico 18 MPa, similar à dentina). Todos os 120 espécimes foram submetidos a carga de compressão na máquina de teste universal (1mm/min). Foi registrada a carga de fratura (N) como resistência à fratura. A distribuição de tensão foi avaliada em todos os grupos de 0.5 mm de espessura através do MEF. Os resultados de resistência à fratura foram analisados por Anova e teste de regressão. Para os discos com mesma espessura, a resistência à fratura do grupo L foi sempre significativamente menor que os outros dois grupos. Os discos de 0.5 mm apresentaram os menores valores 112 N. Não houve diferença significativa entre os grupos LS e ES quando a espessura da restauração variou de 1.0 e 2.0 mm. Existe uma relação linear entre resistência a fratura e a espessura da restauração no grupo L ($R=0.621$, $p<0.001$) e no grupo ES ($R=0.854$, $p<0.001$). O MEF mostrou uma deformação permanente de compressão em todos os grupos.

Em outro estudo Costa, Borges (97) tentaram identificar se a abordagem dos modelos CAD/CAM resulta em melhores padrões de tensão na cerâmica de cobertura quando comparado com o *coping* de Y-TZP com cerâmica de cobertura convencional. Foram fabricados espécimes idênticos de discos de cerâmica de cobertura Vita VM 9 (0.7 mm espessura x 12 mm diâmetro). Vinte espécimes receberam o revestimento superficial de cimento resinoso (Panavia 21); vinte espécimes foram cimentados com cimento resinoso nos discos de Y-TZP sinterizados (0.27 mm espessura x 12 mm diâmetro - YZ Vita Inceram Vita). A série final de 20 espécimes de Y-TZP *coping*/cerâmica de cobertura foram produzidos utilizando o método convencional de sinterização. A resistência à flexão biaxial (BFS) foi determinada pela configuração “*ball-on-ring*” e a tensão na origem da fratura foi calculada usando soluções analíticas de multicamadas. A análise fractográfica foi feita usando microscópio de varredura e utilizou-se a análise de elemento finito para a simulação. A média BFS foi comparada utilizando a one-way ANOVA e post-hoc Tukey com nível de confiança de 95%. A aplicação do cimento resinoso resultou em um aumento significativo da resistência da cerâmica de cobertura sendo maior ($p < 0.01$) para cerâmica de cobertura cimentada ao *coping* Y-TZP. A resistência à flexão para fratura dos espécimes sinterizados convencionalmente foi significativamente reduzida quando comparada com as cerâmicas de cobertura cimentadas ao *coping* Y-TZP. Com os testes empregados a cimentação adesiva de cerâmicas CAD/CAM parece oferecer um potencial de indução de tensão dentro da cerâmica de cobertura mais que as cerâmicas sinterizadas convencionalmente.

Baseado na investigação e estabelecimento da distribuição da tensão nos *copings* cerâmicos de zircônia/alumina de multi-camadas, e nas interfaces *veneer/coping*/cimento/dentina, através do MEF, Al-Maqtari, Razak (98) digitalizaram um pré-molar superior hígido por micro CT Scan e as imagens foram utilizadas para recriar os modelos 3D. Foram criados oito modelos, com foco no *coping* cerâmico (zircônia com e sem alumina). Modelos A, B, C e D cada um representando um dente restaurado com cerâmica de cobertura (*veneer*), um *coping* (zircônia com e sem alumina), cimento e dentina. Os modelos E, F e G representam o dente restaurado com dois *copings* e o modelo H representa o dente hígido.

Aplicou-se uma carga oblíqua de 200 N e os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos. O valor máximo de von Mises estava concentrado no ponto de aplicação de força na coroa e espalhou-se para o meio da superfície oclusal. Estes valores foram observados na cerâmica de cobertura e no *coping*. Os maiores valores de tensão foram observados na região de contato do *coping* cerâmico com o cimento. Entre os modelos os maiores valores de tensão de von Mises foram observados nos modelos com apenas uma camada. Já entre os modelos de duas camadas foram observados os menores valores, uma vez que no sentido da camada de cimento para a dentina observou-se uma diminuição progressiva da tensão.

Para avaliar o efeito do tempo de condicionamento do ácido fluorídrico e a adesão do cimento resinoso na resistência a flexão do IPS e.max Press, Xiaoping, Dongfeng (99) utilizaram 210 barras (25x3x2 mm) de e.max Press que foram randomizadas em cinco grupos (n=42). A superfície dos espécimes dos diferentes grupos foi condicionada com HF 9.5% gel por 0, 20, 40, 60 e 120 s, respectivamente. Dois espécimes de cada grupo foram selecionados para avaliar rugosidade e a topografia tridimensional no microscópio de força atômica (MFA), e as microestruturas foram analisadas no MEV. Cada grupo foi sub-dividido em dois sub-grupos (n=20). Um sub-grupo recebeu uma fina camada de cimento resinoso Variolink N enquanto o outro permaneceu inalterado. Metade dos espécimes dos sub-grupos foram termociclados 10.000 vezes antes do teste de flexão em três pontos. A interface entre o cimento resinoso e a cerâmica foi examinada no MEV, verificando que a rugosidade aumentou com o aumento do tempo de condicionamento, enquanto a resistência a flexão diminuiu. Isso nos grupos que não receberam o cimento. Com exceção do grupo de tempo 0 s, a resistência flexão aumentou significativamente após a aplicação do cimento. A adesão do cimento resinoso à superfície condicionada aumenta a resistência da cerâmica.

Sailer, Makarov (70), em sua revisão sistemática de acompanhamento clínico de cinco anos, observaram que a taxa de sobrevivência das cerâmicas puras de leucita, dissilicato de lítio, óxido de alumina e zircônia foi similar às taxas das coroas de ouro e metalo-cerâmicas. Ao contrário das cerâmicas feldspáticas que mostraram maior

taxa de falha em comparação às outras. O mesmo foi observado na região dos dentes posteriores e anteriores. Com relação à fratura das cerâmicas de cobertura, esse foi um problema encontrado tanto nas coroas metalo-cerâmicas quanto nas cerâmicas puras. Biologicamente, as coroas unitárias de cerâmica pura possuem um comportamento melhor que as coroas metalo-cerâmicas de ouro: menor perda de vitalidade pulpar e menos fratura do remanescente dentário, devido ao preparo menos invasivo. Já as coroas de zircônia não deveriam ser a primeira opção de escolha no tratamento uma vez que existe o risco de fratura da cerâmica de cobertura e perda de retenção.

Duan and Griggs (12) investigaram o efeito da elasticidade na distribuição de tensão nas coroas de IPS e.max CAD e de LAVA Ultimate (3M ESPE), através do MEF. A constante elástica dos dois materiais foi determinada pelo método ultrassônico de pulso de velocidade, usando a leitura acústica. Modelos sólidos tridimensionais com cobertura total da coroa do primeiro molar foram gerados com base nas imagens do micro-CT Scan. A combinação de carga e as propriedades dos modelos de estudo foram simuladas e realizadas utilizando MEF. Foi analisada a distribuição da tensão principal máxima na coroa e no agente cimentante. As coroas de cerâmica tiveram as concentrações de tensão na superfície oclusal ao redor da área de carga e na superfície do cimento logo abaixo da área de carga. As coroas de LAVA Ultimate apresentaram menor tensão máxima que as coroas cerâmicas em todos os modelos de força, mas esta diferença não foi substancial na presença de carga lateral. Forças excêntricas não aumentam a tensão máxima nas próteses. Ambos os materiais são resistentes à fratura sob forças fisiológicas.

Anami, Lima (100) avaliaram a influência da geometria e conformação dos preparos das coroas protéticas na distribuição de tensão em testes de compressão, usando o método de elementos finitos (MEF). Avaliaram seis combinações de modelos 3D de cerâmica pura (infra-estrutura de Y-TZP e cerâmica de cobertura): F, preparo plano e coroa simples; FC, preparo plano e coroa com ponto de contato; FCM, preparo plano e coroa modificada; A, preparo anatômico e infra-estrutura anatômica simples; AC, preparo anatômico e coroa com ponto de contato; e ACM, preparo anatômico e coroa modificada. Todas as interfaces estavam unidas no desenho de malha e as propriedades dos materiais foram obtidas através da literatura. Foi aplicada uma

força vertical (200 N) no centro de cada modelo. Os valores de tensão principal máxima foram analisados quantitativamente e qualitativamente. Os maiores valores de tensão foram observados entre as cerâmicas na região abaixo do ponto de aplicação de força nos modelos simplificados (F e A). Foram observadas reduções nos valores de tensão nos modelos com preparo anatômico e infra-estrutura modificada (ACM). A distribuição de tensão nos modelos planos foi similar aos respectivos modelos anatômicos.

O objetivo do estudo de Alberó, Pascual (9) foi determinar as propriedades mecânicas de cinco materiais restauradores disponíveis para o sistema CAD/CAM: um polímero infiltrado de cerâmica (Vita Enamic), uma resina nano-cerâmica (LAVA Ultimate), uma cerâmica feldspática (Mark II), uma cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) e uma cerâmica à base de leucita (IPS Empress CAD). A partir dos blocos CAD/CAM, foram cortadas 120 barras (n=30) para medir a resistência à flexão em três pontos. Foram calculados a resistência a fratura, tensão de fratura e o módulo de Weibull e foi medida a dureza Vickers. O e.max apresentou propriedades mecânicas significativamente melhores que os outros materiais estudados. Sua deformação, resistência à fratura e dureza também foram maiores que dos outros materiais. Vita Enamic e LAVA Ultimate destacam-se como os próximos materiais mais resistentes. A resistência à flexão e o módulo elástico similar ao do dente, assim como sua menor rigidez fazem dos polímeros infiltrados uma boa opção a ser considerada como materiais restauradores.

Avaliando os efeitos do condicionamento na rugosidade de superfície da cerâmica feldspática aumentando a concentração do HF, Venturini, Prochnow (101) utilizaram cento e cinquenta espécimes (14x4x1.2 mm) produzidos a partir de blocos VitaBlocks Mark II, que foram randomizados e divididos em cinco grupos (n=30): SC (controle, sem tratamento; HF1, HF3, HF5 e HF10 condicionados por 60 s com as respectivas concentrações ácidas 1%, 3%, 5% e 10%). A profilometria foi realizada para avaliar a rugosidade antes do teste de resistência. Foram determinados o módulo de Weibull e a característica de estresse. O condicionamento ácido aumentou a rugosidade de superfície comparando com o controle ($p < 0.05$). Entretanto a resistência a flexão não foi diferente entre os grupos condicionados, mas reduz significativamente comparando com o controle. O módulo de Weibull foi similar nos grupos exceto para HF5 que foi maior comparado com HF3. A resistência

flexão foi similarmente afetada pelas diferentes concentrações ácidas, mas a rugosidade aumentou com a concentração. O condicionamento da cerâmica leva há uma significativa redução da resistência comparando com a cerâmica não condicionada.

Lise, Perdigao (102) investigaram o efeito da aplicação de ácido fluorídrico, silano e sistema adesivo na resistência do dissilicato de lítio ao micro-cisalhamento. A superfície de trinta e seis blocos de e.maxCAD foram seccionados em setenta e dois blocos retangulares cada e divididos em 18 grupos (n=12): NT= sem tratamento; HF = condicionados por 20 s com HF 4.8%; 1 = sem silanização; 2 = Monobond Plus; 3 = Monobond Plus + Excite Plus; Cimentos: 1 = Variolink II (Ivoclar Vivadent); 2 = Multilink Automix (Ivoclar Vivadent); 3 = RelyX Unicem 2 (3MESPE). Após o tratamento de superfície (NT ou HF) foi aplicado o silano e realizada a cimentação de cada grupo. Os espécimes foram submetidos ao teste de micro-cisalhamento. Após a análise estatística, o pool para tratamento de superfície, HF resultou em uma resistência ao micro-cisalhamento ($p < 0.0001$) maior que NT. Considerando a silanização, não houve diferença estatística entre os grupos silanizados mas eles apresentaram diferença com o grupo não silanizado ($p < 0.0001$). Em relação ao cimento, Variolink II apresentou resultado maior que RelyX Unicem 2 ($p, 0.03$), mas não houve diferença entre eles e o cimento Multilink Automix. Não houve diferença estatística no micro-cisalhamento dos diferentes cimentos, condicionados e silanizados. O estudo sugere que o pré-tratamento das superfícies do dissilicato de lítio seja benéfico antes da cimentação.

Awada and Nathanson (84) determinaram e compararam as propriedades mecânicas (resistência a flexão, módulo de flexão, e módulo de resiliência) e a qualidade das margens dos materiais para CAD/CAM com base polimérica, recentemente introduzidos, com algumas cerâmicas e compósitos disponíveis no mercado. Os materiais estudados foram LAVA Ultimate (LVU; 3M ESPE), Enamic (ENA; Vita Zahnfabrik), Cerasmart (CES; GC Dental Products), IPS Empress CAD (EMP; Ivoclar Vivadent AG), Vitablocs Mark II (VM2; Vita Zahnfabrik), e Paradigm MZ100 Block (MZ1; 3M ESPE). Barras polidas 4x1x13.5 mm (n=25) foram preparadas a partir da fresagem dos blocos de cada material. As barras foram submetidas ao teste de flexão em três pontos (0.5 mm/min). Além disso, 42 coroas monolíticas convencionais (n=7) foram fresadas. A qualidade da margem foi

observada através de macro-fotografia e microscopia ótica, permitindo a medição e qualidade visual da rugosidade existente. ANOVA demonstrou que a média da resistência à flexão dos materiais testados foi 105 ± 9 MPa (VM2) para 219 ± 20 MPa (CES). A média do módulo de flexão foi de 8 ± 0.25 GPa (CES) para 32 ± 1.9 GPa (EMP). A média do módulo de resistência foi de 0.21 ± 0.02 MPa (VM2) para 3.07 ± 0.45 MPa (CES). A qualidade da rugosidade das margens revelou diferenças visíveis entre os materiais testados, com a média variando de 60 ± 16 mm (CES) para 190 ± 15 mm (EMP). O material tem um efeito importante na resistência à flexão ($P < .001$), módulo de flexão ($P < .001$), módulo de resiliência ($P < .001$), e rugosidade de margem ($P < .001$) dos espécimes testados. A nova geração de materiais de base polimérica testada no estudo exibiu, significativamente, uma alta resistência à flexão e módulo de resiliência comparado com os baixos valores de módulo de flexão das cerâmicas e materiais híbridos testados.

Garboza, Berger (103) avaliaram a resistência ao micro-cisalhamento de cerâmicas de dissilicato de lítio (e.max Press) com cimentos resinoso com diferentes tratamento de superfície e sistemas adesivos. Setenta e dois espécimes ($6,5 \times 5 \times 1$ mm) foram jateados com óxido de alumínio e dividido em seis grupos ($n=12$). 10HF/S/SB: HF10% por 20 s (10HF), silano (S), Adapter Scotchbond Multi-Purpose (SBM); 10HF/S/SB: 10 HF+S+ Single Bond Universal (SB); 10HF/SBM; 10HF/SB; S/SBM e S/SB. Os espécimes foram cimentados com RelyX ARC, 40 s e submetidos ao teste. A resistência de união dos grupos tratados com condicionamento ácido e silano (10HF/S/SB, 10HF/S/SB) foi maior ($p < 0.001$) que os grupos apenas condicionados ou silanizados. Na maioria dos grupos a falha foi adesiva. A silanização deve ser um passo clínico em cimentação de cerâmicas de dissilicato de lítio.

Ramakrishnaiah, Alkheraif (104) avaliaram o efeito da duração do condicionamento com ácido fluorídrico nas características da superfície de cinco cerâmicas vítreas. Foram comparados e avaliados os padrões de porosidade, estrutura cristalina, rugosidade e molhamento. Setenta e cinco espécimes ($15 \times 11 \times 2$ mm) de cada material (IPS e.max, Dentsply Celtra, Vita Suprinity, Vitamark II e Vita Suprinity FC) foram randomizados nos grupos de estudo: controle (sem condicionamento ácido) e quatro grupos experimentais de tempo de condicionamento (20, 40, 80 e 160 s). As microestruturas da superfície foram avaliadas sob MEV e a rugosidade e

molhamento através do profilometria de não contato. Os resultados mostraram mudanças significativas na porosidade quanto ao número e distribuição, na estrutura cristalina, rugosidade de superfície e molhamento com o aumento do tempo de condicionamento. Porosidades mais largas e profundas são vistas em tempos mais longos de condicionamento, assim como maior rugosidade e molhamento. Isso sugere uma correlação, aumento da rugosidade melhora o molhamento da superfície tratada.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Avaliar a sobrevida do material restaurador com diferentes cimentos e tratamentos de superfície.

3.2 Objetivos específicos

Avaliar, através do método de elemento finito:

- a distribuição da tensão no substrato (dentina), na camada de cimento e no material restaurador (e.max CAD, zircônia, Lava Ultimate, Vita Enamic) antes e depois do tratamento de superfície.

Avaliar através de imagens de microscopia eletrônica de varredura:

- a modificação do tratamento de superfície no material cerâmico de dissilicato de lítio com base na concentração do HF, tamanho das partículas de óxido de alumínio, pressão do jateamento com óxido de alumínio.

Delimitar medidas de distância, largura e comprimento dos espaços criados após o tratamento de superfície.

Avaliar a rugosidade da superfície do material cerâmico de dissilicato de lítio após o tratamento de superfície.

Avaliar pelo teste de fadiga:

- a sobrevida do sistema restaurador de dissilicato de lítio após o tratamento de superfície.

Avaliar a interface adesiva após o tratamento de superfície.

Avaliar pela análise fractográfica os tipos de fratura que ocorrem no sistema restaurador após o teste de fadiga.

4 HIPÓTESE

A hipótese nula do presente estudo é de que o tratamento de superfície não é capaz de criar uma camada funcionalmente modificada que altere a resistência adesiva do material à fadiga.

5 MATERIAL E MÉTODO

5.1 Modelamento para análise do elemento finito

Foi realizado um estudo laboratorial através de simulações matemáticas para quantificar a distribuição de tensão no sistema restaurador convencional (substrato, agente cimentante e restauração), resistência a compressão (variável dependente), alterando os materiais restauradores e substrato (variáveis independentes).

5.1.1 Confecção dos modelos para a simulação

Foi criado um modelo de sólido a partir do software SolidWorks® (SolidWorks, USA), inserido no programa Abaqus® (Simulia, USA) para a análise do método do elemento finito (LabBio da Escola de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais). O modelo consiste de três sólidos justapostos com largura e comprimento de 10 mm e a altura variando de acordo com a representação de cada camada: a inferior representando o substrato resinoso (dentina) com 4 mm; a intermediária representando o cimento com 100 μm ; e a superior, o material restaurador com 1,5 mm (Figura 1).

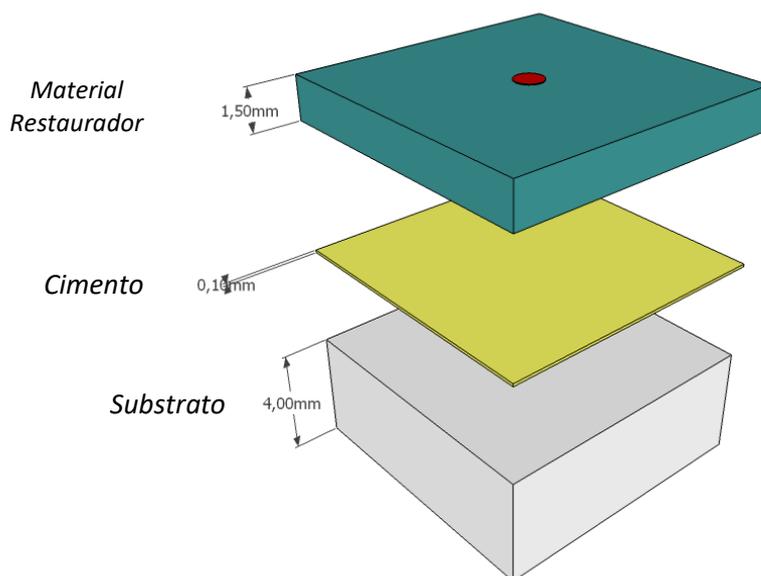


Figura 1: Representação da formação do sólido – Modelo de três camadas

Foi criada uma malha com um elemento sólido tridimensional hexaédrico, com oito nós cada (C3D8) (Figura 2). A escolha de tal elemento se dá pelo fato de apresentar respostas mais confiáveis, pois possui mais nós que um elemento tetraédrico, com seis nós, o que refina mais a resposta. O tamanho da malha da camada de cimento é menor que a malha do substrato para um maior refinamento da mesma. No intuito de averiguar se a malha de todo o modelo foi bem desenhada e se esse era o tamanho ideal, foi aplicado um teste de malha. Este teste consistiu na confecção de modelos com tamanhos de malhas diferentes nos quais foi aplicada uma tensão de compressão para comparação dos resultados. Considerou-se que as interfaces entre as camadas são homoganeamente aderidas, fator que deve ser importante na construção da malha. A base inferior do modelo, como condição de contorno, ficou fixa em todos os graus de liberdade (Figura 3). Aplicou-se uma força inicial uniaxial de 200 Newtons (N) no centro da porção superior do modelo em uma área de 0,5 mm de diâmetro. Para o cálculo da pressão foi utilizada a fórmula:

$$P = \frac{F}{A} = \frac{F}{\pi d^2/4}$$

Onde P é a pressão aplicada;

F é a força aplicada;

d é o diâmetro da área submetida à pressão.

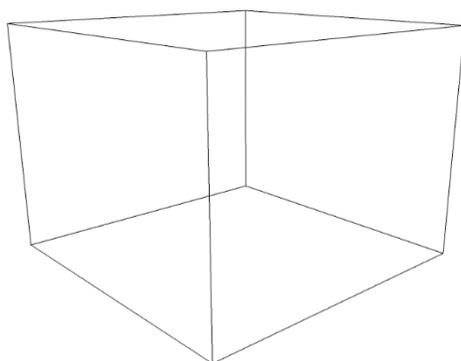


Figura 2: Elemento sólido, tridimensional, hexaédrico, com oito nós (C3D8).

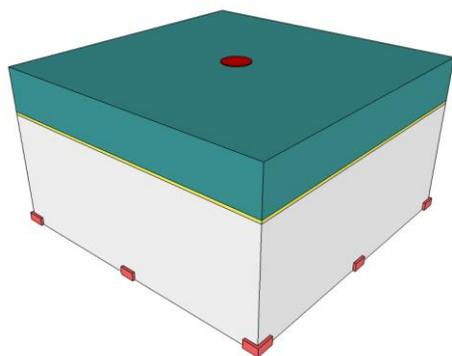


Figura 3: Base inferior do modelo fixa em todos os graus de liberdade.

Após a realização do teste de malhas, os dados referentes às propriedades mecânicas dos materiais utilizados, módulo elástico (ϵ) e coeficiente de Poisson (ν), foram inseridos no programa, conforme descritos na literatura (Tabela 1).

Tabela1 – Propriedade dos materiais para a primeira simulação.

Materiais	ϵ (Módulo Elástico-GPa)	ν (Coeficiente de Poisson)
Zircônia	210 ^(75, 105)	0,3
LavaUltimate	12,77*	0,3
e.max CAD	95 ⁽¹⁰⁵⁾	0,25
VITA Enamic	30*	0.3
U200Automix	6,3*	0.33
Dentina	20 ⁽¹⁰⁶⁾	0.33

(*Informações do fabricante)

5.1.2. Delineamento dos grupos

Com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões em materiais restauradores e cimentos, optou-se por trabalhar com combinações de quatro tipos de materiais restauradores indiretos (zircônia LAVA, LAVA Ultimate, VITA Enamic, IPS e.max CAD), um tipo de cimento (cimento RelyX U200 automix) e um substrato (dentina). Foram gerados dois modelos: A - todas as camadas, considerando o atrito; B – todas as camadas sem considerar o atrito entre elas simulando a adesão entre substrato/cimento/cerâmica. Foram considerados os mesmos grupos em ambos os modelos (Tabela 2).

Tabela 2: Delineamento dos grupos

GRUPOS	Substrato
e.max	Dentina
Enamic	Dentina
Lava	Dentina
Zir	Dentina

e.max= e.max CAD; Enamic= VITA Enamic; Lava= Lava Ultimate; Zir=Zircônia.

Foram obtidas as imagens da distribuição de tensão e os valores correspondentes à distribuição da tensão ao longo das interfaces, de todos os materiais e do substrato.

5.1.3 Análise dos dados do Método do Elemento Finito

Nos estudos com MEF a análise dos dados é apenas descritiva, referente às imagens e valores obtidos no programa.

Com base nos resultados obtidos nesta primeira fase optou-se por trabalhar com a cerâmica de dissilicato de lítio (e.max CAD), ultimamente uma das mais utilizadas. A literatura relata que a cerâmica de dissilicato de lítio é um material que permite o tratamento de superfície através do ataque ácido ou do jateamento com óxido de alumínio (89, 96, 99, 107). Pensando na obtenção de uma camada funcionalmente modificada (CFM), alcançada através do tratamento de superfície, este estudo

avaliou a modificação causada pela associação de dois métodos, jateamento com óxido de alumínio e condicionamento ácido na cerâmica de dissilicato de lítio.

5.2 Confeção dos Blocos de Dissilicato de Lítio

Foram confeccionados 200 espécimes cor A2 e 100 da cor C1 (10x10x1 mm) de dissilicato de lítio a partir da cerâmica IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) e sinterizados. Os blocos foram confeccionados pela Ivoclar Vivadent pelo escaneamento de um modelo com as dimensões desejadas. Foram polidos com papel abrasivo de 600 e 1200.

5.3 Análise Morfológica por Microscopia eletrônica de varredura

A morfologia das superfícies criadas pelos diferentes tratamentos dos blocos cerâmicos, metalizadas com recobrimento em ouro de 0.9 μm , foi examinada através do microscópio eletrônico de varredura (NeoScope, JEOL, USA) com aumentos distintos sob uma aceleração de 10 kV.



Fig.4: Microscópio eletrônico de varredura (NeoScope, JEOL, USA).

As imagens selecionadas foram então transferidas para o software Image J. Todas as imagens foram recortadas e redimensionadas.

5.3.1 Avaliação da pressão de jateamento e condicionamento dos Blocos Cerâmicos

Em três espécimes ($n=1$) foi realizado o jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50 μm , pressão de 0.2, 0.3, 0.4 MPa. Em quatro espécimes realizou-se o jateamento com óxido de alumínio 50 μm com pressão de 0.3 MPa, sendo que dois foram condicionados com HF 5% (Condac, FGM) por 20 e 120 s, os outros dois condicionados com HF10% (Condac, FGM) por 20 e 120 s. Todos foram examinados no MEV.

5.3.2 Avaliação da área condicionada com concentrações ácidas diferentes

Para a avaliação do tratamento de superfície dos blocos cerâmicos (e.max CAD) com diferentes concentrações ácidas e tempo de aplicação, quatro espécimes de e.maxCAD (10x10x1mm) foram utilizados. Cada espécime foi jateado (óxido de alumínio 50 μm por 10 s, 0.3 MPa) e subdividido em seis partes iguais (Fig.5) com o auxílio de uma fita adesiva. Três partes foram condicionadas com ácido fluorídrico 5% (Condac- FGM) por 45, 60, 90 s, as outras três foram condicionadas com ácido fluorídrico 10% (Condac – FGM) com os mesmos tempos de aplicação. Cada sextante foi condicionado individualmente e em seguida lavado e seco com seringa tríplice. Após a finalização do condicionamento em todo o espécime, todos foram imergidos em cuba ultrassônica com água destilada por 5 minutos. Os espécimes foram montados e recobertos com ouro para a obtenção das imagens no MEV (JEOL, Neoscope; x300; 10kv). Foram obtidas três imagens de cada sextante. Com o auxílio do *software* IMAGE J (NIH - domínio público) a área condicionada de cada de imagem foi calculada.



Fig 5. Espécime de e.maxCAD subdividido

5.4 Avaliação da rugosidade de superfície

Após a análise morfológica, os mesmos espécimes: condicionamento ácido 10% por 45s (AR45), 60s (AR60) e 90s (AR90); jateado e condicionado com ácido 10% por 45s (SB45), 60s (SB60) e 90s (SB90) tiveram suas superfícies avaliadas através de um profilômetro de não contato (Cromatic Confocal XVRIS 400, Taican). As medidas foram realizadas pelo *software* MountainsMap®Premium7 (DigitalSurf, France). Foi

utilizado o parâmetro tri-dimensional (S) para topografia de superfície que indica os parâmetros de rugosidade, retenção de fluido e orientação da estrutura. O valor Sq foi medido por grupo e a média calculada. O valor da média equivale a um valor indicativo da amostra por grupo. O maior valor de Sq corresponde à superfície mais rugosa. Para a análise estatística serão utilizados One-way Anova e Post Hoc LSD.

5.5 Teste acelerado de fadiga (SSALT)

Foram criados corpos-de-prova com uma estrutura de três camadas, blocos cerâmicos (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) cimentados ao substrato resinoso, para simular uma situação clínica de uma restauração cerâmica cimentada ao dente. O tamanho amostral deste estudo foi baseado em estudo prévio (108) o qual utiliza 21 corpos-de-prova por grupo (n=21). Foram criados 4 grupos: grupo controle (AR) blocos cerâmicos sinterizados segundo o fabricante e polidos com papel abrasivos 600 e 1200 sem nenhum outro tipo de preparo cimentados a blocos resinosos; grupo ARE (blocos cerâmicos polidos e com condicionamento ácido); grupo SB (blocos cerâmicos polidos que receberam apenas jateamento antes da cimentação); grupo SBE (blocos cerâmicos polidos jateados e condicionados com ácido). No grupo controle foram confeccionados 25 corpos-de-prova, sendo que quatro aleatoriamente selecionados foram submetidos ao teste de compressão para resistência a fratura para posteriormente calcular e definir o perfil do teste de fadiga. Os demais 21 corpos-de prova de cada grupo foram submetidos aleatoriamente ao teste de fadiga acelerado na proporção 1:2:4 como descrito no quadro 1 e gráfico 1.

Quadro 1 - Distribuição das amostras no teste de fadiga

Perfil	Agressivo	Moderado	Suave	Total
Nº de Amostras	3	6	12	21

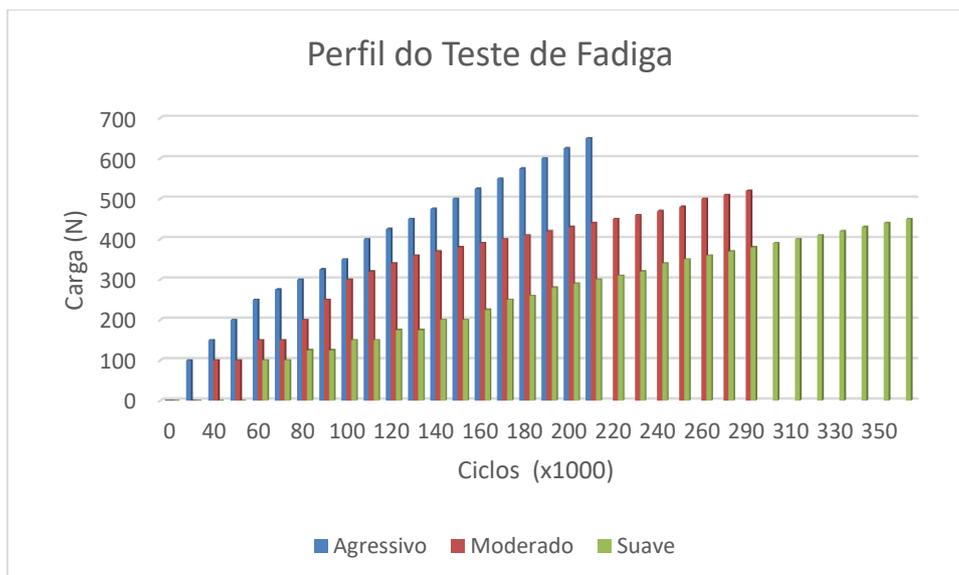


Gráfico 1: Perfis do teste de fadiga em função do número de ciclos e carga aplicada.

5.5.1 Preparo das amostras

5.5.1.1 - Substrato de suporte

O substrato foi fabricado, em substituição à dentina, com resina composta Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). O motivo para a seleção deste compósito foi o seu alto módulo de elasticidade (10 GPa) comparado a outros compósitos, considerado como um substituto à dentina (20 GPa) em estudos laboratoriais (106). Outro motivo para a escolha foi eliminar a viabilidade incorporada pela heterogeneidade do substrato dentinário.

Foi confeccionado um molde de silicone a partir de um bloco acrílico (10x10x4 mm). O bloco acrílico foi colocado sobre uma lâmina de vidro, sendo que nas extremidades utilizaram outros dois blocos acrílicos de mesma espessura para servirem de apoio. Antes de apoiar a segunda lamina, foi inserido o material de moldagem (Silicone de condensação) ao redor do bloco acrílico central. Depois de

polimerizado o bloco foi removido e as dimensões do molde foram conferidas (Fig.6).



Fig 6: Molde (direita) para a confecção dos blocos de resina (esquerda).

O compósito Tetric EvoCeram® foi inserido no molde em incrementos de 2 mm e fotopolimerizado com a intensidade de luz de 1200 mW/cm² (Elipar™ FreeLight 2, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) por 40 segundos. Todos os 194 substratos resinosos utilizados neste estudo foram armazenados em água destilada por 30 dias a 37°C antes da cimentação para evitar qualquer tipo de mudança dimensional após a cimentação (108, 109).

5.5.1.2 - Blocos cerâmicos IPS e.max CAD®

Foram confeccionados pela Ivoclar Vivadent conforme mencionado anteriormente, para minimizar o erro durante o processo de preparo dos blocos cerâmicos.

5.5.1.3 - Tratamento de superfície

Os blocos cerâmicos receberam três diferentes tratamentos de superfície totalizando nove grupos. Todos os espécimes cerâmicos após condicionamento ácido e/ou jateamento receberam uma fina camada de silano CLEARFIL Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake, Japan) em toda a superfície por 2 minutos aplicado com o auxílio de um microbrush e depois foram secas com ar 10s, antes da cimentação. Grupo controle (AR): apenas silanizado. Grupo ARE: condicionamento com ácido fluorídrico 5% VITA Ceramics ®Etch (VITA Zanhfabrik H, Bad Säckingen, Germany) por 20 e 120 seg, os blocos cerâmicos foram limpos com jato de água e secos. Grupo SB: jateamento com óxido de alumínio 53 µm, pressão de 0.3 MPa à 1 cm de distância

na Aquacut Quattro Velopex (Medvance Instruments, London, UK). Grupo SBE: jateamento com óxido de alumínio e condicionamento ácido, conforme descritos anteriormente. Os espécimes foram limpos em incubadora ultrassônica por 5 min com água destilada após cada tratamento de superfície, com exceção para o grupo AR que foi limpo antes do tratamento de superfície.

5.5.1.4 - Cimentação

O processo de cimentação de todos os blocos seguiu o mesmo protocolo. Uma fita adesiva Magic™ (Scotch®, 3M France) com 0,1 mm de espessura foi colocada em duas extremidades opostas no bloco de compósito para padronizar a espessura do cimento. Não foi realizado qualquer tipo de tratamento no bloco de resina, assim como não foi aplicado nenhum adesivo na cerâmica e no bloco de resina.

Os cimentos utilizados foram Variolink II (Ivoclar Vivadent, USA) e Panavia F (Kuraray Noritake, Japan) automix aplicados sobre uma das bordas do bloco cerâmico e posicionado sobre o bloco de resina. O bloco cerâmico foi pressionado da esquerda para a direita de forma que o cimento se espalhasse homogeneamente sem a formação de bolhas (Fig.7). Logo em seguida um peso metálico (200 g) foi colocado sobre a superfície não cimentada do bloco cerâmico por 1 minuto. Os excessos foram removidos com microbush e a fotoativação, com intensidade de luz 1200 mW/cm^2 (Elipar™ FreeLight 2, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) foi realizada em todas as cinco faces do bloco cerâmico por 40 segundos cada. Finalizada a cimentação todas as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 15 dias antes dos testes (108).

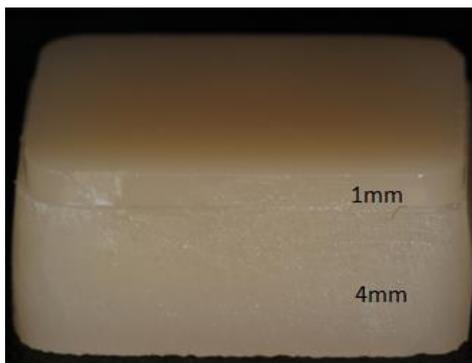


Fig.7: Bloco cerâmico de dissilicato de lítio (e.max CAD) com 1 mm de espessura cimentado sobre o bloco de resina (Tetric-Ceram) de 4 mm.

5.5.2 Testes estático e dinâmico

5.5.2.1 Teste estático

Cinco amostras do grupo controle foram aleatoriamente selecionadas para o teste de carga única. Cada amostra foi montada na máquina universal de teste Instron® 5569A (Instron, Hiegh Hycombe, UK). Foi aplicada uma carga axial no centro da amostra por um endentador esférico de tungstênio ($r=3.1$ mm) com uma velocidade de 0.05 mm/min controlada pelo software. As cargas, em Newton (N), foram aplicadas até que a amostra apresentasse uma fratura que poderia ser uma trinca ou uma fratura completa. As cinco cargas que ocasionaram a fratura foram usadas para criar os três perfis do teste de fadiga acelerado. O limite superior de carga foi determinado com 60% da média da carga de fratura do teste estático (48, 108).

5.5.2.2 Teste de fadiga

O teste foi realizado utilizando o método de fadiga acelerado em meio aquoso (água destilada) e temperatura ambiente ($n=21$). Um suporte removível foi montado para permitir que a amostra fosse removida, avaliada com relação a fraturas e reposicionada, mantendo a posição anterior da aplicação da carga (Fig.8). Todas as amostras foram montadas na máquina de teste mecânico (ElectroForce® 3300®; EnduraTec Division, BOSE Corporation, Minnetonka, MN, USA) (Fig.9) e submetidos a um dos perfis do teste pelo software Win Test (Electro-Force Systems Groups, BOSE Corporation, Eden Prairie, MN, USA).



Fig.8: Dispositivo removível que permite a visualização da amostra em microscópio.

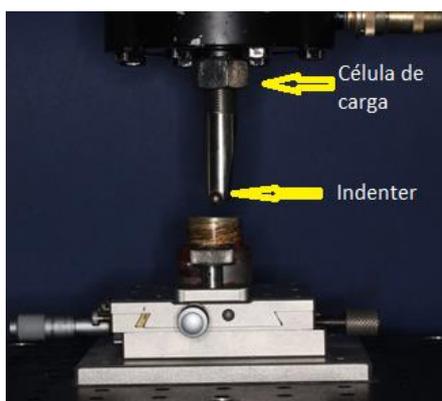


Fig. 9: Electroforce BOSE, equipamento para realização do teste de fadiga.

A amostra foi fixada ao suporte com adesivo de cianoacrilato para centralizar o ponto de aplicação de carga e evitar o deslocamento. Depois de posicionada, colocou-se água destilada dentro do suporte para imergir a amostra. Todas as amostras receberam uma carga axial com R 0.1 a 10Hz, sendo o mínimo absoluto de 10 N. Foi considerada falha qualquer fratura na cerâmica. Em todo perfil, após cada ciclo, a amostra foi removida e avaliada com uma luz de fibra ótica externa para identificar a presença da trinca inicial (radial). O teste de fadiga acelerado é composto por três perfis, como mencionado anteriormente, agressivo, moderado e suave. A distribuição das cargas foi realizada com base nos valores do teste estático. O perfil agressivo iniciou com uma carga de 100 N chegando a 775 N, a média do perfil moderado e suave foi de 200 a 500 N e 175 a 560 N, respectivamente.

Após o teste, os resultados foram analisados pelo software Alta Pro7 (Reliasoft, Tucson, AZ, USA) para realizar a análise de Weibull. Foram gerados os *plots* de Weibull que representam a previsibilidade de sobrevivência da amostra a partir de um valor de estresse estipulado com o um número mínimo de ciclos de dentro de limite de confiança de 90%. Para o grupo Variolink II houve alteração no valor de estresse para 250 N

mantendo o número de ciclos uma vez que com uma carga igual ao do outro grupo a previsibilidade seria próxima de zero.

5.6 Análise Fractográfica

Ao final de cada ciclo de carga do teste de fadiga as amostras foram seccionadas sobre a linha de fratura radial. Em seguida todas as amostras foram avaliadas qualitativamente sobre microscopia ótica conferindo a origem da fratura e a presença de outros tipos de fraturas que podem variar de acordo com o teste. Para o teste de fadiga foram consideradas as fraturas radiais (*radial crack*) e fraturas externas (*outer crack*) (Fig.10).

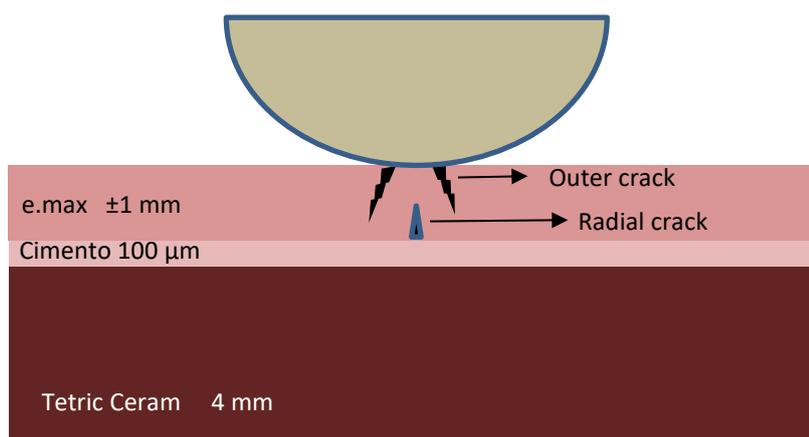


Figura 10: Desenho esquemático da amostra sob a carga do indentador com as fraturas: radial (*radial crack*) e externa (*outer crack*).

5.7 Análise da interface adesiva – e.max/cimento

Amostras também foram avaliadas quanto a interface adesiva. Uma amostra aleatorizada e já seccionada de cada grupo ARE120, SB e SBE120 foi utilizada. Na região da cerâmica foram realizadas três aplicações sucessivas de HF10% por 60 s. Após cada aplicação o ácido foi removido com jato de água e ar e depois seco. As amostras foram preparadas e observadas no MEV.

6 RESULTADOS

6.1 Modelo para análise de elemento finito de três camadas

Considerando-se como variável o material restaurador, a tensão gerada na interface inferior variou de acordo com o material (Tabela 3). Os materiais com maior módulo elástico transferiram menos tensão ao substrato, Zir=10.86 MPa e e.max=16.60 MPa. Os materiais com menor ϵ transferiram quase 2 vezes mais tensão que os outros materiais, sendo que o Enamic = 33,68 MPa ($\epsilon = 30$) transferiu mais tensão ao substrato que o Lava Ultimate= 26,52 MPa ($\epsilon = 12.8$); tabela 3.

Considerando-se a tensão na superfície dos materiais restauradores, a tensão no e.max CAD e Zircônia foi menor com o aumento do módulo de elasticidade em ambos os modelos (Gráficos 2 e 3).

Os valores de tensão no cimento e no substrato foram maiores no modelamento em que as camadas foram fixadas. Os materiais com maior módulo de elasticidade menor tensão na interface adesiva (Tabela 4). Quando se comparam os dois modelamentos há uma diferença na distribuição de tensão na base do material restaurador, o modelo de camadas fixas apresenta maiores valores que o modelo de camadas livres.

Tabela 3: Valores de von Mises (MPa) nas interfaces dos materiais na porção superior e inferior no modelo de três camadas livres nos graus de liberdade.

Grupos	Superfície MR	Base MR	Cimento	Substrato
e.max	597,66	67,88	12,98	16,6
Enamic	601,94	48,65	27	33,68
Lava	625,51	55,62	21,14	26,52
Zir	557,81	81,29	8,34	10,86

Gráfico 2: Valores de tensão de von Mises no modelo de três camadas livres nos graus de liberdade.

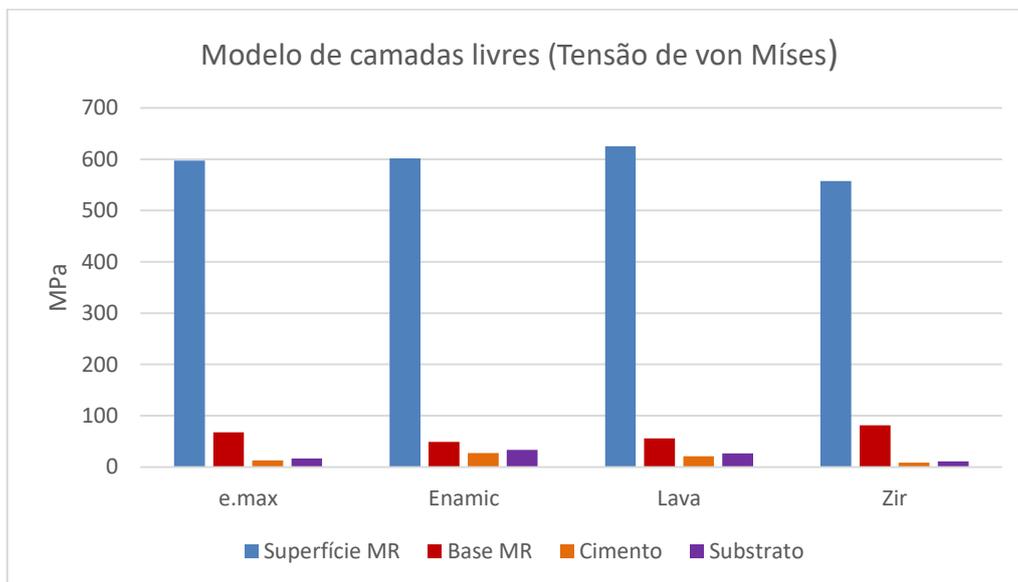
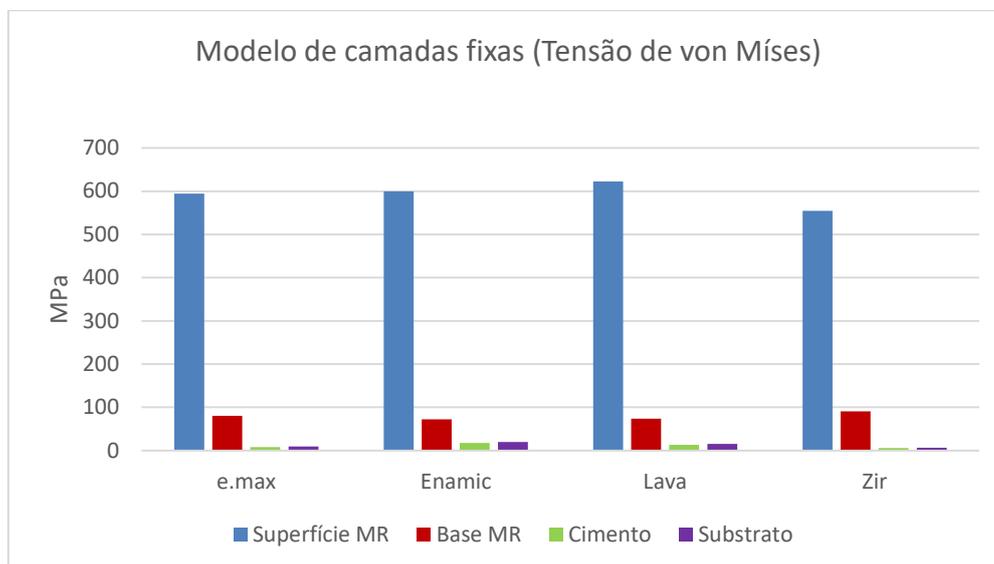


Tabela 4: Valores de von Mises (MPa) nas interfaces dos materiais na porção superior e inferior no modelo de três camadas fixas nos graus de liberdade.

Grupos	Superfície MR	Base MR	Cimento	Substrato
e.max	594,4	80,55	7,85	8,94
Enamic	599,6	72,38	17,10	19,81
Lava	622,86	73,60	13,12	15,05
Zir	554,92	90,35	5,22	6,02

Gráfico 3: Valores de tensão de von Mises no modelo de três camadas fixas nos graus de liberdade.



O valor de tensão no cimento foi constante nas duas interfaces, variando o valor de acordo com o material restaurador. Os materiais com maior ϵ apresentaram menores valores de tensão sobre o substrato, sendo que os valores seguiram o mesmo padrão de distribuição de tensão nos dois modelamentos. (Tabela 3 e 4).

Com base nos dados da simulação e na literatura foi realizada a escolha do material restaurador a ser estudado nos ensaios mecânicos.

6.2 Análise Morfológica

6.2.1- Avaliação da pressão de jateamento e condicionamento dos blocos cerâmicos

As imagens do MEV mostraram que o tratamento de superfície com jato de óxido de alumínio 50 μm (figuras 11 e 12), o tempo de aplicação e a concentração do ácido figuras (12 – 17) modificaram a topografia da superfície das cerâmicas de dissilicato de lítio devido ao aumento das irregularidades na superfície. O controle foi a superfície polida com a aplicação do ácido nos tempos de 20 e 120 segundos nas

concentrações de 5 e 10% e as demais foram jateadas com a pressão de 0.3 MPa. O aumento da pressão, aparentemente, criou mais irregularidades de superfície.

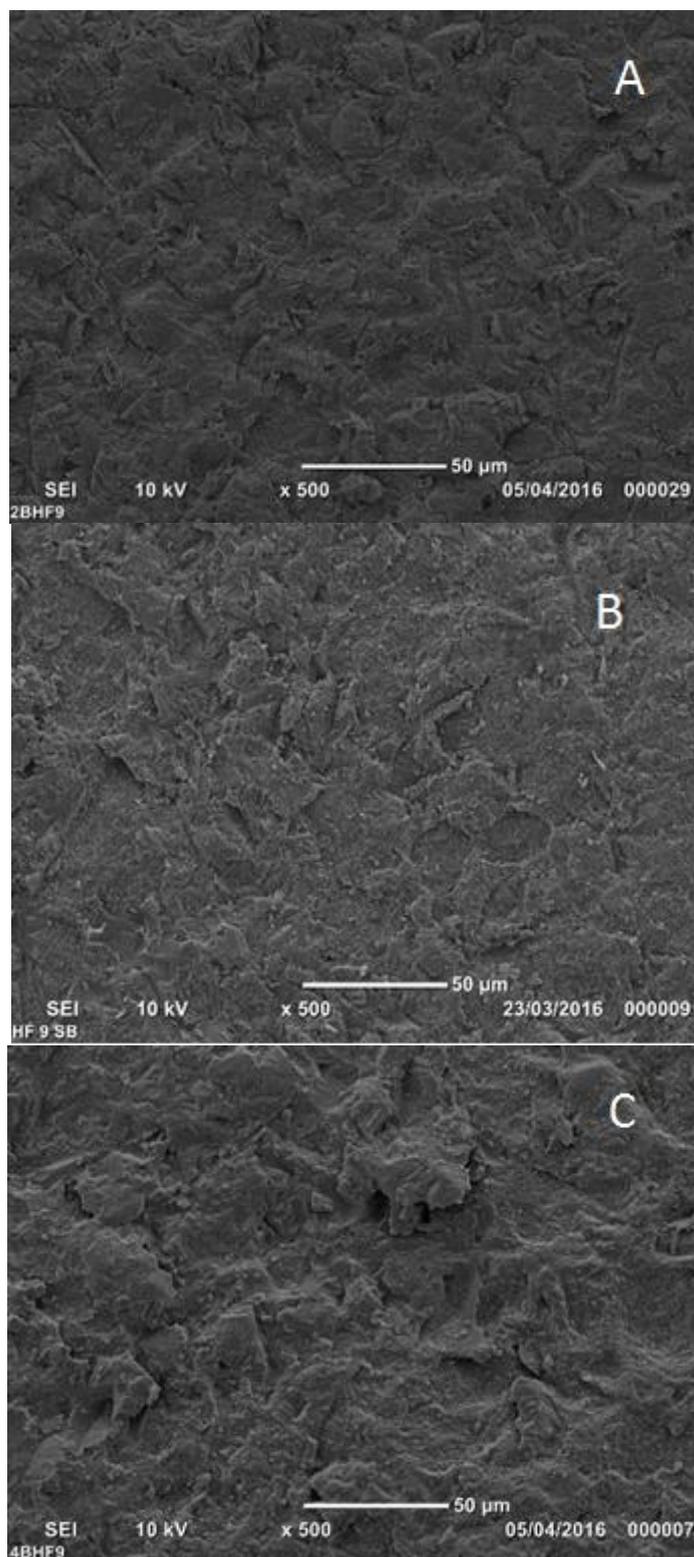


Fig.11: Imagens de MEV dos espécimes de: e.max jateado com óxido de alumínio 50 μm à pressão 0.2 MPa (A), 0.3 MPa (B) e 0.4 MPa (C) (x500).

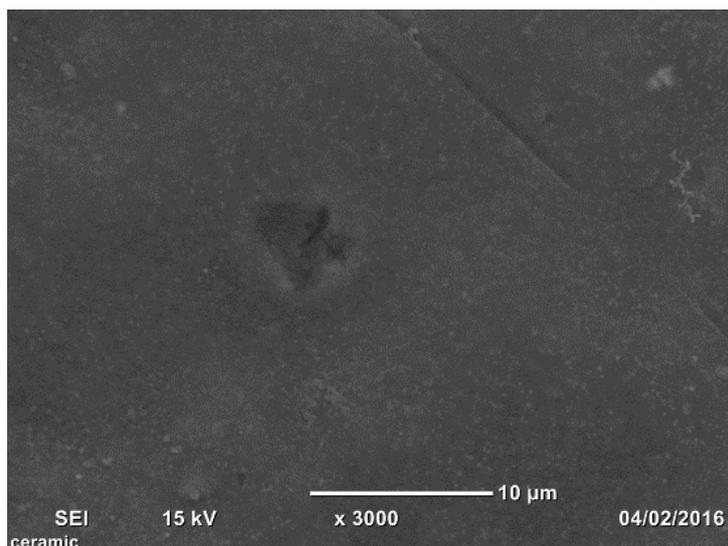


Fig.12: Imagem de MEV de espécime de e.max polido sem nenhum tipo de tratamento (x3000)

As cerâmicas tratadas com a maior concentração ácida tiveram maior exposição dos cristais, assim como as expostas por mais tempo ao ácido. Estas diferenças podem ser vistas nas figuras de 13 a 16.

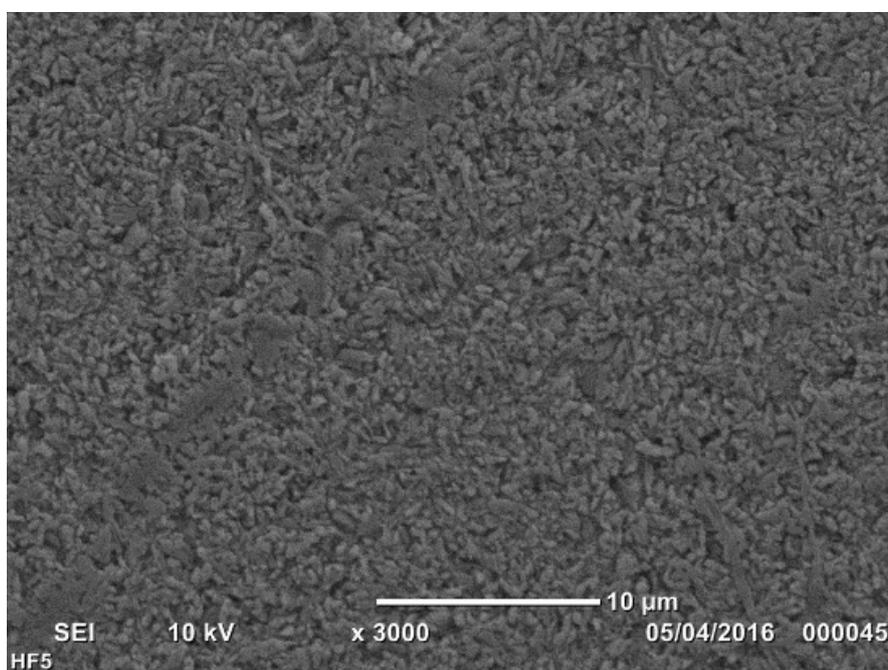


Fig.13: Imagem de MEV de espécime de e.max polido condicionado com HF 5% por 20 s (x3000).

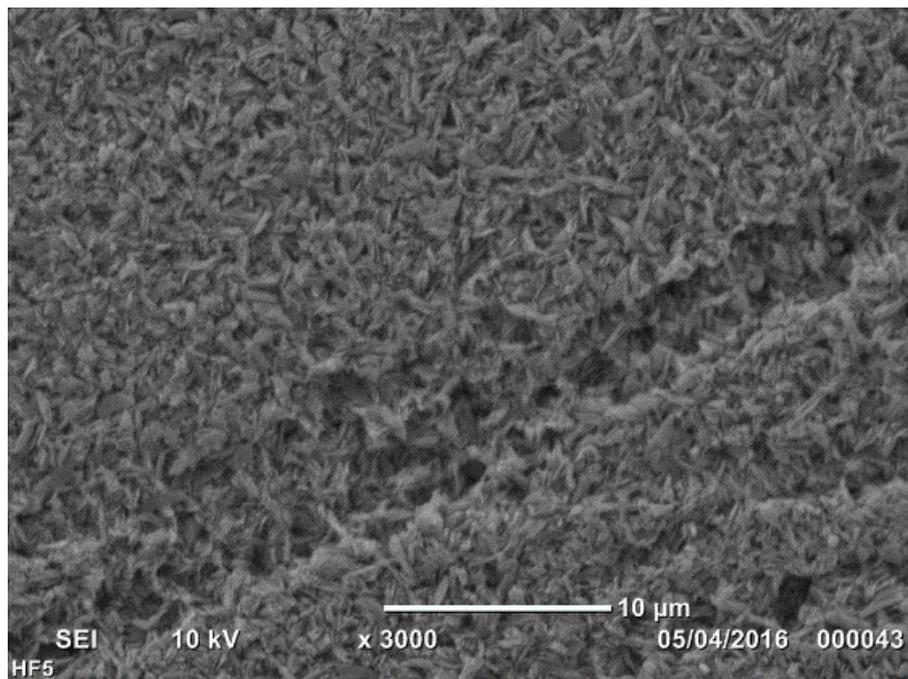


Fig.14: Imagem de MEV de espécime de e.max polido condicionado com HF 5% por 120 s (x3000).

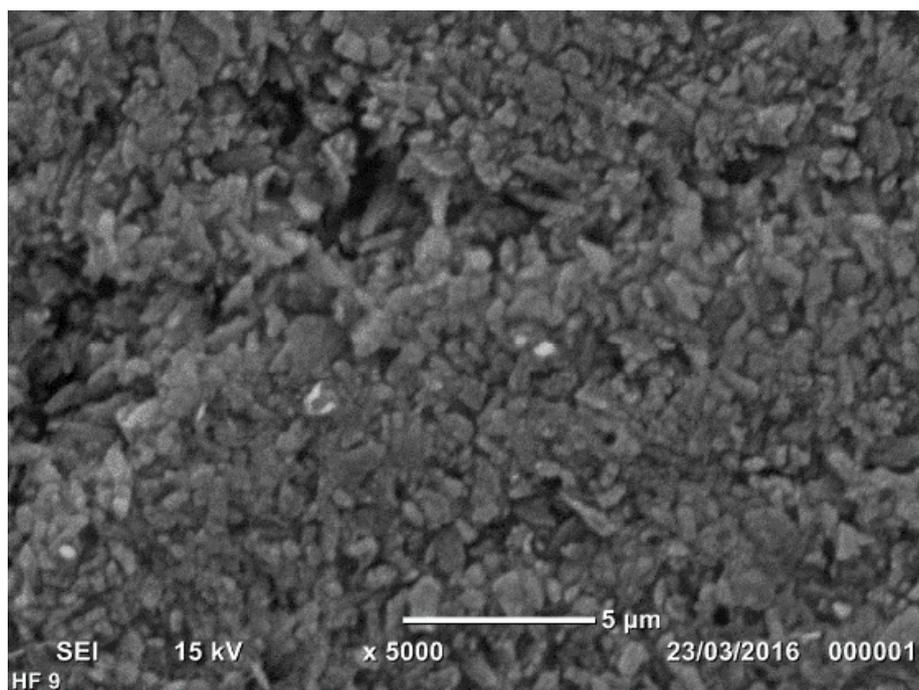


Fig.15: Imagem de MEV de espécime de e.max polido condicionado com HF 10% por 20 s (x5000).

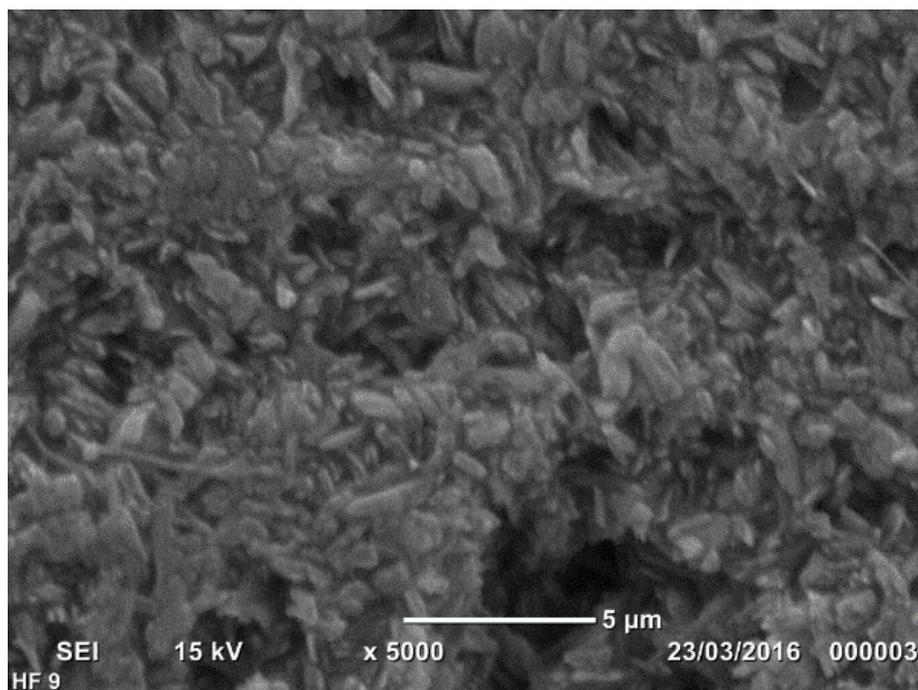


Fig. 16: Imagem de MEV de espécime de e.max polido condicionado com HF 10% por 120 s (x5000).

Em maior aumento (x3000) é possível observar a conformação de espaços radiolúcidos sugestivos de remoção da matriz vítrea pelo jateamento seguido pelo condicionamento com HF 5% e 10% em ambos os tempos de aplicação (20 e 120 s). Na concentração de HF5% maior é a evidênciação destes espaços formados no tempo de 120 s (Figs. 17 e 18). Na concentração de HF10% no tempo de 120 s, os espaços são mais largos, profundos e mais evidentes que no tempo de 20 s. (Figs. 19 e 20).

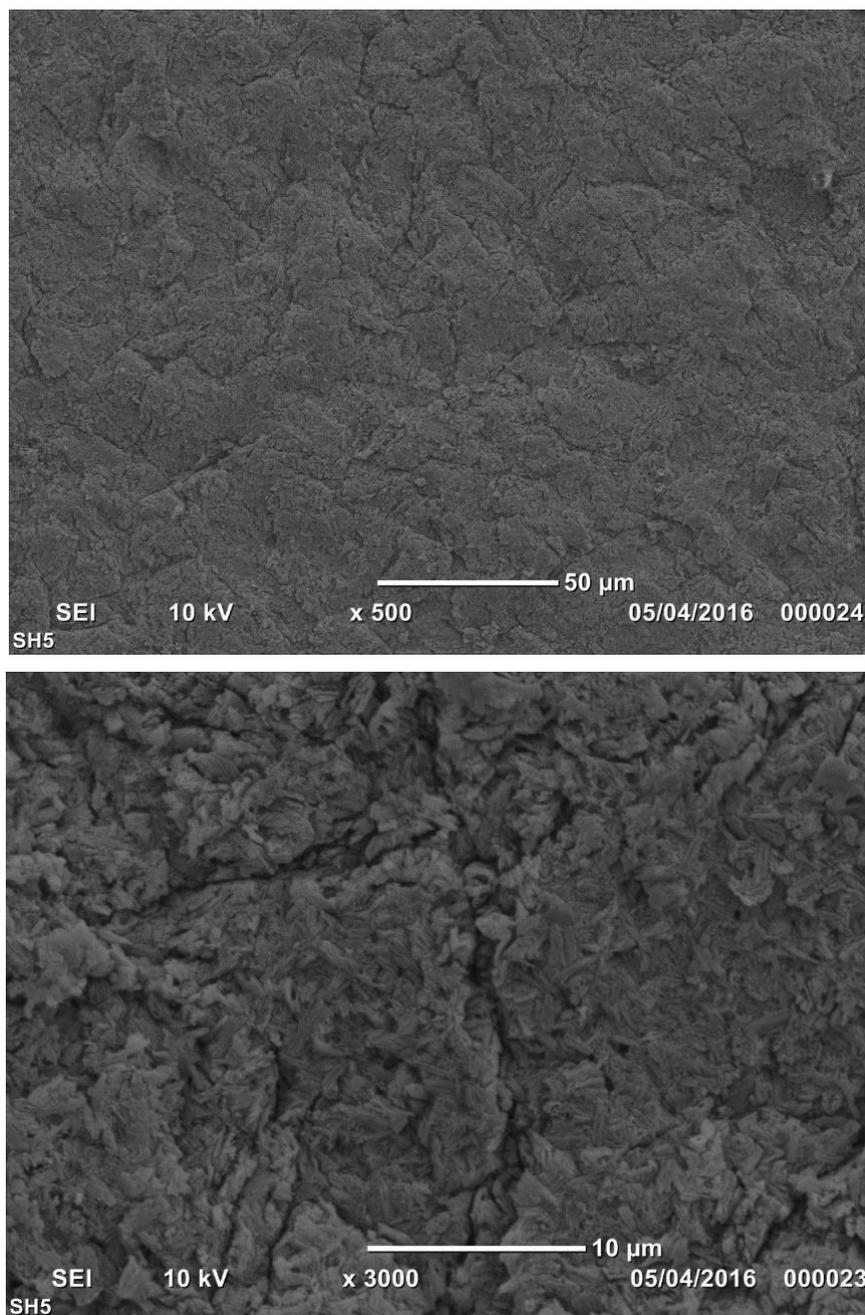


Fig. 17: Imagem de MEV de espécime de e.max condicionado com HF 5% por 20 s após jateamento (x500 e x3000).

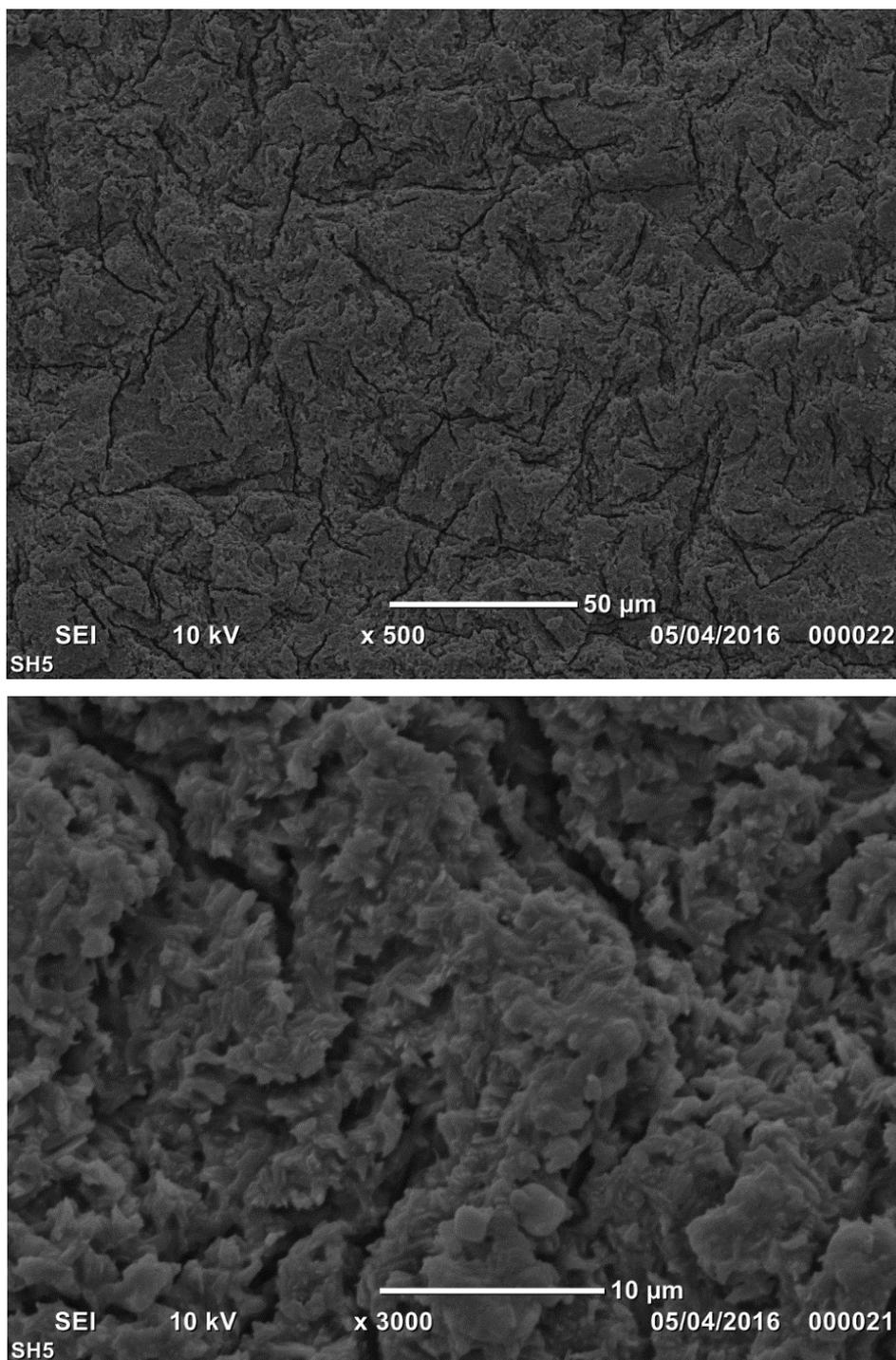


Fig.18: Imagem de MEV de espécime de e.max condicionado com HF 5% por 120 s após jateamento (x500 e x3000).

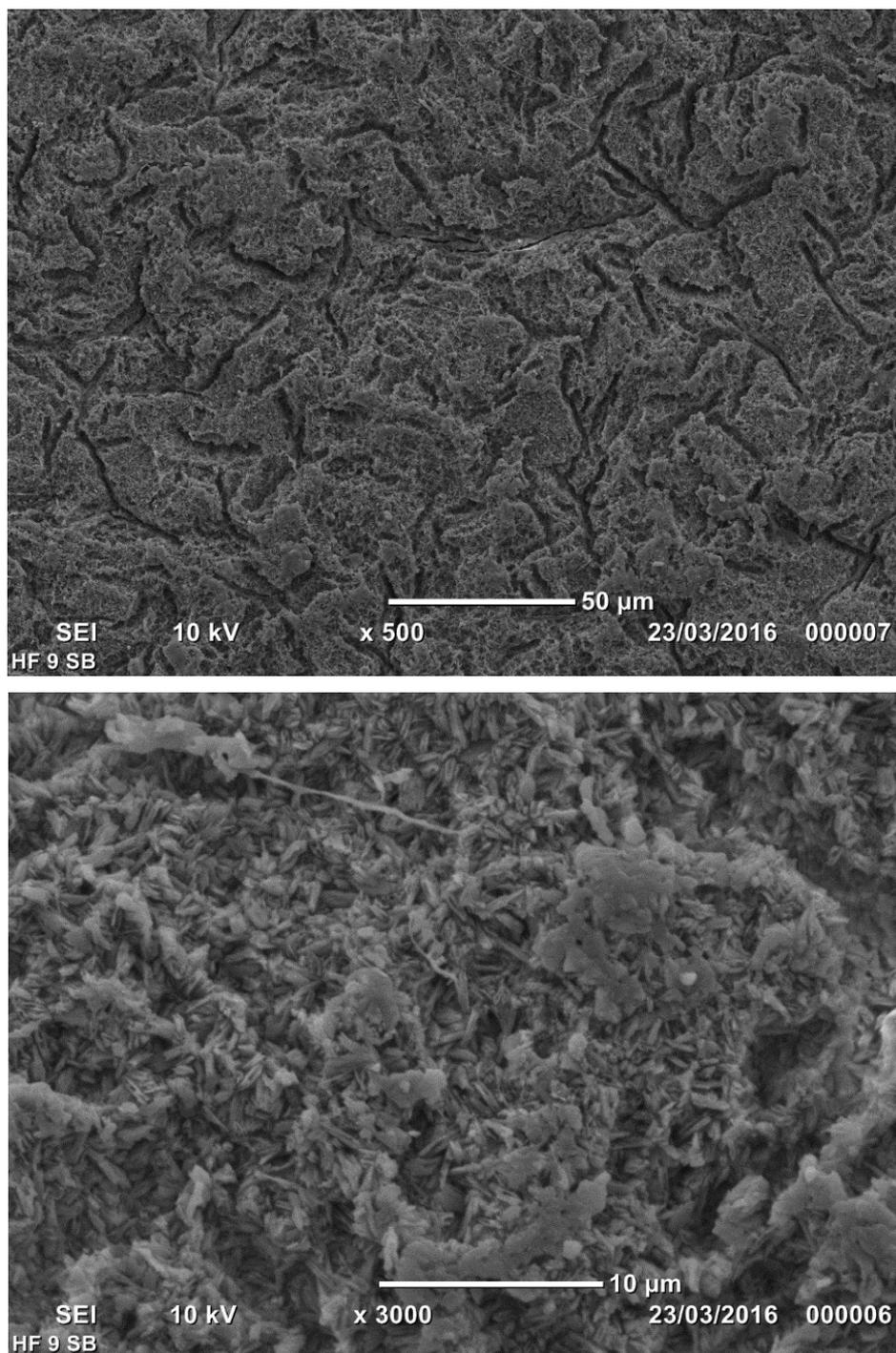


Fig.19: Imagem de MEV de espécime de e.max condicionado com HF 10% por 20 s após jateamento (x500 e x3000).

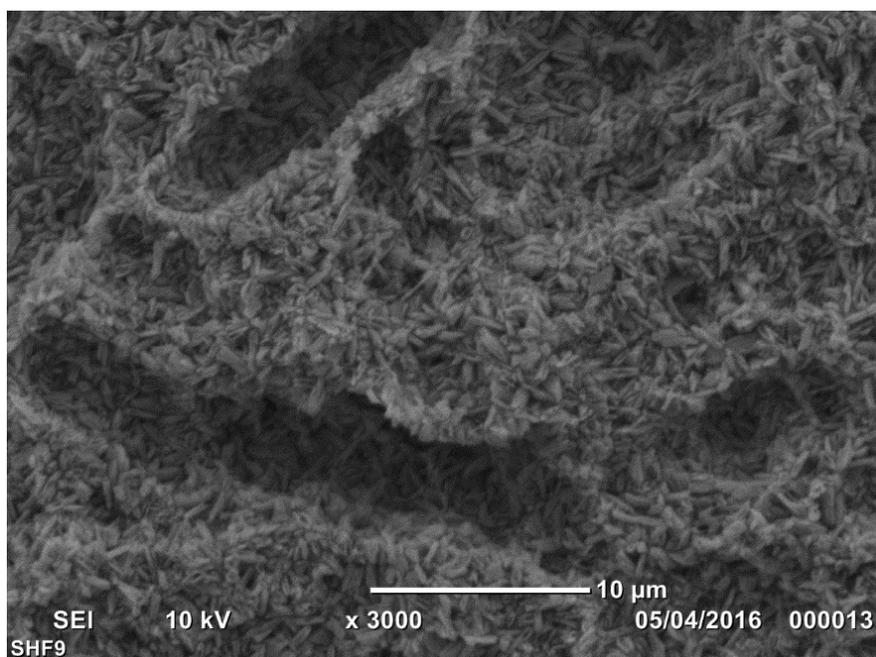
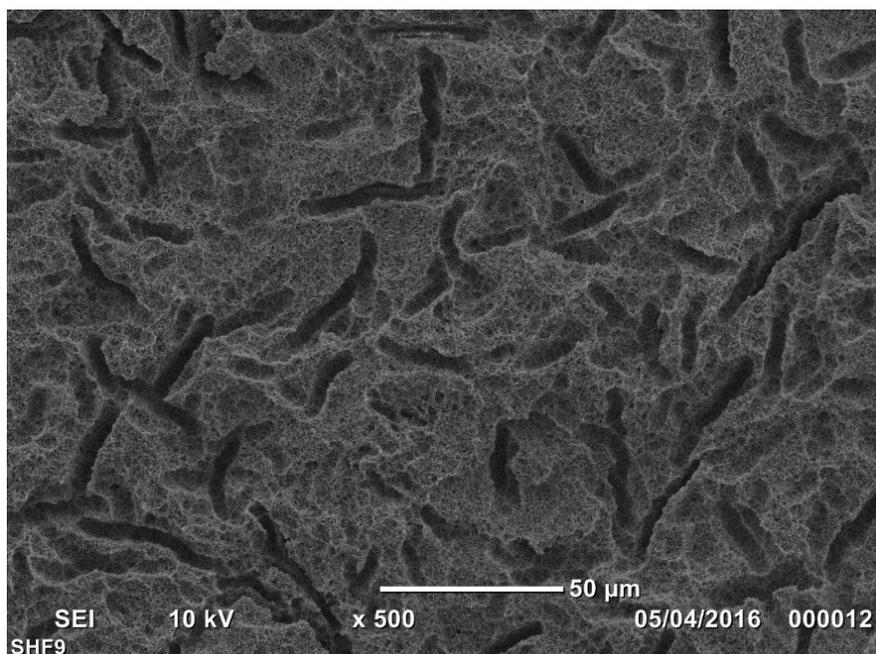


Fig.20: Imagem de MEV de espécime de e.max condicionado com HF 10% por 120 s após jateamento (x500 e x3000).

6.3 Avaliação da área condicionada com diferentes concentrações ácidas

Após a obtenção de três imagens de cada sextante dos quatro espécimes de e.max as imagens foram avaliadas. As imagens das superfícies condicionadas com ácido

fluorídrico 5% por 45 e 60 s, (MEV) apresentaram o mesmo padrão de tratamento, impossibilitando o uso do programa. Em seguida realizou-se a normalização da imagem (Fig. 21). As imagens foram escalonadas e foi aplicada uma seleção do tamanho das partículas a serem consideradas na leitura (Fig. 22).

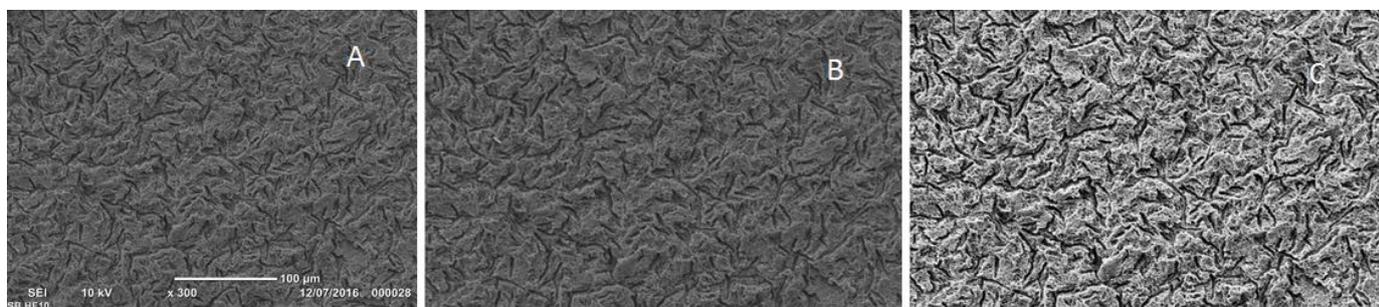


Fig.21: A. Imagem obtida; B. Imagem recortada e redimensionada; C. Normalização do contraste (Normalise, Equalise Histogram).

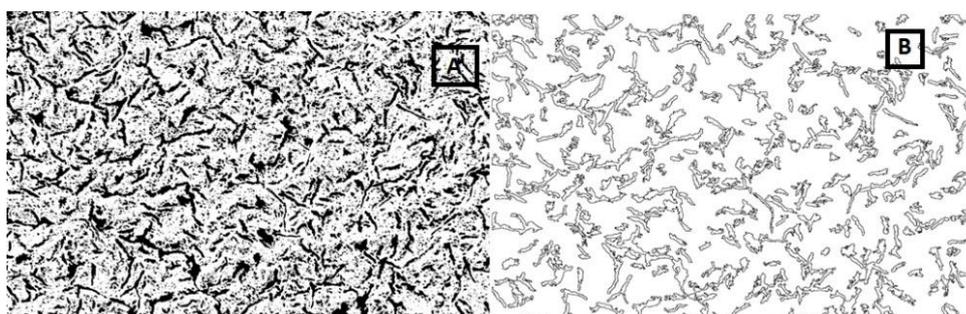


Fig. 22: O escalonamento da imagem (Threshold 84); B. Análise da partícula (Size 20um², Circularity 0-1, Show Bare outlines).

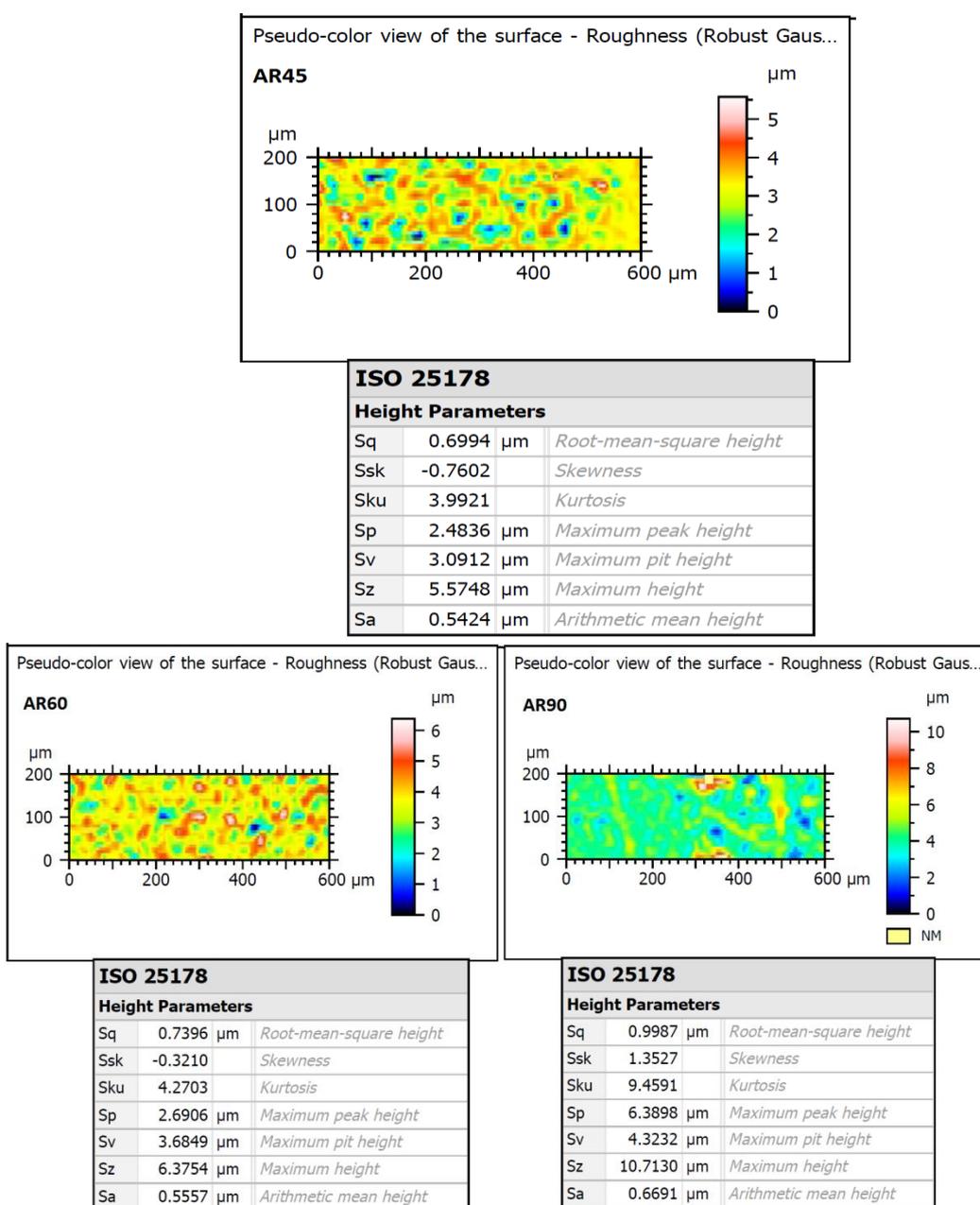
Os valores de porcentagem da área condicionada obtidos a partir da análise das imagens são apresentados na tabela 5.

Tabela 5: Média e desvio padrão dos valores do tamanho médio da área e porcentagem de área condicionada.

Tipo tratamento	Tamanho médio (μm)		% Área	
	Média	Desv. Padrão	Média	Desvio Padrão
SBE 5% 90s	64,17	24,84	16,17	4,36
SBE 10% 45s	61,08	5,39	16,09	1,02
SBE10%60s	61,34	7,37	16,88	1,71
SBE 10% 90s	65,16	6,11	17,52	1,14

6.4 Avaliação da rugosidade de superfície

Os dados foram pelo software MountainPremium 7 (Fig.23). Os valores de rugosidade para a concentração de HF5% foram descartados. Os dados obtidos para os demais grupos são apresentados na tabela 6. A comparação intra-grupo mostrou que houve diferença estatística no tempo de aplicação de AR90 e os demais AR45 e AR60. Na comparação do grupo SB houve diferença estatística entre SB45 com os subgrupos SB60 e SB90. Na comparação entre os grupos AR e SB, a rugosidade SB45 foi maior que AR90 ($p < 0.01$). Já entre AR90, SB60 e SB90 não houve diferença estatística.



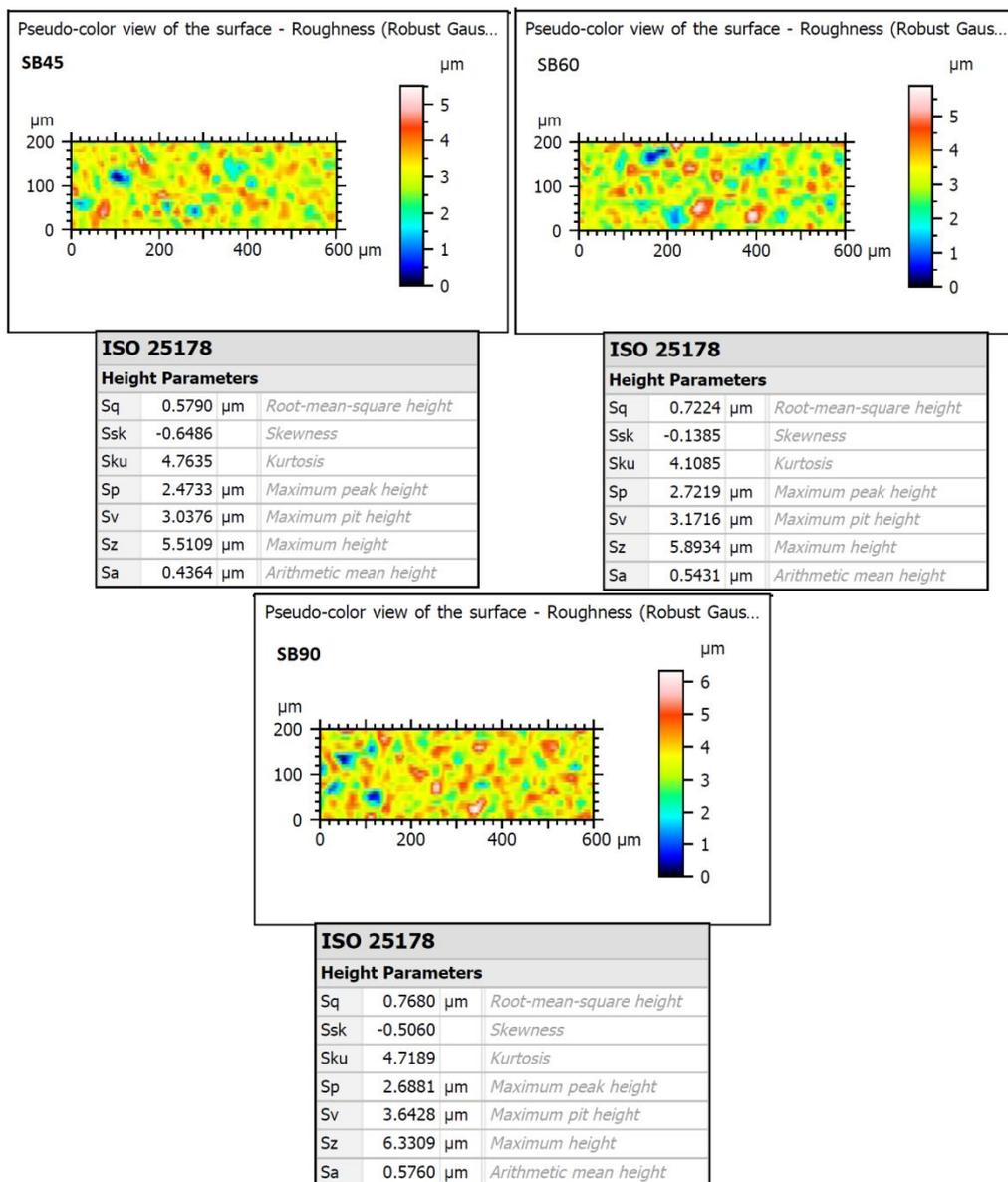


Fig.23: Dados obtidos pelo software MountainPremium 7 para leitura da rugosidade de superfície (S_q) da cerâmica tratada AR45, AR60, AR90, SB45, SB60, SB90.

Tabela 6: Rugosidade de superfície considerando média e desvio padrão do parâmetro S_q .

RUGOSIDADE (μm)						
S_q	AR45	AR60	AR90	SB45	SB60	SB90
MEAN	0,67 ^a	0,73 ^a	0,9 ^{b,C}	0,62 ^A	0,69 ^C	0,77 ^C
SD	0,07	0,01	0,12	0,07	0,04	0,08

AR (superfícies com condicionamento ácido fluorídrico 10%); SB (superfícies jateadas com óxido de alumínio e condicionadas com ácido fluorídrico 10%). Em ambos os grupos o tempo de condicionamento foi de 45, 60, 90 segundos. Letras iguais não houve diferença estatística; letras diferentes $p < 0.05$.

6.5 Teste Acelerado de Fadiga

Os resultados dos *plots* de Weibull (Fig.25) foram compilados e apresentados em formato de tabela (Tabela 7.) Dentre os grupos condicionados observou-se que o grupo ARE120> SBE120 submetidos ao condicionamento ácido (HF5%) por 120 s. Todo o grupo (SB) teve um resultado inferior comparado aos grupos testados, não resistiu a carga empregada de 100.000 ciclos de 350 N (Gráfico 4).

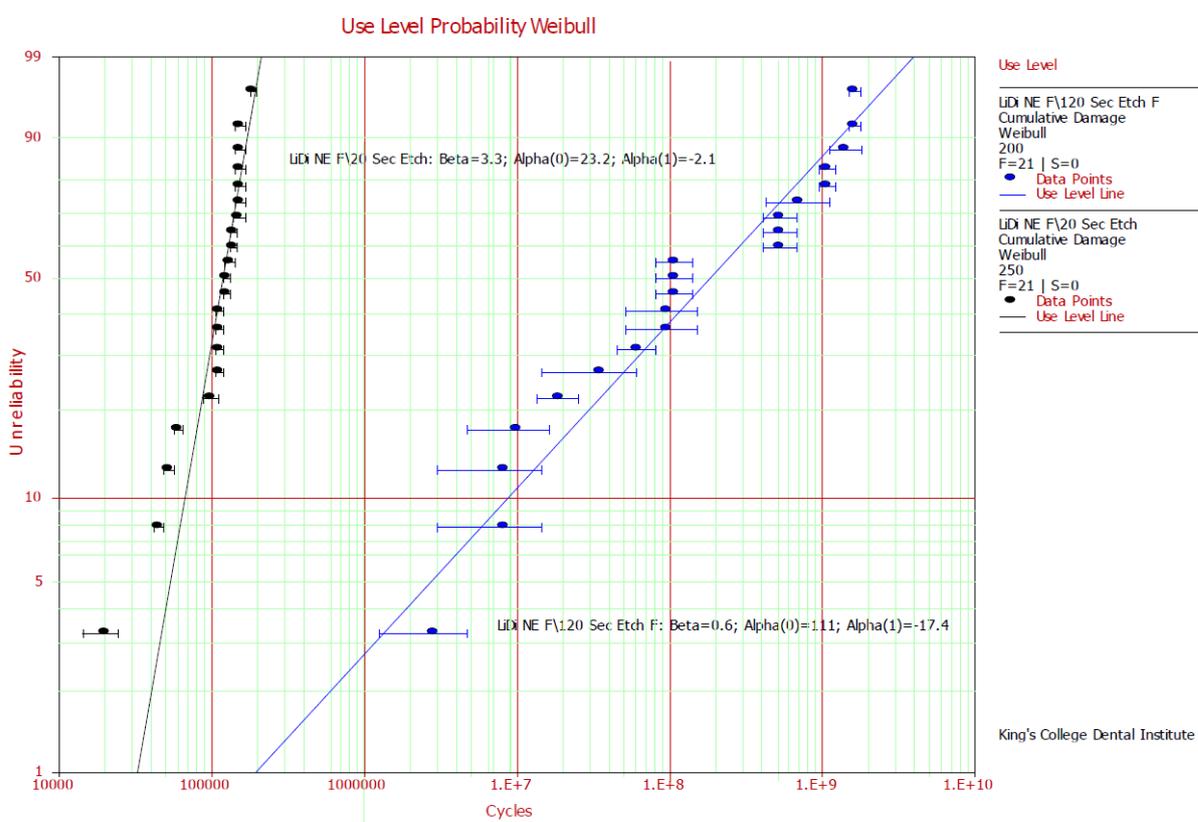


Fig.24: Nível de probabilidade de Weibull (2-lados de intervalo de confiança de 90%) para os grupos ARE20 e ARE120 Variolink II. Não houve sobreposição dos intervalos de confiança que indica que houve uma diferença estatística entre os grupos.

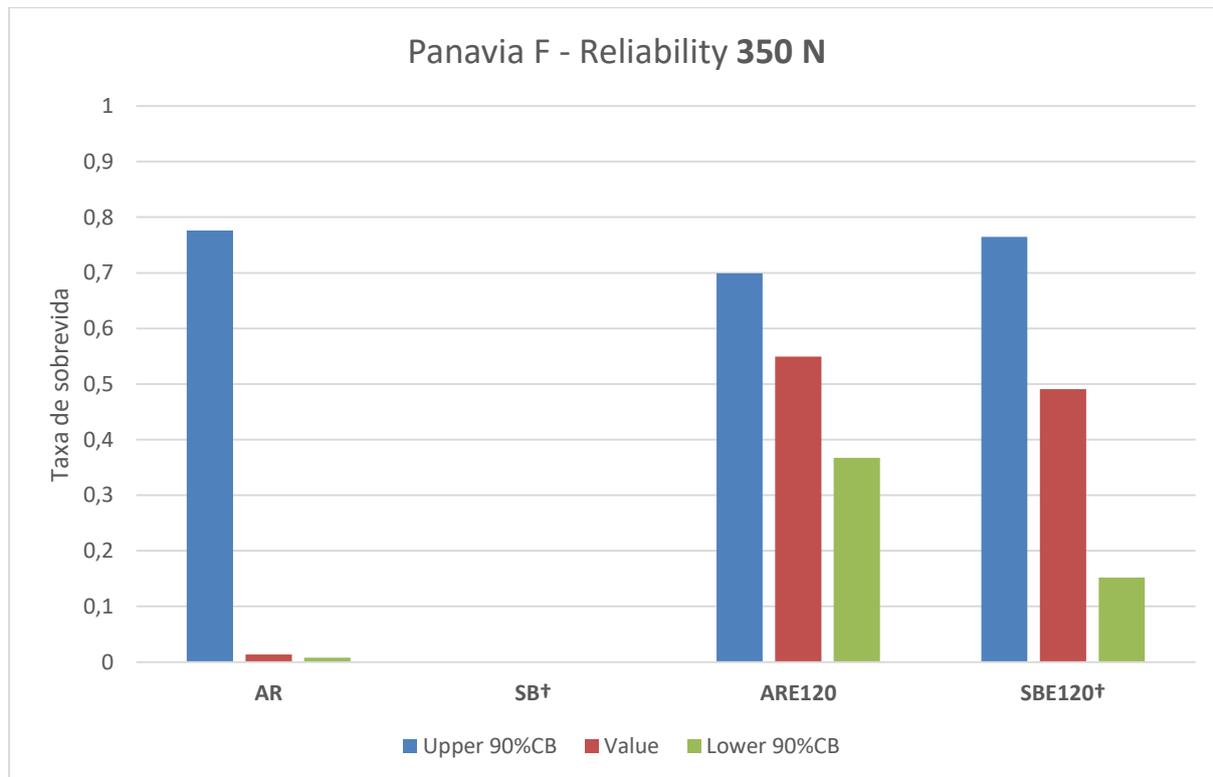
Tabela 7: Sobrevida dos espécimes de e.max após teste de fadiga.

RELIABILITY*	CIMENTO								
	VL (250 N)					Pan (350 N)			
	AR	SB	SBE20	ARE20	ARE120	AR	ARE120	SB†	SBE120†
Upper 90% CB	0.92	0.32	0.55	0.82	0.98	0.51	0.89	0.00	0.71
Value	0.73	0.08	0.29	0.67	0.93	0.25	0.77	0.00	0.35
Lower 90% CB	0.31	0.01	0.01	0.45	0.76	0.05	0.56	0.00	0.04

Superbond Variolink (VL); Panavia F (Pan). *Há não sobreposição dos limites de confiança indica uma diferença aceita entre os grupos.† Lote cor C; os outros A3

O gráfico 4 apresenta os resultados para o grupo do cimento Panavia F. Os grupos ARE e SBE que receberam o condicionamento ácido apresentaram maiores valores de resistência à fadiga que os respectivos grupos controles AR e SB. Avaliando apenas os grupos condicionados, ARE teve melhor comportamento que o grupo SBE com relação a sua sobrevida.

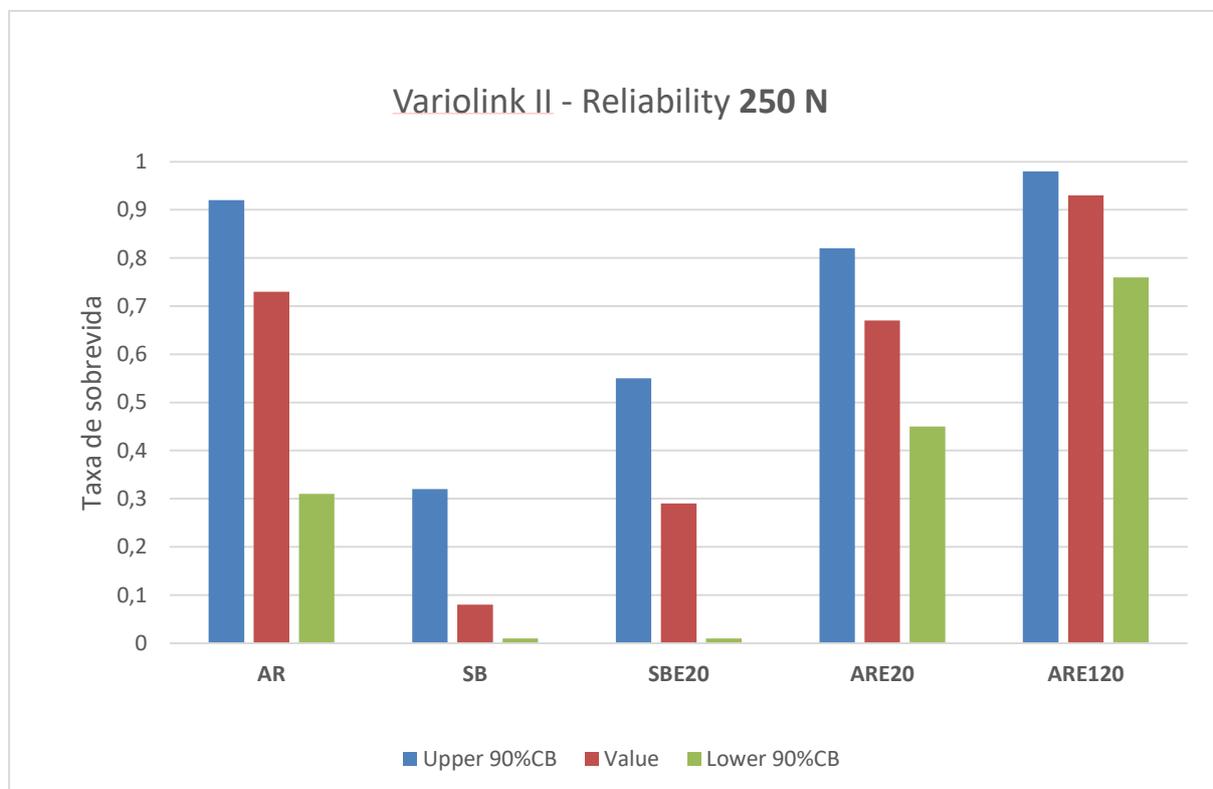
Gráfico 4: Previsibilidade de sobrevida dos grupos do cimento Panavia F – Análise de Weibull



*Não houve sobreposição dos limites de confiança indicando uma diferença aceitável entre os grupos. Os valores da previsibilidade de sobrevida dos espécimes de e.max cimentados com Panavia F considerando o tratamento de superfície (AR) como do fabricante; (SB) jateado; ARE 120 (condicionado 120 s); SBE 120 (condicionado 120 s). Trabalhou-se com a probabilidade (intervalo de confiança de 90% superior e inferior) com uma carga de 300 N em 100.000 ciclos para todos os grupos. † Lote cor C; os outros A3

O gráfico 5 apresenta os resultados para o grupo do cimento Variolink II. O grupo SB apresentou os menores valores no teste de fadiga dentre todos os grupos, mas entre eles o grupo condicionado apresentou uma sobrevida maior. O grupo controle AR, maior sobrevida que ARE20 >SBE20> SB, sendo o ARE 120 foi o que apresentou a melhor previsibilidade de sobrevida nesse acúmulo de carga.

Gráfico 5: Previsibilidade de sobrevida dos grupos do cimento Variolink II – Análise de Weibull



**Não houve sobreposição dos limites de confiança indicando uma diferença aceitável entre os grupos. Os valores da previsibilidade de sobrevida dos espécimes de e.max cimentados com Variolink II considerando o tratamento de superfície (AR) como do fabricante; (SB) jateado; SBE 20 (condicionado 20 s); ARE 20 (condicionado 20 s); ARE 120 (condicionado 120s). Trabalhou-se com a probabilidade (intervalo de confiança de 90% superior e inferior) com uma carga de 250 N em 100.000 ciclos para todos os grupos.*

6.6 Análise fractográfica

Em todas as amostras avaliadas foi possível identificar os dois tipos de fratura e comprovar que elas iniciaram na linha de cimentação (Figuras 25 e 26).

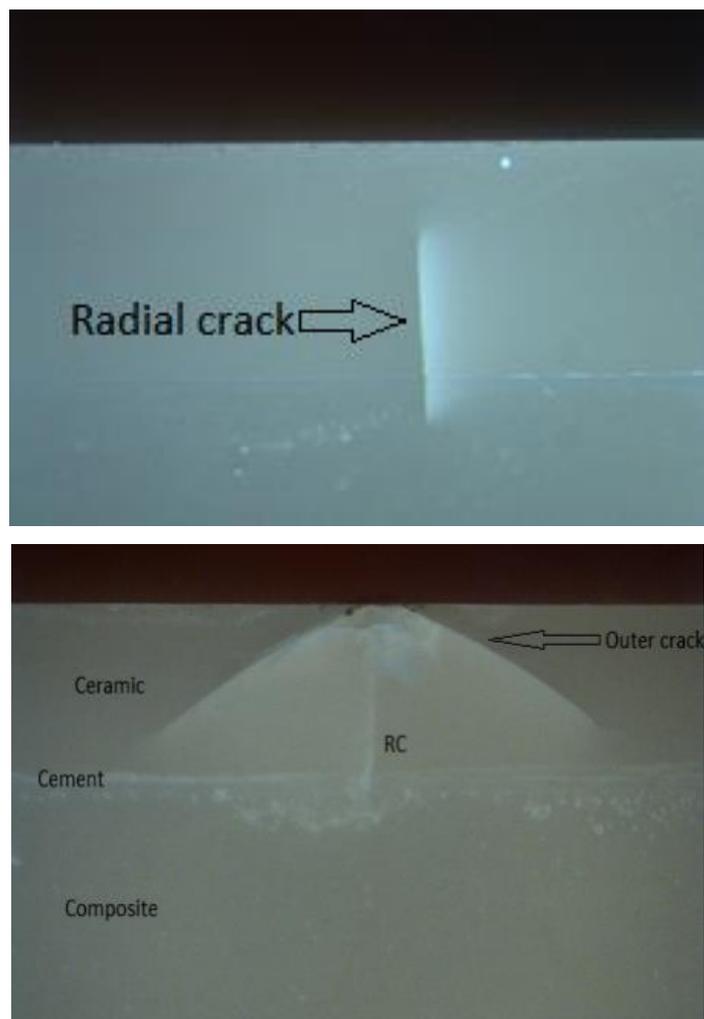


Figura 25: Imagens de Microscopia óptica mostrando radial crack, outer crack, a cerâmica, a linha de cimentação e bloco em resina.

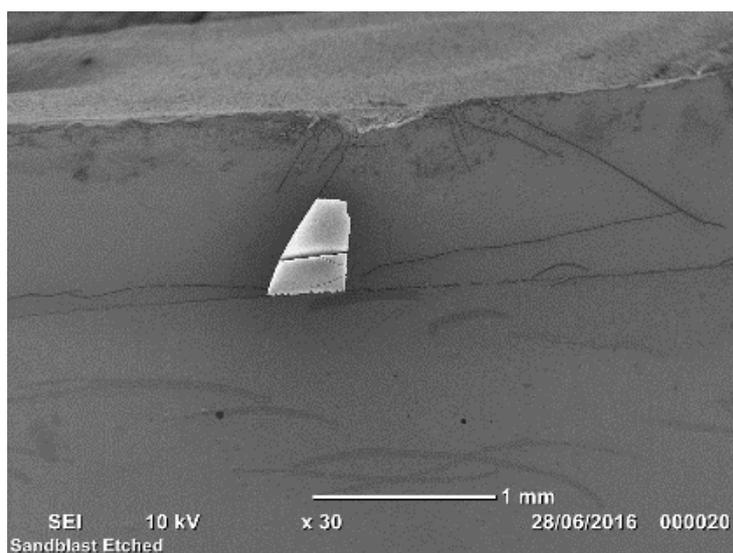


Figura 26: Imagens de MEV (x30) para identificação do radial crack

6.7 Análise Morfológica da interface adesiva e.max/cimento

Na interface de cimentação foi possível observar diferença nos padrões de interação do cimento resinoso em função do tipo de tratamento de superfície da cerâmica. A superfície apenas tratada com óxido de alumínio apresenta alterações de superfície, porosidades, sem alongamento do cimento. A superfície apenas condicionada com HF5% por 120s, neste tipo de corte, não apresentou porosidades visíveis e o alongamento do cimento foi pouco pronunciado (Figuras. 27 e 28). Já na superfície tratada com óxido de alumínio e condicionada com HF5% por 120s observam-se porosidades com prolongamento do cimento para o seu interior (Figuras. 29 e 30).

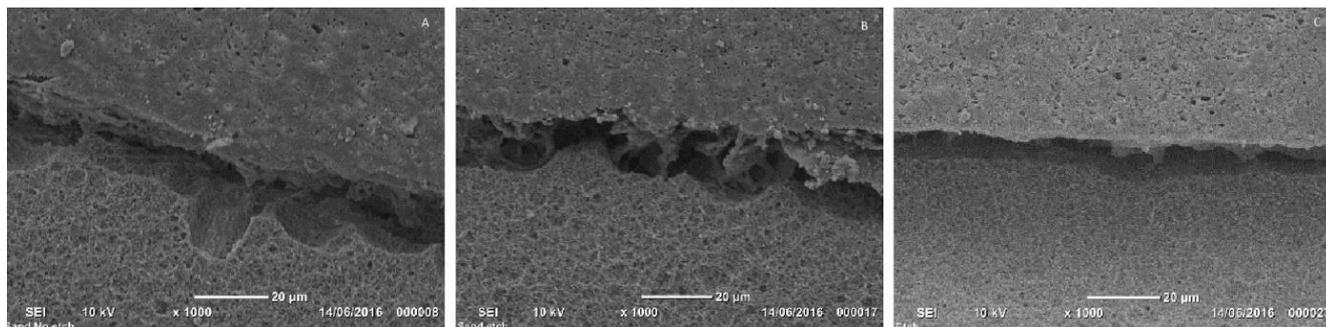


Figura 27: Imagens de MEV do IPS e-max (A) apenas tratado com óxido de alumínio 50 μm ; (B) tratado com óxido de alumínio 50 μm e condicionada com HF 5% por 120s; (C) apenas condicionada com HF 5% por 120s (x1000). A área ao centro das figuras com espaçamento é a interface cimento (acima) e e.max (abaixo).

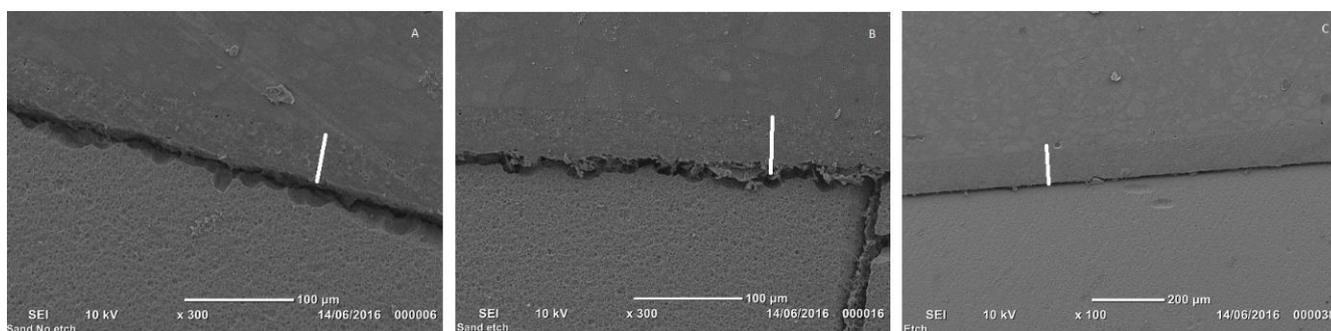


Figura 28: Imagens de MEV em menor aumento para identificação da camada de cimentação demarcada do IPS e-max (A) apenas tratado com óxido de alumínio 50 μm ; (B) tratado com óxido de alumínio 50 μm e condicionada com HF 5% por 120s (x300); (C) apenas condicionada com HF 5% por 120s (x100). O traço branco delimitada a área de cimento, acima está o substrato em resina e abaixo o e.max.

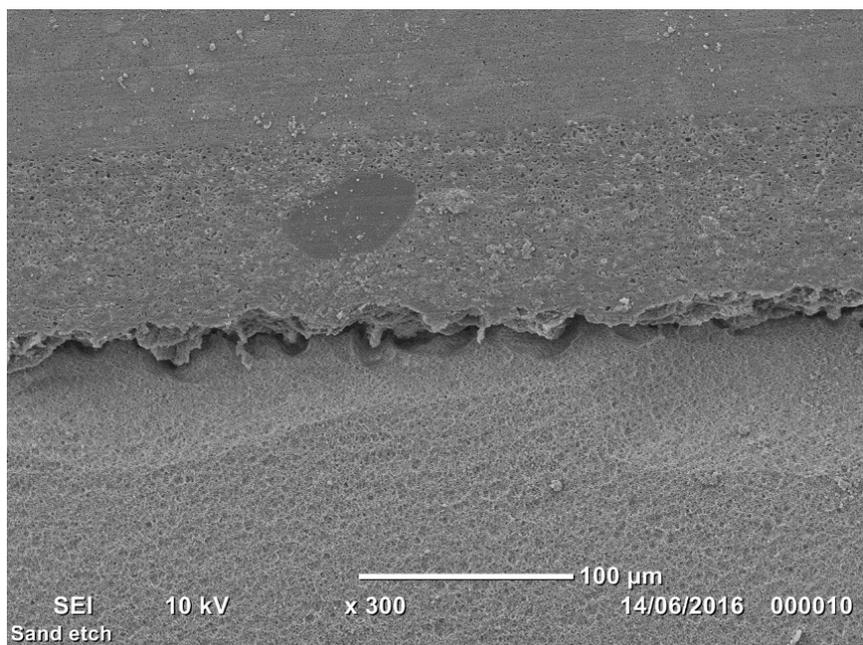
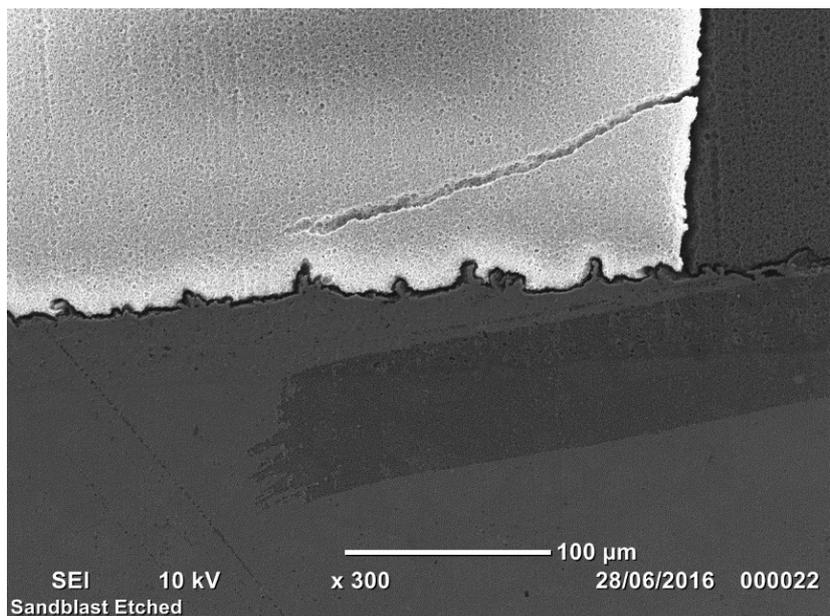


Figura 29: Imagens de MEV mostrando os prolongamentos de cimento para o interior da área criada na superfície da cerâmica pelo tratamento com óxido de alumínio após o condicionamento ácido (x300).

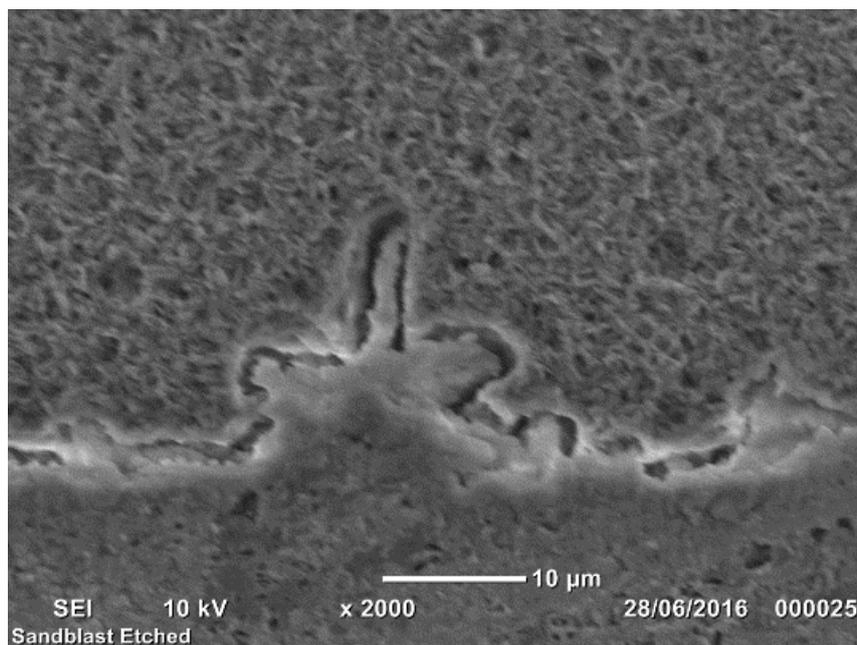
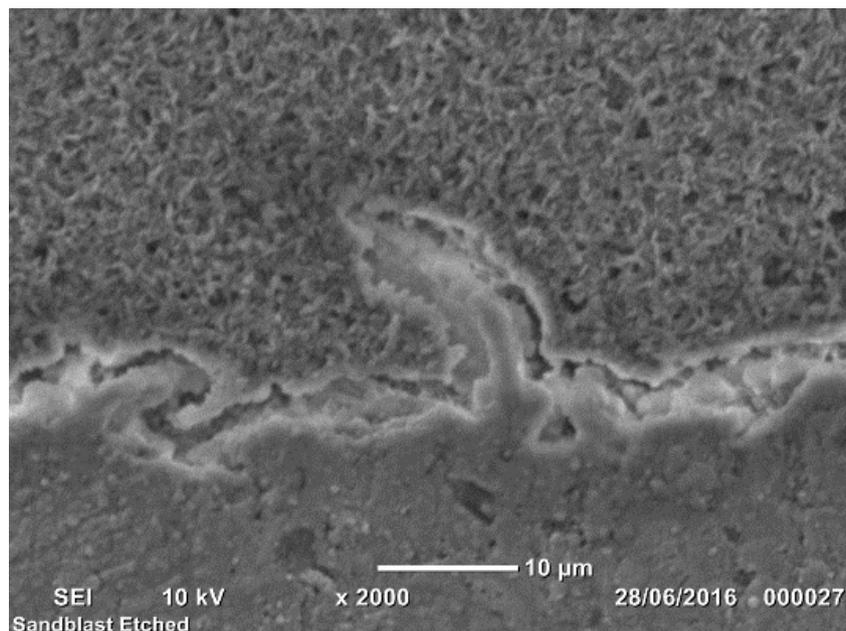


Figura 30: Imagens de MEV mostrando os prolongamentos de cimento para o interior da área criada na superfície da cerâmica pelo tratamento com óxido de alumínio logo após o condicionamento ácido (x2000).

7 DISCUSSÃO

Utilizando o teste de fadiga acelerado este estudo investigou o efeito de diferentes tratamentos de superfície sobre o comportamento de espécimes de dissilicato de lítio (e.max CAD) cimentados com dois tipos de cimentos resinosos, suportados por um substrato resinoso, quanto a sobrevivência da cerâmica e propagação de trinca. A estrutura de três camadas é um análogo tridimensional de coroas, clinicamente relevante para o estudo de fraturas, a falha mais comum em todas as restaurações cerâmicas. Os nove grupos de blocos de dissilicato de lítio deste estudo submetidos a diferentes tratamentos de superfície como descritos anteriormente e cimentados com o cimento resinoso Variolink II e Panavia F mostraram um comportamento satisfatório que sugere a criação de uma interface funcionalmente modificada. Logo as hipóteses levantadas de que o tratamento de superfície não é capaz de criar uma camada funcionalmente modificada e alterar a sobrevivência do material restaurador com diferentes cimentos foram rejeitadas.

Para o estudo de materiais restauradores os resultados com amostras de forma simples estão sendo uma constante para testes *in vitro* (42). Quando amostras sem conformação anatômica são usadas para testes laboratoriais, é possível um maior controle sobre as propriedades básicas dos materiais, mas neste caso os efeitos da geometria da restauração sobre a distribuição da tensão devem ser excluídos (100). No presente estudo foi essa a filosofia adotada para compreender a distribuição de tensão para posteriormente extrapolar para modelos mais complexos, tendo assim um melhor conhecimento sobre a estrutura. No modelamento do elemento finito em ambos os modelos os materiais com maior módulo elástico geraram menor concentração de tensão no substrato assim como na interface adesiva, diferentemente dos materiais com menor módulo elástico que transferiram quase o dobro de tensão no substrato. Achados esses que contrapõe Jiang, Bo (94) que associaram o aumento no módulo elástico dos materiais restauradores com o aumento dos valores de tensão de von Mises gerado no dente. As restaurações de compósitos resinosos mostraram que são mais favoráveis a um padrão de distribuição de tensão em cavidades de restaurações MOD em dentes vitais e tratados endodonticamente (94). Entretanto, os resultados deste presente estudo

corroboram com Al-Maqtari, Razak (98) que também observaram os maiores valores de tensão na superfície do material restaurador no sistema de três camadas. As diferenças nos resultados devem-se a condição de deslizamento sem atrito entre as superfícies do cimento e material restaurador. Para fixar as camadas considerou-se uma condição de contorno em que todas foram presas nas aristas em todos os graus de liberdade.

Com base nesses achados e no intuito de criar uma camada modificada, optou-se por trabalhar com o dissilicato de lítio (e.max CAD) passível de tratamento de superfície. O sistema CAD-CAM tem sido muito usado na fabricação de próteses dentárias o que permite o uso de novos materiais, os quais sem a tecnologia não seria possível.

Para as cerâmicas de dissilicato de lítio segundo o fabricante o tratamento de superfície preconizado é apenas o condicionamento com ácido fluorídrico. Mas criar uma camada funcionalmente com sugerido em estudos (14, 24, 25) apenas condicionando a cerâmica não é possível como mostra a imagem de MEV do presente estudo. Pensou-se no jateamento com óxido de alumínio que altera a superfície do material sem contudo diminuir a sobrevida da cerâmica.

A rugosidade da superfície causada pelo jateamento é um desafio para a infiltração do cimento resinoso, sendo que estas irregularidades são maiores que as promovidas pelo condicionamento ácido (110). As imagens de MEV neste estudo sugerem que partículas maiores e o aumento da pressão criam mais rugosidade de superfície. Entretanto, a morfologia de superfície produzida pelo óxido de alumínio com partículas de 50 μm é mais efetiva para a união micro-mecânica (111) mesmo que a resistência mecânica e a sobrevida inicial da cerâmica sejam menores (110). Entretanto, a presença do agente cimentante melhora resistência de união e mecânica da cerâmica (110, 111). Baseado nesses estudos os blocos cerâmicos foram jateados com as partículas menores. O jateamento promove a formação de micro-retenções e combinado com o condicionamento ácido produzem linhas profundas micro-retentivas. Apesar do pré-tratamento produzir uma alta resistência de união esse tratamento pode levar a formação de micro-trincas pela degradação da superfície comprometendo a cerâmica (89, 111, 112). Garboza, Berger (103) avaliou a resistência de união de cerâmicas de dissilicato de lítio jateadas antes de

diferentes tratamentos de superfície, mostrando que os valores mais altos foram dos grupos condicionados com HF associado ao silano que suporta os achados deste presente estudo, no qual condicionando as superfícies jateadas há uma melhora na sobrevivência das cerâmicas IPS e.maxCAD em comparação com as superfícies apenas jateadas (113). Isso sugere que o condicionamento ácido remove as imperfeições causadas pelo jateamento, sendo que o tempo parece influenciar. O mesmo não ocorreu com os espécimes apenas condicionados por 120 s que mostraram resultados superiores em comparação a todos os grupos, corroborando com estudos de que o aumento do tempo de condicionamento melhora a sobrevivência do material. Uma limitação nessa parte do estudo foi não realizar o teste de rugosidade, pois o número de espécimes não era suficiente para uma análise estatística e não fazer a medida do tamanho do alongamento de cimento para avaliar a profundidade alcançada com o tratamento.

Em relação ao condicionamento ácido os altos valores de resistência de união entre cerâmicas vítreas e cimentos resinosos são devidos ao condicionamento com ácido fluorídrico (114). Aumentando os períodos de condicionamento geralmente diminui-se a resistência de união do cimento com a cerâmica (90, 92, 96), assim como o condicionamento ácido tem um efeito enfraquecedor na cerâmica feldspática se comparado à cerâmica não condicionada. Mas diferentes concentrações ácidas não alteram a resistência à flexão destas cerâmicas, ao contrário das mudanças que promove na rugosidade (101). Os resultados deste estudo mostram que o aumento no tempo de condicionamento aumenta a sobrevivência de cerâmicas de dissilicato de lítio. Mudanças micro-estruturais causadas pelo ácido fluorídrico com diferentes tempos de aplicação não causam um impacto negativo na resistência das cerâmicas (115). Além disso, tendem a produzir uma topografia de superfície mais efetiva para a infiltração de cimentos resinosos mais fluidos criando *tags* micro-retentivos (35, 116). Em combinação com o uso do jateamento, o condicionamento remove as imperfeições incorporadas pelo tratamento anterior e ao mesmo tempo aumenta a largura das trincas criadas conferindo assim maior contato de superfície como observado neste estudo e por Ramakrishnaiah, Alkheraif (104) que sugere que o aumento do tempo de condicionamento aumenta significativamente a rugosidade de superfície e molhamento, provavelmente devido à criação de espaços irregulares e largos, assim como na concentração de HF10% a evidência dos espaços torna-

se mais evidente pois há um aumento da largura dos espaços e maior exposição dos cristais. As imagens de MEV mostram o aumento na largura dos espaços e a maior exposição dos cristais ocorre com o aumento do tempo de condicionamento o que sugeriria uma maior rugosidade. Por outro lado, o teste de rugosidade, do presente estudo, mostrou que o aumento do tempo de condicionamento aumenta a rugosidade de superfície do dissilicato de lítio, mas não apresentou diferença entre os tempos superiores a 45 segundos nas amostras jateadas. Corroborando com os achados deste estudo de tamanho e porcentagem de área condicionada que sugere uma homogeneidade nas superfícies jateadas e condicionadas.

Estudos com amostras na configuração de três camadas de alumina e zircônia criando uma camada funcionalmente modificada sobre toda a superfície melhora significativamente a sobrevivência destes materiais (14, 16, 24). Observou-se neste estudo por MEV que o dissilicato de lítio jateado seguido de condicionamento gerou microtrincas pelo impacto das partículas de óxido de alumínio. Estas trincas não são muito visíveis sem o condicionamento ácido prolongado, sugerindo que estas microtrincas sejam a chave para criação de uma forma de camada funcionalmente modificada ou uma pseudocamada; camada essa formada nas cerâmicas vítreas jateadas, condicionadas e infiltradas por cimentos resinosos deste estudo, vista nas imagens de MEV da interface adesiva. Para confirmar a presença desta pseudo camada funcionalmente modificada, foi como limitação deste estudo realizar um teste de nanodureza por toda a interface substrato/cimento/cerâmica para observar se houve a gradação no módulo elástico do material como preconiza os autores (16, 17, 24).

Associando a leitura da rugosidade com as imagens de MEV (96) sugeriu-se que IPS e.maxCAD precisa de um tempo superior a 60 s de condicionamento para produzir uma superfície retentiva, como pode ser confirmado nas imagens por MEV dos blocos de dissilicato de lítio nos diferentes grupos avaliados.

A diferença na composição dos cimentos resinosos pode levar a diferentes respostas da cerâmica no teste de fadiga. Além disso, alguns fatores como termociclagem e tratamento de superfície podem afetar a interface cimento/cerâmica (36), assim como o módulo de elasticidade. No presente estudo observou-se que o cimento Panavia F com maior módulo de elasticidade apresentou melhores

resultados de sobrevivência. Com isso, pode-se sugerir que a seleção de cimentos resistentes à fadiga poderia melhorar a durabilidade das restaurações, levando em consideração que o módulo elástico tanto do cimento quanto do material restaurador pode ser influenciado por sua espessura.

A literatura relata que o condicionamento da cerâmica com ácido fluorídrico (HF) aumenta a rugosidade de superfície comparada com a cerâmica sem tratamento proveniente do fabricante (90, 107). Um processo dinâmico que seu impacto depende da constituição do substrato, da topografia da superfície, concentração ácida e tempo de condicionamento (90), os quais produzem resultados diferentes, como visto neste estudo, na modificação da superfície. Aumentando o tempo de condicionamento a rugosidade da superfície aumenta e diminui a resistência a flexão das cerâmicas de dissilicato de lítio (96).

O condicionamento ácido pode influenciar na resistência das cerâmicas, uma vez que a exposição dos cristais é procedimento amplamente utilizado para melhorar a inter-relação entre cerâmica e cimento resinoso, como comprovado nas imagens deste estudo e de Xiaoping, Dongfeng (99) através dos prolongamentos de cimento para o interior da cerâmica na interface de cimentação. Os cristais de dissilicato de lítio são finos e compridos que após o condicionamento ácido aparecem mais largos e alongados (117). As imagens de MEV também mostram menor quantidade de matriz vítrea, pois o ácido HF ataca preferencialmente a interface dos cristais e a matriz vítrea (118). O jateamento com óxido de alumínio cria áreas de concentração de estresse mecânico e micro-fraturas na superfície da micro-estrutura (89) tornando-as mais visíveis com o aumento do tempo de condicionamento, corroborando com Kim, Miranda (119) que acreditava que o condicionamento ácido tinha um efeito no aumento da resistência, eliminando os defeitos e a concentração de estresse na superfície da cerâmica. Assim, a superfície condicionada no estudo é mais irregular, caracterizada pela presença de micro-porosidades, estrias, e lacunas, resultado da dissolução da fase vítrea (104), que aumentam em largura e número de acordo com o tipo de tratamento e tempo de condicionamento.

O condicionamento ácido, por promover alterações mais uniformes e menos severas, deveria ser o tratamento de superfície de escolha para melhorar a retenção das cerâmicas de dissilicato de lítio. Não há um efeito significativo da concentração

ou do tempo de aplicação na resistência a flexão, sendo que o condicionamento por 20 s com a concentração de 5% já é suficiente para promover um padrão de condicionamento (89, 91, 101) melhorando a resistência de união entre cimento resinoso e cerâmica, de dissilicato de lítio, quando há ou não aplicação de silano (91). O tratamento de superfície e o tempo de condicionamentos são fatores significantes na previsibilidade de sobrevivência da cerâmica, uma vez que aumentando a concentração ácida do HF mais rugosa torna-se a superfície da cerâmica sem diminuir sua resistência a flexão independente da concentração ácida (101); ao microcissalhamento quando empregado juntamente com silano (102) e a resistência de união (35, 120). Contrapondo os achados (90, 96, 99) que mostram uma diminuição da resistência a flexão de cerâmicas após o condicionamento ácido em diferentes concentrações e tempo de aplicação.

Relatos de falhas de coroas cerâmicas sugerem que a maioria tem seu início em defeitos e na concentração de estresse na interface adesiva (121). Pensando nas propriedades de resistência a fratura da JAD, acredita-se que elas originam-se da mudança gradual na microestrutura e nas propriedades da dentina e esmalte ao contrário do que ocorre entre o cimento e o material restaurador (122). É importante compreender como os materiais falham clinicamente investigando as características de adesão na superfície cerâmica. Embora o condicionamento ácido não aumente resistência a flexão da cerâmica vítrea, o condicionamento da superfície interna de coroas aumenta significativamente sua sobrevivência sem considerar o cimento utilizado (123). Uma grande variedade de falhas de resistência das restaurações cerâmicas decorre da incorporação de defeitos durante o processamento. O modelo ideal, livre de defeitos, não representa a resistência destes materiais e sua distribuição estatística varia em função dos defeitos no material. Um dos parâmetros comumente utilizado para descrever um aspecto de confiabilidade estrutural é o módulo de Weibull. Após o teste mecânico, o *software* de teste acelerado de fadiga (Alta Pro7; Reliasoft, Tucson, AZ, USA) foi utilizado para conduzir a análise de confiabilidade de Weibull que permite o seu cálculo a partir de um menor número de amostras.

Uma vez que seus estudos mostraram que o módulo de Young varia através da JAD, Kinney, Pople (2) vislumbraram a oportunidade de diminuir a concentração de tensão na base da última camada de cerâmica em multicamadas dentais inspirados

em medidas de nanoindentação na junção amelo-dentinária. Com base na variação do módulo de Young ao longo da JAD, Huang et al. (2007b) desenvolveram um modelo de elemento finito de estruturas de cores baseado na CFM. Os seus resultados mostraram que sob o contato Hertzian, as estruturas CFM resultam em menor tensão na sub-superfície da camada cerâmica. Posteriormente, Niu et al. (2009) and Rahbar and Soboyejo (2011) também mostraram reduções similares na concentração de tensão na superfície da camada cerâmica da coroa utilizando o modelo CFM.

Um fator importante na resistência das coroas de cerâmica pura é o número de camadas das restaurações. A resistência do sistema bilaminado é ditada por seu componente mais fraco, o cimento. Entretanto, o aumento na quantidade de Y-TZP na coroa e o melhoramento da cerâmica de suporte podem melhorar a distribuição interna de tensão (100). A laminação das cerâmicas dentárias com uma camada intermediária oferece mais tenacidade ao sistema restaurador minimizando ou impedindo a propagação de trincas nas regiões próximas a camada de cimentação com a incorporação de camadas funcionais (124). Por este ponto de vista o desenho deste estudo foi delineado visando compreender a distribuição de tensão no sistema restaurador após o tratamento de superfície proposto no estudo em função de uma camada funcionalmente modificada. No estudo de Anami, Lima (100) o padrão de distribuição da tensão principal máxima é muito parecido entre e no interior dos modelos estudados, com uma concentração de tensão significativa em uma determinada área (na área e ao redor do ponto de aplicação de força). Quando a infra-estrutura e a cerâmica são isoladas há uma zona de concentração de tensão no interior da área da infra-estrutura que estava em contato com o cimento resinoso. Para o presente estudo esta foi outra limitação pois seria necessário o teste de nanodureza para confirmar se houve ou não a formação da pseudo camada funcional para depois realizar o novo modelamento do método de elemento finito.

Como a capacidade de acomodação de tensão do dente é derivada do deslocamento entre o esmalte e a dentina, a junção amelo-dentinária atua como uma interface até uma certa carga. Há uma relação linear entre nível de carga e o estresse máximo para os materiais no estudo de Duan and Griggs (125) o que sugere que estresse máximo em qualquer nível intermediário de força pode ser obtido através a interpolação sem necessidade de cargas adicionais. Com isso, a

propriedade de acomodação de carga desaparece fazendo o dente comportar como um corpo rígido (13). A similaridade nas propriedades mecânicas do esmalte e dentina é considerada a resistência da junção amelo-dentinária (7). Em analogia as estruturas dentárias a cerâmica substitui o esmalte e a junção cerâmica dentina a junção amelo-dentinária. As características e a espessura do cimento afetam a junção cerâmica dentina na acomodação do estresse (13). Mesmo considerando a possível compensação parcial da tensão de estresse pela sorpção de água, que fez parte do teste de fadiga, a película de cimento deveria ser menor que 100 µm no caso de cimentos resinosos para minimizar ao máximo as consequências em termos de resistência das coroas cerâmicas às forças mastigatórias (126). Lembrando que os cimentos resinosos são dependentes de retenções micro-mecânicas (127). O efeito dos cimentos resinosos oferecerem resistência a cerâmica deve-se ao fato da formação de uma camada híbrida cimento-porcelana pela interpenetração do cimento da superfície condicionada da cerâmica (128), melhorando a resistência a flexão do sistema cimento-cerâmica com cimentos com melhores propriedades mecânicas (129).

O novo modelo bio-inspirado nas estruturas CFM melhora significativamente as cargas críticas nas estruturas com multi-camadas. A idéia de criar essas estruturas baseado no jateamento e condicionamento ácido posteriormente, corrobora com o estudo (99) de diferentes tempos de aplicação do ácido seguido do uso de cimento resinoso para a cimentação aumenta a resistência da cerâmica. Como sugerem as imagens de MEV deste presente estudo e os resultados do teste de fadiga os dois tratamentos usados promovem melhoras que são alcançadas com a modificação nas camadas superficiais das cerâmicas (5). Foi uma limitação também deste estudo a falta de dados do grupo SBE120 para ajudar na conclusão dos achados sobre o jateamento com o cimento Variolink II.

Os espécimes foram cuidadosamente observados sob luz microscópica após o fim de cada ciclo de carga para definir a falha no teste de fadiga, que foi a presença de uma linha escura proveniente da fratura inicial (*radial crack*). Como todo material vítreo, as cerâmicas dentárias são frágeis, significa que são materiais que fraturam sem uma deformação significativa quando submetidos à tensão. Geralmente, estes materiais falham mais sob tensão e cisalhamento que sob carga de compressão. A maioria das falhas das restaurações cerâmicas inicia-se na superfície com pequenos

espaços e micro-trincas criados no processo e condicionamento das cerâmicas, que sob cargas repetidas e constantes concentra o estresse nos defeitos da superfície levando a iniciação da trinca (130). Niu, Rahbar (5), mostraram que as tensões da sub-superfície que induzem a trinca na superfície da cerâmica podem ser reduzidas significativamente pelo uso de estruturas lineares adesivas funcionalmente graduadas. A dependência da taxa de carga críticas é devida à combinação de efeitos taxa-dependente do módulo de elasticidade (camada do substrato) com a propagação lenta da trinca na superfície da cerâmica. Outro fator que contribui para acelerar a propagação da trinca é a presença da água. Teoricamente ela penetra pelas fendas e quebra coesivamente as paredes da trinca, que resulta no chamado crescimento lento da trinca progredindo ao longo do tempo até a completa fratura (131). A propagação da trinca pode diminuir ou cessar pela presença de cristais na matriz da cerâmica que atuam como bloqueadores (132).

As propriedades mecânicas das cerâmicas são definidas em termos de resistência e tenacidade a fratura. A resistência não é uma propriedade inerente ao material, e os valores de resistência do mesmo material variam de acordo com a condição do material (espessura, tratamento de superfície), presença de água e tipo de teste. A tenacidade a fratura por outro lado é inerente ao material e não depende das condições do teste. Isso descreve a habilidade do material de resistir a fratura quando a trinca está presente (133). A resistência à fadiga, das cerâmicas de dissilicato de lítio, no presente estudo foi dependente do tipo de tratamento de superfície e do cimento utilizado.

Os modos de fratura observados são consistentes com sistemas de fraturas observados clinicamente por Kelly (133). Todos os blocos cerâmicos, condicionados ou não, submetidos ao teste de fadiga apresentaram fraturas radiais começando na interface de cimentação, subjacente ao ponto de aplicação de força na superfície externa. As fraturas precocemente detectadas no perfil suave foram apenas fraturas radiais na interface de cimentação sem a propagação completa até a superfície externa. Os perfis agressivo e moderado, nos quais a magnitude das forças foi maior assim como os intervalos de ciclos foi possível visualizar “*inner*” e “*outer cone cracks*” produzidos pela hidráulica de fluidos nas micro-trincas da superfície (42, 134). Os diferentes modos de fraturas nos perfis indicam que se iniciam na interface de cimentação e com o aumento da carga essas fraturas radiais propagam na

direção das fraturas externas e internas da sub-superfície (63). As fraturas geralmente são invisíveis e podem levar à fratura da restauração, e identificar a sua origem facilita reconhecer as causas das falhas para evitar erros de cimentação assim como na confecção dos blocos monolíticos de cerâmicas (135).

Como perspectivas futuras, com base no modelo anteriormente citado será realizada uma nova simulação para distribuição da tensão no sistema restaurador com a CFM. O modelo terá as mesmas dimensões variando o número de camadas na cerâmica na interface com o cimento. Serão criadas 10 camadas mantendo a espessura do material restaurador de 1mm. Segundo estudo (15) o valor do módulo elástico nestas camadas diminui gradativamente no sentido cerâmica-substrato, assim como na JAD, esmalte-dentina (122). Após serem inseridos os novos valores do módulo elástico, provenientes do teste de nanodureza, no software ABAQUS®, será realizada a simulação com a mesma carga aplicada 200 N. Os valores de tensão na interface material restaurador/ cimento serão avaliados e comparados, através de uma análise descritiva, com o modelo sem a CFM.

Com base nos achados deste estudo pode-se inferir que o uso de cerâmicas dissilicato de lítio monolíticas no sistema CAD/CAM possuem uma sobrevida satisfatória sob forças cíclicas com o tempo de condicionamento clínico aumentado uma vez que apesar de existir uma diferença estatística entre os grupos no teste de fadiga, os grupos apenas condicionados apresentaram melhores resultados. Sugerir na prática clínica o aumento do tempo de condicionamento ácido da superfície para melhorar a sobrevida da restauração.

8 CONCLUSÃO

Considerando-se as limitações do presente estudo, pode-se concluir que no método de elemento finito, os materiais com maior módulo de elasticidade geram menor concentração de stress no substrato e no cimento.

O aumento na pressão de jateamento, assim como partículas maiores de óxido de alumínio aumentam as irregularidades na superfície do material cerâmico de dissilicato de lítio.

O condicionamento após o jateamento remove os defeitos criados, expondo mais os cristais pela remoção da matriz vítrea. Ao mesmo tempo aumenta a largura dos espaços criados pelo jateamento sugerindo um aumento da rugosidade de superfície, uma melhora na interação entre cimento e a cerâmica e um aumento da área condicionada.

O aumento no tempo de condicionamento da superfície melhora a sobrevida da cerâmica considerando o tipo de cimento resinoso utilizado. Observou-se um padrão de fratura radial, iniciando na interface cimento/cerâmica, que ocorre no sistema restaurador após a fadiga.

9 REFERÊNCIAS

1. Xue J, Zavgorodniy AV, Kennedy BJ, Swain MV, Li W. X-ray microdiffraction, TEM characterization and texture analysis of human dentin and enamel. *Journal of Microscopy*. 2013;251(2):144-53.
2. Kinney JH, Pople JA, Marshall GW, Marshall SJ. Collagen Orientation and Crystallite Size in Human Dentin: A Small Angle X-ray Scattering Study. *Calcified Tissue International*. 2001;69(1):31-7.
3. He LH, Yin ZH, van Vuuren LJ, Carter EA, Liang XW. A natural functionally graded biocomposite coating--human enamel. *Acta Biomater*. 2013;9(5):6330-7.
4. Suresh S. Graded materials for resistance to contact deformation and damage. *Science (New York, NY)*. 2001;292(5526):2447-51.
5. Niu X, Rahbar N, Farias S, Soboyejo W. Bio-inspired design of dental multilayers: experiments and model. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2009;2(6):596-602.
6. Rahbar N, Soboyejo WO. Design of functionally graded dental multilayers. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*. 2011;34(11):887-97.
7. Zaytsev D, Panfilov P. Deformation behavior of human enamel and dentin–enamel junction under compression. *Materials Science and Engineering: C*. 2014;34:15-21.
8. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013;29(4):419-26.
9. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2015;7(4):e495-500.
10. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012;28(1):3-12.
11. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dental Materials*. 2012;28(4):433-41.
12. Duan Y, Griggs JA. Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer-matrix composite. *J Dent*. 2015.
13. Fages M, Slangen P, Raynal J, Corn S, Turzo K, Margerit J, et al. Comparative mechanical behavior of dentin enamel and dentin ceramic junctions assessed by speckle interferometry (SI). *Dental Materials*. 2012;28(10):e229-e38.
14. Zhang Y, Chai H, Lawn BR. Graded structures for all-ceramic restorations. *J Dent Res*. 2010;89(4):417-21.
15. Huang M, Wang R, Thompson V, Rekow D, Soboyejo WO. Bioinspired design of dental multilayers. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(1):57-64.
16. Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009;25(6):781-90.
17. Zhang Y, Ma L. Optimization of ceramic strength using elastic gradients. *Acta Mater*. 2009;57(9):2721-9.
18. Ha S-R, Kim S-H, Han J-S, Yoo S-H, Jeong S-C, Lee J-B, et al. The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown: a finite element analysis study. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(2):187-97.
19. Chen Y, Fok A. Stress distributions in human teeth modeled with a natural graded material distribution. *Dental Materials*. 2014;30(12):e337-e48.
20. Chen PY, Lin AY, Lin YS, Seki Y, Stokes AG, Peyras J, et al. Structure and mechanical properties of selected biological materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008;1(3):208-26.
21. Ge J, Cui FZ, Wang XM, Feng HL. Property variations in the prism and the organic sheath within enamel by nanoindentation. *Biomaterials*. 2005;26(16):3333-9.
22. Aguiar TR, Andre CB, Arrais CAG, Bedran-Russo AK, Giannini M. Micromorphology of resin-dentin interfaces using self-adhesive and conventional resin cements: A confocal laser and scanning electron microscope analysis. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2012;38:69-74.

23. O'Brien S, Shaw J, Zhao X, Abbott PV, Munroe P, Xu J, et al. Size dependent elastic modulus and mechanical resilience of dental enamel. *J Biomech*. 2014;47(5):1060-6.
24. Zhang Y, Sun MJ, Zhang D. Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomater*. 2012;8(3):1101-8.
25. Zhang Y, Kim J-W. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2009;25(6):781-90.
26. Kim JW, Liu L, Zhang Y. Improving the resistance to sliding contact damage of zirconia using elastic gradients. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2010;94(2):347-52.
27. Chen Y, Fok A. Stress distributions in human teeth modeled with a natural graded material distribution. *Dent Mater*. 2014;30(12):e337-48.
28. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*. 2014;93(12):1235-42.
29. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*. 2014;30(7):e147-e62.
30. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*. 2008;10(4):251-8.
31. Tolidis K, Papadogiannis D, Papadogiannis Y, Gerasimou P. Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2012;6:1-8.
32. Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Ver Med Devices*. 2008;5(6):729-45.
33. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003;27(5):407-12.
34. Santos Jr GC, Santos MJ, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc*. 2009;75(5):379-84.
35. Guarda GB, Correr AB, Goncalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MA, et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Operative dentistry*. 2013;38(2):208-17.
36. Yassini E, Mirzaei M, Alimi A, Rahaeifard M. Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;61:62-9.
37. Taschner M, Krämer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: A 2-year in vivo study. *Dental Materials*. 2012;28(5):535-40.
38. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J Prosthet Dent*. 1994;71:135-41.
39. ShahrbaF S, van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dental Materials*. 2014;30(2):234-41.
40. Fleming GJP, Hooi P, Addison O. The influence of resin flexural modulus on the magnitude of ceramic strengthening. *Dental Materials*. 2012;28(7):769-76.
41. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. 1999. p. 597-609.
42. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*. 2006;22(2):125-32.
43. Oilo G, Espevik S. Stress/strain behavior of some dental luting cements. *Acta Odontol Scand*. 1978;36:45-9.
44. Saskalauskaite E, Tam L, McComb D. Flexural Strength, Elastic Modulus, and pH Profile of Self-etch Resin Luting Cements. *J Prosthet Dent*. 2008;17:262-68.
45. Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à Bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Revista FOB*. 2001:97-103.

46. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
47. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006;11(2):35-43.
48. Sahin S, Cehreli CM, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent* 2002;30(7-8):271-82.
49. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2000;15(4):571-82.
50. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater.* 2009;25(3):348-52.
51. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2012;28(1):41-51.
52. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Duan Y, Griggs JA. Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent.* 2013;41(5):412-9.
53. Cook RD, Malkus D, Plesha ME. Cook RD, Malkus D, Plesha ME 1989.
54. Shahrbaef S, vanNoort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Effect of the crown design and interface lute parameters on the stress-state of a machined crown-tooth system: A finite element analysis. *Dental Materials.* 2013;29(8):E123-E31.
55. Rubin C, et al. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983;62(2):82-6.
56. Middleton J, Jones ML, Wilson NA. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng* 1990;12(4):319-27.
57. Smisson DC, Diefenderfer KE, Strother JM. Effects of five thermal stressing regimens on the flexural and bond strengths of a hybrid resin composite. *Operative Dentistry.* 2005;30:297-303.
58. Fong H, Dickens SH, Flaim GM. Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dent Mat.* 2005;21:520-9.
59. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2003;89(2):127-34.
60. Costa AKF, Xavier TA, Noritomi PY, Saavedra G, Borges ALS. The Influence of Elastic Modulus of Inlay Materials on Stress Distribution and Fracture of Premolars. *Operative Dentistry.* 2014;39(4):E160-E70.
61. Desai PD, Das UK. Comparison of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlay and resin composite: an in vitro study. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research.* 2011;22(6):877.
62. Kim JW, Bhowmick S, Chai H, Lawn BR. Role of substrate material in failure of crown-like layer structures. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials.* 2007;81(2):305-11.
63. Kim JW, Kim JH, Thompson VP, Zhang Y. Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. *Journal of dental research.* 2007;86(11):1046-50.
64. Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011;27(7):710-21.
65. Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont.* 2009;18(8):649-55.
66. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. *Dent Mater.* 2013;29(8):913-8.
67. Nelson HD. A Finite Rotating Shaft Element Using Timoshenko Beam Theory. *Journal of Mechanical Design.* 1980;102(4):793-803.
68. Van Noort R, Brown D, Causton BE, Combe EC. Dental Materials: literature review. *Journal of Dentistry.* 1989;17(1):1-20.
69. Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implant Res.* 2007;18(3):73-85.

70. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015;31(6):603-23.
71. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mat.* 2008;24(3):299-307.
72. Carlsson GE, Omar R. Trends in prosthodontics. *Med Princ Pract* 2006;15(3):167-79.
73. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Dent Mat.* 2010;3(1):351-68.
74. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
75. Guess PC, Schulteis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva N. All-Ceramic Systems: Laboratory and Clinical Performance. *Dent Clin N Am* 2011;55:333-52.
76. Dong XD, Darvell BW. Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation. *Dent Mater.* 2003;19(6):542-51.
77. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater.* 2014;30(9):954-62.
78. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dent J.* 2008;204(9):505-11.
79. Larsson C, Vult von Steyern P, Nilner K. A prospective study of implantsupported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results. *Int J Prosthodont.* 2010;23(4):364-9.
80. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35(11):819-26
81. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010;104(3):149-57.
82. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International journal of prosthodontics.* 2015;28(3):227-35.
83. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont.* 2012;21(1):28-32.
84. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587-93.
85. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxtan RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomedicine and laser surgery.* 2009;27(3):473-9.
86. Zandparsa R, Talua NA, Finkelman MD, Schaus SE. An in vitro comparison of shear bond strength of zirconia to enamel using different surface treatments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists.* 2014;23(2):117-23.
87. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials.* 2004;71(2):381-6.
88. Foxtan RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, et al. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthet.* 2011;20(2):84-92.
89. Menees TS, Lawson NC, Beck PR, Burgess JO. Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1164-70.
90. Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. *Dent Mater.* 2007;23(4):461-8.

91. Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Oper Dent.* 2015;40(4):372-8.
92. Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR, Goncalves LS, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent.* 2010;35(4):420-7.
93. Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J Prosthodont.* 2008;17(5):415-9.
94. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2010;103(1):6-12.
95. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. *Dent Mat.* 2011;27:423-30.
96. Zogheib LV, Della Bona A, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J.* 2011;22(1):45-50.
97. Costa AK, Borges AL, Fleming GJ, Addison O. The strength of sintered and adhesively bonded zirconia/veneer-ceramic bilayers. *J Dent.* 2014;42(10):1269-76.
98. Al-Maqtari AA, Razak AA, Hamdi M. 3D Finite element analysis of functionally graded multilayered dental ceramic cores. *Dent Mater J.* 2014;33(4):458-65.
99. Xiaoping L, Dongfeng R, Silikas N. Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic. *Dent Mater.* 2014;30(12):e330-6.
100. Anami LC, Lima JM, Corazza PH, Yamamoto ET, Bottino MA, Borges AL. Finite element analysis of the influence of geometry and design of zirconia crowns on stress distribution. *J prosthodont.* 2015;24(2):146-51.
101. Venturini AB, Prochnow C, May LG, Bottino MC, Valandro LF. Influence of hydrofluoric acid concentration on the flexural strength of a feldspathic ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2015;48:241-8.
102. Lise DP, Perdigao J, Van Ende A, Zidan O, Lopes GC. Microshear Bond Strength of Resin Cements to Lithium Disilicate Substrates as a Function of Surface Preparation. *Oper Dent.* 2015;40(5):524-32.
103. Garboza CS, Berger SB, Guiraldo RD, Fugolin AP, Gonini-Junior A, Moura SK, et al. Influence of Surface Treatments and Adhesive Systems on Lithium Disilicate Microshear Bond Strength. *Braz Dent J.* 2016;27(4):458-62.
104. Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK. The Effect of Hydrofluoric Acid Etching Duration on the Surface Micromorphology, Roughness, and Wettability of Dental Ceramics. *International journal of molecular sciences.* 2016;17(6).
105. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. *Dent Mater.* 2013;29(7):742-51.
106. Kinney JH, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. *J Dent Res.* 2003;82(12):957-61.
107. Prochnow C, Venturini AB, Grasel R, Bottino MC, Valandro LF. Effect of etching with distinct hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials.* 2016.
108. Silva NR, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED, et al. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials.* 2008;84(1):117-23.
109. Huang M, Thompson VP, Rekow ED, Soboyejo WO. Modeling of water absorption induced cracks in resin-based composite supported ceramic layer structures. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials.* 2008;84(1):124-30.

110. Soares LD, Basso GR, Spazzin AO, Griggs J, Moraes RR. Mechanical reliability of air-abraded and acid-etched bonded feldspar ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(3):433-41.
111. Torres SM, Borges GA, Spohr AM, Cury AA, Yadav S, Platt JA. The effect of surface treatments on the micro-shear bond strength of a resin luting agent and four all-ceramic systems. *Oper Dent*. 2009;34(4):399-407.
112. Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshihara K, Matsumoto T, Minagi S. Does acid etching morphologically and chemically affect lithium disilicate glass ceramic surfaces? *Journal of applied biomaterials & functional materials*. 2017;15(1):e93-e100.
113. Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Ozturk AN. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers in medical science*. 2013;28(5):1233-9.
114. Posritong S, Borges ALS, Chu T-MG, Eckert GJ, Bottino MA, Bottino MC. The impact of hydrofluoric acid etching followed by unfilled resin on the biaxial strength of a glass-ceramic. *Dental Materials*. 2013;29(11):e281-e90.
115. Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Oper Dent*. 2015;40(4):372-8.
116. Basso GR, Moraes RR, Borba M, Duan Y, Griggs JA, Bona AD. Reliability and failure behavior of CAD-on fixed partial dentures. *Dental Materials*. 2016;32(5):624-30.
117. Ramos CM, Tabata AS, Cesar PF, Rubo JH, Fracisconi PA, Sanches Borges AF. Application of Micro-Raman Spectroscopy to the Study of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal (Y-TZP) Phase Transformation. *Applied spectroscopy*. 2015;69(7):810-4.
118. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials*. 2003;19(8):693-9.
119. Kim J-H, Miranda P, Kim D-K, Lawn B. Effect of an adhesive interlayer on the fracture of a brittle coating on a supporting substrate. *J Mater Res* 2003;18:222-7.
120. Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent*. 2006;96(6):412-7.
121. Thompson VP, Rekow DE. Dental Ceramics and the Molar Crown Testing Ground. *J Appl Oral Sci*. 2004;12:26-36.
122. Marshall GW, Jr., Balooch M, Gallagher RR, Gansky SA, Marshall SJ. Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. *J Biomed Mater Res*. 2001;54(1):87-95.
123. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):511-9.
124. Costa AK, Kelly RD, Fleming GJ, Borges AL, Addison O. Laminated ceramics with elastic interfaces: a mechanical advantage? *J Dent*. 2015;43(3):335-41.
125. Duan Y, Griggs JA. Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer–matrix composite. *Journal of Dentistry*. 2015;43(6):742-9.
126. Gressler May L, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent. Mat* 2015;31(8):895-900.
127. Borges GA, Spohr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;89(5):479-88.
128. Fleming GJ, Maguire FR, Bhamra G, Burke FM, Marquis PM. The strengthening mechanism of resin cements on porcelain surfaces. *J Dent Res*. 2006;85(3):272-6.
129. Spazzin AO, Guarda GB, Oliveira-Ogliari A, Correr-Sobrinho FL, Moraes RR. Strengthening of Porcelain Provided by Resin Cements and Flowable Composites. *Oper Dent*. 2015.

130. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999;81(6):652-61.
131. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJJ, Srgotz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mat.* 2008;24(8):1077-82.
132. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Jr., Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mat* 2011;27(4):394-406.
133. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mat.* 1995;11(2):103-10.
134. Zhang Y, Song JK, Lawn BR. Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Bio Mat Res. Part B.* 2005;73(1):186-93.
135. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mat.* 2013;29(1):85-96.