



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

LORENA CRISTINA BOGADO ESCOBAR

**EFEITO DE DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE NA
RESISTÊNCIA DE UNIÃO, ÂNGULO DE CONTATO,
MORFOLOGIA E ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO DE
LAMINADOS ULTRAFINOS DE
CERÂMICA REFORÇADA POR DISSILICATO DE LÍTIO**

2017

LORENA CRISTINA BOGADO ESCOBAR

**EFEITO DE DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE NA RESISTÊNCIA
DE UNIÃO, ÂNGULO DE CONTATO, MORFOLOGIA E ANÁLISE DA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO DE LAMINADOS ULTRAFINOS DE
CERÂMICA REFORÇADA POR DISSILICATO DE LÍTIO**

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

Orientadora: Profa. Dra. Maria Filomena Rocha Lima Huhtala

São José dos Campos

2017

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Maria Filomena Rocha Lima Huhtala (Orientadora)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Assoc. Marcelo Giannini

Universidade de Campinas (UNICAMP)

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

São José dos Campos, 30 de novembro de 2017.

DEDICATÓRIA

*Aos meus filhos **Manuel, Alejandro e Lola**; vocês me deram o melhor diploma do mundo: ser sua mãe. Agradeço todos os dias por suas vidas e torço para que sejam felizes qualquer que seja o caminho que escolham. São minha maior riqueza e meu amor por vocês é infinito.*

*Ao meu querido marido **Clément**; sem teu apoio nada disso seria possível. Obrigada por estar sempre ao meu lado, por me acalmar e ter sempre as palavras certas que me ajudam a continuar meu caminho.*

Amo vocês com todas minhas forças e meu coração!

“L'essentiel est invisible pour les yeux”

(O essencial é invisível aos olhos)

Antoine De Saint Exupery

AGRADECIMENTOS

À **Profa. Dra Maria Filomena Rocha Lima Huhtala**, minha querida orientadora, de quem tanto aprendi nesses dois anos. Minha gratidão é enorme por tudo que me proporcionou. Sua confiança no meu potencial me fez buscar o melhor que eu poderia oferecer dando liberdade a meu espírito inquieto. Sua forma serena, clara e simples de mostrar as coisas (até as mais complicadas), me ajudaram a crescer profissional e humanamente. Espero muito que meu empenho tenha atendido à suas expectativas. Serei sempre grata por todo o aprendizado a seu lado e sei que além de uma orientadora, ganhei uma amiga para o resto da vida. MUITO OBRIGADA!

Ao **Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges**, pela ajuda e predisposição que sempre teve para comigo. Com aquele sorriso e bom humor contagiante, fez que até o mais difícil se torne fácil de entender. Obrigada pelos conhecimentos, paciência, explicações e participação em parte deste projeto.

Ao **Prof. Eduardo Bresciani** em quem encontrei uma mão amiga, sempre predisposto e com muita paciência para elucidar nosso mundo de dúvidas. Muito obrigada pela ajuda toda e cada vez que precisei.

Aos queridos amigos e colegas de mestrado: **Pablo Benitez, Andrea Maselli, Rafael Rocha, Mariane Mailart e Sheila Mondragon**, conhecer vocês foi “mara”. Formamos um grupo de colegas e amigos com uma forte parceria, crescemos juntos nessa etapa de nossas vidas e muitas risadas fizeram mais fácil a caminhada. Levarei vocês no meu coração e vou sentir saudades de essa turma que aprendi a querer. Sucesso sempre!

Um agradecimento à minha família, em especial a minha mãe **Mabel** e meu pai **Juan**; que desde a distância torcem por mim e meus logros. A minha querida irmã **Belda**, que me apoia e ajuda incondicionalmente desde sempre. A meu irmão **Juanma** por desejar meu sucesso. A meus sobrinhos e sobrinhas: **Lucia, Tiago, Jazmin, Facundo e Federico** que tanto amo, e são meus filhos do coração. Obrigada criançada por tornar a vida mais louca, caótica e feliz.

À **Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - Unesp**, na pessoa do diretor do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos

Campos, Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara e da vice-diretora Profa. Dra. Rebeca de Nicoló.

Ao **Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora**, na pessoa do coordenador Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges e também do vice-coordenador, Prof. Dr. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves.

Ao **corpo docente do programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora**, em especial aos Professores da Especialidade de Dentística: Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves, Profa. Adj. Alessandra Buhler Borges, Prof. Adj. Eduardo Bresciani, Prof Adj. César Pucci, Profa. Dra. Taciana Canepelle, Prof. Dr. Clóvis Paganni, pelo convívio, conhecimento e experiências compartilhadas.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo apoio financeiro concedido por meio da bolsa de mestrado.

As **secretárias e técnicas** do departamento de Odontologia Restauradora, em especial a **Josiane e Fernanda** por toda a colaboração ao longo desses anos.

Ao **Prof. Adjunto Marco Antonio Bottino** pelo apoio logístico dado que foi de suma importância durante nosso trabalho laboratorial.

À **João Paulo Mendes Tribst**, pela grande ajuda na realização do trabalho de análise por elementos finitos, sem seu auxílio não iria ser possível fazer essa parte do projeto.

À **Dra Thaís Cachuté Paradella e Marcio Marques** pela predisposição e ajuda prestada no laboratório de materiais dentários cada vez que precisei.

Aos **funcionários da seção de Pós-Graduação**: Sandra, Bruno e Ivan pela constante cooperação durante o curso.

E a todos e cada um que, neste período da minha vida de mestrado, contribuiu de alguma ou outra forma com minha formação e na execução deste trabalho, minha sincera gratidão.

*"A mente que se abre a uma nova ideia
jamais volta ao seu tamanho original"*

Albert Einstein

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE QUADROS	11
LISTA DE TABELAS	12
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	13
RESUMO	14
ABSTRACT	15
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1 Facetas convencionais x laminados.....	19
2.2 Tratamento de superfície e resistência de união.....	24
2.3 Método de análise por elementos finitos	30
3 PROPOSIÇÃO	36
3.1 Objetivo geral.....	36
3.2 Objetivos específicos.....	36
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	37
4.1 Delinamento experimental	37
4.1.1 Unidades experimentais	37
4.1.2 Fatores em estudo.....	37
4.1.3 Variáveis de resposta.....	37
4.1.4 Metodologias.....	37
4.2 Material	38
4.3 Método.....	39
4.3.1 Preparo dos espécimes	39
4.3.2 Distribuição dos espécimes nos grupos a serem testados.....	43
4.3.3 Tratamento de superfície	44
4.3.4 Delimitação da área adesiva e procedimento adesivo	45
4.3.5 Ensaio de resistência de união ao microcislamento.....	50
4.3.6 Análise das fraturas	50
4.3.7 Mensuração do ângulo de contato.....	52
4.3.8 Análise morfológica da superfície com MEV	53
4.3.9 Análise morfológica da superfície com MFA	54

4.3.10	Análise estatística	54
4.3.11	Hipóteses de nulidade testadas	55
4.4	Análise pelo método de elementos finitos	55
4.4.1	Distribuição dos grupos estudados em análise 3D	56
4.4.2	Hipóteses de nulidade testadas	56
4.4.3	Modelagem geométrica.....	57
4.4.4	Confeção da malha.....	59
4.4.5	Condições de contorno e carregamento	60
4.4.6	Propriedades mecânicas	62
4.4.7	Análise dos resultados	62
5	RESULTADO	63
5.1	Resistência de união ao microcisalhamento	63
5.2	Análise fractográfica	64
5.3	Goniometria	64
5.4	Microscopia eletrônica de varredura	66
5.5	Microscopia de força atômica	66
5.6	Resultados de análise por elementos finitos	69
6	DISCUSSÃO	74
6.1	Resistência de união ao microcisalhamento	74
6.2	Ângulo de contato e energia de superfície.....	78
6.3	Morfologia e topografia de superfície.....	80
6.4	Análise por elementos finitos.....	81
6.5	Relavância clinica.....	85
6.6	Limitações do estudo.....	85
7	CONCLUSÃO	87
	REFERÊNCIAS.....	88

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Blocos cerâmicos de dissilicato de lítio	40
Figura 2 - Secção dos espécimes cerâmicos	40
Figura 3 - Polimento dos espécimes cerâmicos	41
Figura 4 - Cristalização dos espécimes cerâmicos.....	42
Figura 5 - Espécimes cerâmicos finais	42
Figura 6 - Embutimento dos espécimes	43
Figura 7 - Espécimes cerâmicos embutidos	43
Figura 8 - Divisão dos grupos testados	44
Figura 9 - Tratamento da superfície cerâmica com ácido fluorídrico	46
Figura 10 - Tratamento da superfície cerâmica com Monobond Etch and Prime	46
Figura 11 - Delimitação da área adesiva	47
Figura 12 - Dispositivo para corte das matrizes de macarrão.....	48
Figura 13 - Confeção dos cilindros de cimento resinoso	49
Figura 14 - Cilindros de cimento resinoso confeccionados.....	49
Figura 15 - Ensaio mecânico de resistência de união	51
Figura 16 - Representação esquemática da classificação dos tipos de fraturas	51
Figura 17 - Imagens captadas pelo software do goniômetro	53
Figura 18 - Modelagem geométrica 3D do incisivo central superior	58
Figura 19 - Confeção da malha dos modelos	60

Figura 20 - Fixação do modelo	61
Figura 21 - Aplicação da força no modelo	61
Figura 22 - Classificação do padrão de fraturas	64
Figura 23 – Imagens representativas por MEV da superfície cerâmica de dissilicato de lítio	67
Figura 24 – Imagens representativas por MFA da superfície cerâmica de dissilicato de lítio com áreas de varreduras de 10 µm x 10 µm e visualização bi (esquerda) e tridimensional (direita)	68

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Material utilizado nos experimentos	38
Quadro 2 - Distribuição dos grupos estudados em análise por elementos finitos	56
Quadro 3 - Modelagem dos grupos experimentais.....	59
Quadro 4 - Propriedades físicas dos materiais utilizados.....	62
Quadro 5 - Análise comparativa da distribuição de tensão no conjunto dente/laminado. Vista vestibular.....	69
Quadro 6 - Análise comparativa da distribuição de tensão no conjunto dente/laminado. Vista lateral	70
Quadro 7 - Análise comparativa da distribuição de tensão nos esmalte. Vista vestibular	71
Quadro 8 - Análise comparativa da distribuição de tensão nos laminados. Vista vestibular e palatina.....	72
Quadro 9– Análise comparativa da distribuição de tensão nos laminados. Vista lateral.....	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média e desvio padrão de resistência de união em MPa	63
Tabela 2 – Teste t de Student para dados de resistência de união	63
Tabela 3 - Média e desvio padrão de ângulo de contato e energia de superfície.....	65
Tabela 4 - Análise de variância para os dados de ângulo de contato	65
Tabela 5 - Resultados do teste Tukey para ângulo de contato e energia de superfície	65
Tabela 6 – Valores de parâmetros de rugosidade medidos com microscópio de força atômica	66

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ANOVA	Análise de variância
BisGMA	Bisfenol Glicidil Metacrilato
CAD	Desenho auxiliado por computador
Er: YAG	Érbio: Ítrio-Alumínio-Granada
FEA	Análise por elementos finitos (Finite Element Analysis)
HF	Ácido hidrófluorídrico (Hydrofluoric Acid)
HT	Alta translucidez (High Translucency)
LASER	Amplificação de luz por emissão estimulada de radiação
LED	Luz emitida por diodo
MDP	Monômeros Fosfatados
MEF	Modelo de elementos finitos
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MFA	Microscopia de Força Atômica
n	Tamanho da amostra
Nd: YAG	Neodímio: Ítrio-Alumínio-Granada
PVC	Polivinil cloreto
μ SBS	Resistência de união ao microcislamento

Escobar LCB. Efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união, ângulo de contato, morfologia e análise da distribuição de tensão de laminados ultrafinos de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.

RESUMO

Laminados cerâmicos são utilizados em tratamentos conservadores para restabelecer estética e função com mínimo desgaste da estrutura dental. O objetivo deste estudo foi avaliar, *in vitro*, o efeito de dois tratamentos de superfície em espécimes cerâmicos ultrafinos de dissilicato de lítio na resistência de união com o cimento resinoso. Laminas ultrafinas de cerâmica (14 X 12 X 0,3 mm) foram distribuídas aleatoriamente em dois grupos (n=20) de acordo com o tratamento de superfície: ácido hidrófluorídrico 5% durante 20 s e silano (**HF**) e Monobond Etch & Prime (Ivoclar, Vivadent) por 60 s (**MEP**). Dois cilindros de cimento resinoso foram confeccionados utilizando matrizes cilíndricas. Após 24 h de armazenamento, os espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de microcisalhamento (1 mm/min) e o modo de falha foi estabelecido. Dados de resistência de união foram analisados pelo teste t de Student ($\alpha=0.05$). O ângulo de contato foi determinado. Análise morfológica das superfícies cerâmicas por meio de microscopia de força atômica e eletrônica de varredura foi realizada. Através de análise por elementos finitos foi estudada a distribuição de tensão em incisivos centrais superiores restaurados com laminados cerâmicos ultrafinos de dissilicato de lítio (0,3 mm). O modelo tridimensional foi elaborado no software Rhinoceros e exportado para software de análise Ansys. Foram modelados e analisados 04 grupos sob duas condições: desgaste ou não de esmalte e tipo de preparo. Foi aplicada uma carga de 100 N e a tensão gerada analisada pelo critério de Tensão Máxima Principal. Não houve diferença estatística nos valores de resistência de união entre o grupo HF e MEP ($p=0,117$). O ângulo de contato foi influenciado pelo tratamento de superfície ($p=0,001$); espécimes sem tratamento de superfície tiveram o maior ângulo de contato ($65, 37^\circ$) entanto que o grupo HF exibiu o menor ângulo de contato ($33,80^\circ$). A análise morfológica mostrou que o condicionamento da superfície com HF foi mais obvio mostrando poros, irregularidades e maior rugosidade em comparação com o condicionamento com MEP. A análise por elementos finitos mostrou que o grupo com laminado cerâmico cimentado sobre o esmalte sem preparo apresentou as menores concentrações de tensão tanto no esmalte como no laminado. Laminados cimentados sobre esmalte preparado mostraram concentração de tensão na interface dente/laminado. O Monobond Etch & Prime se mostrou estatisticamente equivalente ao ácido fluorídrico e silano em termos de resistência de união. Laminados cerâmicos ultrafinos cimentados sobre esmalte hígido geram menos tensão na superfície do dente e laminado. Laminados cerâmicos cimentados sobre esmalte preparado não provocam concentração de tensão adicional no esmalte.

Palavras-chave: Laminados. Lentes de contato. Cerâmica. Dissilicato de lítio. Resistência de união. Microcisalhamento. Análise por elementos finitos. Ângulo de contato. Análise de tensão.

Escobar LCB. *Effect of different surface treatments on bond strength, contact angle, morphology and analysis of stress distribution in ultrathin lithium disilicate ceramic laminate veneers [dissertation].* São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2017.

ABSTRACT

Laminate veneers are becoming a technique used in the conservative treatments by the ability to restore aesthetics and function. This study aimed to evaluate, *in vitro*, the effect of two surface treatments on ultrathin lithium disilicate specimens in bond strength between treated ceramics and resin cement. Ceramic ultrathin laminates (12 X 14 X 0.3 mm) were obtained and randomly distributed into two groups (n=20) according to the surface treatment: 5% hydrofluoric acid for 20 s and silane (**HF**) and Monobond Etch & Prime (Ivoclar, Vivadent) for 60 s (**MEP**). Two resin cement cylinders were made using cylindrical matrices. After 24 h storage, microshear bond strength tests were performed in a universal testing machine (1 mm/min) and failure mode was analyzed. Bond strength data were submitted to Student's t-test ($\alpha=0.05$). The contact angle was measured. Micromorphological analyses of representatives specimens were also performed (atomic force and scanning electron microscopy). Finite element analysis studied the distribution of stress in maxillary central incisors restored with ultrathin laminate veneers of lithium disilicate (0.3 mm). 3D model was elaborated in CAD Rhinoceros® software and exported to analysis software Ansys®. Four groups were modeled and analyzed under two experimental conditions: wear or non-enamel and type of preparation. A load of 100 N was applied at the palatal face. The stress was analyzed by Maximum Principal Stress criteria. Microshear bond strength values showed that HF group was not statistically different from MEP group ($p=0.117$). Microshear bond strength values showed that HF group was not statistically different from MEP group ($p=0.117$). Contact angle was influenced by surface treatments ($p=0.001$); specimens without surface treatment had the highest contact angle (65.37°) whereas HF group exhibited the lowest contact angle (33.80°). Surface morphological evaluation showed that hydrofluoric acid etching promoted a more obvious surface pattern regarding pores and irregularities with higher surface roughness in comparison to self-etching glass ceramic primer. Finite element analysis showed that laminates without enamel prepared generated the lowest stress in the enamel and in the laminate. Laminates with enamel prepared showed the stress concentration in the finishing lines of preparation in the tooth/laminate interface. Monobond Etch & Prime obtained statistically equivalent results in terms of bond strength to hydrofluoric acid and silane. Ultrathin laminate veneer cemented over sound enamel generate less stress on the surface of the tooth and laminate. Laminates veneers on prepared enamel do not cause additional tension in the tooth structure.

Keywords: Laminates veneers. Contact lens. Lithium disilicate. Bond strength. Microshear bond strength. Finite element analysis. Contact angle. Stress analysis.

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia Restauradora atual preconiza uma filosofia conservadora no propósito de devolver função e estética ao paciente com mínimo desgaste e máxima preservação da estrutura dental. A utilização de laminados cerâmicos são uma opção de tratamento que vêm se tornando cada vez mais popular entre profissionais da saúde bucal (Vanlioglu, Kulak-Ozkan, 2014).

Hoje, fala-se muito em “lentes de contato”, denominação dada às facetas ultrafinas, que trazem a possibilidade de restaurar a estrutura dental com mínimo desgaste ou ainda, sem desgaste algum (Farias-Neto et al., 2015). Laminados com espessura entre 0,3 a 0,5 mm são uma interessante opção clínica, que oferecem durabilidade e uma estética natural (Radz, 2011).

Com a grande evolução das técnicas e materiais restauradores, atualmente é possível a confecção de peças cerâmicas de espessuras reduzidas, com desenhos de preparos diferentes dos métodos clássicos convencionais. Graças ao aperfeiçoamento dos sistemas cerâmicos e dos protocolos para cimentação adesiva, os procedimentos restauradores indiretos ganharam espaço em tratamentos que antes só poderiam ser realizados com procedimentos restauradores diretos ou restaurações indiretas mais invasivas (Spear, Holloway, 2008; Fradeani et al., 2016).

A cerâmica vítrea reforçada com dissilicato de lítio, é um material que permite criar restaurações cerâmicas com pouca espessura e grande resistência. Esses materiais foram desenvolvidos para suprir as deficiências das cerâmicas feldspáticas convencionais em relação às propriedades mecânicas, conservando as características estéticas que consagraram seu uso (Guess et al., 2011).

A resistência à flexão da cerâmica de dissilicato de lítio encontra-se num valor aproximado de 400 MPa, enquanto das cerâmicas feldspáticas não ultrapassam 120 MPa (Oliva et al., 2009). Baixos índice de fratura e alta taxas de sucesso clínico são vantagens que vem apresentando o dissilicato de lítio, tornando-o adequado para a fabricação de restaurações com espessura mínima (Simeone, Gracis, 2015; Sulaiman et al., 2015; Yu et al., 2016).

Por ser preparos conservadores; os laminados cerâmicos não apresentam retenção mecânica, de tal modo que, a utilização de uma cimentação adesiva é

indispensável como parte do tratamento restaurador. A superfície interna da restauração cerâmica deve ser preparada e condicionada com a finalidade de otimizar e melhorar a união micromecânica e/ou química entre a cerâmica e o cimento resinoso a ser utilizado. A união do cimento resinoso à estrutura dentária é reforçada pelo condicionamento ácido do esmalte/dentina e o uso de um sistema adesivo (Tian et al., 2014; Rojpaibool, Leevailoj, 2015).

Muitos métodos de tratamento de superfície foram propostos para alcançar uma melhor adesão entre os cimentos resinosos e as superfícies cerâmicas. O método mais recomendado na literatura para tratamento de vitrocerâmicas é a utilização do ácido fluorídrico e posterior aplicação de silano. O ácido fluorídrico cria uma superfície retentiva para união micromecânica através da dissolução da fase vítrea, e o silano aplicado melhora a molhabilidade da superfície, promovendo a ligação entre a resina e a cerâmica (Della Bona et al., 2004; Torres et al., 2009; Yavuz et al., 2015).

Porém, o uso do ácido fluorídrico tem sido questionado porque é um produto venenoso e cáustico que representa potencial perigo para a saúde devido à sua toxicidade e volatilidade, especialmente quando entra em contato com a pele desprotegida. Este é um problema enorme para a realização de reparos intrabucais de cerâmica. Portanto, o uso de HF em baixas concentrações ou a eliminação desta etapa pode ser considerado vantajoso não só em termos de saúde dos pacientes, mas também especialmente para os clínicos (Bertolini, 1992; Ozcan et al., 2012; Schwerin, Gossman, 2017).

Buscando alternativas ao uso do ácido fluorídrico; outros métodos de tratamento da superfície cerâmica foram desenvolvidos; dentre os quais se destacam o jateamento da superfície com partículas de óxido de alumínio, aplicação do agente de irradiação com lasers de alta potência e tratamento com plasma não térmico (Kara et al., 2012; Yavuz et al., 2015; Dos Santos et al., 2016).

Surgiu assim, recentemente no mercado o primeiro primer cerâmico de passo único (Monobond Etch & Prime), que permite o condicionamento e a silanização das superfícies vitrocerâmicas em um único passo de trabalho, com a proposta de redução do tempo de tratamento das restaurações cerâmicas além de oferecer uma união eficaz e duradoura. O principal componente desse novo produto é o polifluoreto de amônio que atua reagindo com a fase vítrea da cerâmica criando

microretenções, limpando e ativando a superfície. Dentro do frasco do produto está também presente o silano que vai gerar a união orgânica / inorgânica (Siqueira FS et al., 2016; Ivoclar Vivadent, 2017; Roman-Rodriguez et al., 2017).

O conjunto dente/cerâmica uma vez em função, deverá suportar forças, tensões e deformações. Sendo assim, tanto o dente como a restauração devem ser capazes de suportar as tensões causadas pelas forças mastigatórias (Taskonak et al., 2004). Com o intuito de avaliar as tensões geradas e sua distribuição, várias metodologias foram desenvolvidas tais como holografias, fotoelasticidade, modelos matemáticos analíticos, análises experimentais em humanos e/ou animais e análise de elementos finitos (Goldstein et al., 1992; Bosso et al., 2015).

Na Odontologia os métodos convencionais para medir tensões podem ser questionáveis devido à incapacidade de criar modelos semelhantes à estrutura dentária pela diversidade de substâncias que compõem os dentes e à irregularidade de seu entorno além de necessitar de laboratórios bem equipados e instrumentos específicos, dificultando a realização do experimento e aumentando seu custo (Trivedi, 2014).

O Modelo por Elementos Finitos (MEF) constitui uma ferramenta de amplo uso nas engenharias, que permite, em computador, simular condições específicas de um material e/ou estrutura e determinar sua resposta para determinadas condições. Esse método é extremamente útil para indicar aspectos mecânicos de biomateriais e tecidos humanos que dificilmente poderiam ser medidos in vivo. Permite a determinação do estresse e tensão resultante de forças externas, pressão, mudanças térmicas e outros fatores (Poiate et al., 2008).

O MEF vem sendo aplicado em diversas especialidades da odontologia: ortodontia, implantodontia, prótese, endodontia (Hussein, Rabie, 2015; Singh et al., 2016). Ele pode ser considerado um método abrangente capaz de estabelecer a distribuição de tensão encontrada em sistemas dentários (SrIREkha, Bashetty, 2010).

Portanto, baseado nas considerações apresentadas, torna-se relevante investigar o comportamento das propriedades adesivas, especificamente a resistência de união ao microcisalhamento de laminados cerâmicos ultrafinos de dissilicato de lítio submetidos a diferentes tratamentos de superfície; assim como também avaliar através de análise por elementos finitos a distribuição de tensões em dentes restaurados com esses laminados, na tentativa de prever seu sucesso.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para uma melhor compreensão do tema abordado, a revisão foi dividida em três tópicos: **Facetas convencionais x laminados**, relacionando o desempenho clínico e evolução dos preparos; **Tratamentos de superfície e resistência de união**, sobre os diversos tratamentos de superfícies utilizados e as avaliações de resistência de união; e, **Método de análise por elementos finitos**, sobre o método para análise de tensão de superfícies e materiais por elemento finito.

2.1 Facetas convencionais x laminados

Pincus (1938), descreveu uma técnica para melhorar o aspecto dos dentes anteriores na qual finas facetas de porcelana eram fixadas provisoriamente com o auxílio de adesivos para fixação temporária de próteses totais durante as filmagens cinematográficas. As restaurações eram frágeis e tinham que ser retiradas depois de filmar devido à inexistência dos cimentos adesivos. O procedimento restaurador era realizado de forma temporária, durando apenas algumas horas.

Nordbo et al. (1994), avaliaram o desempenho clínico de 135 facetas de porcelana colocadas em dentes anteriores sem preparo incisal. Foi removido entre 0,3 – 0,5 mm de esmalte vestibular usando uma broca diamantada cônica. As facetas foram fabricadas a partir de uma porcelana feldspática sinterizada, condicionadas, silanizadas e aderidas utilizando um compósito fotopolimerizável. As facetas foram clinicamente examinadas anualmente avaliando descolamento, lascamento, integridade marginal e manchamento. Após 3 anos de cimentação todas as facetas estavam ainda em função. Concluiu-se que esta restauração mínima de faceta de porcelana com nenhuma sobreposição incisal era conservadora, previsível e bem-sucedida.

Friedman (1998), realizou um relatório retrospectivo descrevendo falhas de facetas de porcelana vistas em sua prática privada. Ele observou aproximadamente 3.500 facetas colocadas ao longo de um período de 15 anos, definindo como falha

quando qualquer faceta de porcelana exigia modificação, reparação ou substituição em consequência de uma fratura, por descolamento ou trincas. Cerca de 7% (245) das 3.500 facetas de porcelana foram classificadas com falhas. Dois terços dessas falhas estavam relacionados à fratura, sendo a fratura da cerâmica a causa mais comum de falha.

Peumans et al. (2000), em uma revisão de literatura relataram que o conjunto faceta de porcelana/cimento adesivo tem provado ser um conjunto muito forte *in vitro* e *in vivo*. Melhores restaurações adesivas foram obtidas quando o preparo dentário ficava localizado no esmalte, realizava-se um correto procedimento adesivo e se escolhia um cimento adesivo adequado. A manutenção da estética das facetas de porcelana, a médio e longo prazo foi excelente e a satisfação dos pacientes foi alta. As principais deficiências das facetas de porcelana foram descritas como uma discrepância marginal e uma resistência insuficiente ao desgaste dos compósitos utilizados na cimentação. Embora estas deficiências não tenham tido nenhum impacto direto sobre o sucesso clínico a médio prazo, sua influência sobre o desempenho clínico geral a longo prazo ainda era desconhecida e, portanto, precisava-se de estudos mais aprofundados.

Castelnuovo et al. (2000), realizaram um estudo *in vitro* onde avaliaram a carga de fratura e modo de falha de facetas de cerâmicas, utilizando 4 tipos de preparos diferentes. Cinquenta incisivos centrais foram divididos aleatoriamente em 5 grupos iguais. Cada grupo foi atribuído a um preparo dental diferente: (1) nenhuma redução incisal, (2) redução incisal de 2 mm sem chanfro palatino, (3) redução incisal de 1 mm e chanfro palatino de 1 mm, (4) redução incisal de 4 mm e chanfro palatino de 1 mm e (5) dente não restaurado (controle). A superfície vestibular dos dentes dos grupos 1 a 4 foi preparada para receber laminados de igual espessura. A redução vestibular foi 0,3 mm em cervical e 0,5 mm para o terço médio e incisal. Todos os preparos foram feitos em esmalte, sem ângulos afiados e linhas de acabamento cervicais ao nível da junção amelocementaria. Para a confecção das facetas foi utilizado IPS Empress; condicionadas com ácido fluorídrico durante 1 minuto, e cimentadas com cimento resinoso. Os espécimes cimentados foram carregados até a falha em uma máquina de teste universal. Os autores concluíram que as facetas cerâmicas com 2,0 mm de redução incisal e facetas cerâmicas sem redução incisal foram as mais fortes e permaneceram intactas. Os preparos com

chanfro palatino não aumentaram a resistência das facetas cerâmicas.

Peumans et al. (2004), avaliaram *in vivo* o desempenho clínico de facetas de porcelana após 5 e 10 anos. Um único operador cimentou 87 laminados de porcelana em dentes superiores de 25 pacientes. A quantidade de redução vestibular do esmalte foi entre 0,3 e 0,7 mm, dependendo da posição relativa do dente e grau de descoloração. A linha de acabamento cervical foi um chanfro geralmente supragengivalmente. A borda incisal foi reduzida e um ombro foi preparado em palatino, a uma distância de 2 a 3 mm. As facetas foram fabricadas em porcelana feldspática. Todas as restaurações foram reavaliadas em 5 anos e 93% das restaurações em 10 anos. O desempenho clínico foi avaliado em termos de estética, integridade marginal, retenção, microinfiltração, recidiva de cárie, fratura, vitalidade do dente e satisfação do paciente. As restaurações foram divididas em restaurações "cl clinicamente aceitáveis" e restaurações "cl clinicamente inaceitáveis" ou falhas. As falhas foram registradas como "cl clinicamente inaceitável, mas reparável" ou como "cl clinicamente inaceitável com substituição necessária". Após 10 anos de utilização clínica as facetas mantiveram sua aparência estética e nenhuma foi perdida. A porcentagem de restaurações que permaneceu "cl clinicamente aceitável" (sem necessidade de intervenção) diminuiu significativamente de 92% aos 5 anos para 64% aos 10 anos. Fraturas da porcelana e grandes defeitos marginais foram os principais motivos de falha. Defeitos marginais foram especialmente notados quando a faceta acabava em um material resinoso. Em locais vulneráveis, a descoloração grave e cárie recorrente foram frequentemente observadas. A maioria das restaurações que apresentavam um ou mais problemas "cl clinicamente aceitável" eram reparáveis. Somente 4% das restaurações precisaram ser substituídas na reavaliação de 10 anos. Concluiu-se que facetas de porcelana representam um procedimento confiável e eficaz para o tratamento conservador dos dentes anteriores. A manutenção da estética foi boa, a satisfação do paciente foi alta, a taxa de retenção foi excelente e o número de falhas irreparáveis foram baixas em 10 anos. A oclusão, tipo de preparo, presença de restaurações de resina e sistema adesivo utilizado são variáveis que contribuem para o resultado clínico destas restaurações a longo prazo.

Schmidt et al. (2011), estudaram *in vitro* o efeito do tipo de preparo e a quantidade de estrutura existente no dente sobre a resistência à fratura de facetas

laminadas cerâmicas. Trinta e dois incisivos centrais humanos extraídos foram divididos em 4 grupos (n=8) para testar 2 variáveis: (1) o tipo de preparo (2 mm de redução incisal com ou sem chanfro palatino) e (2) a quantidade existente de estrutura dentária (dente desgastados ou não). Todos os dentes preparados foram restaurados com facetas de cerâmica injetada (IPS Empress), e cimentadas com cimento resinoso. Os espécimes cimentados foram submetidos a cargas progressivas até o momento de falha em uma máquina de teste universal. Os dados foram analisados usando os testes ANOVA 2 - fatores e Tukey ($\alpha=.05$). Os autores concluíram que o tipo de preparo e quantidade de estrutura dental existente tinham um efeito significativo na carga de falha para as facetas; no entanto a interação entre o tipo de preparo e condição existente da estrutura do dente não foi significativamente diferente.

Gurel et al. (2013), avaliaram a incidência de falhas em facetas laminadas de porcelana e a influência dos parâmetros clínicos sobre estas falhas em um levantamento retrospectivo de até 12 anos. Quinhentos e oitenta facetas laminadas foram cimentadas em 66 pacientes; das quais, 467 facetas foram aderidas a dentes com preparos em esmalte e 113 facetas foram aderidas em dentes com exposição de dentina. Do total, 552 foram aderidas em dentes com linha de acabamento em esmalte e 28 tiveram margens em dentina. Foram analisados os seguintes parâmetros: profundidade do preparo (esmalte ou dentina), acabamento marginal (esmalte ou dentina), aumento cirúrgico da coroa, presença de restauração, diastema, apinhamento, descoloração, abrasão e atrito. A sobrevivência foi analisada usando o método de Kaplan-Meier. O modelo de regressão de Cox foi usado para determinar quais os fatores predizem o fracasso das facetas laminadas. Quarenta e duas facetas (7,2%) falharam em 23 pacientes e observou-se uma taxa de sobrevivência cumulativa total de 86%. Encontrou-se uma associação estatisticamente significativa entre o fracasso e os limites da superfície dental preparada (margem e profundidade). O tipo mais frequente de falha foi fratura (n=20). Os resultados não revelaram nenhuma influência significativa do aumento cirúrgico da coroa, da presença prévia de restauração, diastema, descoloração, abrasão ou atrito sobre as taxas de falha. A análise multivariável (modelo de regressão de Cox) também mostrou que as facetas laminadas cimentadas sobre dentina e dentes com margens de preparação em dentina tiveram aproximadamente

10 vezes mais chances de falhar do que facetas laminadas cimentadas em esmalte. Além disso, o aumento da coroa do dente aumentou o risco de falha das facetas 2,3 vezes. Uma taxa de sobrevivência de 99% foi observada para facetas com preparações limitadas ao esmalte e 94% para facetas com esmalte apenas nas margens. As facetas têm taxas de sobrevivência elevada quando estão aderidas ao esmalte e oferecem uma opção de tratamento segura e previsível que conserva estrutura do dente.

Morimoto et al. (2016), realizaram uma revisão sistemática e meta-análise com base em ensaios clínicos avaliando os resultados de facetas laminadas vitrocerâmicas e feldspáticas. A pesquisa sistemática foi realizada em bancos de dados Cochrane e PubMed. Dos 899 artigos inicialmente identificados, 13 foram incluídos para análise e a partir dos estudos selecionados, as taxas de sobrevivência das facetas foram extraídas, assim como as taxas de complicações clínicas encontradas: descolamento, fratura/lascamento, cárie secundária, problemas endodônticos, descoloração marginal grave, influência da cobertura incisal e preparo limitado ao esmalte/dentina. O teste Cochran Q e a estatística I foram utilizados para avaliar a heterogeneidade. A análise mostrou que os tipos de cerâmica e os períodos de seguimento não influenciaram a taxa de falha. A taxa de sobrevivência acumulada global estimada foi de 89% em um período médio de seguimento de 9 anos. A sobrevivência estimada para as facetas vitrocerâmicas foi de 94% e para facetas de feldspáticas de 87%. A meta-análise mostrou as seguintes taxas associadas aos eventos: descolamento: 2%; fratura/lascamento: 4%; cárie secundária: 1%; descoloração marginal grave: 2%; problemas endodônticos: 2%. Não foi possível realizar meta-análise da influência da preparo do esmalte/dentina nas taxas de falha. Os autores concluíram que as facetas laminadas vitrocerâmicas e feldspáticas apresentam altas taxas de sobrevivência. A fratura/lascamento foi a complicação mais frequente, fornecendo evidências de que os laminados cerâmicos são uma opção de tratamento seguro que preserva a estrutura dentária.

2.2 Tratamento de superfície e resistência de união

Ozcan e Vallittu (2003), avaliaram o efeito de três métodos de condicionamento de superfície sobre a resistência de união de um cimento a base de BisGMA a diferentes cerâmicas. Trinta e seis grupos experimentais (n=6) de seis tipos de materiais cerâmicos (Finesse, In-Ceram, Celay, IPS Empress 2, Procera All Ceram e uma alumina experimental) foram testados. Os espécimes tinham forma de disco (10 mm de diâmetro x 2 mm de espessura). Três técnicas de condicionamento de superfície foram avaliadas: 1) condicionamento com ácido fluorídrico 2) jateamento com ar com partículas abrasivas de trióxido de alumínio 3) revestimento químico com sílica (Rocatec). Todos os espécimes foram silanizados e um cilindro de cimento resinoso (Variolink II) foi confeccionado sobre a superfície cerâmica com molde de polietileno. Os espécimes foram testados ou em condições de temperatura ambiente ou após termociclagem (600 ciclos / 5°C e 55°C em água deionizada). A resistência de união ao cisalhamento do cimento à cerâmica foi realizada utilizando uma máquina de ensaio universal (1mm/min). Em condições de temperatura ambiente as cerâmicas vítreas condicionadas com ácido mostraram melhores resultados de resistência de união que as cerâmicas com alumina ou zircônia. O tratamento com Rocatec e a silanização aumentaram significativamente a resistência de união de cerâmicas com alumina e zircônia quando comparado com o jateamento e silano. A termociclagem diminuiu a resistência de união significativamente em todas as condições testadas. Os autores concluíram que a resistência de união do cimento resinoso testado às diferentes cerâmicas dentais seguindo diferentes métodos de condicionamento variou em conformidade com o tipo de cerâmica. O ácido fluorídrico foi eficaz nas cerâmicas que apresentam matriz vítrea em suas estruturas. A rugosidade das superfícies de cerâmicas tratadas com jateamento de partículas de ar abrasivo apresentou maior resistência de união para cerâmica rica alumina e os valores foram ainda maiores após o revestimento com sílica e a silanização.

Torres et al. (2009), avaliaram a resistência de união ao microcisalhamento entre um agente de cimentação resinoso e quatro sistemas de cerâmica sob diferentes tratamentos de superfície. Foram confeccionados 12 espécimes

retangulares de cada cerâmica: IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent), Cergogold (DeguDent), In Ceram Alumina (Vita) e Cercon (DeguDent) e divididas aleatoriamente em três grupos: 1- sem tratamento; 2- condicionadas com ácido fluorídrico 9,5% e 3- jateamento com partículas de óxido de alumínio. Após o tratamento, as superfícies cerâmicas foram cobertas com silano (Clearfil porcelana Bond, Kuraray) e cilindros de cimento resinoso (Panavia F, Kuraray) foram fabricados utilizando tubos de Tygon (0,75 mm x 0,50 mm). O teste de microcisalhamento foi realizado em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,5 mm/min. Cada superfície cerâmica tratada foi observada em microscopia eletrônica de varredura. Os valores de resistência de união foram submetidos à análise de variância e análise de Tukey ($p < 0,05$). Como resultado foi encontrado que a resistência de união de todos os sistemas cerâmicos avaliados foi afetada pelos tratamentos de superfície ($p < 0,05$). Os maiores valores de resistência de união do IPS Empress 2 ao cimento resinoso foram encontrados com o condicionamento com ácido fluorídrico. Por outro lado, o jateamento e o condicionamento com ácido não mostrou diferenças para Cergogold e In Ceram Alumina, mas os valores foram maiores quando comparado ao controle ($p < 0,05$). A maior resistência de união do Cercon foi encontrada com o tratamento com óxido de alumínio. As imagens da microscopia mostraram que o condicionamento com ácido fluorídrico afeta a superfície do IPS Empress 2 e Cergogold; no entanto a morfologia do Cercon e In Ceram não foi alterada. O tratamento de abrasão com partículas de alumínio alterou a morfologia do Cercon, mas não alterou a superfície das outras cerâmicas.

Zogheib et al. (2011), examinaram o efeito do condicionamento com ácido fluorídrico em diferentes tempos sobre a rugosidade de superfície e a resistência à flexão de uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio. Setenta e cinco espécimes de cerâmica em forma de barra (IPS e.max CAD) (16 mm x 2 mm x 2 mm) foram produzidos a partir de blocos cerâmicos. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em 5 grupos ($n=15$): grupo A (controle) sem tratamento; grupos B, C, D, e E foram condicionadas com ácido fluorídrico 4,9% por 4 tempos diferentes: 20 s, 60 s, 90 s e 180 s, respectivamente. As superfícies condicionadas foram observadas sob microscopia eletrônica de varredura. O perfilômetro de superfície foi usado para examinar a rugosidade das cerâmicas condicionadas, e os espécimes foram carregados numa máquina de ensaio universal para realização do teste de

flexão de 3 pontos para determinar a resistência à flexão a uma velocidade de 0,5 mm/min. Todos os períodos de condicionamento produziram superfícies significativamente mais ásperas do que o grupo controle. Os valores de rugosidade aumentaram com o aumento do tempo de condicionamento. O condicionamento com ácido fluorídrico reduziu significativamente a resistência à flexão média com o aumento do tempo de condicionamento. Em conclusão, os resultados deste estudo mostraram que o aumento do tempo de condicionamento com ácido fluorídrico afeta a rugosidade da superfície e a resistência à flexão da cerâmica vítrea de dissilicato de lítio.

Yavuz et al. (2015), estudaram os efeitos de vários tratamentos na estrutura de cerâmicas e sua adesão ao cimento resinoso. Foram confeccionados 192 espécimes em cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS e.max) e zircônia (InCeram) no formato de discos (10 mm x 2 mm). Desses espécimes, 168 foram divididos em 7 grupos (n=24), sendo metade para cada cerâmica (n=12). A partir dessa divisão os espécimes foram tratados como descrito: Controle (nenhum tratamento); SB (jateamento com óxido de alumínio 50 µm); CJ (abrasão com partículas de sílica 30 µm : Cojet); HF (condicionamento com Ácido fluorídrico 5% por 60 s); ER (irradiação com laser Er:YAG (Fotona) nos parâmetros de 500 mJ, 20 Hz ,10 W e 1 mm distância); ND (irradiação com laser Nd:YAG (Fotona) com fibra de 320 µm de diâmetro, 1 mm distância nos parâmetros de 100 mJ, 20 Hz e 2 W); FS (sistema de laser baseado em *titanium: sapphire oscillator* (Millenia) considerado um *femtosecond laser* (laser que opera com pulsos extremamente rápidos). Nos espécimes tratados foi aplicada uma camada de silano (Clearfil Ceramic Primer) e confeccionado um bloco cilíndrico de cimento resinoso (Clearfil Esthetic Cement) com o auxílio de um molde de teflon. Os espécimes foram armazenados por 24 h a 37°C e submetidos a ciclagem mecânica (1000 ciclos) e posteriormente ao teste de cisalhamento. Os restantes 24 espécimes cerâmicos foram observados em microscópio de força atômica e microscópio eletrônico de varredura. Na cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, os grupos CJ e HF apresentaram os melhores resultados de resistência ao cisalhamento, enquanto os grupos Controle, ND e ER foram semelhantes entre si e obtiveram os resultados mais baixos. Para os grupos de zircônia, o CJ mostrou resultados superiores aos demais. Os autores concluíram que a silanização após o

jateamento com sílica aumenta a resistência de união para os 2 tipos de cerâmica, enquanto o ácido fluorídrico só é favorável para cerâmica vítrea de dissilicato de lítio.

Lise et al. (2015), investigaram o efeito do condicionamento com ácido fluorídrico, solução de silano, e aplicação do sistema adesivo sobre a resistência de união da cerâmica vítrea de dissilicato de lítio a três cimentos resinosos. Trinta e seis blocos de IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) foram cortados em 72 seções retangulares, cristalizados, polidos e posicionados em anéis de polivinil cloreto (PVC) com resina epóxi. A delimitação das áreas adesivas nas superfícies cerâmicas foi feita usando fita dupla face perfurada sobre as quais tubos de Tygon (0,8 mm x 0,5 mm) foram colocados. Os espécimes foram distribuídos em 18 subgrupos (n=12) de acordo com a seguinte combinação de fatores (desenho 2 x 3 x 3): Tratamento de superfície: 1) sem tratamento; 2) tratamento com 4,8% de ácido fluorídrico. Solução de silano: 1) sem silano; 2) Silano Monobond Plus (Ivoclar Vivadent); 3) Silano Monobond Plus + Adesivo dual ExciTE F DSC (Ivoclar Vivadent). Cimento de resina: 1) Variolink II (Ivoclar Vivadent), cimento a base de BisGMA dual; 2) Multilink Automix (Ivoclar Vivadent), cimento a base de BisGMA e dupla polimerização; 3) RelyX Unicem (3M ESPE), cimento resinoso auto condicionante, de auto mistura, e dupla polimerização. Posterior ao tratamento de superfície e silanização, os tubos de Tygon foram preenchidos com os respectivos cimentos. Após 24 h de armazenamento em água destilada a 37°C, os espécimes foram submetidos ao teste de microcisalhamento em máquina de ensaio universal (1 mm/min) até a fratura. O modo de fratura foi avaliado sob o microscópio óptico e classificado como adesivo, misto, coesivo no cimento resinoso ou coesivo em cerâmica. Os dados foram analisados estatisticamente com análise de variância de três fatores e teste de Dunnett ($p < 0,05$). Como resultado foi encontrado, para o fator tratamento de superfície, que o ácido fluorídrico resultou em uma resistência de união significativamente maior do que o grupo sem tratamento ($p < 0,0001$). Em relação ao uso do silano, os valores de média de resistência de união obtidos com Monobond Plus e Monobond Plus + ExciTE F não foram significativamente diferentes, mas foram superiores aos obtidos com o grupo sem silano ($p < 0,001$). Considerando-se o fator cimento resinoso, Variolink II resultou em uma resistência de união média significativamente maior do que RelyX Unicem 2 ($p < 0,03$). O valor de resistência média para Automix Multilink não foi significativamente diferente do

Variolink II e RelyX Unicem 2. De acordo com o teste de Dunnett, não houve diferença significativa na resistência de união entre os diferentes cimentos resinosos nos espécimes condicionados com ácido e silanizados (com ou sem aplicação de adesivo). Concluíram que o dissilicato de lítio pode beneficiar-se do tratamento com ácido fluorídrico e a silanização, independentemente do cimento de resina utilizado. Não é recomendado a cimentação do dissilicato de lítio com um cimento auto condicionante sem tratamento prévio com ácido fluorídrico.

Siqueira FS et al. (2016), apresentaram relato de um caso clínico com acompanhamento de 6 meses e uma avaliação *in vitro* do desempenho do primeiro autocondicionante de cerâmica de vidro Monobond Etch & Prime (MEP) (Ivoclar, Vivadent), quando aplicado no dissilicato de lítio. Uma paciente do sexo feminino recebeu tratamento estético que incluía clareamento dental, gengivectomia, coroas de zircônia, coroas e laminados de dissilicato. Todas as restaurações de dissilicato foram tratadas internamente com o MEP e as de zircônia jateadas com ar abrasivo para posteriormente ser cimentadas. Após 6 meses de tratamento estético, manchamento marginal, gap ou fraturas não foram observadas. No estudo laboratorial 12 blocos de IPS e. max® CAD (Ivoclar; Vivadent) foram utilizados. Os blocos foram cortados em duas seções retangulares (12 x 14 x 9 mm) (n=24). Os espécimes foram atribuídos aleatoriamente em duas condições experimentais: (1) tratamento com ácido fluorídrico 5% + silano; (2) tratamento com Monobond Etch & Prime. Os espécimes foram montados em anéis de PVC com resina acrílica. Foi feito tratamento em toda a superfície conforme cada grupo, aplicado um sistema adesivo também em toda a superfície e tubos de Tygon (0,8 mm x 0,5 mm) foram preenchidos com cimento resinoso e fotoativados. Os espécimes foram armazenados durante 24 h em água destilada a 37°C para depois serem levados para máquina de ensaio universal para realização do teste de microcisalhamento. Os resultados mostraram que a média dos valores de resistência de união ao microcisalhamento foram estatisticamente semelhantes quando o grupo ácido fluorídrico foi comparado com o MEP e as maiorias das falhas observadas foram adesivas ou mistas para ambos grupos. Nas imagens de microscopia eletrônica de varredura o grupo ácido mostrou uma maior dissolução da fase vítrea em torno dos cristais e o com o tratamento com MEP observou-se uma menor dissolução da fase vítrea. Os autores concluíram que este autocondicionante de vidro cerâmico mostrou

bom desempenho *in vitro* e clínico depois de 6 meses e que futuros estudos a longo prazo precisam ser feitos para confirmar o desempenho deste novo condicionador.

Prochnow et al. (2017), examinaram os efeitos de distintas concentrações de ácido fluorídrico no comportamento mecânico de uma cerâmica de vidro de dissilicato de lítio. Cento e quinze espécimes em forma de barra (14 mm × 4 mm × 1,2 mm) foram produzidos a partir de blocos cerâmicos (IPS e. max CAD, Ivoclar Vivadent), e divididos aleatoriamente em cinco grupos (n=23). Nos grupos HF₁, HF₃, HF₅ e HF₁₀ as cerâmicas foram condicionados por 20 s com concentrações de ácido de 1%, 3%, 5% e 10%, respectivamente, e o grupo que permaneceu sem tratamento foi o controle. As superfícies condicionadas foram avaliadas usando um microscópio eletrônico de varredura e um microscópio de força atômica. Finalmente, a rugosidade foi medida, e foi realizado o teste de flexão 3 pontos. Os dados foram analisados usando análise de variância de um fator (ANOVA) e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). O módulo de Weibull também foi determinado. As imagens de microscopia indicaram que a superfície da cerâmica não tratada é lisa e homogênea e torna-se cada vez mais porosa e irregular, devido a dissolução da fase vítrea após o condicionamento com ácido fluorídrico. Conseqüentemente, à medida que aumenta a concentração do ácido, os espaços vazios e os canais aparecem maiores e mais profundos. Os padrões de condicionamento com ácido fluorídrico pareciam mais evidentes e agressivos para os espécimes dos grupos HF₅ e HF₁₀, no qual os cristais de dissilicato de lítio podiam ser observados salientes da matriz vítrea. Determinou-se que tanto na rugosidade e resistência à flexão não houve diferença estatística entre os grupos. O módulo de Weibull foi semelhante para todos os grupos testados. Quando comparado com a cerâmica não tratada, a rugosidade da superfície e a resistência à flexão das cerâmicas foram afetadas com o condicionamento, independentemente da concentração do ácido.

2.3 Método de análise por elementos finitos

Oono et al. (1990), analisaram a distribuição de stress em laminados de porcelana sob vários tipos de carregamento para determinar o motivo de sua fratura. O método de elementos finitos bidimensional foi usado para determinar as tensões desenvolvidas em laminados de porcelana e superfície dentária de um incisivo central. As espessuras dos preparos em esmalte foram de 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm e 0,8 mm. Como resultado desta análise, tornou-se claro que: 1) as concentrações de estresse são observadas nas proximidades do ponto de carregamento e nas regiões cervicais, independentemente das condições de carregamento, sua localização e direção; 2) no caso da carga vertical, a localização do ponto de carregamento não tem efeito sobre a magnitude de estresse geral e sua distribuição; 3) quando a carga é aplicada 45° em relação com o eixo vertical do dente, o nível de estresse global é aumentado; 4) quando a carga é aplicada no eixo vertical na borda incisal, um alto estresse é obtido em comparação com outras condições de carregamento.

Magne et al. (1999), em um estudo por meio de medição da tensão e deformação *in vitro* e elementos finitos, avaliaram o comportamento de incisivos centrais superiores submetidos à remoção de diferentes quantidades de esmalte vestibular e palatino. Na superfície palatina de seis incisivos superiores foi montado um dispositivo equipado com 2 extensômetros capazes de medir a deformação mecânica nos corpos de prova: 1 (G1) na concavidade, 2 (G2) sobre o cingulo. Uma carga de 50 N foi aplicada no lado palatino da borda incisal, perpendicular ao longo eixo do dente. A tensão gerada foi registrada e posteriormente foi se eliminando sucessivamente um terço e dois terços da espessura total do esmalte vestibular. O mesmo experimento foi reproduzido com o método de elementos finitos (MEF). Quatro projetos experimentais adicionais foram testados com o MEF, simulando o progressivo afinamento e eliminação de esmalte palatino. Os autores observaram, através de ambos os testes, que a remoção do esmalte tanto na face vestibular como palatina aumenta a deformação do conjunto e conseqüentemente a concentração de forças de tração sobre a estrutura dental remanescente, sendo assim indicada a restauração dessas regiões com materiais que possuam

propriedades semelhantes e compatíveis ao remanescente dental. Também observaram que quando aplicada uma carga na região lingual do dente, a região vestibular apresenta uma concentração de forças menos nociva à ocorrência de fraturas enquanto que a região palatina apresenta maior risco de falha devido a presença de forças de tração.

Magne e Douglas (1999), seguindo a linha de análise pelo método de elementos finitos publicaram um estudo bidimensional avaliando o comportamento de incisivos centrais superiores restaurados com facetas cerâmicas, variando a condição do remanescente dental: sem fratura prévia, com fratura moderada incluindo 2 mm da altura incisal e fratura severa envolvendo 4 mm de altura incisal; e, a linha de término da restauração cerâmica: sem recobrimento incisal; com redução incisal e sem chanfro palatino; com redução incisal e chanfro palatino curto; e, com redução incisal e chanfro palatino longo. Uma carga de 50 N foi aplicada na borda incisal do dente e perpendicular ao longo em direção à superfície vestibular do dente. O estudo mostrou que no ponto onde foi aplicada a carga todos os modelos apresentaram valores semelhantes de compressão. Com respeito às tensões de tração, a região menos afetada em todos os modelos foi a região do cíngulo, enquanto as regiões da fossa palatina e do terço cervical da raiz foram as que apresentaram maiores concentrações. Nos dentes sem fratura e com fratura moderada, foi observado que quanto mais longo o chanfro palatino maior a concentração de tensão de tração na interface restauração/dente. Para os dentes com fratura severa, não houve diferença significativa nos valores de tração tanto na interface quanto na restauração, independente da presença ou não de chanfro palatino. Os autores concluíram que em dentes íntegros submetidos a diferentes desenhos de preparo e restaurados com facetas cerâmicas, a diferença nos valores de tensão se dá na região da interface dente/restauração; chanfros longos por palatino não são recomendados, tanto em dentes íntegros como em dentes com fraturas moderadas, pois geram áreas com finas espessuras de cerâmica em regiões de altos valores de tensão por tração; em dentes com fraturas severas a região palatina da restauração é pouco afetada, independentemente do tipo de desenho de preparo utilizado.

Zarone et al. (2005), avaliaram através de uma análise tridimensional de elementos finitos a influência de dois desenhos de preparos: redução vestibular e

redução vestibular com chanfro palatino; e, de duas angulações de carregamento, sobre a distribuição de tensão em incisivos centrais restaurados com facetas cerâmicas de alumina. Um modelo 3D de um incisivo central foi construído e uma força de 10 N, sobre ângulos de 125° e 60° em relação ao eixo longitudinal do dente, foi aplicada na superfície palatina. A redução vestibular da coroa foi de 0,5 mm para ambos os preparos, todas as interfaces foram consideradas perfeitamente coladas e os elementos foram considerados fixos ao nível da raiz. Quando comparados os modelos com carregamento em 60° em relação ao longo eixo do dente, o modelo com redução vestibular apresentou pior comportamento mecânico em comparação ao modelo com chanfro palatino. O preparo mais conservador gerou maior tensão de tração na restauração cerâmica, cimento e remanescente dental, em comparação ao preparo menos conservador. Quando a aplicação da carga foi alterada para uma inclinação de 125° em relação ao longo eixo do dente, o preparo mais conservador voltou a apresentar maior concentração de tensão de tração tanto na restauração cerâmica como no cimento, no entanto, o preparo com chanfro palatino gerou maior concentração de tensão de tração no remanescente dental. Com base nos resultados, os autores concluíram que o preparo com redução incisal e recobrimento palatino gera uma melhor distribuição de carga nas estruturas remanescentes e restaurações do que o preparo apenas com redução vestibular.

Chander e Padmanabhan (2009), analisaram o estresse através de elementos finitos tentando estabelecer a importância de variáveis tais como: extensão das facetas laminadas, ângulo de carregamento e nível de carregamento, para o caso de fechamento de dentes com diastemas utilizando facetas de cerâmica feldspáticas. Um modelo 3D de um incisivo central foi construído com o software ANSYS e o desenho do dente preparado foi padronizado e realizado os modelos simulados para extensões diferentes das facetas: 1- incisivo central restaurado com a faceta laminada: a superfície vestibular foi reduzida em 0,5 mm, a preparação da superfície proximal foi prolongada para metade da espessura vestibulo palatino do dente e a linha de acabamento simulou um preparo subgingival; 2- aumento de 0,5 mm na extensão na superfície mesial do incisivo central; 3- aumento de 1,5 mm na extensão na superfície mesial do incisivo central; 4- aumento de 2,5 mm na extensão na superfície mesial do incisivo central; 5- aumento de 0,5 mm na extensão na superfície mesial e distal do incisivo central; 6- aumento de 1,5 mm na extensão na

superfície mesial e distal do incisivo central; 7- aumento de 2,5 mm na extensão na superfície mesial e distal do incisivo central. Diferentes angulações de carga (0° , 30° e 60°) e valores de carga (50 N, 150 N e 250 N) foram aplicados. Para a análise, os valores de estresse máximo principal foram utilizados como parâmetro. Como resultado os autores observaram que os maiores valores de estresse dos modelos ocorreram com maiores extensões, angulações e níveis de carga. O aumento na extensão das facetas laminadas aumentou a distribuição de tensão e intensidade na extensão livre dela e diferentes angulações e níveis de cargas induzem diferentes padrões de estresse. O aumento das angulações e níveis de carga aumenta o potencial de fratura de dentes restaurados com facetas cerâmicas.

Bergoli et al. (2014), tiveram por objetivo avaliar a taxa de sobrevivência, carga para fratura e distribuição de tensões de incisivos centrais e caninos superiores restaurados com facetas cerâmicas variando o tipo de preparo. Foram selecionados para o estudo trinta incisivos centrais superiores e trinta caninos superiores ($n=60$). Os espécimes foram randomizados em quatro grupos ($n=15$) de acordo com o tipo de preparo e o tipo de dente: Gr1 - Incisivo central com preparo conservador (desgaste 1 mm face vestibular, término em esmalte); Gr2 - Incisivo central com preparo convencional e chanfro palatino (desgaste 1 mm na face vestibular, 2 mm redução incisal, chanfro 1 mm de altura e espessura, término em esmalte); Gr3 - Canino com preparo conservador (desgaste 1 mm face vestibular, término em esmalte); Gr4 - Canino com preparo convencional e chanfro palatino (desgaste 1 mm na face vestibular, 2 mm redução incisal, chanfro 1 mm de altura e espessura, término em esmalte). Os espécimes foram submetidos a 4.10^6 ciclos mecânicos (45°C , 37°C , 100 N, 4 Hz) e avaliados quanto a possíveis falhas a intervalos de 500.000 ciclos. Ao final da ciclagem mecânica os espécimes que sobreviveram foram submetidos ao teste de carga para fratura. As taxas de sobrevivência dos corpos de prova foram calculadas pelo teste de Kaplan Meier e Long-rank ($\alpha=0,05$) e os valores de carga para fratura pelo teste t-Student ($\alpha=0,05$). Todos os grupos apresentaram taxas de 100% de sobrevivência, não havendo diferença estatística entre eles. O teste t-Student não mostrou diferença estatística para os diferentes desenhos de preparo. Modelos idênticos aos utilizados no teste laboratorial foram simulados bidimensionalmente e o comportamento mecânico avaliado pelos critérios de análise de Tensão Máxima Principal. Uma força de 100 N foi aplicada na região

incisal dos modelos, sob uma inclinação de 45°. A análise por elementos finitos mostrou maior concentração de tensões de tração na faceta cerâmica para os grupos com preparo convencional e chanfro palatino em comparação com dentes com preparo conservador.

Li et al. (2014), avaliaram a influência de desenhos de preparos diferentes sobre a distribuição de estresse em um incisivo restaurado com facetas com diferentes condições de carregamento e materiais restauradores. A partir da digitalização de uma tomografia computadorizada de um incisivo central superior, um modelo tridimensional de elementos finitos para dois tipos de desenhos diferentes foi desenvolvido. Um modelo com redução incisal de 1,0 mm e sem chanfro palatino e o outro com redução incisal de 1,0 mm e com chanfro de 0,5 mm de largura e 1,0 mm de altura. A redução média da face vestibular foi de 0,5 mm e a margem cervical ficou colocada 1,0 mm abaixo da junção amelocementaria; o chanfro foi o formato do término para todos os preparos. Uma carga estática de 50 N foi aplicada com angulações de 60° e 125° em relação ao eixo longitudinal do dente ao nível da margem incisal, simulando movimentos funcionais. Foram considerados tanto facetas laminadas de porcelana feldspáticas quanto facetas de resina composta. Os valores de tensão máxima nas facetas e dentes foram maiores nos dentes com preparo sem chanfro palatino. As tensões foram distribuídas mais uniformemente no chanfro palatino para facetas de porcelana, considerando que uma melhor distribuição de estresse em movimentos protrusivos observou-se no modelo sem chanfro para as facetas de resina composta. Concluíram que o desenho de chanfro palatino para facetas de porcelana tolera melhor o estresse e o desenho sem chanfro foi favorecido para facetas de resina composta, particularmente em movimentos protrusivos.

Celebi et al. (2017); investigaram o comportamento térmico de restaurações laminadas cerâmicas realizadas em um incisivo central superior com diferentes preparos; através do método por elementos finitos. Os modelos sólidos tridimensionais do dente hígido e dentes preparados para receber os laminados foram obtidos usando imagens de microtomografia computadorizada. Cada laminado foi composto de cerâmica, cimento resinoso e camada adesiva que foram gerados com base nas imagens digitalizadas usando software de desenho. O modelo sólido também incluiu tecidos dentários como: ligamento periodontal e osso cortical e

esponjoso. Foram realizadas análises térmicas lineares dependentes do tempo para comparar as mudanças de temperatura e as distribuições de estresse no dente hígido e dentes restaurados. O líquido (frio ou quente), em primeiro lugar entra em contato com a coroa onde foram obtidas as tensões máximas. Para os dentes com laminados as tensões na superfície palatina foram maiores que a superfície vestibular. Nos tecidos internos, o efeito da carga térmica diminuiu e as distribuições de estresse obtidas foram menores perto das regiões da polpa e dentina. As restaurações com chanfro palatino apresentaram tensões comparativamente maiores do que os preparos convencionais e conservadores. O carregamento térmico frio apresentou maiores mudanças de temperatura e distribuições de estresse do que o carregamento térmico quente independente da técnica de restauração.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo geral

A proposta do presente estudo é avaliar o efeito de dois diferentes tratamentos de superfície de laminados cerâmicos ultrafinos de dissilicato de lítio na resistência de união a um cimento resinoso; e, analisar através do método por elementos finitos, a distribuição das tensões geradas em dentes restaurados com esses laminados.

3.2 Objetivos específicos

- a) avaliar a resistência de união entre laminados cerâmicos ultrafinos de dissilicato de lítio e um cimento resinoso após diferentes tratamentos de superfície;
- b) estabelecer o tipo de falha que levou à fratura da união;
- c) determinar o ângulo de contato da cerâmica submetida aos diferentes tipos de tratamentos;
- d) avaliar a influência do tratamento na superfície cerâmica através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microscopia de força atômica (MFA);
- e) analisar por meio de elementos finitos a distribuição de tensão gerada no dente e laminado cerâmico.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

4.1.1 Unidades Experimentais

Foram utilizadas 50 amostras de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio

4.1.2 Fatores em estudo

Tratamento de superfície em dois níveis:

- a) tratamento com ácido fluorídrico 5% e silano;
- b) tratamento com Monobond Etch&Prime.

4.1.3 Variáveis de Resposta

Resistência de união (MPa), ângulo de contato ($^{\circ}$) e energia de superfície (mN/m)

4.1.4 Metodologias

Ensaio mecânico de microcisalhamento para estabelecer a resistência de união e ensaio de goniometria para mensuração do ângulo de contato e energia de superfície.

4.2 Material

Os materiais utilizados, bem como suas respectivas composições, fabricantes e lotes, estão apresentados no quadro 1.

Quadro 1 – Material utilizado nos experimentos

Material	Composição	Fabricante	Lote
IPS e.max CAD	<u>Componente principal:</u> Dióxido de silício <u>Componentes adicionais:</u> óxido de lítio, óxido de potássio, óxido de magnésio, óxido de alumínio, pentóxido de fósforo e outros óxidos	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	V13433
Condicionador Condac Porcelana 5%	Ácido hidrofúorídrico (aproximadamente 5%)	FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil	151015
Monobond Etch & Prime	Solução aquosa alcoólica de polifluoreto de amônio, metacrilato de silano e corante	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	V09353
Adesivo Tetric N-Bond Universal	Metacrilato de hidroxietilo, etanol, água, dióxido de silício disperso, iniciadores e estabilizadores	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	U52625
Agente de união Monobond N	Solução alcoólica de metacrilato de silano, metacrilato do ácido fosfórico e metacrilato de sulfeto	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	V02167
Cimento Resinoso Variolink Esthetic LC	Dimetacrilato de uretano, monômeros de metacrilato, trifluoreto de itérbio, óxidos mistos, iniciadores, estabilizadores e pigmentos	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	V17878

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Método

4.3.1 Preparo dos espécimes

Os espécimes foram obtidos a partir de 05 blocos pré-sinterizados de cerâmica de dissilicato de lítio, IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein), de tamanho C₁₄ (12 mm x 14 mm x 18 mm), HT (Alta translucidez) e Cor A₁ (Figura 1). Cinquenta lâminas com as dimensões de 14 mm de comprimento, 12 mm de largura e 0,3 mm de espessura foram elaboradas.

Para a confecção dos espécimes, os blocos cerâmicos foram envolvidos por várias camadas de fita adesiva para evitar a fratura ou lascamento das lâminas durante a secção em cortadeira de precisão (IsoMet 1000, Buehler LTd., Lake Flud, IL, EUA) (Figura 2A), utilizando disco de corte diamantado Extec High Concentration Modelo 12205 (Extec, Enfield, CT, EUA) a uma velocidade de 300 rpm, para obter espécimes de 0,3 mm de espessura (Figura 2B e 2C).

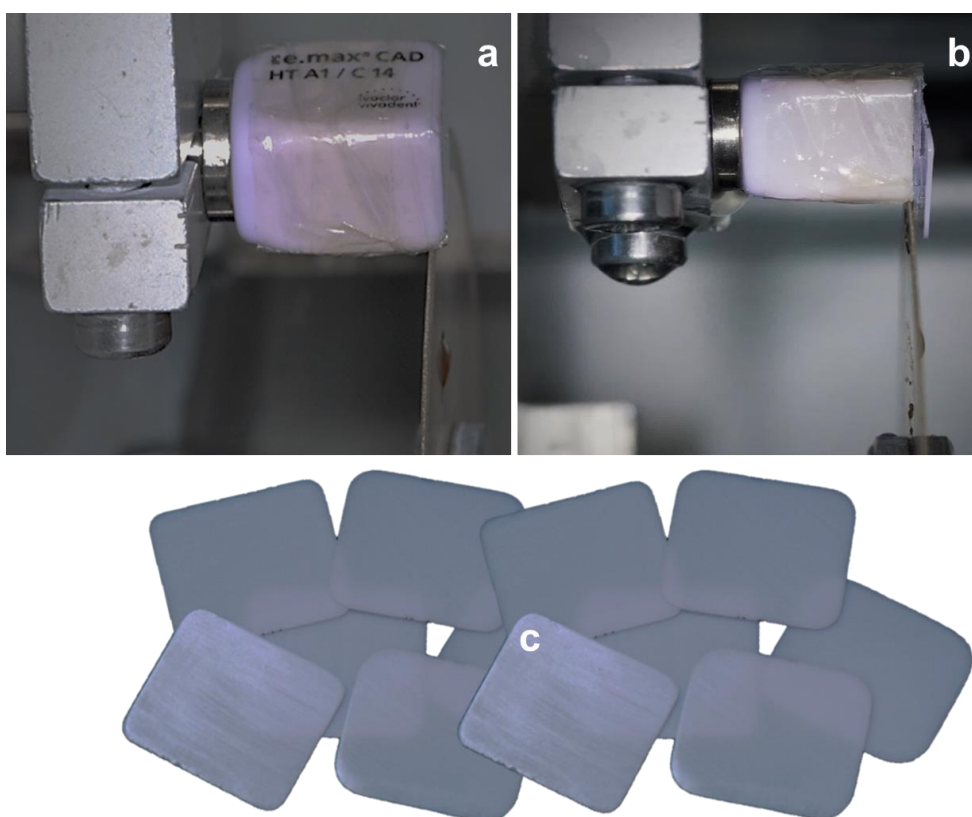
O polimento de todos os espécimes obtidos foi realizado manualmente com lixas d'água de granulações #P600 – 60 s e #P1200 – 120 s (Fepa-P, Extec, Enfield, CT, EUA), acopladas a uma politriz circular (DP-10, Panambra, São Paulo, SP, Brasil) a uma velocidade de 600 rpm sob refrigeração constante com água (Nakazato et al., 1999) (Figura 3A). A espessura final exata, de cada espécime, foi medida utilizando um paquímetro digital (Starret, Itu, São Paulo, Brasil) (Figura 3B). Após o processo de polimento, a integridade das lâminas foi avaliada em estereomicroscópio (SteREO Discovery.V20, Carl Zeiss, Oberkochen, Alemanha). Aquelas que apresentavam trincas, lascas ou outro defeito em sua extensão, foram descartadas. Os espécimes polidos foram imersos em água destilada em banho ultrassônico, durante 10 min (Ultrasonic Cleaner, Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) para remover qualquer resíduo ou contaminante da superfície cerâmica antes do processo de cristalização.

Figura 1 – Blocos cerâmicos de dissilicato de lítio



Fonte: Elaborado pelo autor.

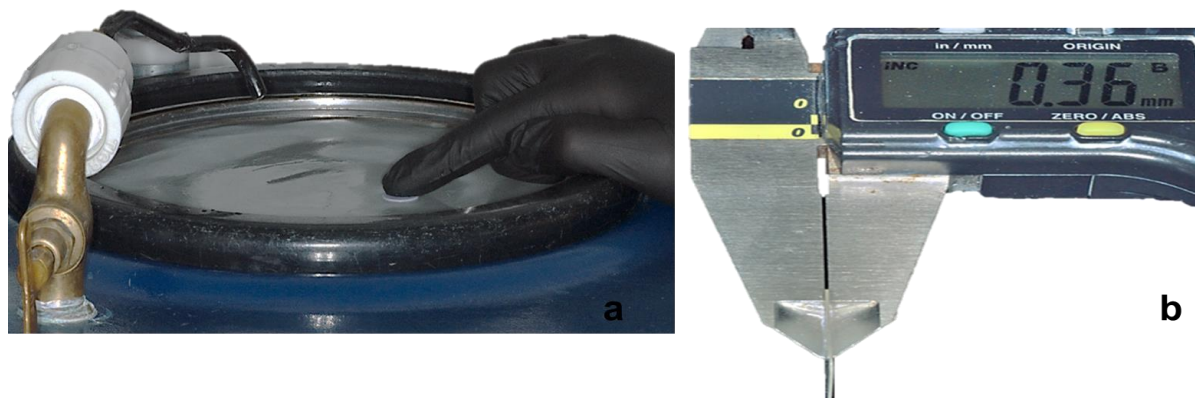
Figura 2 – Secção dos espécimes cerâmicos



Legenda: a) bloco cerâmico colocado em cortadeira de precisão IsoMet; b) corte dos espécimes cerâmicos; c) espécimes cerâmicos após o corte.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3 – Polimento dos espécimes cerâmicos



Legenda: a) polimento dos espécimes em politriz; b) medida final do espécime após o corte e polimento.

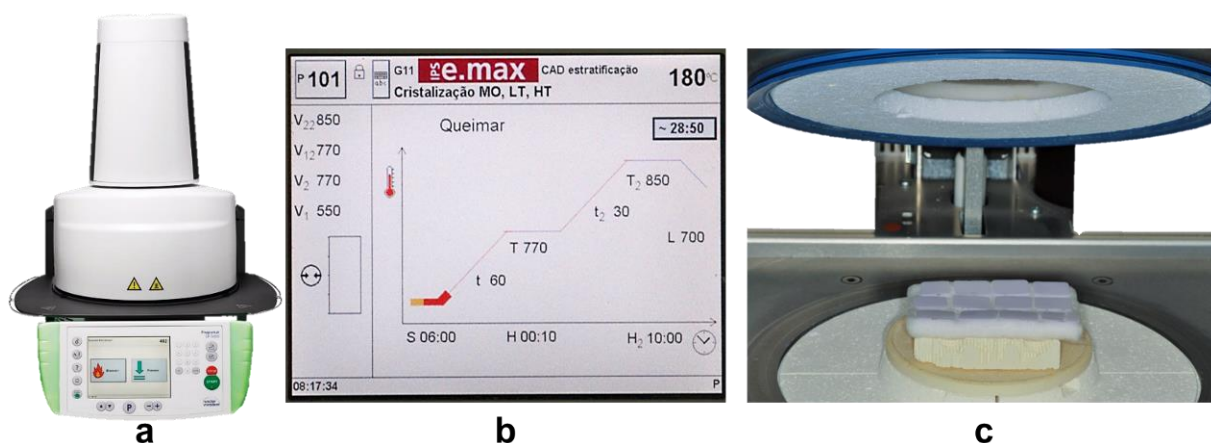
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os espécimes obtidos foram levados ao interior do forno Programat EP 5000 (Ivoclar, Vivadent) para o processo de cristalização da cerâmica, que conferiu a resistência final do material (Figura 4A). Utilizando o programa específico de cristalização (P81) do forno, que regula a velocidade gradual de fechamento/abertura do mesmo, bem como aquecimento e resfriamento, foi realizado o processo. A temperatura para a cristalização da cerâmica foi de 840°C, durante 25 a 30 min (Figura 4B). Entre os espécimes e a base refratária, foi colocada uma esponja especial para evitar a deformação das finas lâminas (Figura 4C). A cristalização realizada não provocou contração dos espécimes cujas medidas e espessuras foram conferidas antes e depois desse processo (Figura 5A e 5B).

Os espécimes finais cristalizados foram embutidos em tubos de policloreto de vinil (PVC). Esses tubos foram posicionados num molde de silicone industrial, (Rhodorsil/Artigos Odontológicos Clássicos, Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil) de formato cilíndrico com medidas internas de 2,0 cm de altura e 2,0 cm de diâmetro; para permitir um melhor paralelismo entre as superfícies do tubo de PVC e a lâmina (Figura 6A). Uma face da lâmina de cerâmica de dissilicato de lítio foi posicionada dentro do tubo de PVC em contato com a matriz de silicone, a totalidade do tubo foi preenchido com resina acrílica quimicamente ativada incolor (Jet, Artigos Odontológicos Clássicos, São Paulo, Brasil) durante sua fase pegajosa (Figura 6B). Após esse procedimento, o conjunto foi imerso em água para evitar o aumento da

temperatura devido à reação exotérmica do acrílico e evitar alterações na estrutura e/ou superfície cerâmica. Finalizada a polimerização da resina acrílica os espécimes foram retirados do molde e armazenados a temperatura ambiente (Figura 7).

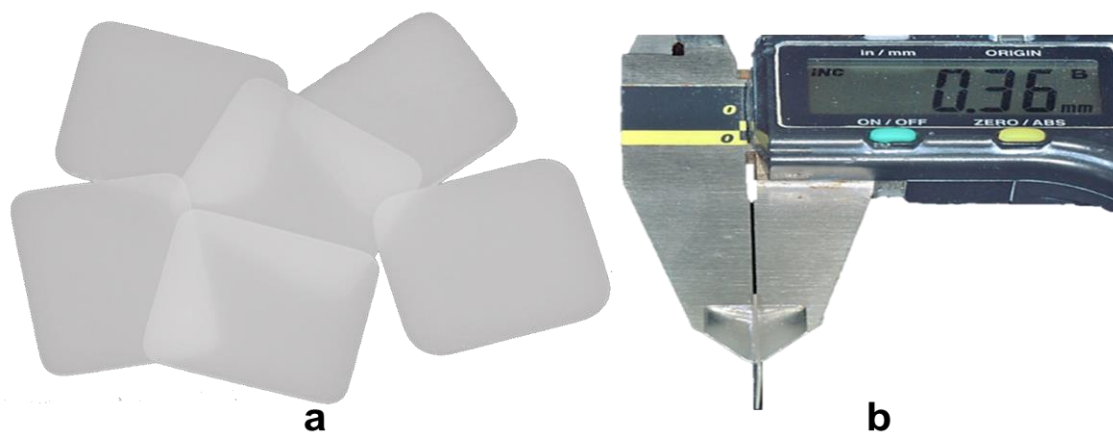
Figura 4 – Cristalização dos espécimes cerâmicos



Legenda: a) forno Programat EP 5000; b) programa para cristalização das cerâmicas; c) espécimes colocados no forno para a cristalização.

Fonte: Elaborado pelo autor.

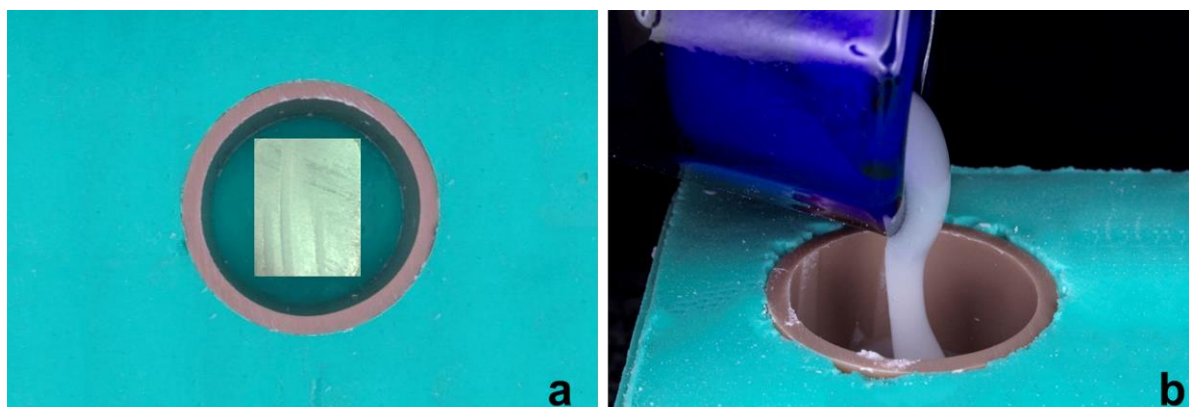
Figura 5 – Espécimes cerâmicos finais



Legenda: a) espécimes cerâmicos cristalizados; b) medidas finais dos espécimes cristalizados.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 6 – Embutimento dos espécimes cerâmicos



Legenda: a) tubo de PVC colocado no molde de silicone para obtenção de paralelismo das superfícies; b) preenchimento com resina acrílica com a lâmina de cerâmica posicionada em contato com a matriz de silicone.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 7 – Espécimes cerâmicos embutidos

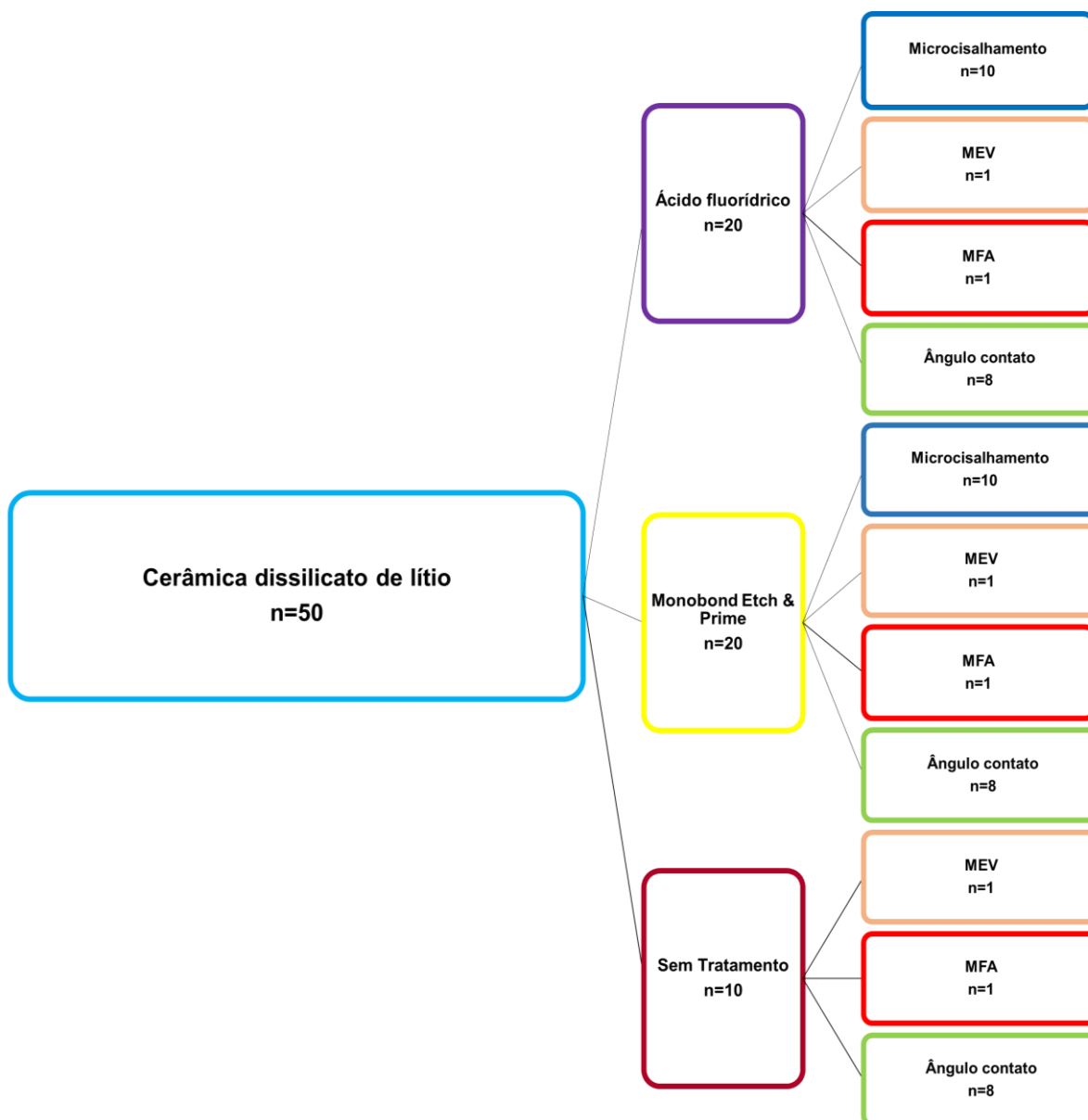


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3.2 Distribuição dos espécimes nos grupos a serem testados

Os 50 espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio foram distribuídos de forma aleatória em dois grupos com tratamento de superfície ($n=20$) e um grupo de sem tratamento ($n=10$), listados na figura 8.

Figura 8 - Divisão dos grupos testados



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3.3 Tratamento de superfície

Grupo ácido fluorídrico e silano (HF): condicionamento da superfície cerâmica com ácido fluorídrico 5% durante 20 s (Condac Porcelana 5%, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil), seguido de lavagem por 20 s e secagem durante 20 s. Aplicação de uma camada uniforme e fina da solução de

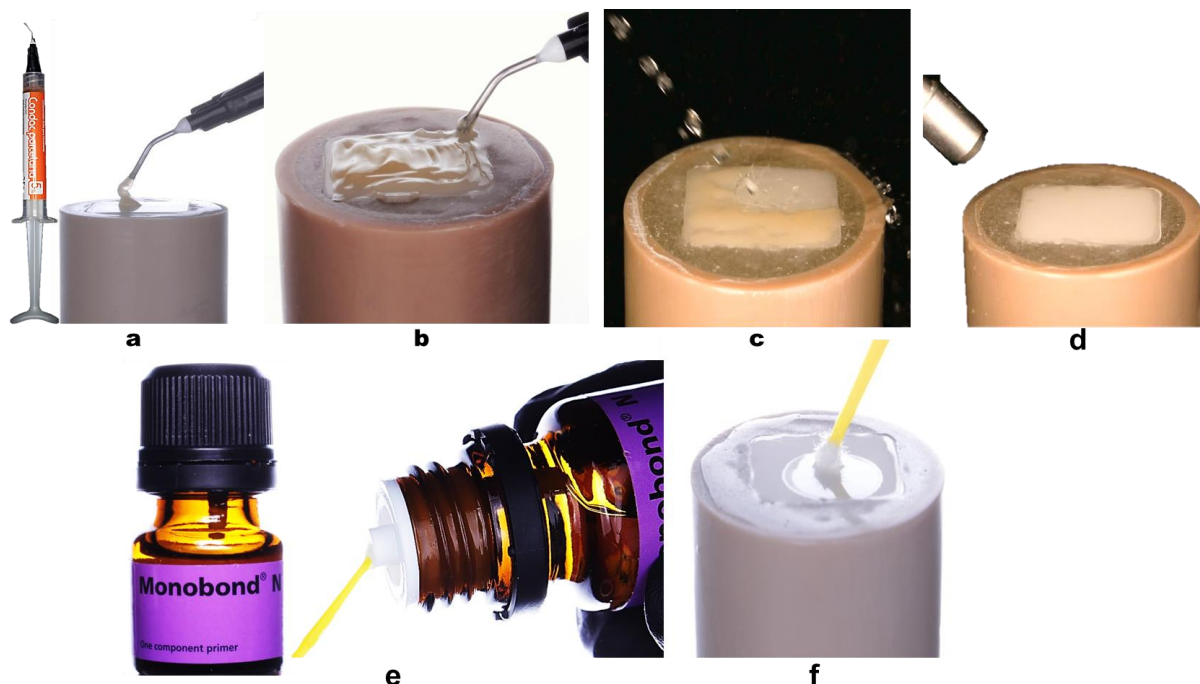
silano (Monobond N, Ivoclar Vivadent), utilizando um microbrush; deixando reagir durante 60 s para posteriormente aplicar um jato de ar para dispersar qualquer excesso (Ramakrishnaiah et al., 2016; Prochnow et al., 2017) (Figura 9).

Grupo Monobond Etch & Prime (MEP): aplicação ativa sobre a superfície cerâmica durante 20 s do primer autocondicionador Monobond Etch & Prime (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) utilizando um microbrush com uma leve pressão. Aguardou-se mais 40 s antes da lavagem, até a remoção completa do primer. Secagem da superfície por 10 s (Ivoclar Vivadent, 2017; Siqueira FS et al., 2016; Roman-Rodriguez et al., 2017) (Figura 10).

4.3.4 Delimitação da área adesiva e procedimento adesivo

Para padronizar a área de união e espessura da camada de adesivo, foi realizada a delimitação da área adesiva em cada espécime condicionado, conforme o método descrito por Shimaoka et al. (2011). Uma fita dupla face ácido resistente (Scotch 3M, Manaus, Brasil) foi posicionada sobre papel contact preto para facilitar a visualização da superfície cerâmica durante o procedimento. Foram recortados pedaços de fita em dimensões suficientes para recobrir a superfície cerâmica. Cada pedaço de fita recebeu duas perfurações circulares com 0,8 mm de diâmetro realizados com perfurador de borracha de Ainsworth; essas perfurações formaram uma linha reta entre elas com uma distância de separação de 3,0 mm medida a partir do centro de cada perfuração. A face inferior adesiva da fita foi aderida ao espécime, delimitando, através das perfurações, duas áreas circulares na superfície cerâmica, sobre as quais foram aplicadas ativamente o sistema adesivo autocondicionante (Tetric N-Bond Universal, Ivoclar Vivadent), durante 20 s, seguido de aplicação de jato de ar a uma distância de 10 mm para retirar excessos e fotopolimerização durante 20 s com aparelho LED de fotopolimerização (Kondentech Indústria e Comércio Ltda., SP, Brasil) com intensidade de 1200 mW/cm² (Figura 11).

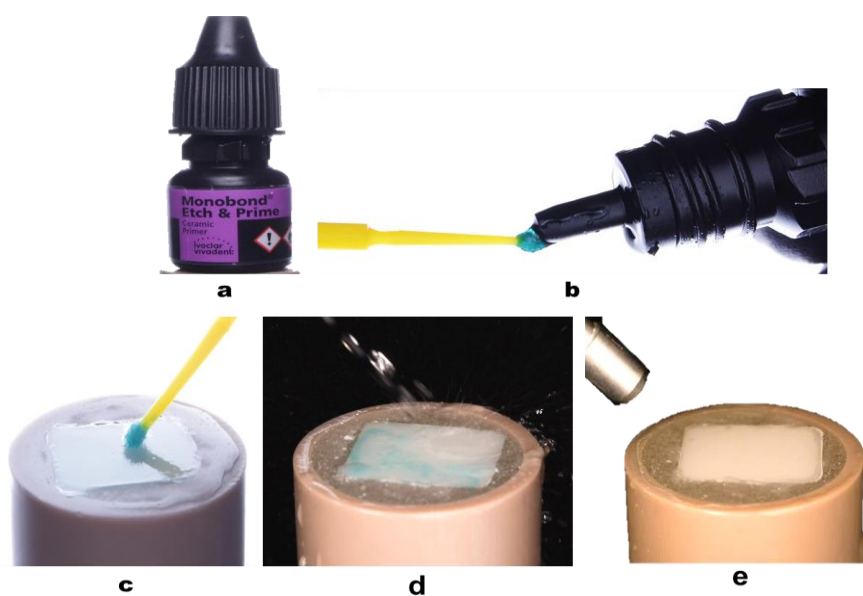
Figura 9 – Tratamento da superfície cerâmica com ácido fluorídrico 5%



Legenda: a) aplicação de ácido fluorídrico 5%; b) ácido fluorídrico sobre o espécime cerâmico; c) lavagem da superfície cerâmica; d) secagem da superfície cerâmica; e) agente de união (silano) Monobond N; f) aplicação de silano sobre a superfície cerâmica.

Fonte: Elaborado pelo autor.

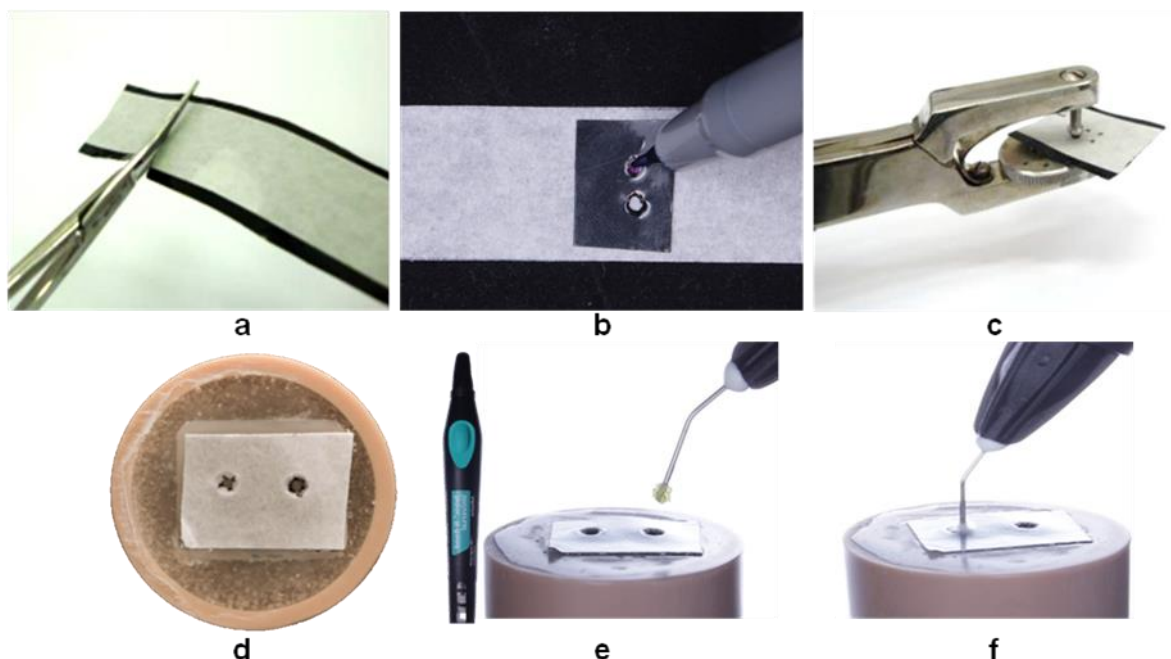
Figura 10 – Tratamento da superfície cerâmica com Monobond Etch and Prime



Legenda: a) Monobond Etch & Prime; b) uma gota do produto é dispensada sobre o microbrush para aplicação; c) aplicação ativa do produto sobre a superfície cerâmica; d) lavagem da superfície cerâmica; e) secagem da superfície cerâmica.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 11– Delimitação da área adesiva

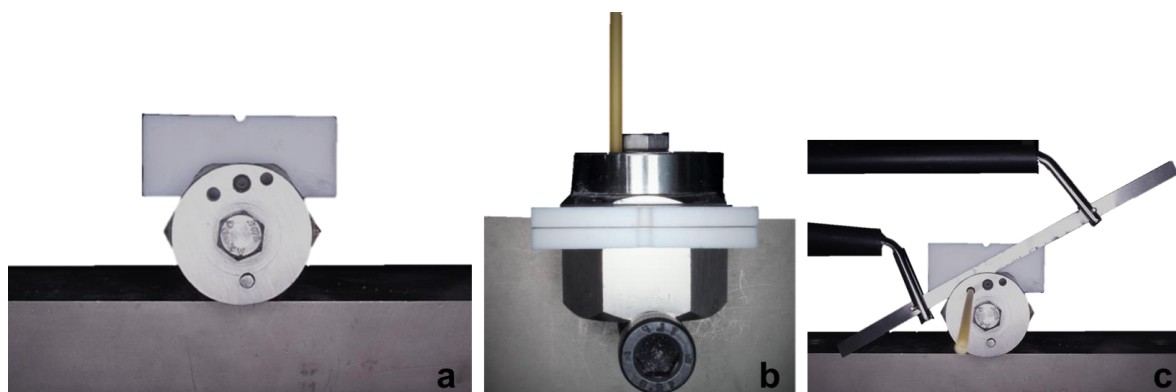


Legenda: a) recorte da fita dupla face posicionada sobre papel contact preto; b) demarcação das perfurações; c) perfuração das demarcações com perfurador de borracha; d) fita dupla face aderida ao espécime; e) sistema adesivo autocondicionante utilizado; f) aplicação ativa do sistema adesivo em cada superfície delimitada.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na face superior da fita o filme plástico protetor foi removido e duas matrizes foram posicionadas sobre ela para a confecção dos cilindros de cimento resinoso. As matrizes cilíndricas foram fabricadas utilizando macarrão perfurado comestível disponível no mercado (Marca Renata, tipo furadinho 5, Selmi, SP, Brasil), medindo 0,8 mm de diâmetro interno e 1,5 mm de altura. Para a confecção dessas matrizes, cada unidade de macarrão foi levada a um dispositivo especial para corte, e utilizando uma serra microcut de 0,05 mm de espessura (TDV Dental Ltda., SC, Brasil) foram feitos cortes consecutivos de 1,5 mm, obtendo-se fragmentos perfurados com essa altura. Para remoção do pó que se formou no processo de corte de cada matriz foram utilizados jatos de ar (Figura 12).

Figura 12 – Dispositivo para corte das matrizes de macarrão

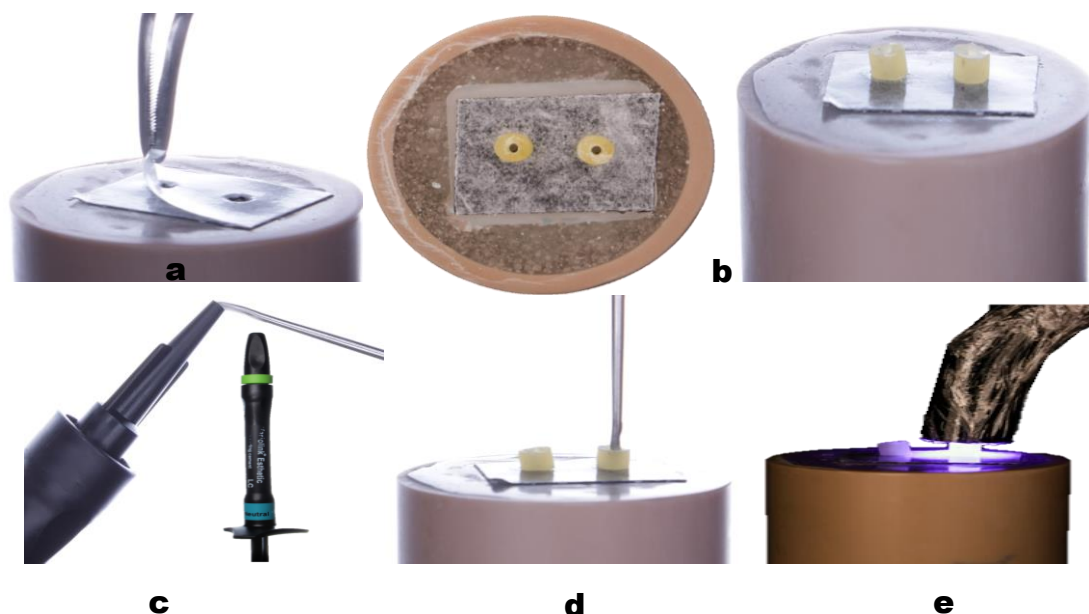


Legenda: a) dispositivo para corte; b) macarrão posicionado para corte; c) serra cortando o macarrão. Fonte: Elaborado pelo autor.

Sob aumento de uma lupa, duas matrizes de macarrão foram posicionadas e coladas sobre a face adesiva da fita de tal forma que seu diâmetro interno coincidissem com a luz e perfurações. As matrizes tiveram seu volume interno preenchido cuidadosamente com cimento resinoso fotopolimerizável (Variolink Esthetic LC, Ivoclar Vivadent), colocado com a ponta de um explorador, e fotoativado por 40 s com aparelho LED fotopolimerizador (Kondentech) com irradiação de 1200 mW/cm² (Figura 13). A intensidade e uniformidade da saída de luz do aparelho de fotopolimerização foram controladas com um medidor de energia (radiômetro) (Demetron® L.E.D. Radiometer, Kerr Restoratives; CT; EUA), antes e depois da aplicação do sistema adesivo e cimento resinoso em cada grupo (Figura 13).

Depois de 24 h de armazenamento dos espécimes em água destilada, em estufa bacteriológica a 37°C, as matrizes foram removidas cuidadosamente com um explorador dental e a fita com uma lamina de bisturi para expor os cilindros de cimento resinoso (0,8 mm x 1,5 mm) (Figura 14). Antes da realização do ensaio mecânico de microcisalhamento, cada amostra foi examinada no estereomicroscópio (SteREO Discovery.V20), para identificar possíveis defeitos no cilindro de cimento de resina (bolhas, cimento resinoso além dos limites da área adesiva e incompatibilidade entre os cilindros e sua respectiva área delimitada). Qualquer amostra que apresentasse problemas ou defeitos seria excluída do ensaio.

Figura 13 – Confeção dos cilindros de cimento resinoso



Legenda: a) remoção do filme protetor da fita; b) posicionamento das matrizes de macarrão sobre a superfície adesiva da fita coincidindo com as perfurações; c) cimento resinoso fotopolimerizável utilizado; d) preenchimento das matrizes com cimento resinoso; e) fotopolimerização do cimento.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 14 – Cilindros de cimento resinoso confeccionados



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3.5 Ensaio de resistência de união ao microcisalhamento

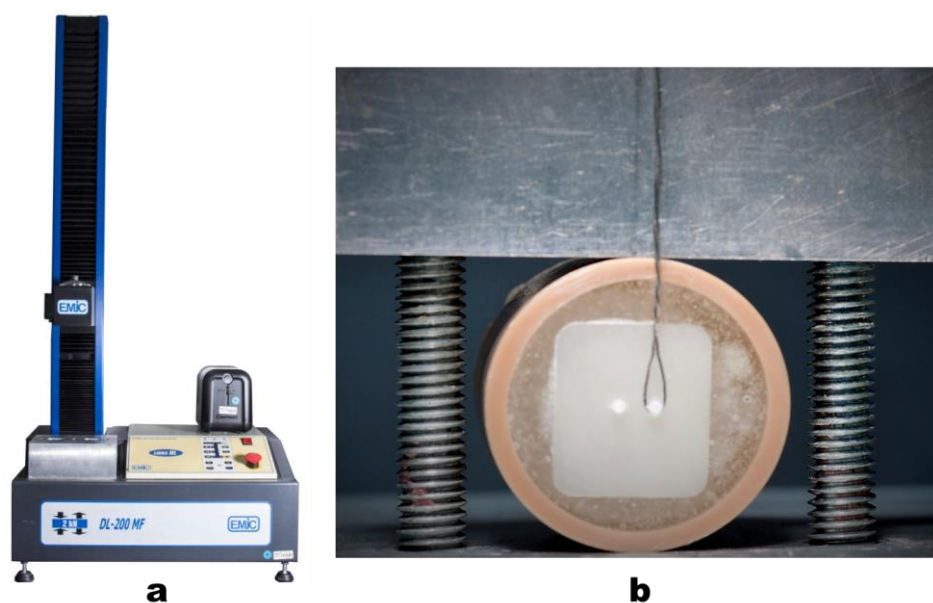
Decorrido o período de armazenamento, os espécimes foram adaptados a um dispositivo para ensaio de resistência de união ao microcisalhamento acoplado à máquina de ensaios mecânicos (EMIC 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com célula de carga de 10 Kgf (Figura 15A). Antes da realização do ensaio, o dispositivo foi cuidadosamente alinhado para permitir que o carregamento fosse aplicado o mais próximo possível da interface de união cimento/cerâmica; na base dos cilindros, com o auxílio de uma alça confeccionada com fio de aço (0,2 mm de diâmetro). O carregamento foi realizado com velocidade de 1 mm/min até a fratura dos espécimes (Figura 15B). A resistência de união ao microcisalhamento foi calculada dividindo-se a força máxima registrada durante o ensaio (em N) pela área de união (em mm²) e expressa em MPa. A área de união considerada foi de 0,57 mm².

4.3.6 Análise das fraturas

Após a realização do teste de microcisalhamento, os espécimes ensaiados foram analisados em estereomicroscópio (SteREO Discovery.V20). A região da fratura de cada espécime foi analisada e classificada conforme a classificação proposta por Della Bona et al. (2003):

- a) adesiva cerâmica: representada prevalentemente pela falha na interface entre cimento e cerâmica;
- b) coesiva em cimento: representada prevalentemente pela fratura coesiva do cimento;
- c) coesiva em cerâmica: representada prevalentemente pela fratura coesiva da cerâmica;
- d) mista: considerada quando não é possível identificar a prevalência de um tipo de falha (Figura 16).

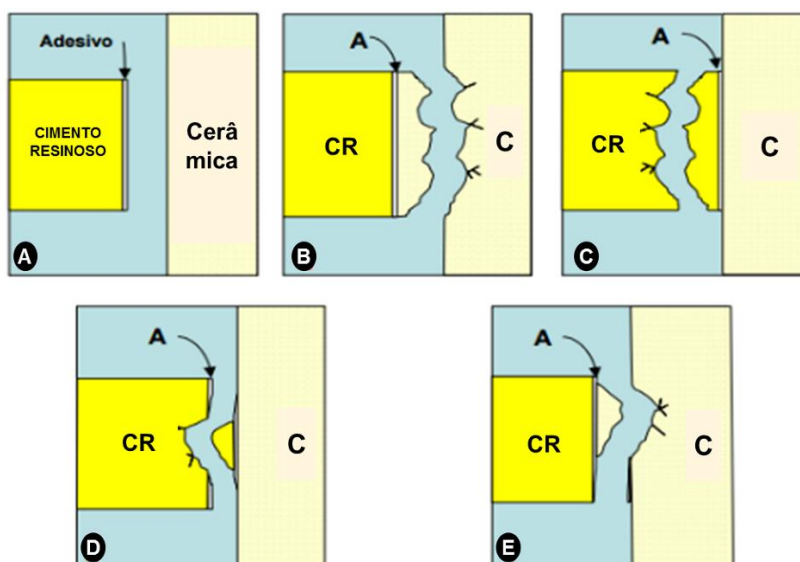
Figura 15 – Ensaio mecânico de resistência de união



Legenda: a) máquina de ensaio universal EMIC; b) espécime montado em máquina de ensaio universal para teste de microcisalhamento.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 16 – Representação esquemática da classificação dos tipos de fraturas



Legenda: a) fratura adesiva; b) fratura coesiva em cerâmica; c) fratura coesiva em cimento resinoso; d) e e) fratura mista.

Fonte: Elaborado pelo autor.

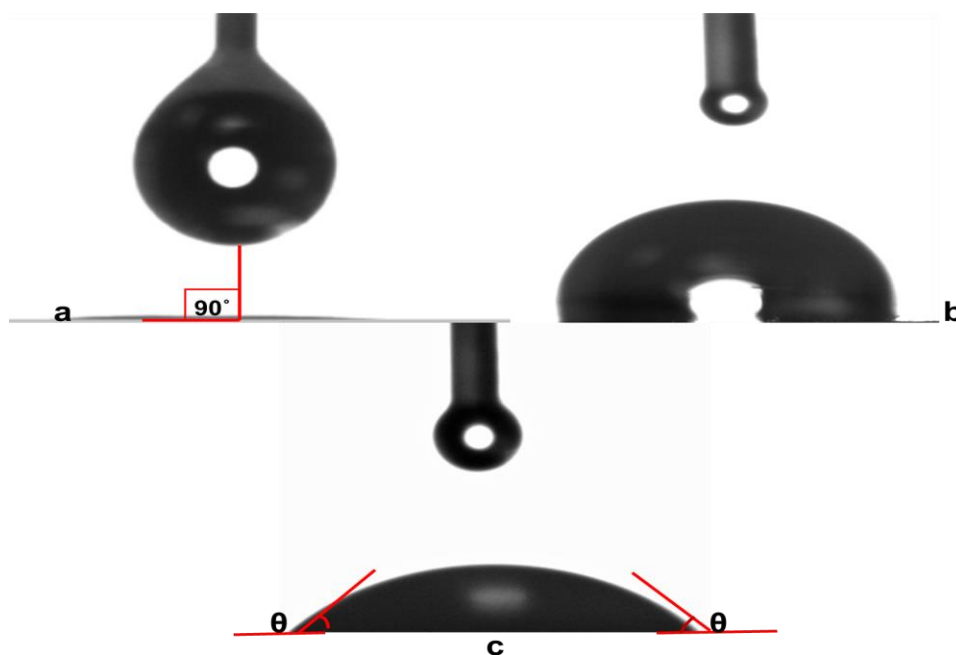
4.3.7 Mensuração do ângulo de contato

O ângulo de contato e energia de superfície foram mensurados utilizando 24 espécimes de cerâmica, divididas aleatoriamente em 3 grupos (n=8): grupo HF, grupo MEP e grupo sem tratamento. O ângulo de contato é formado pela intersecção entre um plano tangente à gota de um líquido e o plano que contém a interface substrato-líquido. A alteração da energia de superfície provocada pelos tratamentos de superfície realizados na cerâmica foi obtida por meio da mensuração do ângulo de contato entre a água e a superfície tratada, utilizando um goniômetro (Attension, Biolin Scientific, Estocolmo, Suécia), através da técnica da gota sésil.

Para essa medição, uma gota de água deionizada foi depositada no centro da superfície de cada espécime cerâmico com auxílio de uma microseringa e uma lente de baixo aumento foi utilizada na mensuração pelo goniômetro. Os espécimes de cada grupo foram secos e colocados na base do equipamento, corrigindo-se o paralelismo entre a agulha e a superfície da cerâmica. Então, uma gota de 2 μ l de água deionizada foi aplicada sobre a superfície cerâmica, perpendicular à amostra (90°) com velocidade constante.

Foram realizadas leituras durante 20 s, com pausa inicial de 10 s para que a gota se assente completamente. A captação das imagens e processamento dos ângulos de contato foi realizada através de um software específico (One Attension, Biolin Scientific, Estocolmo, Suécia). O software realizou a análise estatística das mudanças entre os ângulos de contato (direito e esquerdo) pelo período de tempo estabelecido, apresentando no final a média obtida assim como também a energia de superfície de cada espécime (Figura 17).

Figura 17 – Imagens captadas pelo software do goniômetro



Legenda: a) gota de água destilada sendo expelida pela agulha da seringa perpendicular à superfície cerâmica; b) gota depositada sobre a superfície cerâmica; c) medição dos ângulos direito e esquerdo. Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3.8 Análise morfológica da superfície com MEV

Uma amostra representativa dos grupos com tratamento de superfície (HF e MEP) foi aleatoriamente selecionada para observar a morfologia da superfície em microscópio eletrônico de varredura (MEV) (Inspect S50, Fei Company- EUA). Uma amostra extra de cerâmica de dissilicato de lítio foi preparada para análise morfológico da superfície sem tratamento. Os espécimes foram montados em uma base de alumínio recoberta com fita adesiva de carbono (Nisshin EM Co., Ltd, Japão) para posteriormente ser revestidos e metalizados com ouro/paládio (SCD 050, Baltec, Vaduz, Liechtenstein) e examinados no microscópio com energia de feixe de 15 kV e magnificação de 2000x e 5000x.

4.3.9 Análise morfológica da superfície com MFA

Uma amostra representativa dos grupos com tratamento de superfície (HF e MEP) foi aleatoriamente selecionada para avaliação em microscópio de força atômica (Shimadzu, modelo SPM 9500J3, Shimadzu Corp. Inc., Japão). Uma amostra extra de cerâmica de dissilicato de lítio foi preparada para análise da superfície sem tratamento. Os espécimes foram avaliados em áreas de 100 μm x 100 μm , 50 μm x 50 μm , 20 μm x 20 μm e 10 μm x 10 μm . As imagens obtidas foram coletadas utilizando uma ponta de Ni_3Si_4 e cantilever retangular (constante de mola de 0,73 N/m) em modo de contato. Informação quantitativa foi adquirida das micrografias utilizando o software de análise do equipamento (Shimadzu SPM-9500 series, Shimadzu Corp. Inc., Japão). Valores da média aritmética da rugosidade em relação à linha média (R_a); distância do pico mais elevado até a linha média (R_p) e distância do vale mais profundo até a linha média (R_v) foram coletados em escala nanométrica.

4.3.10 Análise estatística

Os dados obtidos do teste de resistência de união ao microcisalhamento e goniometria foram submetidos à análise estatística por meio do software STATISTICA (Statsoft, version 8.0, 2010). A estatística descritiva consistiu no cálculo da média e desvio-padrão. A estatística inferencial consistiu nos testes de normalidade (Kolmogorov Smirnov e Shapiro Wilk), teste t de Student para resistência de união; análise de variância (ANOVA) um fator e teste de comparação múltipla de Tukey para dados de goniometria. O nível de significância adotado foi de 5%.

4.3.11 Hipóteses de nulidade testadas

H₀₁- Não haveria diferença nos valores de resistência de união a um cimento resinoso quando realizado diferentes tratamentos de superfície na cerâmica de dissilicato de lítio.

H₀₂- Não haveria diferença nos valores de ângulo de contato e energia de superfície quando realizado diferentes tratamentos de superfície na cerâmica de dissilicato de lítio.

4.4 Análise pelo método de elementos finitos

Essa parte do estudo avaliou por meio de análise tridimensional por elementos finitos a distribuição de tensões em incisivos centrais superiores restaurados com laminados cerâmicos ultrafinos de dissilicato de lítio (0,3 mm).

A análise por elementos finitos é dividida em três etapas principais: pré-processamento, processamento e pós-processamento. **Pré-processamento** ou confecção do modelo, consiste na discretização da geometria (confecção da malha); aplicação das condições de contorno (fixação, simetria e carregamento); e, definição das propriedades mecânicas dos materiais empregados. Essa etapa é seguida pelo **processamento**, em que o software de análise monta a matriz de rigidez e o vetor de carregamento, a partir das informações obtidas pelo pré-processador. Com base nas leis de formação dos elementos empregados, pode-se então calcular as deformações sofridas em cada ponto da estrutura (nós) e determinar assim o seu estado de tensão. Na etapa final, denominada **pós-processamento** é feita a análise dos resultados. Entre as formas mais comuns de pós-processamento se destacam a geração de gráficos de deslocamentos, plots vetoriais e plots de grandezas escalares, tais como deformações, energia de distorção e tensões invariantes (Von Mises, Tensão Máxima e Mínima Principal, Tensão Principal de Cisalhamento, etc.). Essas tensões são geralmente apresentadas em escalas de cores com valores para melhor entendimento da variável estudada.

4.4.1 Distribuição dos grupos estudados em análise 3D

A análise tridimensional foi realizada aplicando duas condições experimentais: desgaste ou não de esmalte e tipo de preparo (com e sem cobertura incisal).

Sob essas condições, os grupos estudados foram: **Controle** (dente hígido) ; **Grupo 3**, incisivo central superior restaurado com laminado de 0,3 mm de espessura sem desgaste do esmalte vestibular e sem cobertura incisal; **Grupo 3V**, incisivo central superior restaurado com laminado de 0,3 mm de espessura com desgaste de esmalte vestibular (0,3 mm) e sem redução nem cobertura incisal; **Grupo 3VI**, incisivo central superior restaurado com laminado de 0,3 mm de espessura com desgaste de esmalte vestibular (0,3 mm), com redução e cobertura incisal de 1 mm (Quadro 2).

Quadro 2 – Distribuição dos grupos estudados em análise por elemento finito

Grupos	Espessura do laminado	Preparo do esmalte	Cobertura incisal
Controle	-----	-----	-----
3	0,3 mm	Não	Não
3V		Sim	Não
3VI			Sim

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.2. Hipótese de nulidade testada

Não haverá diferença na distribuição de tensão no esmalte e nos laminados cerâmicos dos diferentes modelos analisados por elementos finitos.

4.4.3 Modelagem geométrica

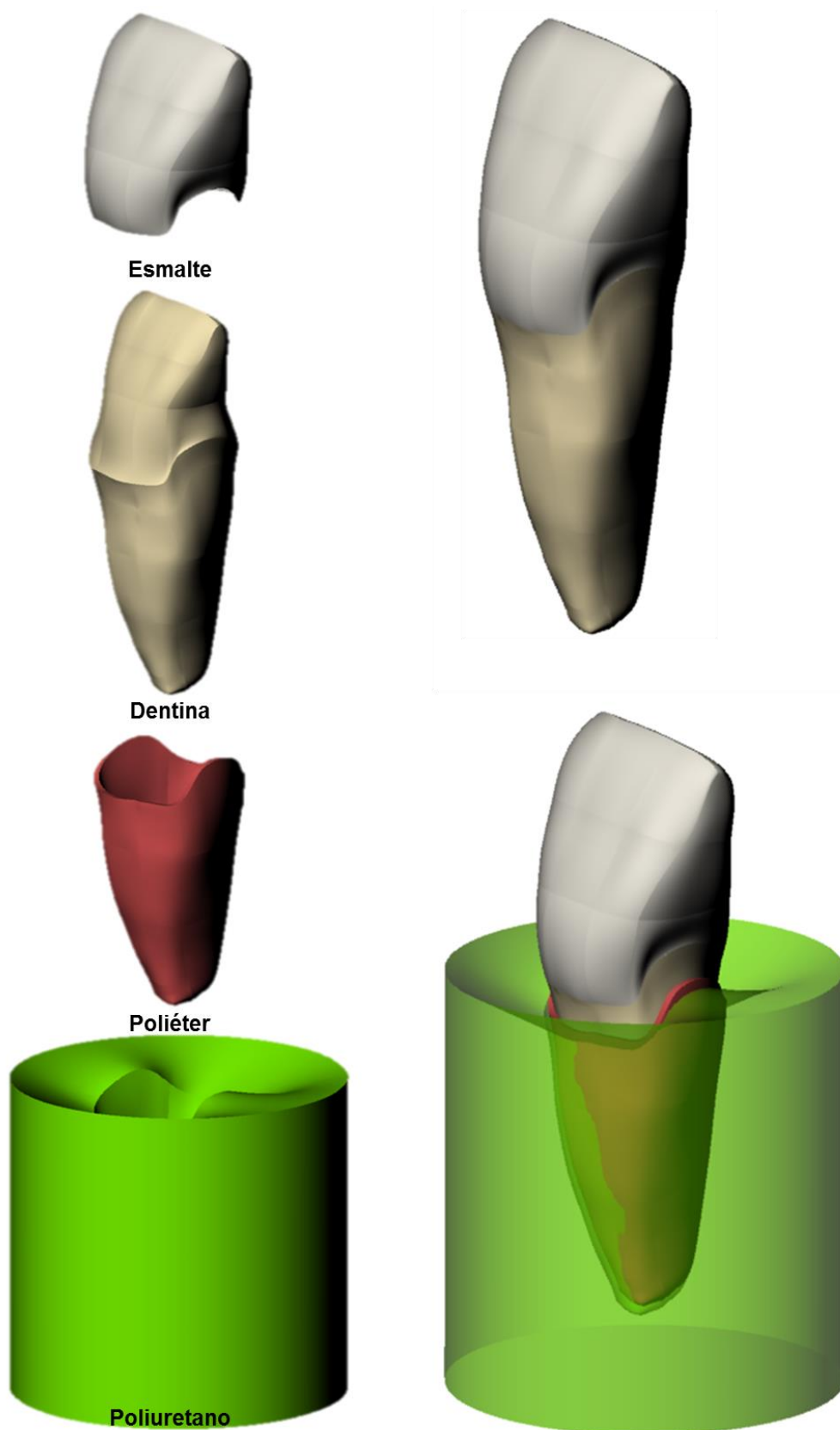
O modelo sólido tridimensional de um incisivo central superior foi elaborado no software CAD Rhinoceros 4.0® (McNeel North America, Seattle, WA). A construção geométrica simulou as condições utilizadas para realização de um teste experimental em laboratório no qual o modelo do incisivo foi composto por esmalte, dentina, polpa (espaço vazio), 200 µm de poliéter (simulando ligamento periodontal), cerâmica e base de poliuretano (Figura 18).

Foi estabelecida uma hipótese de simplificação de contatos perfeitamente colados (nós coincidentes). A camada de cimento resinoso não foi simulada na análise, uma vez que foi estabelecido como hipótese de simplificação o contato colado entre o dente e o laminado para representar dessa forma a interface adesiva com a finalidade de reduzir a complexidade do modelo.

Com o modelo do incisivo central superior hígido finalizado, iniciou-se a etapa de modelagem dos preparos dos outros grupos a ser analisados. Os preparos escolhidos para o estudo foram realizados de maneira a ficarem limitados ao esmalte dental, modificando-se as superfícies originais por corte e segmentações simulando as condições de cada caso estudado (Quadro 3).


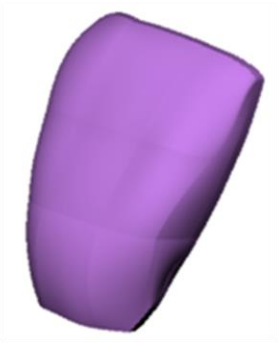


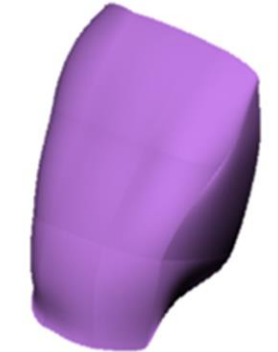


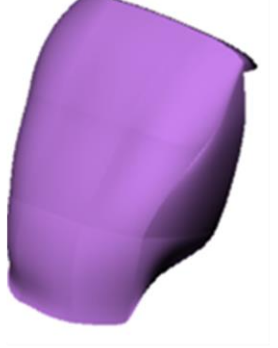

Para os grupos com desgaste, o esmalte vestibular foi retirado em uma quantidade uniforme de 0,3 mm. O preparo do dente se estendeu mesiodistalmente sem abranger o ponto de contato interproximal. Como término do preparo cervical foi realizado um chanfro a nível supragengival. Para o grupo com desgaste vestibular e redução e cobertura incisal foi feita uma redução uniforme de 1 mm do esmalte, sem confecção de chanfro por palatino.

Figura 18 – Modelagem geométrica 3D do incisivo central superior hígido



Fonte: Elaborado pelo autor.

Quadro 3 – Modelagem dos grupos experimentais para análise por elementos finitos

GRUPO	PREPARO	LAMINADO	DENTE RESTAURADO
3			
3V			
3VI			

Fonte: Elaborado pelo autor.

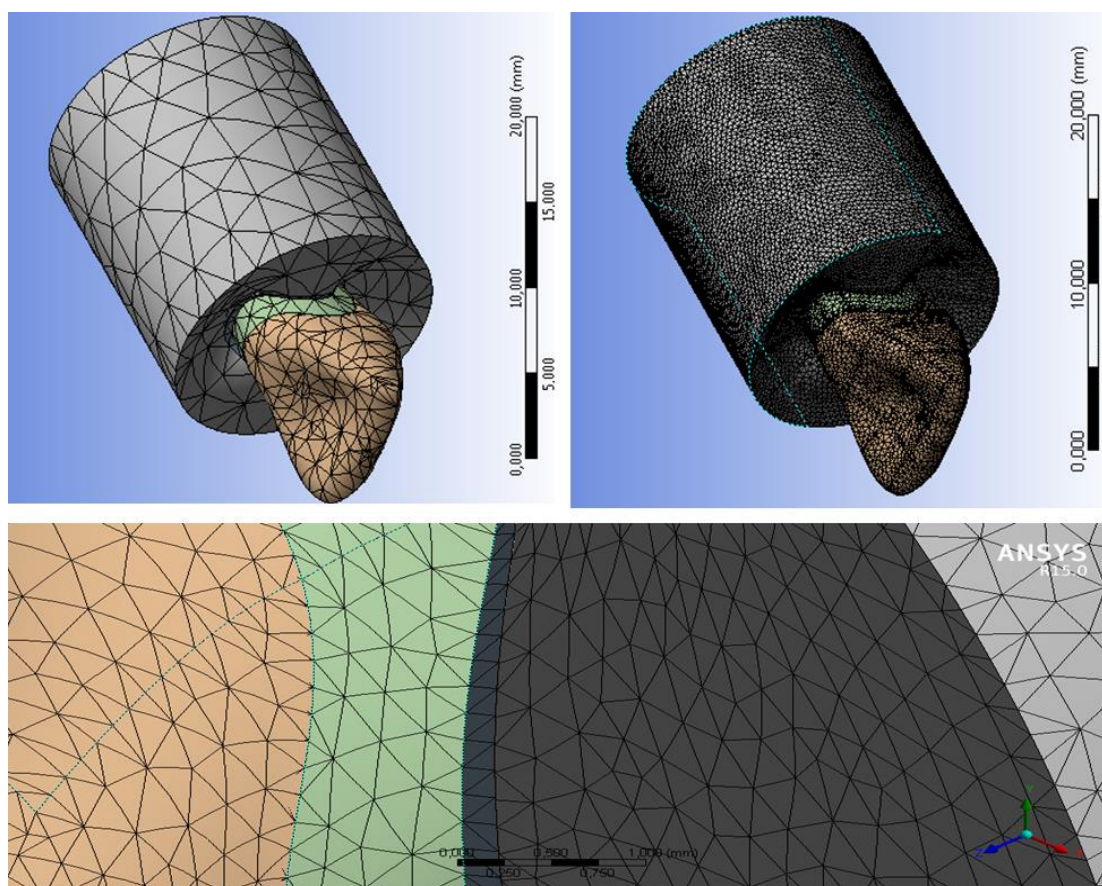
Após serem concebidas no ambiente CAD do Rhinoceros®, exportou-se a geometria em arquivo. stp para o software de análise por elementos finitos Ansys® (ANSYS Inc, Houston, TX).

4.4.4 Confeção da malha

Após a definição e importação da geometria, realizou-se a confecção da malha. A densidade da malha foi ajustada para conseguir resultados suficientemente

precisos. Utilizou-se uma malha controlada definida por elementos tetraédricos quadráticos caracterizados por uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta (Figura 19). O número total de entidades do modelo base (controle) foi de 71.986 nós e 40.764 elementos.

Figura 19 – Confeção da malha dos modelos

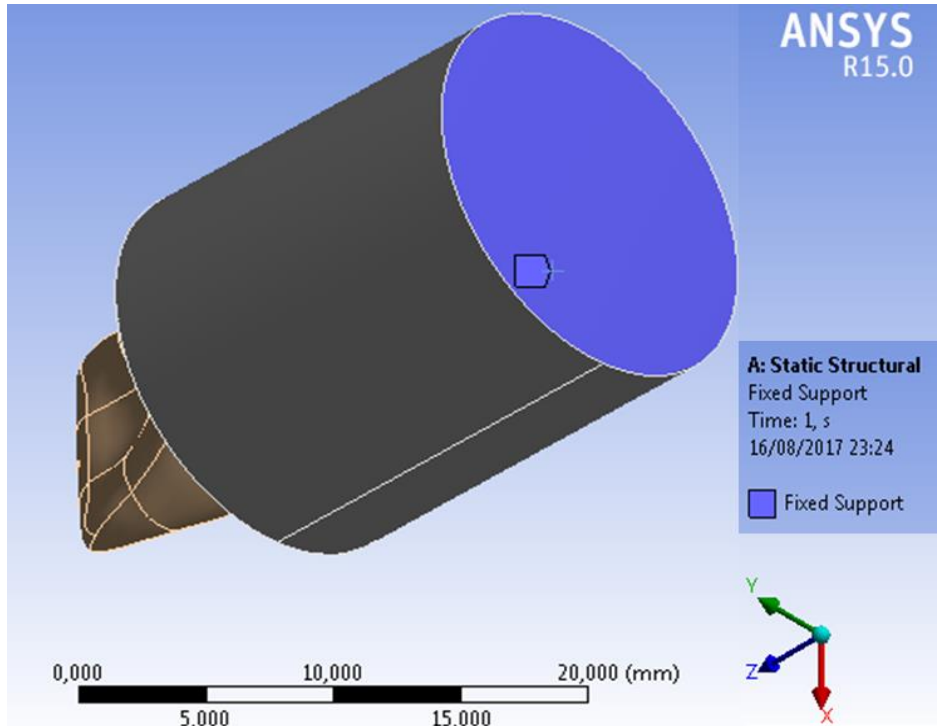


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.5 Condições de contorno e carregamento

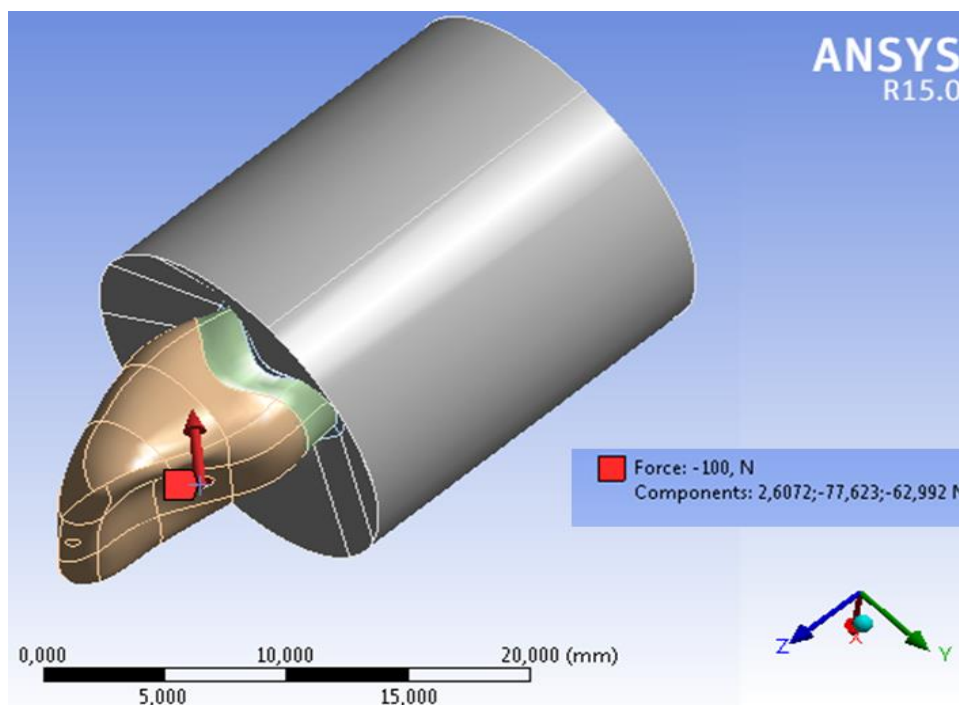
O modelo foi fixado, sem liberdade de movimento num ponto da base de poliuretano (Figura 20). Uma força de 100 N foi aplicada num ponto do terço médio da região palatina do modelo do incisivo central superior; posicionada sobre a estrutura dental (Figura 21).

Figura 20 – Fixação do modelo



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 21 – Aplicação da força no modelo



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.6 Propriedades Mecânicas

As diferentes partes do modelo são formadas por materiais diferentes com propriedades distintas. Com a finalidade de reduzir a complexidade dos modelos e subsequente análise, os materiais empregados foram considerados: **isotrópicos** (mesmas propriedades mecânicas em qualquer direção), **homogêneos** (mesmas propriedades mecânicas em qualquer ponto do elemento estrutural), **lineares** (módulo de elasticidade constante), **elásticos** (após a remoção da carga voltam às dimensões originais) e **contínuas** (sem espaços vazios). As propriedades dos materiais foram conferidas de acordo com dados da literatura (Quadro 4).

Quadro 4 - Propriedades físicas dos materiais utilizados

Material	Modulo de Young [GPa]	Coefficiente de Poisson	Referência
Esmalte	41	0,33	Ko et al. (1992)
Dentina	14,7	0,31	O'Brien (1997)
Poliéter	0,05	0,45	Farah et al. (1989)
Poliuretano	3,6	0,30	Caracterização realizada no laboratório ICT/UNESP
Dissilicato de lítio	95	0,3	Bergoli et al. (2014)

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4.7 Análise dos resultados

Para comparação dos grupos foi realizada análise estrutural estática para obter resultados de tensões e deslocamentos das geometrias estudadas. Essa análise e processamento foram feitos pelo programa de elementos finitos Ansys®, onde se verificou a distribuição de tensões e coerência dos resultados. O critério de análise de falha para materiais frágeis utilizado foi o de **Tensão Máxima Principal**, de maneira que os valores positivos correspondem a tensões de tração e os negativos a tensões de compressão.

5 RESULTADO

5.1 Resistência de união ao microcisolhamento

A estatística descritiva dos dados obtidos com a média e desvio padrão de resistência de união entre o cimento e a cerâmica em função do tratamento de superfície são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Média e desvio padrão da resistência de união em MPa

Grupo	Média / Desvio padrão
HF	19,59 ± 2,74
MEP	18,29 ± 2,37

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Tabela 2, o teste t de Student revelou que não houve diferença estatística nos valores de resistência de união entre o cimento e a cerâmica de dissilicato de lítio em função do tratamento de superfície ($p=0,117$)

Tabela 2 – Teste t de Student para os dados de resistência de união

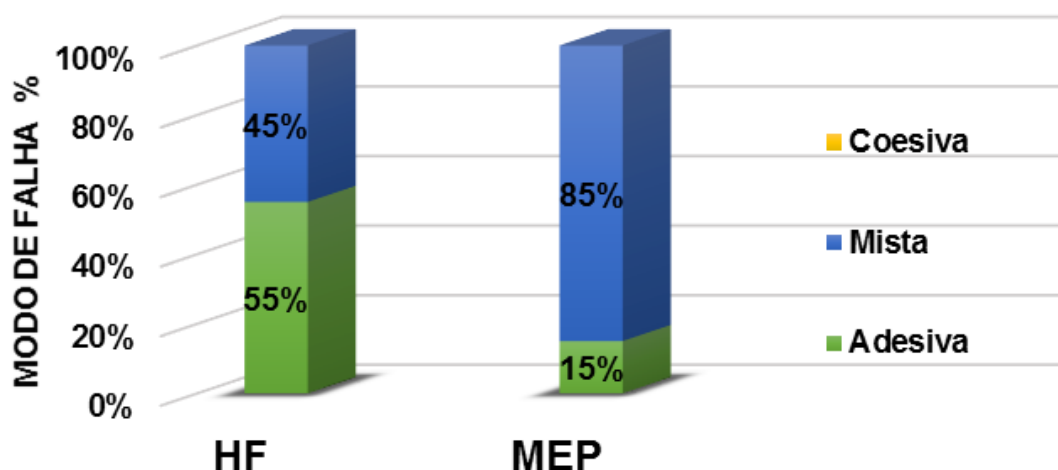
Efeito	n	Valor de p
Tratamento HF	20	0,117
Tratamento MEP	20	

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Análise Fractográfica

Com relação ao tipo de falha observada, após o ensaio mecânico de microcisalhamento, em estereomicroscópio foram encontradas fraturas mistas e adesivas. Para o tratamento de superfície com ácido fluorídrico (HF) houve predominância de fraturas adesivas. Para o grupo Monobond Etch & Prime (MEP) a maioria das fraturas foram mistas (adesiva + coesiva em resina) (Figura 22).

Figura 22 – Classificação do padrão de fraturas



Fonte: Elaborado pelo autor

5.3 Goniometria

A avaliação da alteração da energia de superfície da cerâmica, promovida pelos diferentes tratamentos de superfície, foi realizada pelo cálculo do ângulo de contato por meio de goniometria. A média e desvio padrão dos valores do ângulo de contato e energia de superfície são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Média e desvio padrão do ângulo de contato e energia de superfície

Grupo	Ângulo de contato (°)	Energia de superfície (mN/m)
	Média / Desvio padrão	Média / Desvio padrão
Sem Tratamento	65,37 ± 3,61	44,563 ± 2,22
HF	33,80 ± 2,85	62,581 ± 1,42
MEP	45,31 ± 3,74	56,467 ± 2,18

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Tabela 4, a análise de variância (ANOVA) de um fator mostrou um efeito de interação significativa, indicando que houve diferença estatística nos valores de ângulo de contato e energia de superfície da cerâmica em função do tratamento de superfície ($p=0,001$).

Tabela 4 – Análise de variância para os dados de ângulo de contato

Efeito	Soma dos quadrados (SS)	Grau de liberdade (DF)	Quadrado médio (MS)	Relação (F)	Valor de p (p)
Tratamento	4083,38	2	2041,69	173,810	0,001

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os resultados da goniometria analisados pelo teste de Tukey apresentados na Tabela 5, mostraram diferenças entre todos os grupos. Os grupos com tratamento de superfície apresentaram diminuição do ângulo de contato quando comparado com os espécimes sem tratamento. O grupo HF apresentou menor ângulo de contato e maior energia de superfície entre todos os grupos analisados.

Tabela 5 - Resultados do teste Tukey para ângulo de contato e energia de superfície

Grupo	Média Ângulo de contato (°)	Média Energia de superfície (mN/m)	Grupos homogêneos		
Sem tratamento	65,37	44,563	*		
HF	33,80	62,581		*	
MEP	45,31	56,467			*

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.4 Microscopia eletrônica de varredura

Imagens de microscopia eletrônica de varredura de espécimes representativos são apresentadas com magnificação de 2000x e 5000x (Figura 23). O tratamento da superfície cerâmica com ácido fluorídrico mostrou uma superfície com maior rugosidade, irregularidades e poros que a superfície cerâmica sem tratamento. O tratamento com MEP gerou um padrão de condicionamento mais superficial que o HF, com rugosidade e irregularidades menos pronunciadas.

5.5 Microscopia de força atômica

Resultados da avaliação da rugosidade de superfície com MFA estão listados na Tabela 6, e na Figura 24 são apresentadas as micrografias das superfícies analisadas. Ambos tratamentos de superfície aumentaram a rugosidade da cerâmica quando comparada com a superfície cerâmica sem tratamento. O tratamento com ácido fluorídrico resultou em maiores valores dos parâmetros de rugosidade: média aritmética (Ra), altura máxima (Rp) e profundidade máxima (Rv) em relação à linha média do que o com MEP, que apresentou menores valores.

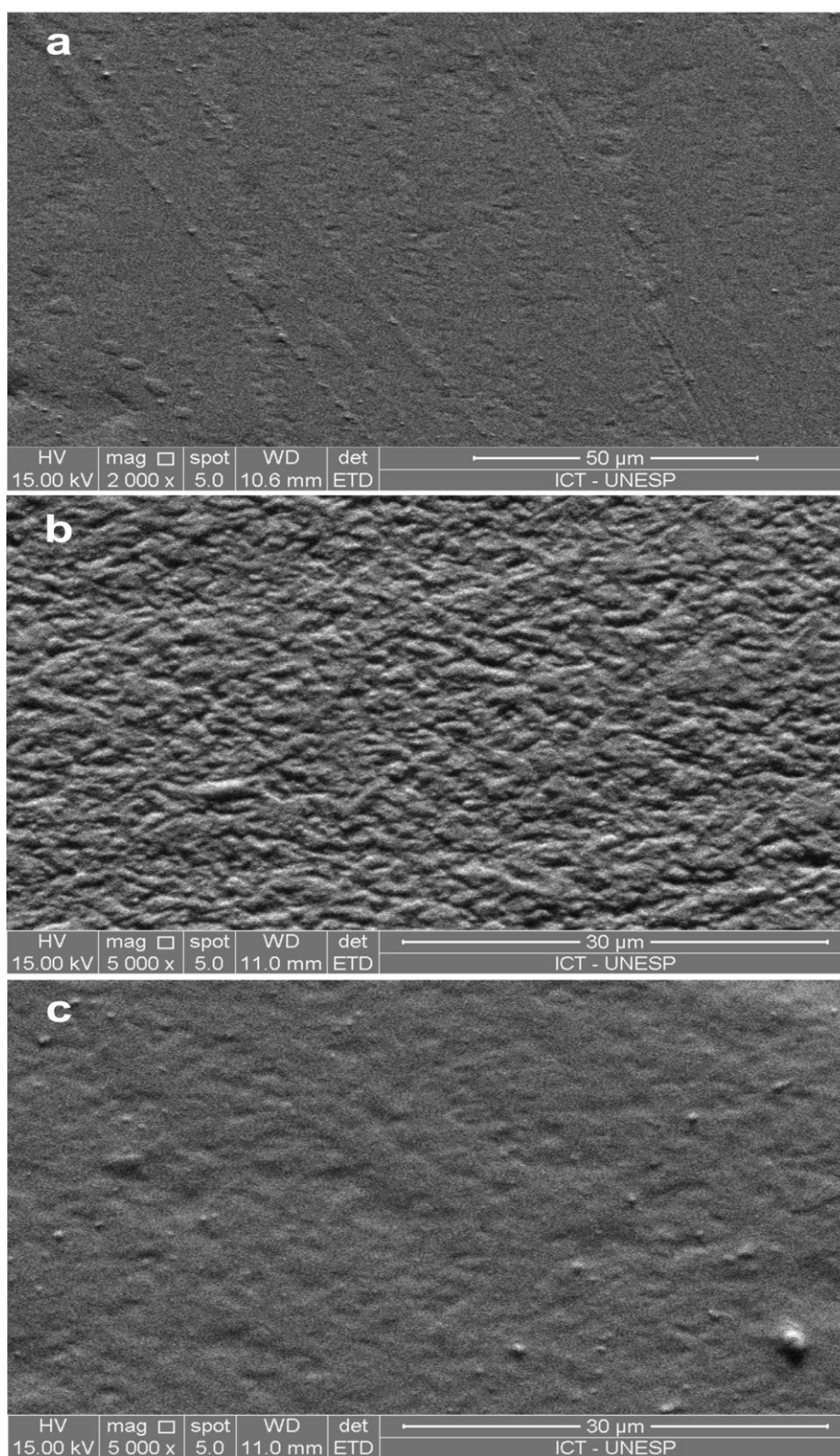
Tabela 6 – Valores de parâmetros de rugosidade medidos com microscópio de força atômica

Grupo	Ra (nm)	Rp (nm)	Rv (nm)
Sem tratamento	20,727	103,288	76,374
HF	88,554	313,234	317,913
MEP	32,015	127,095	134,345

Legenda: (Ra) média aritmética da rugosidade em relação à linha média; (Rp) distância do pico mais elevado até a linha média; (Rv) distância do vale mais profundo até a linha média.

Fonte: Elaborado pelo autor.

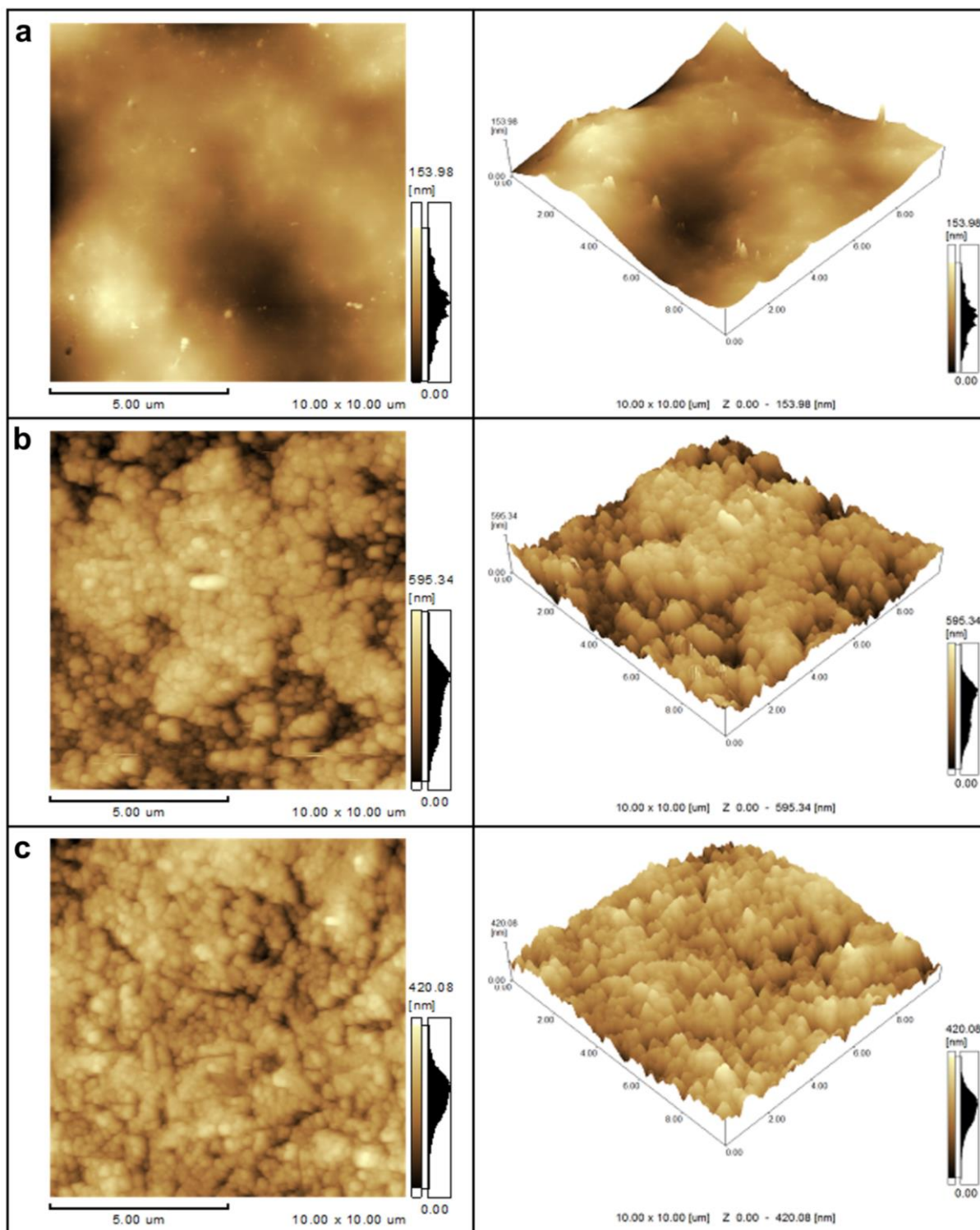
Figura 23 – Imagens representativas por MEV da superfície cerâmica de dissilicato de lítio



Legenda: a) superfície polida sem tratamento; b) superfície após condicionamento com HF 5%; c) superfície após aplicação do MEP.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 24 – Imagens representativas por MFA da superfície cerâmica de dissilicato de lítio com áreas de varredura de $10\ \mu\text{m} \times 10\ \mu\text{m}$ e visualização bi (esquerda) e tridimensional (direita)



Legenda: a) superfície polida sem tratamento; b) superfície após condicionamento com HF 5%; c) superfície após aplicação do MEP.

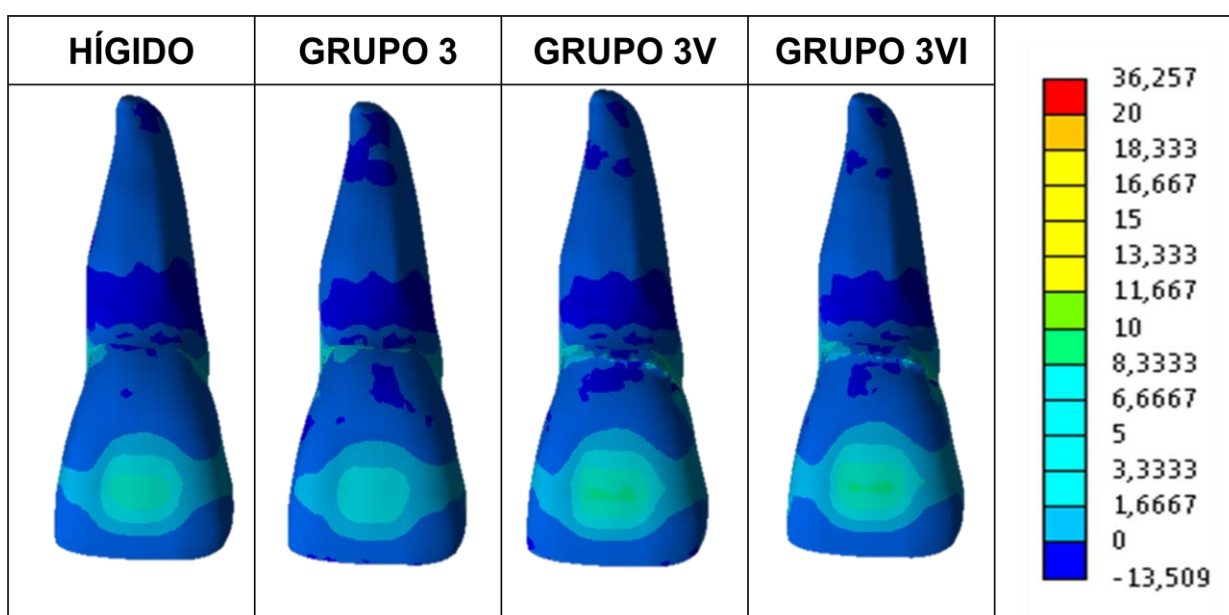
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.6 Resultados de análise por elementos finitos

Os resultados são apresentados por meio de gráficos de cores que representam o gradiente de tensão máxima principal. Na análise qualitativa dos gráficos observamos variações no gradiente de tensão, representada pelas diferentes cores, com zonas de concentração de tensão em MPa. Os valores positivos representam tensões de tração e os negativos de compressão.

Observamos no Quadro 5, numa vista vestibular do conjunto dente/laminado que quando realizado o carregamento da força na face palatina do dente, houve menor concentração de tensão no grupo do laminado colocado sobre o esmalte sem desgaste (Grupo 3). Nos grupos dos laminados com desgaste de esmalte (Grupo 3V e 3VI) não foi observado diferença significativa na concentração e distribuição de tensões entre eles, porém a tensão de tração gerado em ambos grupos foi ligeiramente maior que do dente hígido. Em todos os grupos são observadas tensões de tração na região cervical do dente/laminado.

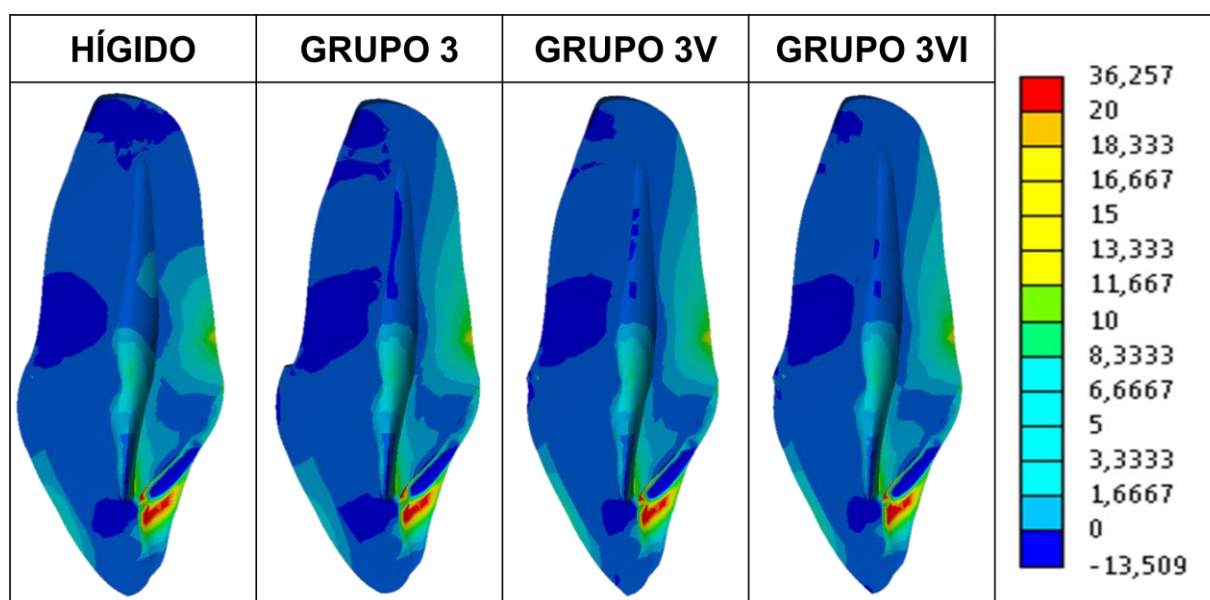
Quadro 5 – Análise comparativa da distribuição de tensão no conjunto dente/laminado. Vista vestibular



Fonte: Elaborado pelo autor.

O Quadro 6, representa uma vista lateral do conjunto dente/laminado no qual podemos observar uma concentração de tensão de tração e compressão próxima ao ponto de aplicação da força; correspondendo esse ponto à maior tensão gerada no conjunto. Tensões de compressão são encontradas na dentina em todos os grupos localizados na mesma região cervical (vestibular). Nos grupos restaurados com laminados houve uma distribuição mais ampla de tensão de tração ao nível da dentina (região palatina) comparado com o dente hígido.

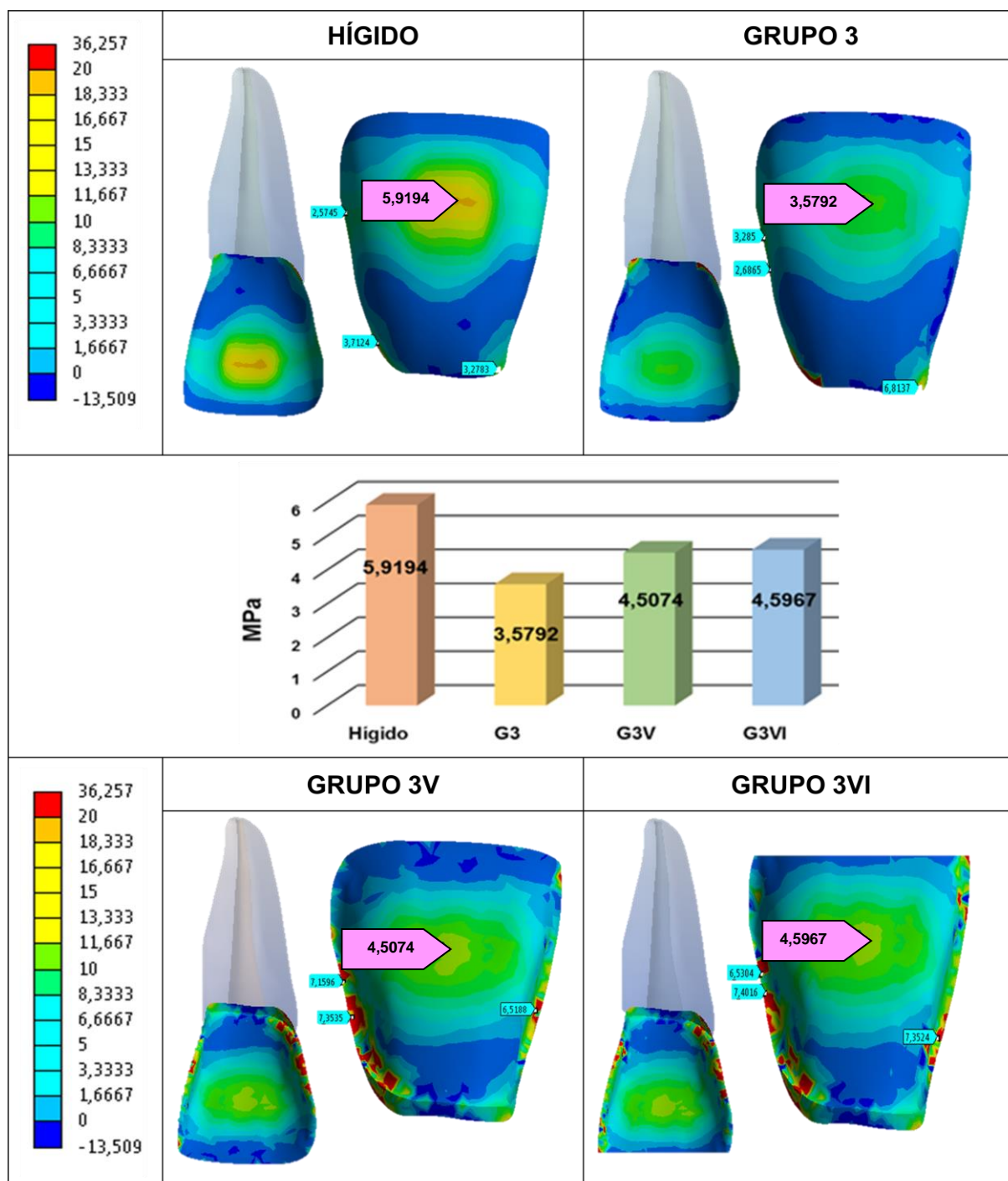
Quadro 6 – Análise comparativa da distribuição de tensão no conjunto dente/laminado. Vista lateral



Fonte: Elaborado pelo autor.

No Quadro 7, em uma vista vestibular do esmalte, encontramos que as menores tensões foram geradas no Grupo 3. No esmalte hígido existe uma maior concentração de tensão na superfície vestibular quando comparado com as tensões observadas no esmalte dos outros grupos. Na região de término do preparo dos grupos de laminados aparecem pontos de concentração de tensão.

Quadro 7 – Análise comparativa da distribuição de tensão no esmalte. Vista vestibular

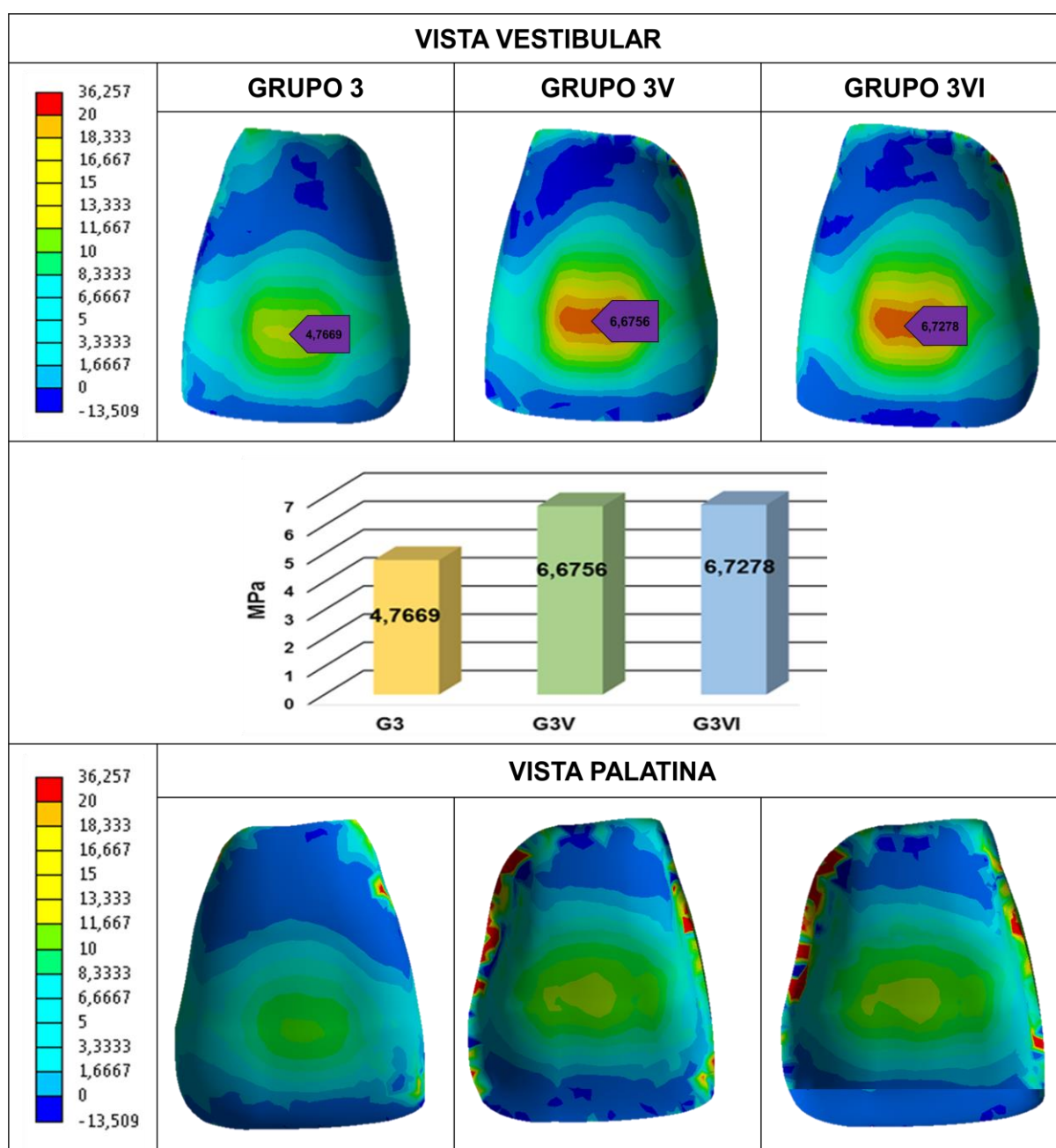


Fonte: Elaborado pelo autor.

Observamos no Quadro 8, em uma vista vestibular dos laminados, que o Grupo 3 gerou menor tensão no laminado quando comparado com os Grupo 3V e

3VI. Nos laminados do Grupo 3V e 3VI não houve diferença significativa na distribuição de tensão gerada. Em uma vista palatina, encontramos que nos grupos com desgaste de esmalte houve pontos de maior concentração de tensão nas regiões correspondentes à linha de término do preparo (interface laminado/esmalte).

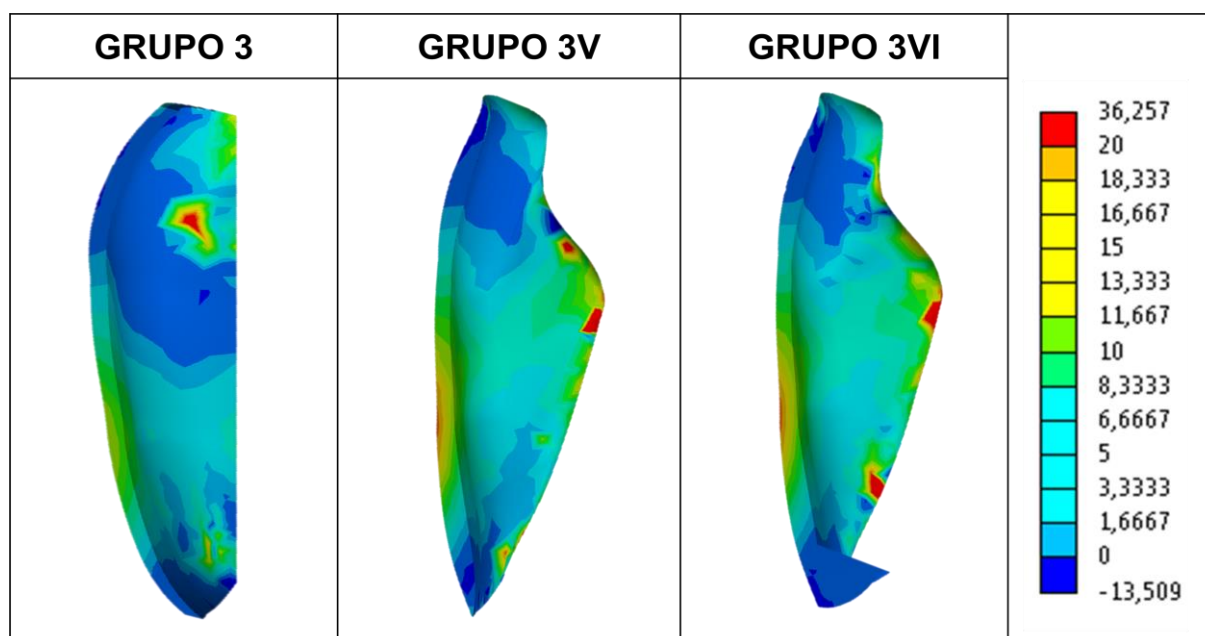
Quadro 8 – Análise comparativa da distribuição de tensão nos laminados. Vista vestibular e palatina



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em uma vista lateral dos laminados, no Quadro 9 observamos que o grupo 3 gerou menores tensões na superfície vestibular do laminado quando comparado aos grupos de laminados com desgaste de esmalte. Nos Grupos 3V e 3VI foram encontrados pontos de tensão foi na região de término de preparo na interface laminado/esmalte. Nos laminados com recobrimento da borda não foram geradas tensões de tração adicionais a nível incisal nem na interface esmalte/laminado.

Quadro 9 – Análise comparativa da distribuição de tensão nos laminados. Vista lateral



Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

6.1 Resistência de união ao microcislamento

A interface de união de restaurações indiretas cerâmicas e cimentos resinosos desempenha um papel importante na durabilidade a longo prazo dessas restaurações (Tian et al., 2014). O sucesso clínico de uma restauração indireta estará sujeito à qualidade e durabilidade da união entre a cerâmica e o cimento resinoso. A qualidade desta adesão dependerá dos mecanismos de união que são controlados em parte pelo tratamento de superfície específico para promover a retenção micromecânica e/ou química com o substrato (Della Bona et al., 2004). Para estabelecer uma união forte é determinante e crucial um tratamento adequado da estrutura do dente e da superfície da restauração.

Parte deste estudo foi conduzido para avaliar a resistência de união e efeito de dois diferentes tratamentos de superfície na cerâmica de dissilicato de lítio em espessura ultrafina. Nosso objetivo foi comparar o desempenho do tratamento convencional com ácido fluorídrico e silano versus o tratamento com o primer autocondicionante para cerâmica vítrea (Monobond Etch & Prime, Ivoclar Vivadent).

O condicionamento com ácido fluorídrico seguido da aplicação de silano têm sido considerado o padrão ouro para o tratamento de cerâmica à base de sílica (Ozcan, Vallittu, 2003; Torres et al., 2009; Meng et al., 2010; Yavuz et al., 2015; Lise et al., 2015; Kalavacharla et al., 2015). Porém, o ácido hidrófluorídrico é conhecido pelo seu potencial tóxico e nocivo para a saúde. Quando em contato com os tecidos cutâneos e mucosos, pode causar queimaduras e lesões (Ozcan et al., 2012; Schwerin, Gossman, 2017); motivo pelo qual uma alternativa mais segura e eficiente seria de grande benefício para o profissional e paciente.

Monobond Etch & Prime, é um produto introduzido recentemente no mercado, apresentado pelo fabricante como o primeiro primer cerâmico que permite o condicionamento e a silanização das superfícies vitrocerâmicas em um único passo de trabalho. A solução também teria a capacidade de limpar qualquer resíduo remanescente de saliva da superfície, dispensando o uso de ácido fluorídrico.

Foi de especial interesse testar a simplificação do tratamento de superfície com o primer autocondicionante para observar se realmente esse novo produto seria capaz de gerar resultados comparáveis em termos de resistência de união que o tratamento com ácido fluorídrico e silano, já que este primer cerâmico diminuiria os procedimentos clínicos e tempo operatório além de ser um produto com menor toxicidade e riscos que o ácido fluorídrico.

Para avaliar a resistência adesiva foi utilizado o teste mecânico de microcisalhamento. Embora existam dificuldades na interpretação dos testes tradicionais e eles possam apresentar deficiências (Scherrer et al., 2010), ainda não existe uma abordagem alternativa confiável com a qual se possa testar a resistência de união com eficiência. Quando utilizados teste “macros” (tração/cisalhamento), um grande número de falhas coesivas é observado, mas quando o tamanho do espécime diminui (microtração e microcisalhamento), a probabilidade de tais falhas ocorrerem é reduzida devido à menor área de superfície de união, o que pode oferecer resultados mais precisos para avaliar o “verdadeiro” potencial de união entre a cerâmica e cimento resinoso (Della Bona et al., 2003). No entanto, é importante realçar que nenhum teste *in vitro* consegue representar na totalidade as condições da cavidade oral e que, em ambiente clínico, existe uma combinação de forças de tração e cisalhamento que atuam simultaneamente na interface adesiva.

A escolha da matriz de macarrão para a fabricação dos cilindros de cimento resinoso baseou-se no fato de que não ocorre tensão durante sua remoção devido à absorção de água pelo macarrão no período de armazenamento dos espécimes. A água gelatiniza as moléculas de amido presentes no macarrão, e, conseqüentemente, reduz a sua rigidez. A matriz se solta facilmente do pilar de cimento, fazendo que o processo de remoção gere menos tensão sobre o cilindro de cimento e, conseqüentemente, dependa muito menos da habilidade do operador quando comparada com as matrizes que necessitam de cortes para ser retiradas (Vieira et al., 2016). Sendo um processo tão delicado, sabe-se que a experiência do operador na execução e remoção da matriz pode influenciar nos valores finais de resistência de união (Unlu et al., 2012).

Os resultados do teste de microcisalhamento revelaram que não houve diferença significativa nos valores de resistência de união entre o cimento e a cerâmica de dissilicato de lítio em função do tratamento de superfície. Observou-se

que o grupo HF não foi estatisticamente diferente do grupo MEP ($p=0,117$). Portanto, nossa primeira hipótese de nulidade deve ser aceita.

O ácido fluorídrico promove a dissolução da fase vítrea da cerâmica por reação com o dióxido de silício, aumentando a rugosidade da superfície e criando uma microestrutura apropriada para a adesão. A adesão de cimentos resinosos à superfícies das cerâmicas de vidro é obtida pela silanização. O agente reativo do silano forma uma ligação química forte com a superfície cerâmica à base de sílica e também reage com a matriz do compósito durante a polimerização. Além da união química, a silanização também melhora a retenção micromecânica e molhabilidade da superfície com o material cimentante de resina (Blatz et al. 2003, Tian et al., 2014, Lise et al., 2015).

Em nosso estudo, a superfície cerâmica foi condicionada com ácido fluorídrico durante 20 s, em concentração de 5% conforme as recomendações do fabricante. Vários artigos estudaram o protocolo de condicionamento de cerâmicas vítreas fazendo correlação com o tempo e a concentração do produto. Foi visto que estender o tempo de condicionamento pode afetar negativamente a resistência à flexão do material (Hooshmand et al., 2008; Zogheib et al., 2011; Xiaoping et al., 2014), e que aumentando o tempo de ação ou concentração do ácido não aumentava significativamente a resistência de união (Kalavacharla et al., 2015; Puppini-Rontani et al., 2017).

O mecanismo de ação do MEP não é totalmente conhecido ainda, mas, de acordo com a ficha técnica do produto gerada pelo fabricante, o polifluoreto de amônio presente como condicionador reage com o silício presente na cerâmica de vidro, sem liberação de HF, devido à alta afinidade química entre o silício e o flúor. Os produtos dos polifluoretos e suas reações com a cerâmica são removidos com água durante o procedimento de lavagem, passo que forma parte da técnica de aplicação do produto. Após a secagem da superfície, uma fina camada de silano permanece na cerâmica, e reage através do seu grupo metacrilato com o cimento resinoso durante a polimerização (Ivoclar Vivadent, 2017).

No presente trabalho não foram encontradas diferenças nos valores de resistência de união entre o grupo tratado com ácido fluorídrico e silano e o grupo condicionado com MEP; resultado que concorda com o estudo realizado por Siqueira FS et al. (2016) e seus achados ao respeito do MEP em relação ao HF. Román

Rodriguez et al. (2017) também avaliaram a resistência de união de um cimento resinoso ao dissilicato de lítio relatando que não foi vista diferença significativa de valores entre espécimes tratados com MEP e espécimes condicionados com HF. Em contraste, o estudo de El-Damanhoury e Gaintantzopoulou (2017) discorda de nossos resultados e dos outros estudos citados, pois os valores de resistência de união por eles obtidos foram significativamente maiores para o tratamento com ácido fluorídrico que para o tratamento com MEP. Porém estes dois últimos estudos não podem ser considerados para estabelecer uma comparação direta com nossos resultados, já que os valores de resistência de união obtidos por eles foram através do teste de cisalhamento e não de microcisalhamento. Sabemos que os resultados são altamente dependentes da configuração e procedimento do teste (diâmetro da amostra, condição de carregamento, etc.), pois esses fatores influenciam diretamente sobre a tensão gerada e os valores obtidos; podendo assim ser responsáveis pelas inconsistências entre os resultados encontrados na literatura (Scherrer et al., 2010).

A qualidade da adesão não deve ser avaliada apenas com base nos dados de resistência de união. O modo de falha e as análises fractográficas fornecem informações importantes que conduzem a previsões de desempenho clínico do material (Della Bona et al., 2003). No presente trabalho os modos de falha foram examinados sob microscopia óptica para obter informações sobre o provável sucesso ou falha dos métodos de tratamento. Foram identificadas falhas mistas e adesivas; achados que coincidem com os tipos de fraturas apresentadas por um estudo prévio (Siqueira FS et al., 2016). Para o grupo HF houve predominância de fraturas adesivas; enquanto que, para o grupo MEP, a maioria das falhas foi mista. Não foram encontradas falhas coesivas.

Em vários trabalhos que avaliam resistência de união ao microcisalhamento, o sistema adesivo escolhido é aplicado sobre toda a superfície do substrato antes da construção do/s cilindro/s a serem testado/s (Ishikawa et al., 2007; Ansari et al., 2008; Siqueira FS et al., 2016). Posteriormente, quando o espécime é carregado durante o teste de resistência de união, não apenas a área do cilindro estaria envolvida, mas também as áreas do adesivo adjacentes ao cilindro poderiam ser retiradas durante o teste. A não delimitação da área adesiva para a construção dos cilindros do material a testar poderia levar a resultados imprecisos e interpretações

erradas. Com base nos resultados do estudo de Shimaoka et al. (2011), no qual foi referido a importância da delimitação da área adesiva e sua influência nos resultados finais dos valores de resistência de união e do tipo de falhas que pode gerar nos espécimes testados, foi decidido realizar antes da confecção dos cilindros resinosos sobre a superfície dos espécimes a delimitação. O intuito desse procedimento foi tentar garantir que a área testada ficasse restrita à circunferência do cilindro; além de evitar que a fratura ocorresse fora dos limites dele. A colocação de uma matriz permitiu também a padronização da espessura da camada adesiva, tornando-a mais uniforme. Consideramos que a restrição da área adesiva trouxe como resultado a predominância de falhas adesivas e mistas; levando o número de falhas coesivas à zero.

6.2 Ângulo de contato e energia de superfície

A energia de superfície é um fenômeno físico, que pode ser modificado pelo condicionamento da superfície cerâmica, e que, pode influenciar a resistência de união ao cimento resinoso (Amaral et al., 2011). O condicionamento da cerâmica aumenta a área e energia livre de superfície reduzindo o ângulo de contato, melhorando assim a molhabilidade para a adesão do cimento resinoso (Phoenix S, Shen C, 1995; Ramakrishnaiah et al., 2016). Molhabilidade é um fator importante e crucial para a resistência adesiva da cerâmica a cimentos resinosos; descrita como a tendência de um determinado fluido espalhar ou aderir sobre uma superfície sólida, sendo definida termodinamicamente em termos de ângulo de contato.

Em um cenário clínico as restaurações cerâmicas são aderidas ao dente natural (esmalte/dentina) utilizando um cimento resinoso, o qual é hidrofóbico por natureza. No presente estudo a superfície cerâmica foi testada quanto à molhabilidade, usando água deionizada, que é hidrofílica. A escolha da água foi devido ao fato que as superfícies cerâmicas condicionadas são tratadas com silano também hidrofílico, antes de ser aplicado um cimento resinoso. A semelhança no comportamento em termos de hidrofília entre a água e o silano permitiu determinar as diferenças dos padrões de molhabilidade entre as superfícies tratadas.

O silano é um agente bifuncional que além de promover a união química da cerâmica ao cimento resinoso influencia positivamente a molhabilidade da cerâmica, resultando numa melhoria das forças adesivas (Tian et al., 2014; Lise et al., 2015; Sattabanasuk et al., 2017).

Os espécimes de cerâmica sem tratamento mostraram os ângulos de contato mais altos enquanto que os espécimes cerâmicos que receberam tratamento de superfície apresentaram menores ângulos de contato; mostrando assim que houve influência do tratamento sobre a energia de superfície do material, aumentando-a e, portanto, diminuindo o ângulo de contato do mesmo, melhorando a molhabilidade da superfície.

O condicionamento da cerâmica modificou a topografia criando porosidades e aumentado a rugosidade da superfície (Figura 23 e 24). Essa morfologia resultante aumentou a energia de superfície da cerâmica para a união com o cimento resinoso (Ho, Matinlinna, 2011; Xiaoping et al., 2014).

Em estudos prévios (Venturini et al., 2015; Ramakrishnaiah et al., 2016) foi observada uma correlação positiva e direta entre os parâmetros de rugosidade da superfície cerâmica e a molhabilidade. Superfícies cerâmicas mais rugosas têm diminuído significativamente os valores de ângulo de contato com consequente melhora da molhabilidade. Os resultados desse estudo revelaram os menores valores de ângulo de contato para o grupo HF; sendo que, a correlação antes exposta poderia ser a explicação desse resultado, já que o padrão de superfície criado com ácido fluorídrico é muito mais rugoso em relação ao tratamento com MEP.

Embora o grupo HF tenha obtido o menor ângulo de contato entre todos os grupos avaliados, essa condição não influenciou nos valores finais de resistência de união, pois não foi encontrada diferença com os valores gerados com o MEP. É possível então que a resistência de união esteja relacionada à eficácia do silano para promover a união química entre o material resinoso e a cerâmica, em associação com as mudanças da topografia provocadas pelo condicionamento.

O agente de união silano é um monômero híbrido capaz de unir materiais orgânicos e inorgânicos. Em geral, o silano possui grupos não hidrolisáveis (como o metacrilato) e grupos hidrolisáveis (como o etoxi), e é por isso que eles são quimicamente bifuncionais. Quando o silano é aplicado sobre a superfície cerâmica

condicionada, os grupos hidrolisáveis reagem com grupos hidroxila expostos durante o condicionamento da cerâmica e os grupos orgânicos não hidrolisáveis reagem com cimento resino (Lung, Matinlinna, 2012; Matinlinna et al., 2017). Esta reação do silano é aplicável e possível somente com cerâmicas ricas em sílica.

Com base nos resultados obtidos, a segunda hipótese de que não haveria diferença nos valores de ângulo de contato e energia de superfície quando utilizado diferentes tratamentos deve ser rejeitada.

6.3 Morfologia e topografia de superfície

A influência do tratamento de superfície no substrato cerâmico foi avaliada qualitativamente através de microscopia de força atômica e microscopia eletrônica de varredura. A análise de microscopia de força atômica revelou em escala nanométrica, que todos os tratamentos aumentaram os parâmetros de rugosidade da superfície em comparação com a cerâmica sem tratamento, como mostrado na Figura 24 e Tabela 6. Estes resultados foram confirmados pela análise morfológica realizada com microscópio eletrônico de varredura (Figura 23). O efeito do tratamento com ácido fluorídrico foi mais evidente e obvio na topografia da superfície condicionada, aumentando a rugosidade e poros. Já a superfície tratada com MEP mostrou um padrão de condicionamento menos perceptível e menos rugoso. Esses achados são semelhantes aos observados em outros estudos nos quais foram encontradas características similares as desse estudo, com relação á superfície da cerâmica de dissilicato de lítio tratada com HF e MEP (Siqueira et al., 2016; Damanhoury, Gaintantzopoulou, 2017).

O ácido fluorídrico é uma solução aquosa de fluoreto de hidrogênio. É um ácido fraco porque a união H - F é relativamente mais estável do que a união de outros ácidos fortes. O HF é usado para a dissolução da fase vítrea da superfície cerâmica pela reação com dióxido de silício presente nela. Isso aumenta a rugosidade da superfície cerâmica e conseqüentemente cria uma retenção micromecânica entre a cerâmica e o cimento resinoso. O silício tem uma alta afinidade química com os íons fluoreto e esses derivados de fluoreto de silício

formados são solúveis, podendo ser retirados com a lavagem com água.

O MEP contém polifluoreto de amônio, usado comumente a nível industrial no condicionamento de vidro para criar um padrão áspero que promove a retenção micromecânica. Esse polifluoreto, quimicamente, é um sal ácido, que semelhante ao HF, mostra afinidade com o silício presente nas cerâmicas. No entanto, conforme o observado nas imagens de microscopia, o HF apresenta maior capacidade de dissolução da fase vítrea, se comparado ao MEP, que mostra um padrão de condicionamento menos agressivo.

A mensuração da rugosidade de superfície através do MFA e a análise morfológica realizada com o MEV confirmam essa suposição, onde o tratamento com MEP resultou em menores parâmetros de rugosidade e um condicionamento com aspecto mais superficial que o HF. Embora o padrão de condicionamento obtido com o MEP seja menos acentuado, os valores de microcisalhamento não foram significativamente diferentes daqueles obtidos com o condicionamento com HF. Este fato mostra que a condição criada com o MEP na superfície cerâmica é suficiente para estabelecer uma resistência união similar entre ambos os grupos, fato que é confirmado pelos valores obtidos durante o teste (Siqueira FS et al., 2016; Roman Rodriguez et al., 2017).

Este desempenho similar do MEP em termos de resistência de união ao HF pode ser atribuído a uma boa interação química entre o sistema adesivo, cimento resinoso e superfície cerâmica de dissilicato de lítio condicionada com MEP, em lugar de uma retenção meramente micromecânica criada pela rugosidade e irregularidade da superfície.

6.4 Análise por elementos finitos

A análise por elementos finitos foi a metodologia escolhida para avaliar a distribuição de tensão em incisivos centrais superiores restaurados com laminados cerâmicos ultrafinos de dissilicato de lítio (0,3 mm), uma vez que, outros tipos de ensaios ou metodologias para estimar a tensão gerada, podem ser mais complexos, mais dispendiosos e em muitas ocasiões de difícil determinação da distribuição da

tensão e/ou modo de falha das estruturas estudadas (Sorensen et al., 1999; Trivedi, 2014).

Na engenharia, a análise por elementos finitos vem sendo aplicada há várias décadas, e, atualmente está sendo muito utilizada por várias áreas da odontologia nas mais diversas pesquisas (Oono et al., 1999; Magne et al., 1999; Chander e Padmanabhan, 2009; Bergoli et al., 2014; Li et al., 2014; Singh et al., 2015).

Foi escolhido realizar um modelo tridimensional (3D) porque é considerada uma ferramenta realista, poderosa e eficaz na visualização do campo de tensões (Ausiello et al., 2001). Análises bidimensionais (2D) são aceitáveis quando se investiga o comportamento biomecânico de forma qualitativa, mas esse tipo de análise poderia ser menos confiável, pois pode não representar de maneira fiel a configuração complexa das estruturas dentárias (Poiate et al., 2011).

A construção geométrica do modelo 3D simulou as condições de realização de um teste experimental em laboratório, pois geralmente os resultados de análises por elementos finitos podem ser validados através de testes laboratoriais ou vice-versa. A utilização de uma base de poliuretano como material simulador de tecido ósseo e de poliéter representando o ligamento periodontal, se deve ao fato que eles são materiais de escolha em avaliações *in vitro* de tensões. Os mesmos são utilizados pois mostram um comportamento mecânico capaz de garantir ao sistema um padrão reproduzível em todos os corpos de prova, que torna os resultados mais concretos para inferências sobre a influência das variáveis estudadas (Wiskott, Belser, 1999; Nishioka et al., 2015).

A camada de cimento resinoso não foi simulada, desde que a análise da interface adesiva não foi o objeto do estudo. A consideração dessa camada poderia interferir na distribuição das tensões, mas não nas tensões geradas em cada substrato separadamente: laminado e esmalte; os objetos desse estudo. Foi estabelecida durante a criação do modelo a hipótese de simplificação o de contato colado (nós coincidentes) entre o dente e o laminado, representando dessa forma a interface adesiva com a finalidade de reduzir a complexidade do modelo criado. A camada de cimento resinoso serviria simplesmente para garantir a continuidade de tensão/deformação entre o laminado e o dente, mas aplicando a hipótese de contato colado essa continuidade também está presente no modelo.

Previamente à confecção do modelo de análise tridimensional foi realizado um modelo piloto de análise bidimensional, no qual foi simulada, dentro dos grupos restaurados com laminados cerâmicos, uma camada uniforme de cimento (100 μm). No estudo 2D não foi observada influência da camada de cimento nos resultados dos diferentes grupos; motivo que também contribuiu na decisão da simplificação do modelo 3D.

O critério de análise das tensões foi de Tensão Máxima Principal, critério esse utilizado para prever falhas em materiais frágeis. O esmalte, dentina e cerâmica apresentam comportamento frágil, ou seja, iniciam o processo de falha sob tensão de tração, por isso o critério de tensão máxima principal é o mais indicado para avaliar o local mais provável onde pode ocorrer ou iniciar uma falha. Na análise, os valores positivos correspondem a tensões de tração e os negativos a tensões de compressão.

No presente estudo a análise pelo método de elementos finitos mostrou diferença entre os diferentes modelos analisados, rejeitando assim a hipótese de que não haveria diferença na distribuição de tensão entre os grupos estudados.

O esmalte do dente hígido mostrou maior concentração de tensão na superfície vestibular do dente quando aplicada uma força na face palatina. O esmalte hígido recoberto com o laminado mostrou as menores concentrações de tensão tanto no esmalte como no laminado.

Pelos valores de tensão observados durante a análise (Quadro 7 e 8), podemos pensar que esse resultado, se deve ao fato que o material restaurador (cerâmica de dissilicato de lítio) possui um maior módulo de elasticidade (95 GPa) que o tecido dental (esmalte, 41 GPa), que o torna capaz de absorver as tensões; fazendo assim que o estresse produzido seja dividido entre o esmalte e o laminado, fato que ajuda a distribuir a carga e produzir tensões mais baixas no conjunto.

Esse efeito de absorção de forças por parte do material restaurador novamente é evidenciado nos grupos de laminados cimentados sobre o esmalte preparado; no entanto, esses laminados, mostraram uma concentração maior de tensão que o laminado colocado sobre o esmalte hígido. Os resultados também mostraram que embora seja realizado um desgaste da superfície do esmalte (0,3 mm), ela acumulou menor tensão quando recoberta com laminados que quando se encontra totalmente hígida e sem recobrimento. Se durante a aplicação de cargas o

esmalte é mais rígido que a cerâmica, o dente deverá suportar a maior parte da carga, mas, quanto maior o módulo elástico do material restaurador menor a deformação das estruturas dentais sob um mesmo esforço ou carga (Magne, Belser, 2003).

Concentração de tensão foi observada nas proximidades do ponto de carregamento (terço médio da face palatina), efeito que concorda com outros estudos prévios (Oono et al., 1990; Magne et al., 1999; Bergoli et al., 2014). Também foi identificada concentração de tensão na região cervical de todos os grupos analisados. Foi relatado em trabalhos presentes na literatura que a margem incisal e/ou as áreas cervicais mostram uma tendência forte para ceder às forças mecânicas (Castelnuovo et al., 2000; Hahn et al., 2000), situação que estaria de acordo com os resultados observados nesse estudo.

Os resultados sugerem que nos grupos de laminados cimentados sobre o esmalte preparado os níveis de tensão aumentam em alguns pontos ao longo da linha de acabamento do preparo, tanto no esmalte como na restauração cerâmica, o que poderia tornar a interface esmalte/laminado, uma região susceptível a sofrer alguma falha. Esses achados estão de acordo com os resultados de Magne e Douglas (1999) que observaram que dentes íntegros submetidos a diferentes preparos e restaurados com facetas cerâmicas, geram concentração de tensão na região da interface dente/restauração.

Não foi encontrada diferença na concentração de tensão nas restaurações cerâmicas com redução e cobertura incisal quando comparadas aos grupos sem recobrimento incisal (Quadro 8 e 9). Na região da cobertura do dente não foi observado tensão adicional na cerâmica, talvez pelo fato que foi simulada uma redução de 1 mm da borda incisal (totalmente em esmalte) sem realização de chanfro por palatino, mostrando assim que preparos conservadores com redução e cobertura incisal não geram tensão adicional a esse nível. Esse resultado concorda com os achados de Magne, Douglas, (1999) que constataram melhor desempenho nos preparos conservadores sem cobertura incisal ou nos preparos conservadores com redução e cobertura incisal sem realização de chanfro palatino; pois, para esses autores, a realização do chanfro gera áreas com finas espessuras de cerâmica em regiões de altos valores de tensão por tração, tornando essa região propensa a falha.

6.5 Relevância Clínica

Conforme os dados encontrados em relação ao tratamento de superfície; o condicionamento de superfícies vitrocerâmicas com o primer autocondicionante Monobond Etch & Prime, poderia ser uma alternativa viável ao uso de ácido fluorídrico e silano; com a vantagem de que este primer poderia além de reduzir o número de etapas clínicas, dispensar completamente o uso do ácido fluorídrico; tornando-se, portanto, uma alternativa que emprega um produto menos tóxico e consequentemente de menor risco para o profissional e para o paciente.

Os resultados obtidos pela análise por elementos finitos mostram que preparos conservadores sobre a superfície do esmalte para receber laminados cerâmicos de dissilicato de lítio não geram grande concentração de tensão na estrutura dental nem no laminado cerâmico, tornando-o um procedimento restaurador seguro e pouco invasivo.

6.6 Limitações do estudo

Estudos *in vitro*, trazem consigo limitações inerentes, pois muitas condições clínicas não podem ser simuladas. Assim, deve-se de tomar muito cuidado ao extrapolar os achados para situações clínicas.

Uma das limitações deste estudo seria que o uso de cimento resinoso isoladamente não replica o que poderia ocorrer clinicamente, pois clinicamente haveria a presença da cerâmica condicionada, que seria aderida sobre a superfície dental (esmalte/dentina). Assim também, as tensões sobre a área de união cimento/cerâmica podem ser diferentes quando a união com o cimento resinoso se restringe à área de uma matriz estreita, que quando ele é aplicado sobre toda a superfície dentaria. São necessárias mais investigações para corroborar essas descobertas preliminares com respeito ao empenho do Monobond Etch & Prime no condicionamento de laminados ultrafinos de dissilicato de lítio, antes que possa ser

empregado como um substituto do condicionamento padrão já estabelecido com ácido fluorídrico, seguido da aplicação de silano.

A análise por elementos finitos é uma ferramenta numérica que tenta reproduzir a complexidade da cavidade oral. A simplificação do modelo no presente estudo pode ser um fator a ser modificado em próximos trabalhos nos quais poderia ser simulada a camada de cimento, osso e ligamento periodontal.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, de acordo com as hipóteses testadas podem ser extraídas as seguintes conclusões:

1. O tratamento de superfície de cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio de espessura ultrafina com Monobond Etch & Prime mostrou resultados estatisticamente equivalentes em termos de resistência de união ao tratamento com ácido fluorídrico e silano.

2. O ângulo de contato foi influenciado pelos tratamentos de superfície; espécimes sem tratamento de superfície tiveram o maior valor de ângulo de contato enquanto que o grupo tratado com ácido fluorídrico mostrou o menor valor de ângulo de contato e maior energia de superfície.

3. A análise por elementos finitos mostrou que laminados cimentados sobre o esmalte sem desgaste geram menores tensões no esmalte e no laminado. Laminados cimentados sobre esmalte preparado apresentam concentração de tensão na interface dente/laminado. O esmalte hígido mostra maior concentração de tensão na sua superfície quando não se encontra recoberto com laminados. Não foi encontrada concentração de tensão adicional em laminados com redução e recobrimento incisal.

REFERÊNCIAS*

Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Resin bonding to a feldspathic ceramic after different ceramic surface conditioning methods: evaluation of contact angle, surface pH, and microtensile bond strength durability. *J Adhes Dent*. 2011 Dec;13(6):551-60. doi: 10.3290/j.jad.a19815. Pubmed PMID: 21246072

Ansari ZJ, Sadr A, Moezizadeh M, Aminian R, Ghasemi A, Shimada Y, et al. Effects of one-year storage in water on bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *Dent Mater J*. 2008 Mar;27(2):266-72. Pubmed PMID: 18540402

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech*. 2001 Oct;34(10):1269-77. Pubmed PMID: 11522306

Bergoli CD, Meira JB, Valandro LF, Bottino MA. Survival rate, load to fracture, and finite element analysis of incisors and canines restored with ceramic veneers having varied preparation design. *Oper Dent*. 2014 Sep-Oct;39(5):530-40. doi: 10.2341/13-179. Pubmed PMID: 24502754

Bertolini JC. Hydrofluoric acid: a review of toxicity. *J Emerg Med*. 1992 Mar-Apr;10(2):163-8. Pubmed PMID: 1607623

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003 Mar;89(3):268-74. doi: 10.1067/mpr.2003.50. Pubmed PMID: 12644802

Bosso K, Gonini Junior A, Guiraldo RD, Berger SB, Lopes MB. Stress generated by customized glass fiber posts and other types by photoelastic analysis. *Braz Dent J*. 2015 May-Jun;26(3):222-7. doi: 10.1590/0103-6440201300256. Pubmed PMID: 26200144

Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent*. 2000 Feb;83(2):171-80. Pubmed PMID: 10668029

Celebi AT, Icer E, Eren MM, Baykasoglu C, Mugan A, Yildiz E. Thermal-stress analysis of ceramic laminate veneer restorations with different incisal preparations using micro-computed tomography-based 3D finite element models. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017 Jul 27;75:302-13. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.07.039. Pubmed PMID: 28768230

Chander NG, Padmanabhan TV. Finite element stress analysis of diastema closure with ceramic laminate veneers. *J Prosthodont*. 2009 Oct;18(7):577-81. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00490.x . Pubmed PMID: 19523026

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jun 2017]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ Jr. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):693-9. Pubmed PMID: 14511726

Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004 May;20(4):338-44. doi: 10.1016/s0109-5641(03)00126-x .Pubmed PMID: 15019447

Dos Santos DM, da Silva EV, Vechiato-Filho AJ, Cesar PF, Rangel EC, da Cruz NC, et al. Aging effect of atmospheric air on lithium disilicate ceramic after nonthermal plasma treatment. *J Prosthet Dent.* 2016 Jun;115(6):780-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.008. Pubmed PMID: 26803181

El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res.* 2017 Jun 23. doi: 10.1016/j.jpor.2017.06.002. Pubmed PMID: 28651905

Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil.* 1989 Nov;16(6):603-11. Pubmed PMID: 2689617

Farias-Neto A, Gomes EM, Sanchez-Ayala A, Vilanova LS. Esthetic rehabilitation of the smile with no-prep porcelain laminates and partial veneers. *Case Rep Dent.* 2015;2015:452765. doi: 10.1155/2015/452765. Pubmed PMID: 26568893

Fradeani M, Barducci G, Bacherini L. Esthetic rehabilitation of a worn dentition with a minimally invasive prosthetic procedure (MIPP). *Int J Esthet Dent.* 2016 Spring;11(1):16-35. Pubmed PMID: 26835522

Friedman MJ. A 15-year review of porcelain veneer failure a clinician's observations. *Compend Contin Educ Dent.* 1998 Jun;19(6):625-8, 30, 32 passim; quiz 38. Pubmed PMID: 9693518

Goldstein GR, Wesson A, Schweitzer K, Cutler B. Flexion characteristics of four-unit fixed partial denture frameworks using holographic interferometry. *J Prosthet Dent.* 1992 May;67(5):609-13. Pubmed PMID: 1356156

Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011 Apr;55(2):333-52, ix. doi: 10.1016/j.cden.2011.01.005. Pubmed PMID: 21473997

Gurel G, Sesma N, Calamita MA, Coachman C, Morimoto S. Influence of enamel preservation on failure rates of porcelain laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2013 2013 Jan-Feb;33(1):31-9. Pubmed PMID: 23342345

Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *J Oral Rehabil.* 2000 Dec;27(12):1024-9. Pubmed PMID: 11251771

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 Jul;17(5):415-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00319.x. Pubmed PMID: 18482364

Ho, G.M.; Matinlinna, J.P. Insights on ceramics as dental materials. Part II: Chemical surface treatments. *Silicon* 2011, 3, 117–123. <http://dx.doi.org/10.1007/s12633-011-9079-6>

Hussein MO, Rabie ME. Three-Dimensional Nonlinear Contact Finite Element Analysis of Mandibular All-on-4 Design. *J Oral Implantol*. 2015 Apr;41(2):e12-8. doi: 10.1563/aaid-joi-d-13-00121. Pubmed PMID: 24032471

Ishikawa A, Shimada Y, Foxton RM, Tagami J. Micro-tensile and micro-shear bond strengths of current self-etch adhesives to enamel and dentin. *Am J Dent*. 2007 Jun;20(3):161-6. Pubmed PMID: 17672257

Ivoclar Vivadent. [Internet]. Barueri (SP): Ivoclar Vivadent Ltda; 2017. [acesso em 2017 Mar 26; aproximadamente 3 p]. Disponível em: <http://www.ivoclarvivadent.com.br/productcategories/protese-fixa-laboratorios/colocacao/monobond-etch-prime>

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 Jul-Aug;40(4):372-8. doi: 10.2341/14-116-l. Pubmed PMID: 25535784

Kara HB, Dilber E, Koc O, Ozturk AN, Bulbul M. Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers Med Sci*. 2012 Mar;27(2):267-72. doi: 10.1007/s10103-010-0860-3 .Pubmed PMID: 21110057

Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*. 1992 Sep;68(3):421-7. Pubmed PMID: 1432755

Li Z, Yang Z, Zuo L, Meng Y. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. *J Prosthet Dent*. 2014 Aug;112(2):325-33. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.023 Pubmed PMID: 24513425

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 Sep-Oct;40(5):524-32. doi: 10.2341/14-240-l. Pubmed PMID: 2574821

Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater*. 2012 May;28(5):467-77. doi: 10.1016/j.dental.2012.02.009. Pubmed PMID: 22425571

Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quintessence Int*. 1999 Oct;30(10):661-72. Pubmed PMID: 10765850

Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *J Prosthet Dent*. 1999 Mar;81(3):345-55. Pubmed PMID: 10050124

Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003 Dec;23(6):543-55. Pubmed PMID: 14703758

Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: a review. *Dent Mater*. 2017 Sep 29. doi: 10.1016/j.dental.2017.09.002. Pubmed PMID: 28969848

Meng XF, Yoshida K, Gu N. Chemical adhesion rather than mechanical retention enhances resin bond durability of a dental glass-ceramic with leucite crystallites. *Biomed Mater*. 2010 Aug;5(4):044101. doi: 10.1088/1748-6041/5/4/044101. Pubmed PMID: 20683131

Morimoto S, Albanesi RB, Sesma N, Agra CM, Braga MM. Main clinical outcomes of feldspathic porcelain and glass-ceramic laminate veneers: a systematic review and meta-analysis of survival and complication rates. *Int J Prosthodont*. 2016 Jan-Feb;29(1):38-49. doi: 10.11607/ijp.4315. Pubmed PMID: 26757327

Nakazato T, Takahashi H, Yamamoto M, Nishimura F, Kurosaki N. Effect of polishing on cyclic fatigue strength of CAD/CAM ceramics. *Dent Mater J*. 1999 Dec;18(4):395-402. Pubmed PMID: 10786160

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Joias RP, Rode S de M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J*. 2015 May-Jun;26(3):258-62. doi: 10.1590/0103-6440201300321. Pubmed PMID: 26200149

Nordbo H, Rygh-Thoresen N, Henaug T. Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. *J Dent*. 1994 Dec;22(6):342-5. Pubmed PMID: 7844261

Oliva EA, Chaves CAL, Medeiros FRM, Cruz CAS. Resistência à flexão de porcelanas feldspáticas convencionais processadas por injeção. *Rev Odontol UNESP.*, 2009;38(5):318-23.

Oono K, Omura Y, Uehara K, Teramura T, Nemoto H, Murata Y, et al. [Stress analysis of porcelain laminate veneers. (1)]. *Nichidai Koko Kagaku*. 1990 Jun;16(2):294-301. Japanese. Pubmed PMID: 2135615

Ozcan M, Allahbeickaraghi A, Dundar M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Investig*. 2012 Feb;16(1):15-23. doi: 10.1007/s00784-011-0636-6. Pubmed PMID: 22065247

Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*. 2003 Dec;19(8):725-31. Pubmed PMID: 14511730

Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 2000 Mar;28(3):163-77. Pubmed PMID: 10709338

Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent*. 2004 Spring;6(1):65-76. Pubmed PMID: 15119590

Phoenix RD, Shen C. Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *Int J Prosthodont*. 1995 Mar-Apr;8(2):187-94. Pubmed PMID: 7575970

Pincus CR. Building mouth personality. *J South Calif Dent Assoc*. 1938;14:125-9.

Poiate IA, Vasconcellos AB, Andueza A, Pola IR, Poiate E, Jr. Three dimensional finite element analyses of oral structures by computerized tomography. *J Biosci Bioeng*. 2008 Dec;106(6):606-9. doi: 10.1263/jbb.106.606. Pubmed PMID: 19134560

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. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2017 May;105(4):885-91. doi: 10.1002/jbm.b.33619. Pubmed PMID: 26849080

Puppin-Rontani J, Sundfeld D, Costa AR, Correr AB, Puppin-Rontani RM, Borges GA, et al. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on bond strength to lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*. 2017. doi: 10.2341/16-215-L

Radz GM. Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dent Clin North Am*. 2011 Apr;55(2):353-70, ix. doi: 10.1016/j.cden.2011.01.006. Pubmed PMID: 21473998

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. *Int J Mol Sci*. 2016;17(6). doi: 10.3390/ijms17060822. Pubmed PMID: 27240353

Rojpaibool T, Leevailoj C. Fracture resistance of lithium disilicate ceramics bonded to enamel or dentin using different resin cement types and film thicknesses. *J Prosthodont*. 2015 Oct 27. doi: 10.1111/jopr.12372. Pubmed PMID: 26505488

Roman-Rodriguez JL, Perez-Barquero JA, Gonzalez-Angulo E, Fons-Font A, Bustos-Salvador JL. Bonding to silicate ceramics: conventional technique compared with a simplified technique. *J Clin Exp Dent*. 2017 Mar;9(3):e384-e6. doi: 10.4317/jced.53570. Pubmed PMID: 28298979

Sattabanasuk V, Charnchairerk P, Punsukumtana L, Burrow MF. Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties. *J Investig Clin Dent*. 2017 Aug;8(3). doi: 10.1111/jicd.12220. Pubmed PMID: 27282642

Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e78-93. doi: 10.1016/j.dental.2009.12.002. Pubmed PMID: 20060160

Schmidt KK, Chiayabutr Y, Phillips KM, Kois JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 2011 Jun;105(6):374-82. doi: 10.1016/s0022-3913(11)60077-2. Pubmed PMID: 21640238

Schwerin DL, Gossman WG. Burns, hydrofluoric acid. *StatPearls [Internet]*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2017 [acesso em 2017 Jun 12]. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK441829/> Pubmed PMID: 28722859

Shimaoka AM, de Andrade AP, Cardoso MV, de Carvalho RC. The importance of adhesive area delimitation in a microshear bond strength experimental design. *J Adhes Dent*. 2011 Aug;13(4):307-14. doi: 10.3290/j.jad.a19819. Pubmed PMID: 21246068

Simeone P, Gracis S. Eleven-year retrospective survival study of 275 veneered lithium disilicate single crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2015 Sep-Oct;35(5):685-94. doi: 10.11607/prd.2150. Pubmed PMID: 26357698

Singh JR, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in orthodontics: finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2016 Mar-Apr;6(2):110-4. doi: 10.4103/2231-0762.178743. Pubmed PMID: 27114948

Siqueira FS, Alessi RS, Cardenas AF, Kose C, Souza Pinto SC, Bandeca MC, et al. New Single-bottle Ceramic Primer: 6-month Case Report and Laboratory Performance. *J Contemp Dent Pract*. 2016 Dec 01;17(12):1033-9. Pubmed PMID: 27965493

Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffainer O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1999 Jan-Feb;11(1):95-106; quiz 8. Pubmed PMID: 10218055

Spear F, Holloway J. Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *J Am Dent Assoc*. 2008 Sep;139 Suppl:19s-24s. Pubmed PMID: 18768905

Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2010 Jul-Sep;21(3):425-32. doi: 10.4103/0970-9290.70813. Pubmed PMID: 20930357

Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2015 Sep;114(3):364-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.011. Pubmed PMID: 26050028

Taskonak B, Anusavice KJ, Mecholsky JJ, Jr. Role of investment interaction layer on strength and toughness of ceramic laminates. *Dent Mater*. 2004 Oct;20(8):701-8. doi: 10.1016/j.dental.2003.08.006. Pubmed PMID: 15302450

Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater*. 2014 Jul;30(7):e147-62. doi: 10.1016/j.dental.2014.01.017. Pubmed PMID: 24612840

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 Jul-Aug;34(4):399-407. doi: 10.2341/08-87. Pubmed PMID: 19678444

Trivedi S. Finite element analysis: a boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2014 Sep-Dec;4(3):200-3. doi:10.1016/j.jobcr.2014.11.008. Pubmed PMID: 25737944

Unlu N, Gunal S, Ulker M, Ozer F, Blatz MB. Influence of operator experience on in vitro bond strength of dentin adhesives. *J Adhes Dent*. 2012 Jun;14(3):223-7. doi: 10.3290/j.jad.a22191. Pubmed PMID: 22043471

Vanlioglu BA, Kulak-Ozkan Y. Minimally invasive veneers: current state of the art. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2014;6:101-7. doi: 10.2147/ccide.s53209. Pubmed PMID: 25506248

Venturini AB, Prochnow C, Rambo D, Gundel A, Valandro LF. Effect of hydrofluoric acid concentration on resin adhesion to a feldspathic ceramic. *J Adhes Dent*. 2015 Aug;17(4):313-20. doi: 10.3290/j.jad.a34592. Pubmed PMID: 26295066

Vieira HH, Catelan A, Alves Nunes Leite Lima D, Baggio Aguiar FH, Caldas Giorgi MC, et al. Influence of matrix type on microshear bond strength test. *Dental Cadmos*. 2016;84(5):314-8. doi: 10.1016/S0011-8524(16)30066-6

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999 Dec;10(6):429-44. Pubmed PMID: 10740452

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 Dec;30(12):e330-6. doi: 10.1016/j.dental.2014.08.373. Pubmed PMID: 25189110

Yavuz T, Ozyilmaz OY, Dilber E, Tobi ES, Kilic HS. Effect of different surface treatments on porcelain-resin bond strength. *J Prosthodont*. 2015 Oct 19. doi: 10.1111/jopr.12387. Pubmed PMID: 26480029

Yu J, Yang Y, Gao J, Guo J, Li L, Zhao Y, et al. Clinical outcomes of different types of tooth-supported bilayer lithium disilicate all-ceramic restorations after functioning up to 5 years: a retrospective study. *J Dent*. 2016 Jun 1. doi: 10.1016/j.jdent.2016.05.013. Pubmed PMID: 27263032

Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis. *Dent Mater*. 2005 Dec;21(12):1178-88. doi: 10.1016/j.dental.2005.02.014. Pubmed PMID: 16098574

Zogheib LV, Bona AD, 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. Pubmed PMID: 21519648