

FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA
CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA
PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS

Fábio Amaral de Araujo

**Elaboração de protocolo de cimentação de duas cerâmicas
odontológicas, a partir da análise morfológica e resistência
adesiva.**

VOLTA REDONDA

2019

FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA
CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA
PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS

Elaboração de protocolo de cimentação de duas cerâmicas odontológicas, a partir da análise morfológica e resistência adesiva.

Dissertação apresentada ao Mestrado Profissional em Materiais do Centro Universitário de Volta Redonda – UniFOA, como requisito obrigatório para obtenção do título de Mestre em Materiais, sob a orientação do prof. Dr. Roberto de Oliveira Magnago, na área de concentração de processamento e caracterização de materiais, linha de pesquisa em materiais cerâmicos

Aluno:

Fábio Amaral de Araújo

Orientador:

Prof. Dr. Roberto de Oliveira Magnago

Coorientador:

Prof. Dr. Cláudio Luis de Melo Silva

VOLTA REDONDA

2019

FICHA CATALOGRÁFICA

Bibliotecária: Alice Tacão Wagner - CRB 7/RJ 4316

A658e Araujo, Fábio Amaral de.

Elaboração de protocolo de cimentação de duas cerâmicas odontológicas, a partir da análise morfológica e resistência adesiva. / Fábio Amaral de Araujo. - Volta Redonda: UniFOA, 2019. 74 p. II

Orientador (a): Profº Drº Roberto de Oliveira Magnago

Dissertação (Mestrado) – UniFOA / Mestrado Profissional em Materiais,
2019

1. Materiais - dissertação. 2. Resistência de união. 3. Cimentação adesiva. 4. Dissilicato de lítio. I. Magnago, Roberto de Oliveira. II. Centro Universitário de Volta Redonda. III. Título.

CDD – 620.1

FOLHA DE APROVAÇÃO

Aluno: Fábio Amaral de Araújo

**ELABORAÇÃO DE PROTOCOLO DE CIMENTAÇÃO DE DUAS CERÂMICAS
ODONTOLÓGICAS, A PARTIR DA ANÁLISE MORFOLÓGICA E
RESISTÊNCIA ADESIVA**


Orientador:

Prof. Dr. Roberto de Oliveira Magnago


Coorientador:

Cláudio Luis de Melo Silva

Banca Examinadora


Prof. Dr. Roberto de Oliveira Magnago


Profa. Dra. Tereza Cristina Favieri de Melo Silva


Prof. Dr. Roberto Brunow Lehmann

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, aos meus pais, ao meu filho Cayo e minhas filhas Ana Júlia e Beatriz que são meu maior incentivo e tenho muito orgulho.

AGRADECIMENTOS

- À Deus por me fortalecer sempre nas horas mais difíceis e superar todos os obstáculos. A Deus toda Honra e toda Glória;
- Ao meu orientador, Prof. Dr. Roberto de Oliveira Magnago, agradeço os ensinamentos necessários e na orientação deste trabalho. Muito obrigado pelo apoio, incentivo e pelo estímulo;
- Ao meu coorientador Prof. Dr. Cláudio Luis de Melo Silva, no qual tenho admiração e respeito como pai e meu exemplo, agradeço os ensinamentos, que acrescentaram muito no crescimento profissional e pessoal, pelo apoio e incentivo;
- À minha amiga Prof. Dr. Tereza Cristina de Faviere de Melo Silva, no qual admiro e respeito como mãe, obrigado por tudo, a senhora foi e é muito importante no meu crescimento profissional e pessoal;
- Aos meus pais pela educação, incentivo, ter me guiado pelo caminho certo, os senhores foram os responsáveis na formação do meu caráter;
- Ao meu filho Cayo e minhas filhas Ana Júlia e Beatriz, agradeço pela compreensão do tempo que tive que abrir mão de estar com vocês para me dedicar ao meu trabalho e objetivo;
- À minha amiga Cristiane Fonseca de Carvalho, companheira e parceira na vida pessoal e profissional. Obrigada pelos conselhos, pela amizade e apoio durante esse tempo;
- Ao meu amigo Rodrigo de Freitas Xavier meu parceiro vida pessoal e profissional. Obrigado pela amizade;
- Ao meu amigo Prof. João Paulo Sudré por ter me cedido os materiais para que fosse realizado meu trabalho;
- Ao professor Prof. Dr. Jayme Pereira de Gouvêa, meu primeiro professor nessa caminhada, obrigado pela amizade;
- As pessoas que conheci nesse período do mestrado e que se tornaram parte da minha vida, tornando a caminhada muito mais fácil e agradável: Eric Costa Carvalho e Ágatha Borges Teixeira;
- A UFF, por me receber e proporcionar esta oportunidade valiosa de aprendizado possibilitando a realização deste trabalho;

- Ao Dirceu, técnico do CTI, sempre disposto a nos ajudar no laboratório;
- Ao Centro Universitário de Volta Redonda pelo apoio e condições de realizar este trabalho.

EPÍGRAFE

O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis.

José de Alencar.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi elaborar um protocolo de cimentação de uma vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio, e-max CAD (Ivoclar) e de uma cerâmica híbrida, Enamic (VITA), utilizadas em restaurações odontológicas. Foi realizada análise morfológica, no MEV e teste de resistência adesiva por intermédio de ensaio de cisalhamento nas duas cerâmicas estudadas. Foram confeccionados 18 amostras medindo aproximadamente 10 mm X 10 mm X 2 mm, a partir de blocos da cerâmica de dissilicato de lítio e-max CAD e cerâmica híbrida Enamic. Para caracterização da morfologia da superfície, três amostras de cada grupo foram condicionadas com ácido fluorídrico (HF) a 10%. As outras três amostras foram utilizadas no grupo controle. A seguir todas as amostras foram metalizadas e avaliadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV). As demais amostras de cada cerâmica (n=12) foram divididas em quatro grupos experimentais (n=3), onde sofreram condicionamento com ácido fluorídrico e aplicação dos diferentes sistemas adesivos. Em todos os grupos, foram adaptados cilindros de cimento resinoso, com 2mm de diâmetro X 2mm de altura e as amostras submetidas ao teste de cisalhamento. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente, pelo teste de ANOVA. Os resultados mostraram que após condicionamento com HF a 10%, a morfologia da superfície das cerâmicas estudadas apresentou textura favorável ao embricamento mecânico. O ensaio de cisalhamento mostrou que o condicionamento ácido promoveu maiores valores de resistência adesiva, quando comparado com o controle, para as duas cerâmicas. Nos grupos onde se utilizou o sistema adesivo convencional, os valores de resistência de união foram maiores que os grupos onde foi utilizado o sistema adesivo universal. A cerâmica híbrida Enamic apresentou resistência adesiva superior, quando comparada com a vitrocerâmica e-max CAD. O presente trabalho permite concluir que o condicionamento com ácido fluorídrico a 10% resultou em uma morfologia da superfície propícia ao embricamento mecânico, aumentando a resistência de união para as duas cerâmicas avaliadas; o sistema adesivo Convencional (SAC) se mostrou mais efetivo que o Universal (SAU) na resistência de união para as cerâmicas e-max e Enamic e com relação a resistência adesiva entre o cimento resinoso dual e as cerâmicas estudadas, a que se mostrou mais efetiva foi a cerâmica híbrida Enamic.

Palavras-chave: Resistência de união; cimentação adesiva; dissilicato de lítio

ABSTRACT

The objective of this study was to elaborate a adhesive cementing protocol to vitrocemicals based lithium disilicate, E.max CAD (Ivoclar) and hybrid ceramics, Enamic (VITA), used in dental rehabilitation. Morphological analysis in the SEM was performed and Bond strength by mean of a shear test in the two studied ceramics. The samples were made from the blocks of the ceramic of lithium, E.max CAD (Ivoclar) and hybrid ceramics, Enamic (VITA), eighteen rectangular samples of each ceramic measuring 10 mm X 10 mm X 2 mm. For characterization of the surface morphology, three samples from each group were conditioned with 10% hydrofluoric acid (HF). The other three samples were used in the control group. After wards all the samples were metallized and evaluated by scanning electron microscopy (SEM). In all groups, resin cement cylinders measuring 2 mm in diameter X 2 mm in height were adapted to the surface of the samples subjected to the shear test. The data obtained were statistically analyzed by the ANOVA test. The results showed that after conditioning with 10% HF, the surface morphology of the studied ceramics presented a favorable texture to mechanical bonding. The shear test showed that the acid conditioning promoted higher values of adhesive strength, when compared to the control, for the two ceramics. In the groups where the conventional adhesive system was used, Bond strength values were higher than the groups where the universal adhesive system was used. Enamic hybrid ceramics showed high adhesive strength when compared to the e-max CAD ceramic glass. It is concluded with the present study that the conditioning with 10% hydrofluoric acid resulted in a superficial morphology favorable to mechanical bonding, increasing the Bond strength for the two ceramics evaluated; the conventional adhesive system (SAC) showed more effective than the Universal (SAU) in the Bond strength for the e.Max and Enamic ceramics and in relation to the adhesive resistance between the dual resin cement and the studied ceramics, which was more effective was Enamic hybrid ceramics.

Keywords: Bond strength; adhesive cementation; lithium disilicate

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Representação das estruturas atômicas (a) cristalina e (b) amorfa. Fonte: ZACHARIASEN, 1932.	21
Figura 3.1- Amostras embutida em resina acrílica para o ensaio de cisalhamento	41
Figura 3.2- Amostras de e.maxpress embutida em resina acrílica e molde da amostra com silicone de adição	41
Figura 3.3- Perfuração do molde de silicone de adição com furados para couro.	42
Figura 3.4- Molde com silicone de adição perfurado	42
Figura 3.5- Preenchimento das perfurações do molde de silicone de adição com cimento resinoso.	44
Figura 3.6- Fotopolimerização do cimento resinoso	45
Figura 3.7- Recorte do molde após fotopolimerização do cimento resinoso, para exposição dos pinos de resina.	45
Figura 3.8- Amostras preparadas para o ensaio de cisalhamento.	46
Figura 3.9- Demonstração do fio de aço posicionado para o ensaio de cisalhamento.	47
Figura 4.1- Micrografia mostrando a Cerâmica de dissilicato de lítio, e.max CAD, sem tratamento de superfície. Imagem obtida por MEV - elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 2000X.	48
Figura 4.2- Micrografia mostrando a Cerâmica de dissilicato de lítio, e.max CAD, sem tratamento de superfície. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 6000X	48
Figura 4.3- Micrografia mostrando o efeito do tratamento com HF 10%, por 20 s, da Cerâmica de dissilicato de lítio, e.max CAD. Imagem obtida por MEV - elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 2500X.	49
Figura 4.4- Micrografia mostrando o efeito do tratamento com HF 10%, por 20 s, da Cerâmica de dissilicato de lítio, e.max CAD. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 6000X.	49
Figura 4.5- Micrografia mostrando a Cerâmica híbrida Enamic, sem tratamento de superfície. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 2000X. A seta amarela indica o componente cerâmico e a seta branca o plímero.	51
Figura 4.6- Micrografia mostrando a Cerâmica híbrida Enamic, sem tratamento. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 6000X. A seta amarela indica o componente cerâmico e a seta branca o plímero.	51
Figura 4.7- Micrografia mostrando o efeito do tratamento com HF 10%, por 1 min, da Cerâmica híbrida Enamic. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 2000X. A seta amarela indica o componente cerâmico e a seta branca o plímero.	52
Figura 4.8- Micrografia mostrando o efeito do tratamento com HF 10%, por 1 min, da Cerâmica híbrida Enamic. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 6000X. A seta amarela indica o componente cerâmico e a seta branca o plímero.	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1- Classificação das restaurações Cerâmicas	21
Tabela 2.2- Classificação das cerâmicas odontológicas	23
Tabela 2.3- Fases da caracterização da cerâmica	23
Tabela 3.1- Materiais comerciais, composição e fabricante, utilizados na pesquisa.	38
Tabela 3.2- Grupos experimentais, segundo tratamento de superfície da cerâmica e.max CAD e Enamic.	43
Tabela 4.1- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%	53
Tabela 4.2- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%	54
Tabela 4.3- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) das cerâmicas e.max CAD e Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%	55
Tabela 4.4- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica e.max CAD, dos grupos tratados com sistema adesivo universal (SAU) e convencional (SAC)	56
Tabela 4.5- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica Enamic, dos grupos tratados com sistema adesivo universal (SAU) e convencional (SAC)	56
Tabela 4.6- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica e.max CAD, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%, variando o sistema adesivo, SAU e SAC.	57
Tabela 4.7- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%, variando o sistema adesivo, SAU e SAC.	58
Tabela 4.8- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) das cerâmicas E.max CAD e Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%, variando o sistema adesivo, SAU e SAC.	59
Tabela 8.1- Valores da resistência de união (MPa), dos grupos Controle das cerâmicas e.max CAD e Enamic, com sistema adesivo Convencional e Universal.	74
Tabela 8.2- Valores da resistência de união (MPa), dos grupos Experimentais das cerâmicas e.max CAD e Enamic, com sistema adesivo Convencional e Universal.	75

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CAD	computer-aided design (Desenho assistido por computador)
CAM	computer-aided manufacturing (Manufatura assistida por computador)
PICN	polímeros-infiltrou-se-cerâmica-rede
CIT	Centro Integrado Tecnológico
SAC	Sistema adesivo convencional
SAU	Sistema adesivo universal
ATE	Adesivo total etch
ASE	Adesivo Self etch
SiC	Carbeto silício
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
1.1 Contexto	15
1.2 Descrição do problema	17
1.3 Relevância	18
1.4 Objetivos	19
1.4.1 Geral	19
Específicos	19
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	20
2.1. MATERIAIS AMORFOS E CRISTALINOS.....	20
2.2. MATERIAIS VITROCERÂMICOS ODONTOLÓGICOS	20
2.2.1 Propriedades dos Materiais Vitrocerâmicos	23
2.2.2 Cristalização das Vitrocerâmica.....	24
2.3. TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DAS vitroCERÂMICAS PARA ADESÃO	24
2.4. ENSAIO DE CISALHAMENTO	30
2.5. CERÂMICAS A BASE DE DISSILICATO DE LÍTIO	31
2.5.1 E.max CAD	32
2.5.2 Vita Enamic	35
3. MATERIAIS E MÉTODOS	37
3.1. MATERIAIS	37
3.2. MÉTODOS	38
3.2.1. Preparo das amostras da vitrocerâmica e.max CAD	38
3.2.2. Preparo das amostras da cerâmica Enamic	38
3.2.3. Tratamento de superfície das amostras da vitrocerâmica e.max CAD e da cerâmica híbrida Enamic para análise morfológica	39
3.2.4. Tratamento de superfície das amostras da cerâmica e.max CAD e Enamic para avaliação da força de união.	39
3.2.5 Análise estatística	46
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
4.1. ANÁLISE MORFOLÓGICA DA CERÂMICA E.MAX CAD.....	47
4.2. ANÁLISE MORFOLÓGICA DA CERÂMICA híbrida Enamic.....	50
4.3. Avaliação da influência do condicionamento ácido nas cerâmicas	52

4.4. influência do sistema adesivo universal e convencional na resistência de união das cerâmicas	54
4.5. análise da resistência de união da vitrocerâmica e.max CAD e enamic variando o tratamento e o sistema adesivo	56
5. CONCLUSÕES	60
6. PROTOCOLO DE CIMENTAÇÃO	61
7. TRABALHOS FUTUROS	62
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63
9. APÊNDICE	73

1. INTRODUÇÃO

A evolução dos materiais odontológicos é influenciada pela busca da estética, devido à estrutura da sociedade, ditando o padrão a ser seguido para obtenção da saúde, sucesso pessoal e profissional. Assim, um paciente na busca de tratamento odontológico, além da preocupação com a saúde oral, existe a procura por restaurações que mimetizem as estruturas dentais. Por preencherem os requisitos mecânicos, biológicos, estéticos e funcionais estabelecidos para um material restaurador, a cerâmica tem sua indicação sedimentada na odontologia.

Os profissionais de Odontologia possuem acesso a diversos tipos de cerâmicas de uso odontológico, com essa variedade é possível obter um resultado satisfatório ao reestabelecer estética e função (CONRAD; SEONG; PESUN, 2007). Essas cerâmicas diferem quanto à estrutura, propriedades, processo de fabricação e indicações, podendo ser acopladas em três grupos: as feldspáticas; os vidros ceramizados e as cerâmicas de óxidos. A diferença entre estas cerâmicas é relacionada à estética e propriedades mecânicas (GONZAGA, 2007).

1.1 CONTEXTO

As cerâmicas de óxidos são superiores quanto à resistência, à flexão, tenacidade e dureza para os requisitos estéticos e funcionais; enquanto os vidros ceramizados e as porcelanas feldspáticas possuem propriedades de translucidez e coloração muito próximas aos dentes naturais, promovendo similaridades estéticas às mesmas. Assim, as feldspáticas e as vítreas são responsáveis pela beleza da reconstrução dentária, enquanto as cerâmicas de óxidos são utilizadas como infraestrutura de reforço (KERN e THOMPSON, 1994; VIEIRA e MARRIMOTO, 2008).

Ao incorporar dissilicato de lítio ou de silicato de lítio reforçado com óxido de zircônia disperso em uma matriz vítrea de forma entrelaçada promoveu o acréscimo da resistência à flexão e da tenacidade à fratura do material, sem prejuízos estéticos. Assim, as propriedades óticas destes materiais, mimetizam com excelência as estruturas dentais, reproduzindo a fluorescência, opalescência, grau de translucidez

e opacidade do esmalte e da dentina (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; FABIANELLI, A. *et al*, 2010; KERN, SASSE, WOLFART, 2012).

Devido as propriedades ópticas e resistência mecânica da vitrocerâmica de dissilicato de lítio, sua utilização é possível em diversos trabalhos, como coroas totais posteriores e anteriores, laminados, *inlays*, *onlays* e coroas parciais. São materiais favoráveis à cimentação adesiva, através da utilização do silano é possível uma união química, e também são passíveis ao condicionamento por ácido fluorídrico. (KINA, BRUGERA, 2008).

A cerâmica reforçada por leucita (IPS Empress1) foi inserida no mercado pela Ivoclar Vivadent (*Schaan, Liechtenstein*). Através da sua estrutura, composta por uma matriz vítrea amorfa com finos grãos de leucita disseminados, este material obteve uma melhoria na resistência mecânica e uma performance clínica alta. O mesmo fabricante, em 1998 lançou o *IPS Empress 2®*, uma cerâmica a base de dissilicato de lítio. Essa nova versão promoveu melhores resultados de resistência mecânica, mas um menor desempenho estético. Posteriormente, com uma técnica injetada, a Ivoclar Vivadent lançou no mercado o *IPS e.max press*, uma cerâmica de dissilicato de lítio. (AHMAD, 2006; KANG, CHANG, SON, 2013).

O sistema *IPS e.max* possui uma fase vítrea e duas fases cristalinas na sua composição. A fase cristalina principal é formada por alongados cristais de dissilicato de lítio e a segunda fase constituída por ortofosfato de lítio. A matriz vítrea engloba ambas as fases cristalinas. Essa vitrocerâmica possui uma resistência à flexão superior (400 MPa), se comparada com cerâmicas de feldspáticas (90 MPa). Isso ocorre devido a uma microestrutura de cristais entrelaçados, o que impede a irradiação de trincas pela estrutura do material. Sua fase cristalina possui em torno de 70% em volume e os cristais de dissilicato de lítio medem de 5µm de comprimento e 0,8 µm de diâmetro, promovendo resistência à flexão em torno de 400 MPa (BORGES *et al*, 2003; FASBINDER *et al*, 2010; BRUM *et al.*, 2011; GUESS *et al*, 2011).

Segundo a literatura as restaurações monolíticas realizadas com *e.maxCAD* podem ter espessuras de no mínimo 0,5 mm, proporcionando restaurações mais duradouras do que as realizadas em zircônia recobertas com porcelana. A divulgação comercial é através de blocos para usinagem em CAD/CAM, contudo temos um estado intermediário de cristalização apresentado pelos blocos, para o crescimento de cristais de dissilicato de lítio é necessário um tratamento térmico,

que o leva a sua maior resistência, em torno de 400 Mpa (GUESS et al., 2010; SILVA et al., 2012).

O *VITA Enamic*, outro exemplo desta classe de materiais, sendo composto por uma cerâmica (75% em volume) e um polímero (25% em volume). Sua fase cerâmica inclui 23% de Al_2O_3 e a parte do polímero contém dimetacrilato de uretano (UDMA) e dimetacrilato de trietileno glicol (TEGDMA) (COLDEA, SWAIN, THIEL, 2013; LAUVAHUTANON et al, 2014).

Esta cerâmica, denominada híbrida, é formada pela penetração da fase cerâmica pré-sinterizada no polímero. Foi relatado que o *VITA Enamic* possui menor translucidez do que a cerâmica de matriz de vidro, pela quantidade relativamente alta de Al_2O_3 , sendo recomendado para reconstruções, *inlays*, *onlays* e coroas posteriores minimamente invasivas (VAN NOORT, 2013; LAUVAHUTANON et al, 2014; AWAD et al., 2015).

1.2 DESCRIÇÃO DO PROBLEMA

Essas cerâmicas de matriz de vidro (e.max CAD) e polímero (Enamic) são materiais para restaurações indiretas, utilizando o sistema CAD/CAM, para sua confecção e apresentam propriedades mecânicas e ópticas aprimoradas. Mesmo assim, possuem algumas deficiências, tendo em vista que a cerâmica com matriz de vidro apresenta fragilidade e abrasão na dentição oposta (KASSEM, ATTA, EL-MOWAFY, 2012; RUSE, SADOON, 2014; GOUJAT et al., 2017). Nas cerâmicas híbridas, essas deficiências são o desgaste do material, a instabilidade do polimento superficial e da cor.

O preparo protético do elemento dentário, o condicionamento prévio do substrato dentário e o tratamento da superfície cerâmica influenciam na retenção e longevidade de uma restauração indireta. Assim, o sucesso de restaurações cerâmicas depende da união entre cimento resinoso, substrato dental e restauração (MELO et al, 2010; HADDAD, ROCHA, ASSUNÇÃO, 2011).

Os sistemas adesivos e os agentes cimentantes também sofreram evolução, favorecendo uma adesão duradoura entre a peça protética e as estruturas dentais remanescente, para a formação de um monobloco, sendo imperativo o tratamento das superfícies dentais e cerâmicas (GAROFALO, 2005).

Nos casos em que as restaurações são realizadas com uma vitrocerâmica ou uma cerâmica híbrida, uma adesão efetiva é obtida por dois mecanismos principais. Um dos quais consiste no condicionamento com ácido fluorídrico da cerâmica, que dissolve a matriz vítrea formando micro retenções na superfície da cerâmica. O outro princípio é baseado na adesão química, devido ao uso de um silano, que é uma molécula com estrutura bifuncional, promovendo a união de dois substratos de composições distintas (orgânico e inorgânico) (JARDEL *et al* 1999; HO, MATINLINNA, 2011).

Apesar da comprovada eficácia do tratamento de superfície das vitrocerâmicas com ácido fluorídrico, existe desvantagens desse condicionamento, como a alta toxicidade do ácido, que pode causar queimaduras no tecido mole e pode também, penetrar no tecido e agir no cálcio do tecido ósseo. Outra preocupação quanto ao uso do ácido fluorídrico está relacionado à concentração e ao tempo de condicionamento, que podem comprometer a força de união e/ou a resistência do material cerâmico. Embora o fabricante indique a concentração de 5% e o tempo de 20 s de condicionamento, existe controvérsia na literatura quanto a estes parâmetros (MAIR, PADIPATVUTHIKUL, 2010).

O condicionamento com ácido fluorídrico deixa resíduos de sal de sílica e flúor que podem se precipitar. A permanência desses precipitados na superfície cerâmica pode ser negativa na resistência de união adesiva. Alguns métodos de limpeza para remoção desses resíduos são descritos como um jato de ar/água, outros autores sugerem esfregar a superfície cerâmica, após condicionamento, com ácido fosfórico a 37,5 % e o banho em cuba ultrassônica com água destilada por 5 min para remoção destes detritos. Assim, a resistência adesiva entre o cimento resinoso e a cerâmica é obtida pela microestrutura e o tratamento da superfície da cerâmica (SHEN, OH, WILLIAMS, 2004; FILHO *et al*, 2004; PAPACCHINI *et al*. 2007; QUEIROZ *et al*, 2012).

1.3 RELEVÂNCIA

A relevância deste estudo foi avaliando o tratamento de superfície da vitrocerâmicas *e.maxCAD* e da cerâmica híbrida *VITA Enamic*, para posterior confecção de um protocolo de cimentação dessas cerâmicas.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 GERAL

Analisar os efeitos do tratamento de superfície, para a promoção do aumento da força de união com o agente cimentante resinoso, de duas vitrocerâmicas comerciais, utilizadas em restaurações dentárias indiretas. Foi gerado um protocolo de cimentação das cerâmicas estudadas. Este protocolo visa orientar os profissionais de Odontologia a realizar as cimentações de suas restaurações cerâmicas de forma segura.

ESPECÍFICOS

- Analisar qualitativamente, por meio de MEV, a morfologia da superfície de uma vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio e uma cerâmica híbrida, após tratamento de superfície com ácido fluorídrico;
- Avaliar quantitativamente, por meio de ensaio mecânico de cisalhamento, a resistência de união das duas cerâmicas após o tratamento de superfície com ácido fluorídrico, utilizando dois sistemas adesivos, um convencional e outro universal;
- Comparar o desempenho das vitrocerâmicas frente aos tratamentos.
- Elaborar um protocolo de cimentação para os dois tipos de cerâmica estudados.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. MATERIAIS AMORFOS E CRISTALINOS

Conforme a Figura 2.1, a organização da estrutura atômica dos materiais, os mesmos são classificados em amorfos e cristalinos. Os materiais amorfos possuem unicamente ordem de curta distância, conferindo-lhes a isotropia, ou seja, o comportamento do material relacionado a alguma propriedade independe da direção cristalina onde é feita a medida, como os vidros e alguns polímeros. Em contrapartida, os materiais cristalinos possuem ordem de longa distância em suas estruturas atômicas, apresentando isotropia ou anisotropia. A anisotropia depende da direção cristalográfica de observação (MCMILLAN, 1979; CALLISTER, 2002).

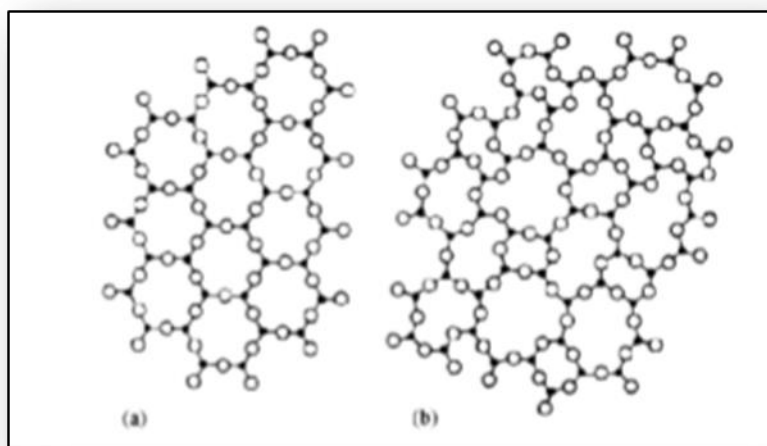


Figura 2.1- Representação das estruturas atômicas (a) cristalina e (b) amorfa.

Fonte: ZACHARIASEN, 1932.

2.2. MATERIAIS VITROCERÂMICOS ODONTOLÓGICOS

São materiais policristalinos que podem ser alcançados a partir da cristalização dominada de materiais vítreos. Seu processo de obtenção é feito em duas etapas: a primeira é a nucleação, onde o material vítreo é tratado numa temperatura próxima de T_g , ocorrendo o aparecimento dos núcleos cristalinos, onde se formarão os cristais. A segunda etapa é o crescimento dos núcleos estáveis

antecipadamente formados na etapa anterior, originando a fase cristalina do vitrocerâmico (HUet *al.*, 2006).

As vitrocerâmicas são materiais compostos, onde uma ou mais fases cristalinas estão envolvidas por uma fase amorfa. São obtidas por um processo de cristalização controlada de sistemas vítreos apropriados, inicialmente são formadas como vidros, usando fabricação análoga aos vidros convencionais, com o formado almejado e resfriamento até a temperatura ambiente para posterior reaquecimento, ou levando à temperatura onde a nucleação de cristais acontece (KARAMBERI, ORKOPOULOS, MOUITSATSOU, 2006).

Segundo Della Bona e Kelly (2008), as vitrocerâmicas podem ser classificadas em três categorias de composição, predominante de vidro, contendo partículas e policristalinas. São compósitos, ou seja, materiais que possuem duas ou mais fases. As cerâmicas com melhores propriedades ópticas para reconstrução dentária são aquelas com alto conteúdo de fase vítrea, devido a sua translucidez. Pequenas quantidades de óxidos são adicionadas por fabricantes, alterando as características de translucidez e cor, fazendo com que o material cerâmico mimetize com a dentina e o esmalte dental. Estas cerâmicas são utilizadas como cobertura, sobre estruturas metálicas ou sobre estruturas cerâmicas reforçadas por micropartículas ou policristalinas.

Guerra em 2007 classificou as cerâmicas, conforme Tabela 2.1.

Tabela 2.1: Classificação das restaurações Cerâmicas

Metalocerâmicas:	Apresentam uma infraestrutura metálica coberta por uma cerâmica feldspáticas
Cerâmicas puras ou livres de metal:	São as feldspáticas com alto teor de leucita, alumina, zircônia ou dissilicato de lítio

Fonte: Guerra, 2007.

Outra classificação foi proposta por Valandroet *al.* (2005), quanto à sensibilidade de superfície, dividindo-se em 2 grupos, Tabela 2.2.

Tabela 2.2 Classificação das cerâmicas odontológicas

Cerâmicas ácido-sensíveis	A matriz vítrea da cerâmica se degrada na presença do ácido fluorídrico.
Cerâmicas ácido-resistentes	Cerâmicas que não são afetadas pelo tratamento de superfície por apresentarem baixo ou nenhum conteúdo de sílica, sofrendo pouca ou nenhuma degradação superficial na presença do ácido fluorídrico.

Fonte: Valandro *et al.*, 2005

As biocerâmicas utilizadas na odontologia são compostas por elementos metálicos tais como; alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio e substâncias não metálicas como silício, boro, flúor e oxigênio, que se caracterizam por duas fases, descritas na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 Fases da caracterização da cerâmica

Fase Cristalina	Essa fase dita as propriedades mecânicas e ópticas da liga.
Fase Vítrea	A fase vítrea circunda a fase cristalina, composta por uma cadeia básica de óxido de silício (SiO ₄).

Fonte: Della Bona, Anusavice, 2002

Sendo assim, a porcelana deve apresentar algumas propriedades, tais como: moldabilidade, fundibilidade, usinabilidade, cor, opacidade, translucidez, resistência à abrasão, resistência à flexão e tenacidade a fratura (DELLA BONA, ANUSAVICE, 2002).

Visando a melhoria das propriedades da cerâmica utilizada em Odontologia, alguns óxidos foram introduzidos a estas cerâmicas, dentre eles os óxidos de titânio, de zircônio e de alumínio. A alumina foi escolhida por apresentar mais vantagens estéticas e mecânicas, além do baixo custo e fácil obtenção. Surgiram portanto as porcelanas reforçadas por óxido de alumínio, numa mistura de 50% em peso, de cristais de alumina e uma cerâmica feldspática de baixa fusão, possibilitando a constituição da infraestrutura em substituição aos metais. Assim, outros materiais (cerâmica feldspática reforçada por leucita, vitrocerâmica de dissilicato de lítio, aluminizada e a base de zircônia) e outras formas de processamento (injetadas, infiltradas, prensadas e usinadas) passaram a ser desenvolvidas (BONFANTE *et al.*, 2009).

2.2.1 Propriedades dos Materiais Vitrocerâmicos

Para melhoria das propriedades mecânicas em algumas cerâmicas, foram acrescentadas partículas de carga, que podem ser cristalinas ou formadas por vidros com temperatura de fusão maiores que a da matriz. Geralmente, a matriz vítrea é dissolvida por ácidos, proporcionando a formação de micro porosidades na superfície, e melhorando a retenção dos trabalhos protéticos. As partículas podem ser adicionadas durante a fabricação, na forma de pós, ou precipitadas na forma de cristais, durante a formação da massa vítrea. Neste último caso, são chamadas de cerâmicas vitrificadas (TASKONAK.; SERTGÖZ, 2006).

Além de possuírem grande flexibilidade nas aplicações, obtendo-se diversas propriedades pelo controle da estrutura cristalizada em seu interior. A microestrutura desses materiais é controlada por modificações na composição química inicial do vidro e pelos parâmetros usados no seu tratamento térmico, sendo possível a preparação de diferentes tipos de materiais vitrocerâmicos com várias combinações de propriedades, que se relacionam com a composição química, constituição cristalográfica e microestrutura. Entre as propriedades exibidas estão a resistência ao atrito, dureza, resistência a altas temperaturas e a oxidação, baixo coeficiente de expansão térmica, resistência ao ataque químico, estabilidade dimensional, condutividade térmica intermediária entre a das cerâmicas e dos vidros e propriedades elétricas e ópticas distintas (SOARES; LEPIENSKI, 2004).

O estudo dessas propriedades deve ser realizado em condições análogas às de trabalho, permitindo o aperfeiçoamento destes materiais. Assim, pode-se minimizar a possibilidade destes materiais sofrerem deformações excessivas e/ou falhas mecânicas, quando aplicados em peças ou componentes mecânicos (SCZANCOSKI, 2005).

As vitrocerâmicas apresentam um aumento de sua resistência conseguido através da eliminação dos defeitos de superfície, aumentando a tenacidade à fratura, conseguido pela cimentação adesiva. A união adesiva reduz os defeitos da superfície interna da restauração cerâmica, reduzindo potencial à fratura. A sua resistência resultante da união entre a restauração e o preparo, atuando como um sistema de deformação elástica contínua. Os vidros ceramizados possuem matiz, saturação, valor e translucidez parecidos com os da dentina humana, tornando-se um material estético. Sua resistência é indicada para diversos casos de reabilitação

oral. São materiais favoráveis à cimentação adesiva, por sofrerem condicionamento ácido, possibilitando a união pelo silano (KINA; BRUGERA, 2008).

2.2.2 Cristalização das Vitrocerâmica

Para melhoria das propriedades das cerâmicas, vários componentes foram incorporados a fórmulas destes materiais. Assim, aumentando a fase cristalina na composição das cerâmicas, reduz a fase vítrea, fazendo com que os valores de resistência à fratura e módulo de elasticidade aumentem, limitando-se a propagação de trincas (MARTINS *et al.*, 2010).

Como esses materiais são parcialmente cristalizados, formam-se em duas fases distintas, ou seja, uma cristalina e uma amorfa e suas propriedades mecânicas estão ligadas não apenas à composição das fases, mas aos efeitos provocados no tratamento térmico, onde os cristais podem adquirir os mais diversos tamanhos e a sua fração volumétrica no material base pode ser controlada (SOARES; LEPIENSKI, 2004).

A cristalização controlada do vidro resulta na formação de cristais finos, dispersos homogeneamente na fase vítrea. O tamanho e o número de cristais formados são controlados pela temperatura e pelo tempo do tratamento térmico. Van Noort (2013) afirmou que as propriedades mecânicas das cerâmicas vitrificadas são influenciadas pelas seguintes características: tamanho das partículas da fase cristalina, fração do volume da fase cristalina, resistência adesiva interfacial entre as fases, diferenças nos módulos elásticos e diferenças na expansão térmica.

2.3. TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DAS CERÂMICAS PARA ADESÃO

Para que as propriedades óticas e mecânicas tenham eficácia clínica, as características do agente cimentante e o protocolo de cimentação são de suma importância. Conforme as propriedades óticas, o agente cimentante deve apresentar translucidez e a cor em consonância com o material cerâmico e o remanescente dental. O protocolo de cimentação deve proporcionar um monobloco dente-material restaurador, sendo que o tratamento recomendado para as vitrocerâmicas consiste no tratamento com ácido fluorídrico, e a seguir da aplicação de um silano (agente

bifuncional ligado a radicais orgânicos reativos e a grupos monovalentes hidrolisáveis) (NAGAYASSU *et al.* 2007; BELLI *et al.*, 2010).

O condicionamento com ácido fluorídrico, objetiva dissolver o componente vítreo, expondo a fase cristalina, provocando rugosidade na superfície da cerâmica, que serão impregnadas pelo silano, unindo-se quimicamente com moléculas do cimento resinoso. Assim, os grupos monovalente hidrolisáveis ligam-se quimicamente com o silício contido tanto na matriz vítrea, quanto na fase cristalina da vitrocerâmica (DELLA BONA, 2009; BELLI *et al.*, 2010).

Carvalho *et al.* (2011) observaram que o sucesso clínico de restaurações protéticas com cerâmicas livre de metal depende de vários fatores, incluindo o tratamento de sua superfície e o processo de cimentação. Na superfície interna da vitrocerâmica de dissilicato de lítio e de silicato de lítio reforçada de zircônia, o tratamento com ácido fluorídrico a 5% é recomendado, para melhoria da união entre o agente cimentante resinoso e a cerâmica.

Assim sendo, estes materiais são suscetíveis ao condicionamento com ácido fluorídrico, promovendo porosidades e retenções micromecânicas entre o agente cimentante resinoso e a cerâmica condicionada. A aplicação de cimentos resinosos apresenta vantagens no selamento marginal, aumento da estabilidade e da resistência à fratura das restaurações. Além disso, o sucesso clínico das reabilitações fixas em cerâmica requer que a união adesiva seja forte e estável (MADINA, OZCAN, BADAWI, 2010).

Para as cerâmicas é importante sua avaliação quanto à sensibilidade de superfície que são: cerâmicas ácido-sensíveis e cerâmicas ácido-resistentes. Devido às características da união ao substrato dental, as cerâmicas ácido-sensíveis são indicadas para laminados e fragmentos cerâmicos, *inlays*, *onlay* se coroas anteriores. Já as cerâmicas ácido-resistentes são indicadas para coroas unitárias anteriores e posteriores, próteses fixas anteriores e posteriores (MADINA, OZCAN, BADAWI, 2010).

O tempo de condicionamento das cerâmicas é muito discutido na literatura. As vitrocerâmicas a base de dissilicato e silicato lítio indicam 40% de fase vítrea e 60% de cristalino, variando de 20 a 60 s. Ao crescer o tempo de exposição ao ácido no condicionamento, leva a uma destruição excessiva do componente cristalino, os poros e os sulcos tornam-se maiores, modificando o processo de

adesão entre os sistemas adesivos e as cerâmicas, enfraquecendo a estrutura do material, conforme estudos de Saraçoglu *et al.* (2004).

Hooshmand *et al.*(2008) avaliaram o efeito do condicionamento ácido sobre a resistência a flexão de duas cerâmicas vítreas prensadas por calor, uma a base de leucita (IPS Empress) e outra a base de dissilicato de lítio (IPS Empress 2). As amostras foram condicionadas com HF 9% por 2 min, lavadas e deixadas em banho sônico com água destilada por 15 min. Como controle comparativo testou-se amostras sem o condicionamento ácido. O teste de flexão biaxial revelou que o condicionamento ácido reduziu a resistência dos dois tipos de cerâmica testada. A análise de MEV revelou um efeito invasivo, um padrão irregular e uma desorganização substancial de ambas as estruturas cerâmicas provocadas pelo ácido.

Addison,Marquis, Fleming(2007) relataram que o condicionamento superficial das cerâmicas feldspáticas é um processo dinâmico, com resultado que depende da constituição do substrato, da topografia da superfície, da concentração e do tempo de aplicação do ácido. Observaram que a estrutura dessas porcelanas é constituída por uma matriz vítrea amorfa, com uma rede de cristais tetraédricos de sílica, embutidas quantidades variáveis de cristais de feldspato e leucita, com rápida dissolução da fase silícica nos limites granulares e a não dissolução do corpo granular.

Nas cerâmicas vítreas reforçadas com partículas, demonstram a ocorrência da dissolução das mesmas relacionadas à fase amorfa. Mas, a seletividade entre a dissolução de ambas as fases é relatada como dependente da concentração do ácido. No caso de concentrações baixas do ácido fluorídrico, a dissolução da fase cristalina é precedente, observando-se um enfraquecimento da resistência mecânica da cerâmica, conforme o aumento da concentração do condicionamento ácido (ADDISON, MARQUIS, FLEMING *et al.*,2007).

No trabalho de Xiaoping *et al.* (2014), observou-se que o maior tempo de condicionamento de uma cerâmica vítrea, levou a diminuição da resistência à flexão desta cerâmica, mas quando o cimento resinoso, utilizado como agente cimentante é aplicado, promove um aumento da resistência a flexão da cerâmica, com o aumento do tempo de condicionamento.

A lavagem inadequada após o condicionamento ácido da superfície de cerâmica pode deixar sais remineralizados, sendo identificados como um resíduo ou

depósito branco. Esses subprodutos são formados e se precipitam sobre a superfície da cerâmica, causando a obstrução das micro-retenções criadas a partir do condicionamento. Para eliminação desses precipitados, técnicas de limpeza pós-condicionamento ácido são discutidas, como a lavagem em água corrente e ar (QUEIROZ *et al.*, 2012).

Peumans *et al.*(1999) afirmam que a limpeza em banho ultra-sônico torna a superfície da cerâmica mais receptiva à resina adesiva, favorecendo a remoção dos resíduos e precipitado ácido e do sal, facilitando a penetração do agente de união pelos poros pré-formados pelo condicionamento. Meios mais seguros e efetivos de se eliminar os precipitados ácidos precisam ser estudados, e os efeitos destes protocolos de limpeza devem ser avaliados. Além disso, existem poucos estudos que utilizam modelos mais próximos da realidade bucal, incluindo o envelhecimento sobre coroas cerâmicas.

Para a adesão química, o uso do silano na Odontologia tem sido bem sucedido, melhorando a resistência adesiva da cerâmica com o cimento resinoso. Moléculas de metacriloxpropiltrimetoxisilano, conhecidas como silano organo funcional, que trabalham como uma ponte com dois diferentes grupos funcionais reativos. Assim, a molécula do silano hidrolisado se une quimicamente ao dióxido de silício contido nas matrizes vítrea e cristalina de dissilicato de lítio da cerâmica (união siloxana) eligam-se quimicamente às moléculas da resina de Bis-GMA e TEGDMA, encontrados tanto nos adesivos, como nos cimentos resinosos (HO, MATINLINNA, 2011).

Outro fator importante, no aumento da resistência adesiva é a capacidade do silano em promover melhor umedecimento da superfície, proporcionando aumento da área de contato e infiltração dos materiais resinosos de cimentação, nas irregularidades causadas na superfície da cerâmica pelo condicionamento com o ácido fluorídrico. Quanto mais rugosa se apresenta uma superfície maior, que é sua molhabilidade (KIM *et al.*, 2005).

Após condicionamento com ácido da superfície das viotrocerâmicas e a utilização do silano, segue-se a utilização do sistema adesivo. Os adesivos dentários permitem que os agentes cimentantes tenham uma adesão maior às estruturas previamente tratadas, pois o compósito é muito viscoso para aderir diretamente ao substrato, permitindo que a restauração fique adaptada e a cavidade selada. Hoje, são disponibilizados três tipos de adesivos: os *TotalEtch* (TE), os *Self Etch* (SE) e

mais recentemente os Universais. O mecanismo dos sistemas adesivos baseia-se na remoção mineral dos tecidos dentários e posterior infiltração por monômeros resinosos, que após a polimerização unem-se micro mecanicamente ao substrato (VAN MEERBEEK *et al.*, 2011). Na peça protética cerâmica, o adesivo ocupa os espaços deixados pela ação do ácido fluorídrico, podendo ser usados nas modalidades SE, TE e Universal, objetivando sua adequação a qualquer situação clínica (TURP *et al.*, 2013).

Atualmente, os sistemas adesivos possuem monômeros funcionais específicos, melhorando a interação química com a superfície condicionada. Os mais conhecidos são: 10-MDP (10- Metacriloxidihidrogeno fosfato), 4-MET (4- Metacriloxietil trimelítico) e Fenil-P (2-metacriloxietil fenil hidrogeno fosfato) (YOSHIHARA *et al.*, 2013).

Amaral, *et al.* (2014) entre outros, observaram que a inclusão do 10-MDP, primeiramente nos agentes cimentantes e depois em sistemas adesivos, foi de grande importância para o aumento da resistência adesiva na cimentação das peças protéticas de vitrocerâmicas.

Durante o processo de cimentação de uma restauração cerâmica, ocorrem duas interfaces adesivas, uma entre o cimento resinoso e a peça cerâmica e outra entre o cimento e o remanescente dental, esmalte e dentina. É de grande importância para o sucesso desta reabilitação, que ocorra um monobloco entre o material cerâmico e o remanescente dental. Para isso, as interfaces devem apresentar resistência de união suficiente para resistir aos esforços mastigatórios. Na interface adesiva, formada entre o dente e o cimento resinoso, o esmalte, de acordo com Cuyet *al.* (2002), Hebling *et al.* (2010) e Hirata *et al.* (2012), apesar de suas propriedades físicas e regiões prismáticas e aprismáticas, a união desta estrutura com o sistema adesivo é bem entendida e eficaz. A adesão no esmalte acontece de forma eficiente, devido a sua estrutura homogênea e menos úmida, quando comparada a da dentina. O esmalte ao ser condicionado com o ácido fosfórico gera porosidade e alteração micromecânica da região prismática, aumentando a área e a energia de superfície dos prismas. (NAGEM FILHO *et al.* 2000 e WHITE *et al.* 2001).

O sucesso da técnica adesiva a dentina, demorou mais tempo para se consolidar (FUSAYAMA *et al.* 1979). Martins (2008) e Ghazali (2003) observaram algumas dificuldades para conseguir uma adequada adesão à dentina, tais como: a

lama dentinária formada pelo instrumento cortante rotatório durante o preparo cavitário, a umidade, a característica tubular, as fibras colágenas, além de um protocolo adesivo mais minucioso, estando diretamente relacionado ao operador. Atualmente, a adesão à dentina é segura, desde que, cuidados sejam tomados com relação ao entendimento das características morfológicas e funcionais desta estrutura.

Na prática clínica, pode-se escolher entre diferentes tipos de produtos e procedimentos: os sistemas adesivos tradicionais aplicados após condicionamento ácido, os produtos autocondicionantes que evitam o condicionamento com ácido fosfórico e, uma nova classe de adesivos que permite uso tanto como autocondicionante ou após o condicionamento ácido e, desta maneira, são chamados “universais” ou “multimodo” (GRÉGOIRE et al., 2016; JANG et al., 2016; GIANNINI et al., 2015; WAGNER et al., 2014).

Existe uma vantagem em ter um adesivo que pode funcionar dessas duas formas, uma vez que permite ao cirurgião-dentista escolher o tipo de procedimento de acordo com o caso clínico (GRÉGOIRE et al., 2016). Os adesivos universais contêm monômeros ácidos que atuam como agentes de condicionamento químico adicionais, condicionando o esmalte até a sua neutralização (VERMELHO et al., 2016). O valor do pH de primers/adesivos pode ter um importante atuação na capacidade de dissolver a *smearlayer* e condicionar o substrato (TAKAMIZAWA et al., 2018).

A Odontologia moderna além de minimamente invasiva segue uma tendência nas simplificações das técnicas, ou seja, há uma predisposição para o uso de técnicas com menores chances de erro por parte do operador, aliadas a uma otimização do tempo clínico e que gerem resultados igualmente satisfatórios. É seguindo essa premissa de descomplicar os procedimentos clínicos que surgiram inúmeras alternativas para a hibridização dos tecidos dentais como: sistemas adesivos de frasco único – autocondicionantes simplificados, cimentos resinosos duais, seguido dos autoadesivos, e por fim, o advento dos adesivos multifuncionais – universais.

Porém, é necessário cautela e conhecimento das aplicações desses materiais, bem como de suas associações. Segundo Van Meerbeek, et al.(2011) não se deve associar sistemas adesivos autocondicionantes ou universais a cimentos resinosos duais pois, os monômeros ácidos da última camada do sistema adesivo

reagem com as aminas terciárias do cimento resinoso dual, co-iniciadoras na reação com o peróxido de benzoila, neutralizando e prejudicando a polimerização química, numa reação ácido-base.

2.4. ENSAIO DE CISALHAMENTO

A força adesiva entre um agente cimentante resinoso e uma cerâmica pode ser medida, *in vitro*, utilizando diversos métodos, dentre estes estão o de cisalhamento, micro cisalhamento e micro tração. Esses testes se baseiam na aplicação de uma força, criando estresse na interface de união até que uma falha seja observada. Mas, esses testes não são aceitos como método universal e cada um deles apresenta suas vantagens e limitações (PERDIGÃO *et al.*, 2006).

A área da superfície adesiva a ser testada é diretamente proporcional ao tipo de falha obtida. Superfícies maiores costumam resultar em uma prevalência de falhas coesivas. A secção transversal da amostra também parece influenciar a resistência de união (PASHLEY, D.H. *et al.*, 1999).

Phrukkanon *et al.* (1998), mostraram que a secção circular apresentou uma maior resistência adesiva quando comparada a secção retangular. Quanto menor a superfície do espécime, menor a área disponível para falhas, resultando em melhores resultados de resistência adesiva. Quanto maior a área de teste, menor a resistência adesiva, sendo que até 3mm os resultados são mais favoráveis para ensaios de resistência de união (ESCRIBANO, DEL-NERO, DE LA MACORRA, 2003).

As dificuldades para a obtenção de resultados mais próximo da realidade da resistência adesiva entre os materiais, e nos parâmetros previamente estudados e relatados acima, nesse estudo foi desenvolvido um modelo de corpo de prova de pequenas dimensões, com área de cimentação de 2mm de diâmetro, evitando a indução de estresse (MUÑOZ *et al.*, 2013).

De acordo com DeHoff; Anusavice; Wang, em 1995, o ensaio de cisalhamento com auxílio de uma alça de fio ortodôntico, ao invés de cinzel é preferível, pois ocorre uma redução na concentração de tensões próxima a interface, onde é submetida uma força de tração para avaliar a resistência de união de um cimento resinoso à vitrocerâmica em diversas condições de superfície.

Sendo assim, o teste de resistência adesiva a microtração é preferido por causada distribuição uniforme do estresse na interface adesiva, diminuindo a possibilidade de falhas coesivas no substrato. Apesar de apresentar tais vantagens, amicrotração é um ensaio sensível, pode apresentar alta frequência de falhas prematuras, e ser afetado pela velocidade de corte dos filetes, pela forma do espécime e fragilidade do substrato (SADEK *et al.*; GHASSEMIEH, 2008).

Por outro lado, o teste cisalhamento é considerado o teste mais comumente utilizado e prático dentre os métodos de avaliação da resistência de união devido ao fato de não apresentar a etapa de secção do espécime, que pode introduzir micro trinca precoce em substrato friável (PERDIGÃO *et al.*,2008).

Devido ao pouco tempo de utilização clínica da cerâmica híbrida Enamic, não existe na literatura estudos sobre o tratamento de superfície deste material.

2.5. CERÂMICAS A BASE DE DISSILICATO DE LÍTIO

A microestrutura da vitrocerâmica dedissilicato de lítio é importante como material dentário pela sua tenacidade e resistência à fratura, tendo em vista que os grãos cristalizados têm uma morfologia acicular, com alta razão de aspecto, admitindo um fortalecimento da matriz vítrea obtida pela estequiometria. O vidro quando elevado à temperatura de cristalização admite a iniciação do processo, crescendo a fração cristalina e tornando o material mais tenaz (FERNANDES *et al.*, 2010).

Uma das técnicas mais usadas, para a utilização da cerâmica do dissilicato de lítio para o material dentário é a moldagem por injeção. O material é produzido pelo método de cera perdida e prensado aquecido no molde refratário, antecipadamente preenchido com cera, que é eliminada no forno. O molde, com a forma da infraestrutura e sem cera, injetando o dissilicato de lítio viscoso numa temperatura de 700 °C com taxa de 60 °C/min até a temperatura final de 920 °C (MARTINS, 2011).

Outra forma de conformação da vitrocerâmica de dissilicato de lítio em Odontologia é a usinagem CAD/CAM de blocos pré-cristalizados. A cristalização do vidro na cerâmica de dissilicato de lítio coexiste com a cristalização do metassilicato de lítio, que é importante nesse processo, pois admite o uso do sistema CAD/CAM,

sem danificação da ferramenta de corte, Os óxidos adicionados ao sistema $\text{Li}_2\text{O}-\text{SiO}_2$, especialmente o P_2O_5 , ajudam na separação das fases, admitindo a obtenção do metassilicato como fase intermediária, sendo totalmente decomposto no tratamento térmico final, geralmente aos $840\text{ }^\circ\text{C}$, quando a fase é unicamente de dissilicato de lítio (MARTINS, 2011).

2.5.1 E.max CAD

No início dos anos 90, foi introduzida a técnica de cera perdida como um método de processamento para restaurações de cerâmicas. A moldagem pela injeção a quente sob pressão, utiliza um padrão em cera da peça protética a ser confeccionada, que é incluída em um molde refratário. Este refratário é inserido em um forno convencional para eliminar a cera, pré-aquecido a 700°C , durante 30 min (BOTTINO *et al.*, 2001).

Sendo assim, obtém-se um espaço para o preenchimento com a vitrocerâmica. Neste forno, a pastilha da vitrocerâmica de dissilicato de lítio, é posicionada no refratário, junto com um cursor de alumina. Este conjunto, (refratário, cerâmica, cursor de alumina) é introduzido no interior de um forno desenvolvido para a técnica, no qual a pastilha de cerâmica é introduzida por meio de fluxo viscoso. A temperatura inicial é de 700°C , com taxa de aquecimento de $60^\circ\text{C}/\text{min}$, e a temperatura final de 920°C para a injeção da cerâmica, mantendo tempo de injeção por 20 min à pressão de 5 bar (CONRAD.; SEONG; PESUN; 2007).

A vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD possui em sua composição duas fases cristalinas e uma fase vítrea. A fase cristalina principal é composta por cristais alongados de dissilicato de lítio e a segunda fase é formada por ortofosfato de lítio. A matriz vítrea envolve as duas fases cristalinas (BORGES *et al.*, 2003).

A microestrutura do dissilicato de lítio é interessante para aplicação como material restaurador dentário, pela sua resistência à fratura. O aumento da fração cristalina torna o material com maior tenacidade, porque a morfologia dos grãos de dissilicato de lítio cristalizado faz com que o trajeto percorrido pela trinca seja aumentado, dificultando ou em algumas ocasiões, barrando sua propagação (KERN, SASSE, WOLFART, 2011).

O IPS e.max CAD é uma cerâmica a base de dissilicato de lítio, com resistência a flexão de 440 MPa e apresenta diferentes níveis de translucidez para o material de infraestrutura. Este material é indicado para a confecção de incrustações, coroas unitárias anteriores e posteriores, e podem ser utilizados também para próteses fixas múltiplas de até três elementos na região anterior. Esta mesma cerâmica foi recentemente apresentada com a configuração em blocos que são processados com tecnologia CAD/CAM.

Estudos clínicos indicam que restaurações com o sistema IPS e.max exibem uma taxa de sobrevivência, com índices de durabilidade de 96% em três anos nos casos de coroas totais e 100% de incrustações do tipo “onlays” após três anos. As cáries secundárias não são consideradas fator importante de falha, sendo a fratura de corpo a maior causa de insucesso (ETMAN, WOOLFORD, 2010).

A fratura frágil do material é iniciada com um defeito no interior ou na superfície, na forma de micro trincas que funcionam como concentradoras de esforços. A trinca normalmente se origina na fase vítrea, pois a fase cristalina é mais resistente do que a fase vítrea. A dimensão das micro trincas pode ser limitada pela distância entre os cristais (FABIANELLI *et al.*, 2010).

As cerâmicas a base de dissilicato de lítio mostram um aumento de sua resistência mecânica pela eliminação dos defeitos de superfície, o que aumenta a tenacidade à fratura, e isso é conseguido pela cimentação adesiva. A união adesiva eficaz, diminuiu substancialmente os defeitos de superfície internos na restauração cerâmica, reduzindo, assim, seu potencial à fratura. Porém, sua resistência resulta efetivamente da união entre a restauração e o preparo, atuando como um sistema de deformação elástica contínua.

Chaiyabutret *et al.* (2011) observaram que a cor do remanescente dentário, cor de cimento, e espessura da cerâmica influenciam na cor resultante da coroa de dissilicato de lítio. Silva *et al.* (2011) concluíram que as coroas de dissilicato de lítio apresentam alta durabilidade e uma abrasão da dentição antagonista compatível com dentes naturais. Assim, as coroas de óxido de zircônio e de dissilicato de lítio são um meio clinicamente aceitável de tratar dentes que necessitam de restaurações totais.

Estudos avaliando o efeito da fadiga sobre a taxa de sobrevivência de próteses fixas de três elementos, Kernmet *et al.* (2012) verificaram que os valores de resistência a flexão do dissilicato de lítio são compatíveis com os resultados das

metalocerâmicas, sendo uma alternativa para o tratamento de prótese fixa posterior de três elementos.

Para a cerâmica de dissilicato de lítio, diversos tratamentos de superfície foram propostos. As restaurações protéticas realizadas com a cerâmica e.max possui resistência suficiente para serem cimentadas com cimentos convencionais. Mas, sua fase vítrea pode ser modificada por condicionadores químicos. Alguns estudos mostraram o tratamento de superfície com jateamento de óxido de alumínio, com partículas de sílica, associação entre os jateamentos, condicionamento com ácido fluorídrico, associação de condicionamento com ácido fluorídrico e concluindo que o condicionamento com ácido fluorídrico foi eficaz para uma boa resistência de união, produzindo melhores irregularidades (PANAHA, REZAI, AHMADIAN, 2008).

O condicionamento com ácido fluorídrico da superfície do e.max CAD promove a dissolução de seu componente vítreo e parcialmente da fase cristalina da vitrocerâmica, formando tetrafluorsilano, que a seguir reage com o ácido fluorídrico, para formar o ácido hidrofluorsilícico, ácido este que dissolve a matriz vítrea. Como consequência deste condicionamento ácido estão as micro retenções formadas, a área de superfície aumentada, bem como o aumento da energia livre de superfície da cerâmica (FERNANDES *et al*, 2010).

As diferentes concentrações do ácido fluorídrico e o tempo de condicionamento das cerâmicas são controversos, mas estudos indicam que ao aumentar o tempo de exposição ao ácido no condicionamento, os poros e os sulcos tornam-se mais evidentes e maiores, promovendo aumento da força adesiva entre a cerâmica e o agente cimentante, podendo enfraquecer a estrutura do material (BELLI *et al.*, 2010).

Cuidados adicionais devem ser tomados após este condicionamento, pois além da escolha da concentração do ácido e do tempo de condicionamento, se torna imperativo a eliminação completa do ácido fluorídrico e dos resíduos, gerados pelos precipitados ácidos na superfície cerâmica. Precipitados ácidos formados após o condicionamento depositam-se na superfície cerâmica, levando a diminuição da força de união entre cimento resinoso e a cerâmica e ocorrendo falhas clínicas. A falta de um protocolo de limpeza da superfície cerâmica, após o condicionamento ácido, resulta em uma diminuição da resistência de união, pois o condicionamento ácido gera uma quantidade significativa destes resíduos contaminantes (ZOGHEIB *et al.* 2011). O protocolo de limpeza após o condicionamento podem ser realizados

por meio de escovação, aplicação de ácido fosfórico, banho em cuba ultrassônica da cerâmica ou simplesmente lavagem da superfície em água corrente (PAPACCHINI *et al.*, 2007).

Para a adesão química, de um silanoorganofuncional trabalha-se como uma ponte com dois diferentes grupos funcionais reativos. A molécula do silano tem a capacidade de se unir quimicamente ao dióxido de silício na superfície da cerâmica e produzir uma adesão covalente com o grupo metacrilato do cimento resinoso. Além disso, o agente silano promove uma melhora da molhabilidade do agente cimentante na cerâmica condicionada (MELDRUM, 1999).

2.5.2 Vita Enamic

A cerâmica infiltrada por polímeros possui propriedades mecânicas que imitam o dente natural, o módulo de elasticidade é próximo ao da dentina e a dureza Vickers encontra-se entre a do esmalte e a da dentina. Estes materiais podem ser usados em finas espessuras para preparos minimamente invasivos, preservando a propriedade e prevenindo a propagação de trincas pela sua organização em rede dual (HE, SWAIN, 2011; COLDEA, SWAIN, THIEL, 2013).

Um dos principais objetivos da odontologia restauradora é a substituição da estrutura dentária perdida por um material que as propriedades físicas e mecânicas sejam semelhantes a um dente natural. Assim, a tecnologia CAD-CAM está diminuindo o número de sessões clínicas e o tempo de fabricação de restaurações indiretas. Além do sistema CAD-CAM admitir o uso de novos materiais com propriedades melhoradas, se comparadas a outros materiais utilizados em procedimentos restaurativos diretos (VAN NOORT, 2012).

Por sua estabilidade química, as vitrocerâmicas possuem boas propriedades mecânicas e ópticas, além de boa biocompatibilidade. Mas, uma vez colocados na boca, os reparos podem ser problemáticos. Em contraste, os compósitos são mais fáceis de operar e reparar, mas seu desgaste, biocompatibilidade e propriedades mecânicas são inferiores às cerâmicas (NGUYEN *et al.*, 2014; DELLA BONA; CORAZZA; ZHANG, 2014).

Por este motivo, um novo material foi desenvolvido, tentando imitar as propriedades de um dente natural, esse material é chamado "*polymer-*

infiltratedceramic-network"(PICN), consistindo em duas fases de intertravamento, uma cerâmica feldspática porosa sinterizada e um polímero infiltrante, para uso dentário comumente metacrilatos (COLDEA, SWAIN, THIEL, 2013).

COLDEA, SWAIN, THIEL (2013) analisaram um PICN, o Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), que conforme o fabricante, 75% do seu volume é de cerâmica feldspática e 25% de polímero e uma resina nano-cerâmica Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss) com 80% de nanopartículas de cerâmica.

Ele e Swain(2011) descreveram as propriedades mecânicas destes materiais, descobrindo que são análogos às da dentina natural e esmalte. A dureza e o módulo de elasticidade próximos aos valores dos tecidos dentários fazem com que o material seja bom restaurações das áreas posteriores com incrustações (BOTTINO *et al.*, 2015). Por sua vez, Ausiello (2004) indica que o módulo de elasticidade dos cimentos adesivos é parecido com o valor da PICN, admitindo uma distribuição mais uniforme do estresse na mastigação dos dentes restaurados (ELE, SWAIN, 2011).

Coldeae Andrea (2013) identificaram que uma fração menor de cerâmica no PICN implica num módulo de elasticidade e dureza mais baixas que os materiais vitrocerâmicos.

O VITA ENAMIC ($1,70 \pm 0,12$ GPa) possui uma dureza com valor inferior às outras cerâmicas, equivalendo ao IPS-EMAX ($5,83 \pm 0,7$ GPa) o valor máximo de dureza. A dureza dentinária varia de 0,6 a 0,92 GPa e o esmalte entre 3-5,3 GPa .O menor valor de dureza apresentado por esse material é considerado uma vantagem para a proteção do dente oposto do desgaste massivo (COLDEA ANDREA, 2013).

Travitzk *et al.* (1998) e Wegner *et al.* (2001) observaram que a tolerância a tensões da cerâmica infiltrada por polímero (PICN)é alta,se comparada a outras cerâmicas para CAD-CAM. Ele e Swain (2011) identificaram que a taxa de fragilidade daPICNpossui um valor ajustado para uso em CAD-CAM.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. MATERIAIS

Os materiais utilizados neste trabalho são de origem comercial e estão listados na Tabela 3.1, bem como sua composição nominal e fabricante.

Tabela 3.1- Materiais comerciais, composição e fabricante, utilizados na pesquisa.

Material	Composição	Fabricante
<p>E.max CAD - Pastilhas de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (% em peso)</p> 	<p>SiO₂ (57–80); Li₂O (11–19); K₂O (0–13); P₂O₅ (0–11); ZrO₂ (0–8); ZnO (0–8); Outros óxidos (0–10)</p>	<p>IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein</p>
<p>Enamic – Bloco de cerâmica de vidro de silicato de lítio reforçada com dióxido de zircônio– (% em peso)</p> 	<p>SiO₂(58-6); Al₂O₃ (20-23); Na₂O (9-11); K₂O (4-6); B₂O₃ (0,5-2);ZrO₂ (< 1); CaO (<1)</p>	<p>Vita Zahnfabrik, Germany</p>
<p>Cimento ResinosoAllcem dual</p> 	<p>bisfenol-A-diglicidileterdimetacrilato (Bis-GMA), bisfenol-Adiglicidileterdimetacrilatoetoxilado (Bis-EMA), trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA), canforquinona e peróxido de dibenzoila e estabilizantes. Micropartículas de vidro de bário-alumino silicato e nanopartículas de dióxido de silício</p>	<p>FGM, Joinvile, SC, Brasil.</p>
<p>Sistema adesivo Ambar Universal</p> 	<p>MDP (10-Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato) Monômeros Metacrílicos, Fotoiniciadores, Co-iniciadores, estabilizante, nanopartículas de sílica e etanol.</p>	<p>FGM, Joinvile, SC, Brasil.</p>
<p>Sistema adesivo Ambar Convencional</p> 	<p>MDP (10-Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato) Monômeros Metacrílicos, Fotoiniciadores, Co-iniciadores, estabilizante, nanopartículas de sílica e Veículo (etanol).</p>	<p>FGM, Joinvile, SC, Brasil.</p>

3.2. MÉTODOS

3.2.1. Preparo das amostras da vitrocerâmica e.max CAD

Foram confeccionados 18 amostras retangulares de cerâmica de vidro de dissilicato de lítio, cor A1, medindo aproximadamente 10 mm X 10 mm X 2 mm, a partir de blocos da cerâmica de dissilicato de lítio e.max CAD, que foram cortados na cortadeira Isomet 1000, com disco diamantado, refrigerado a água.

A seguir as pastilhas foram sinterizadas por 20 min a 840°C. Após este período, o forno foi desligado e aguardado que estas atingissem a temperatura ambiente.

A seguir, as pastilhas cerâmicas foram lixadas, utilizando lixas de SiC 600, 800 e 1200, para obtenção de uma superfície com textura uniforme, o que foi verificado pela avaliação das amostras em microscópio ótico (Leica). Após o polimento, as amostras foram limpas em cuba ultrassônica, com água destilada por 10 min.

Em seguida, seis amostras foram separadas para avaliação da análise morfológica. O restante das amostras (n=12) para avaliação da força de união.

3.2.2. Preparo das amostras da cerâmica Enamic

Foram confeccionados 18 amostras retangulares da cerâmica híbrida, cor A1, medindo aproximadamente 10 mm X 10 mm X 2 mm, a partir de blocos da cerâmica híbrida Enamic, que foram cortados na cortadeira Isomet 1000, com disco diamantado, refrigerado a água.

A seguir, conforme as amostras do grupo do e.max CAD, as pastilhas cerâmicas foram lixadas, utilizando lixas SiC 600, 800 e 1200, para obtenção de uma superfície com textura uniforme, o que foi verificado pela avaliação das amostras em microscópio ótico (Leica). Após o polimento, as amostras foram limpas em cuba ultrassônica, com água destilada por 10 min.

A seguir, seis amostras foram separada para avaliação da análise morfológica. O restante das amostras (n=12) para avaliação da força de união.

3.2.3. Tratamento de superfície das amostras da vitrocerâmica e.max CAD e da cerâmica híbrida Enamic para análise morfológica

Separadas as seis amostras de cada cerâmica para o controle, as outras 12 amostras da cerâmica e.max CAD foram condicionadas com solução de ácido fluorídrico (HF) a 10% por 20 seg e as 12 amostras da cerâmica Enamic foram condicionadas pelo mesmo ácido por 1 min. Após o condicionamento com solução de ácido fluorídrico, as amostras das duas cerâmicas foram lavadas em água corrente por 30 seg e a seguir limpas em cuba ultrassônica por 5 min, para remoção do ácido e dos debris da superfície das cerâmicas.

A seguir, três amostras sem tratamento (grupo controle) e três amostras que foram condicionadas com HF das cerâmicas e.max CAD e Enamic foram montadas em *stubs* e metalizadas com uma camada de 0,5 nm de ouro, no metalizador Emitech K550X e levadas para avaliação qualitativa da morfologia, no Microscópio Eletrônico de Varredura (TM 3000 - Hitachi) no CIT- Centro Integrado Tecnológica do UniFOA. As imagens foram obtidas por feixe de elétrons secundários, com tensão de aceleração entre 10 e 15kV e distância de trabalho variando entre 8,5 e 9,5 mm.

3.2.4. Tratamento de superfície das amostras da cerâmica e.max CAD e Enamic para avaliação da força de união.

As 12 amostras restantes, de cada grupo das cerâmicas e.max CAD e Enamic, foram embutidas em resina acrílica autopolimerizável, de três em três, conforme a Figura 3.1, formando quatro blocos experimentais de resina acrílica para cada cerâmica estudada. No momento do embutimento, foi tomado todo cuidado, para que a resina acrílica não cobrisse a superfície da amostra.



Figura 3.1- Amostras embutida em resina acrílica para o ensaio de cisalhamento

Os blocos foram envolvidos por silicone de adição - base pesada Futura (DFL), ficando com uma espessura de aproximadamente 2 mm, conforme Figura 3.2. Após a presa do silicone, o formato das amostras cerâmicas foi destacado no molde e foram realizadas quatro perfurações com 2 mm de diâmetro em cada amostra cerâmica, utilizando um perfurador de couro, de acordo com as Figuras 3.3 e 3.4.

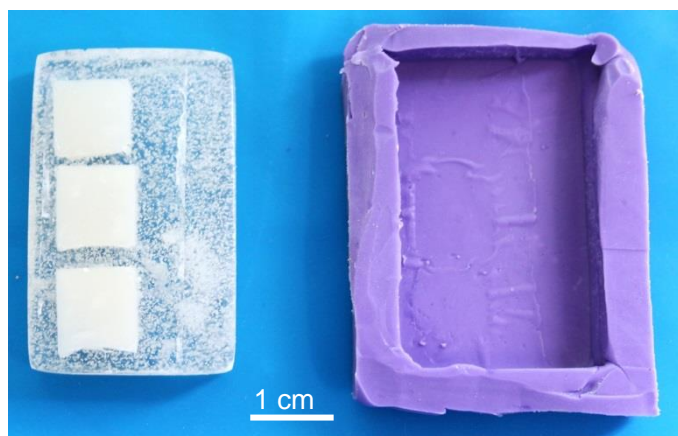


Figura 3.2- Amostras de e.maxpress embutida em resina acrílica e molde da amostra com silicone de adição

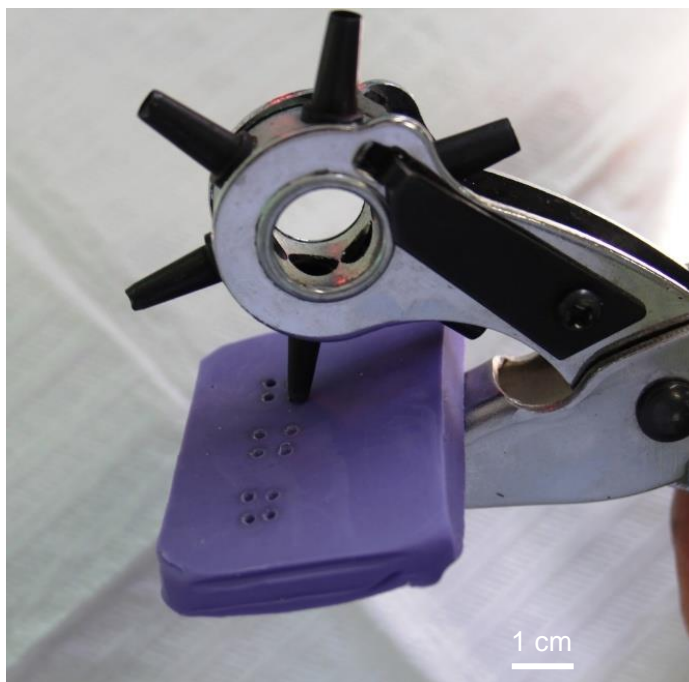


Figura 3.3- Perfuração do molde de silicone de adição com furados para couro.



Figura 3.4- Molde com silicone de adição perfurado

A seguir, dois blocos experimentais de cada tipo de cerâmica foram separados para o grupo controle. Os outros dois blocos com três pastilhas de cada tipo de cerâmica, foram condicionadas com ácido fluorídrico a 10%, sendo que a cerâmica a base de dissilicato de lítio e.max CAD por 20 seg e a cerâmica híbrida Enamic por 1 min. Posteriormente, as amostras foram lavadas por 30 seg, limpas em cuba ultrassônica por 5 min e secas com jato de ar isento de óleo.

Após o condicionamento, foi aplicado em todos os blocos experimentais - controle e condicionados – (n=8) o silanoProsil (FGM) por 1 minuto, secas com ar por 15 seg. A seguir foi aplicado o sistema adesivo Ambar convencional (FGM) em um bloco do controle e um bloco condicionado das duas cerâmicas. Nos blocos experimentais restantes (n=4) foi aplicado o sistema adesivo Ambar Universal., conforme os grupos experimentais dispostos na tabela 3.2.

Tabela 3.2- Grupos experimentais, segundo tratamento de superfície da cerâmica e.max CAD e Enamic.

Grupos	Tratamento
G1 C	Amostras da vitrocerâmicae.max CAD- Aplicação do silano por 1 min e utilizado adesivo Ambar convencional.
G2 C	Amostras da vitrocerâmicae.max CAD- Aplicação de silano por 1 min e utilizado adesivo Ambar universal.
G3 C	Amostras da cerâmica Enamic- Aplicação de silano por 1 min e utilizado adesivo Ambar convencional.
G4 C	Amostras da cerâmica Enamic- Aplicação de silano por 1 min e utilizado adesivo Ambar universal.
G1	Amostras da vitrocerâmicae.max CAD- Condicionamento com HF 10% por 20 s, lavadas em água corrente por 30 s e limpas por cuba ultrassônica por 5 min, secas, aplicação de silano por 1 min e utilizado adesivo Ambar convencional.
G2	Amostras da vitrocerâmicae.max CAD- Condicionamento com HF 10% por 20 s, lavadas em água corrente por 30 s e limpas por cuba ultrassônica por 5 min, secas, aplicação de silano por 1 min e utilizado adesivo Ambar universal.
G3	Amostras da cerâmica Enamic- Condicionamento com HF 10% por 1 min, lavadas em água corrente por 30 s e limpas por cuba ultrassônica por 5 min, secas, aplicação de silano por 1 min e utilizado adesivo Ambar convencional.
G4	Amostras da cerâmica Enamic- Condicionamento com HF 10% por 1 min, lavadas em água corrente por 30 s e limpas por cuba ultrassônica por 5 min, secas, aplicação de silano por 1 min e utilizado adesivo Ambar universal.

Logo após, o molde de silicone, com as perfurações foi adaptado sobre blocos experimentais. O cimento resinoso dual Allcem (FGM) foi dispensado sobre uma placa de vidro, manipulado, levado a uma ponta agulha da seringa centrix (DFL) e as perfurações foram preenchidas. Após remoção dos excessos cada amostra de cerâmica, com quatro preenchimentos, foi fotopolimerizada por 40 s, utilizando um aparelho fotopolimerizador de LED VALO Cordless (Ultradent), no modo potência Xtra, com 1000 mW/cm^2 . A seguir, de acordo com as Figuras 3.5 a 3.8, o molde de silicone foi recortado, com ajuda de bisturi e removido dos blocos. Nova fotopolimerização por 40 s foi realizada sobre os pinos de cimento resinoso, com a mesma potência e aparelho fotopolimerizador. As amostras foram armazenadas em umidade relativa, para realização do ensaio de resistência ao cisalhamento 24 horas após.

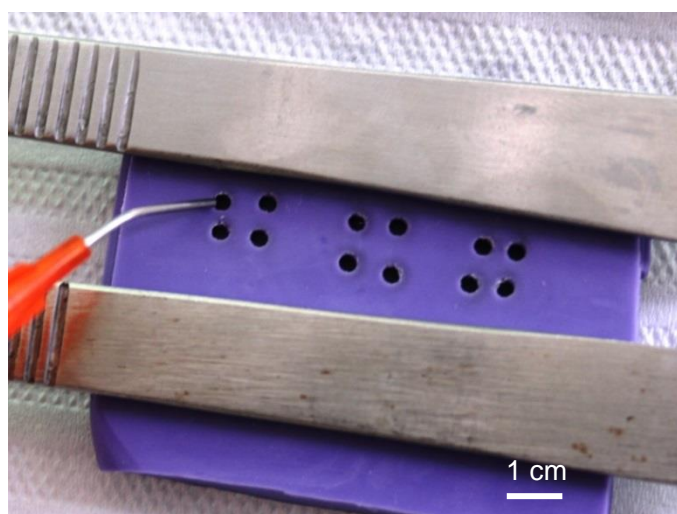


Figura 3.5- Preenchimento das perfurações do molde de silicone de adição com cimento resinoso.



Figura 3.6- Fotopolimerização do cimento resinoso



Figura 3.7- Recorte do molde após fotopolimerização do cimento resinoso, para exposição dos pinos de resina.



Figura 3.8- Amostras preparadas para o ensaio de cisalhamento.

O ensaio de cisalhamento foi realizado em uma máquina universal para ensaios mecânicos EMIC, do laboratório de ensaios mecânicos da EEIMVR da UFF, com célula de carga de 20 Kgf e velocidade de deslocamento de 0,5mm / min. As amostras foram fixadas na parte inferior da máquina de ensaio, utilizando uma garra auto travante por efeito de alavanca. Na parte superior da máquina de ensaio foi utilizada uma garra de aperto pneumático para ensaios de tração em fios, por onde passava um fio de aço nº 0,3 mm, na forma de uma alça, conforme Figura 3.9, contornando o cilindro de cimento resinoso, junto à superfície de cerâmica, transmitia a carga até que ocorresse a ruptura da união adesiva.

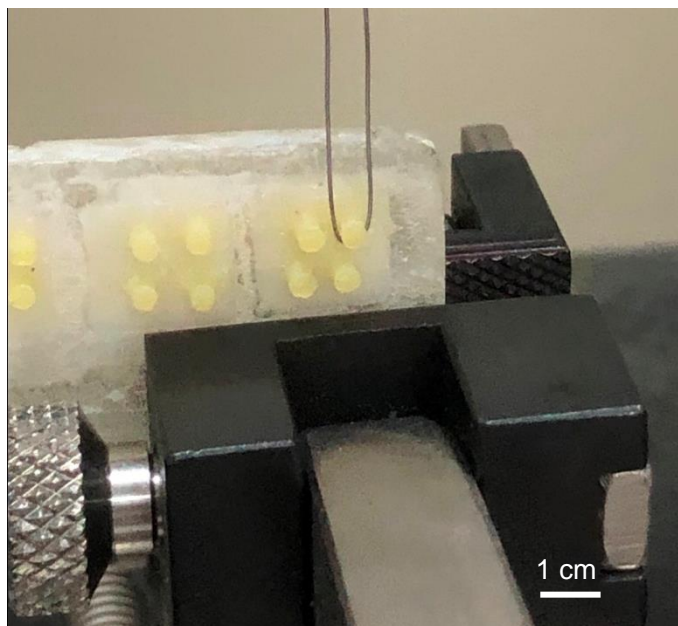


Figura 3.9- Demonstração do fio de aço posicionado para o ensaio de cisalhamento.

3.2.5 Análise estatística

Os valores numéricos de resistência de união das amostras foram submetidos à análise de variância um critério, ANOVA. Após esta avaliação, os dados foram submetidos ao teste de Tukey, para comparação múltipla entre os grupos, com nível de significância de 5%.

A análise estatística foi realizada empregando-se o programa estatístico BioEstat (versão 5.0).

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. ANÁLISE MORFOLÓGICA DA CERÂMICA E.MAX CAD

As Figura 4.1 e 4.2 representam fotomicrografias da vitrocerâmica de dissilicato de lítio e.max CAD sem tratamento de superfície.

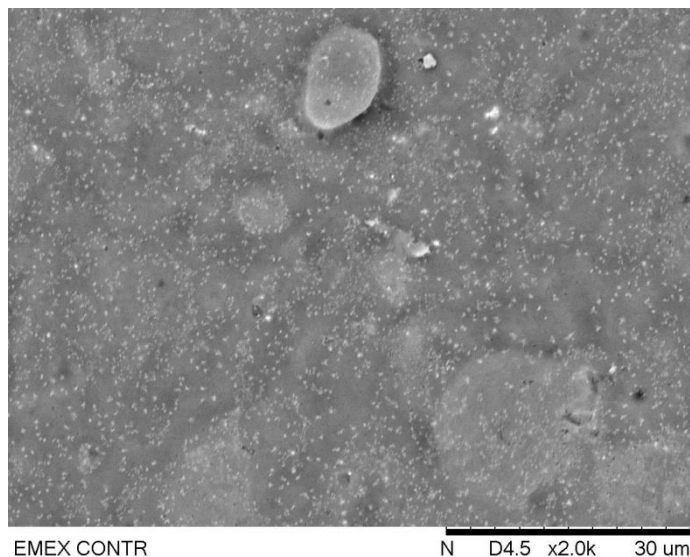


Figura 4.1- Micrografia mostrando a Cerâmica de dissilicato de lítio, e.max CAD, sem tratamento de superfície. Imagem obtida por MEV - elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 2000X.

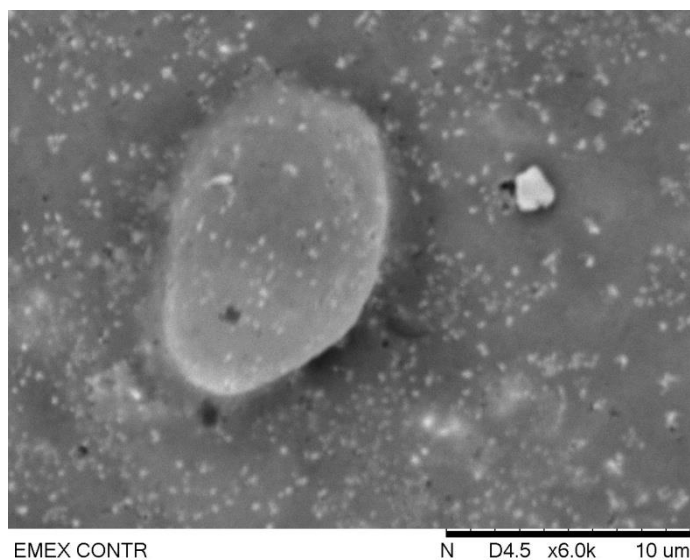


Figura 4.2- Micrografia mostrando a Cerâmica de dissilicato de lítio, e.max CAD, sem tratamento de superfície. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 6000X.

As Figura 4.3 e 4.4 representam fotomicrografias da vitrocerâmica de dissilicato de lítio e.max CAD após tratamento de superfície, com ácido fluorídrico a 10% por 20 segundos.

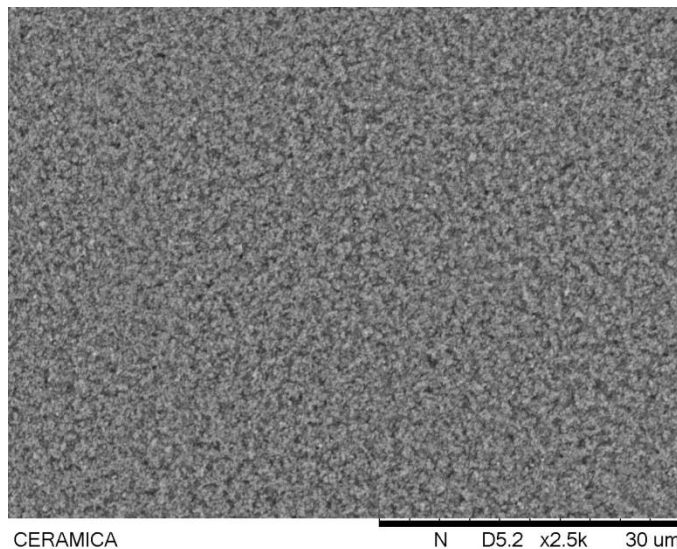


Figura 4.3- Micrografia mostrando o efeito do tratamento com HF 10%, por 20 s, da Cerâmica de dissilicato de lítio, e.max CAD. Imagem obtida por MEV - elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 2500X.

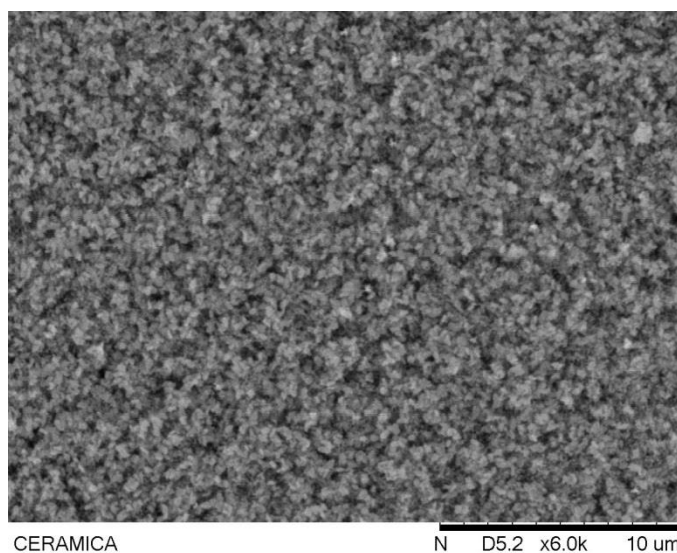


Figura 4.4- Micrografia mostrando o efeito do tratamento com HF 10%, por 20 s, da Cerâmica de dissilicato de lítio, e.max CAD. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 6000X.

Comparando a Figura 4.1 e 4.2 com as Figuras 4.3 e 4.4, pode-se observar que o condicionamento com ácido fluorídrico a 10%, promoveu alteração na morfologia da superfície da cerâmica de dissilicato de lítio. Segundo Spohret *al.* (2003); Filho *et al.* (2004); Garofalo (2005); Kina e Brugera (2008) e Belliet *al.* (2010) a modificação na morfologia da superfície da cerâmica e.maxpress, após condicionamento com HF na concentração de 10%, ocorreu devido a capacidade da solução de ácido em dissolver a fase vítrea, promovendo a exposição dos cristais de dissilicato de lítio, que sobressaíram da matriz cristalina. Essa irregularidade superficial promoveu o aumento da superfície de contato, melhorando o embricamento micro mecânico entre o agente cimentante e a superfície tratada da cerâmica.

Estudos de Della Bona e Anusavice (2002), Saavedra *et al.* (2009) e Zogheib *et al.* (2011) mostraram também que a concentração do ácido influenciou na morfologia da superfície após condicionamento. Addison *et al.* (2007) relataram que o condicionamento da superfície das cerâmicas é um processo dinâmico e depende da constituição do substrato do material, da topografia da superfície, da concentração do ácido e do tempo de aplicação. As micrografias deste estudo mostraram que as amostras condicionadas com HF a 10% (Figuras 4.3 e 4.4) os cristais de dissilicato de lítio se apresentaram mais evidentes, sobressaindo da matriz vítrea, quando comparadas com as amostras sem tratamento ácido (Figuras 4.1 e 4.2).

O presente estudo, está em consonância com os estudos de Panah *et al.* (2008) e Naves *et al.* (2010) o tratamento da superfície da cerâmica de dissilicato de lítio com a aplicação da solução de ácido fluorídrico na concentração 10% possibilitou modificações na matriz da vitrocerâmica de dissilicato de lítio, e.max, promovendo alteração na topografia da cerâmica, aumentando a rugosidade e consequentemente da superfície de contato.

4.2. ANÁLISE MORFOLÓGICA DA CERÂMICA HÍBRIDA ENAMIC

As Figura 4.5 e 4.6 representam fotomicrografias da cerâmica infiltrada por polímero Enamic sem tratamento de superfície.

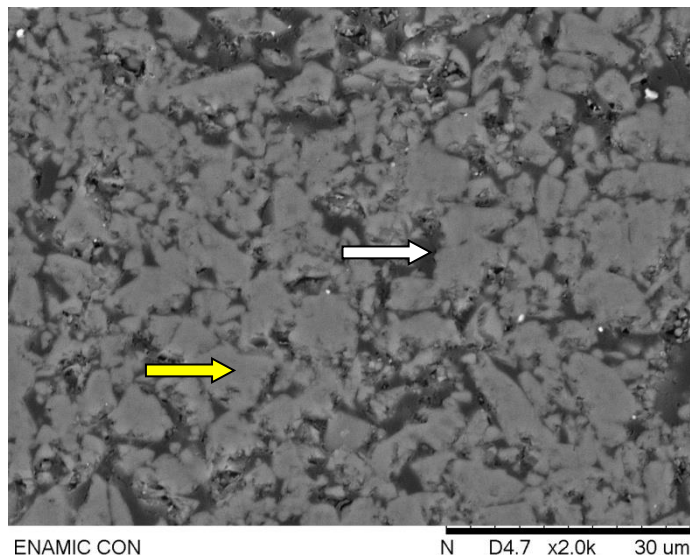


Figura 4.5- Micrografia mostrando a Cerâmica híbrida Enamic, sem tratamento de superfície. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 2000X. A seta amarela indica o componente cerâmico e a seta branca o polímero.

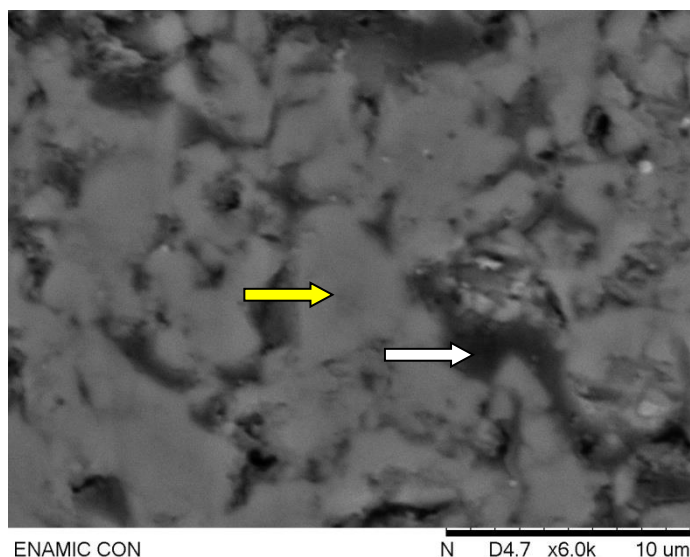


Figura 4.6- Micrografia mostrando a Cerâmica híbrida Enamic, sem tratamento. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 6000X. A seta amarela indica o componente cerâmico e a seta branca o polímero.

As Figura 4.7 e 4.8 representam fotomicrografias da cerâmica infiltrada por polímero Enamic após condicionamento da superfície com ácido fluorídrico a 10% por 1 min..

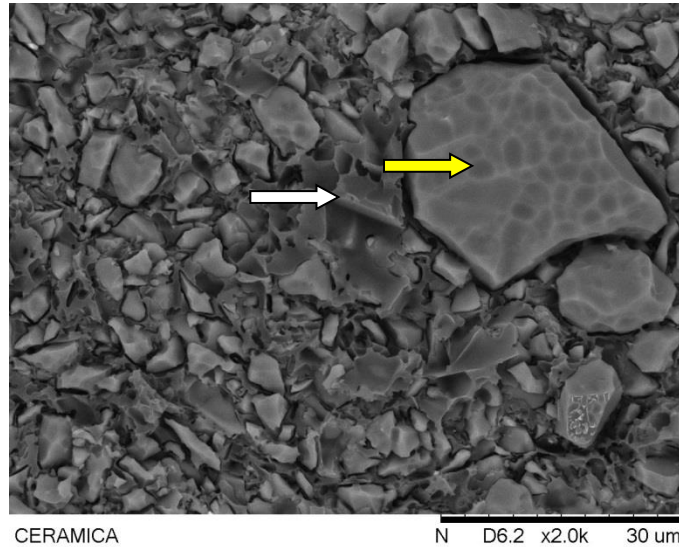


Figura 4.7- Micrografia mostrando o efeito do tratamento com HF 10%, por 1 min, da Cerâmica híbrida Enamic. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 2000X. A seta amarela indica o componente cerâmico e a seta branca o polímero.

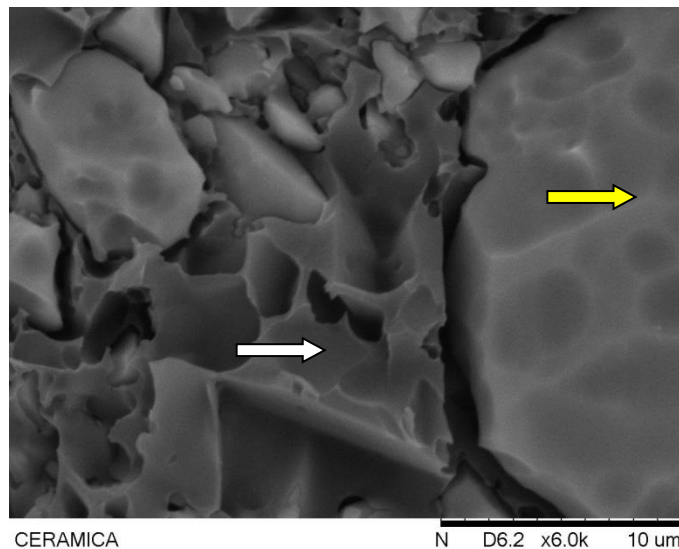


Figura 4.8- Micrografia mostrando o efeito do tratamento com HF 10%, por 1 min, da Cerâmica híbrida Enamic. Imagem obtida por MEV no modo de elétrons secundários, tensão de aceleração 15 kV, com 6000X. A seta amarela indica o componente cerâmico e a seta branca o polímero.

As imagens da cerâmica híbrida Enamic mostraram que após condicionamento com ácido fluorídrico a 10% por 1 min, o componente vítreo foi removido, expondo os cristais da cerâmica feldspática, indicados nas imagens pelas setas brancas. As setas amarelas demonstram a matriz polimérica, que ficou visível após condicionamento ácido. As imagens representadas nas figuras 4.5, 4.6, 4.7 e 4.8 mostraram que a maior parte da composição da cerâmica híbrida Enamic é composta por cristais cerâmicos, conforme estudos de Coldea, Swan e Thiel (2013) e o fabricante (Vita Zahnfabrik), que relataram que 75% do volume desta cerâmica é composta por uma cerâmica feldspática e 25% do volume por polímero.

A morfologia da microestrutura desta cerâmica híbrida também se apresentou com textura favorável ao embricamento micromecânico, conforme a vitrocerâmica e.max CAD. Entretanto a exposição da matriz polimérica, pode representar um aumento da resistência adesiva entre esta cerâmica e o cimento resinoso, devido a semelhança química entre a matriz polimérica e o agente cimentante resinoso. Na literatura, existem poucos relatos sobre este material, devido ao seu recente lançamento comercial.

4.3. AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO CONDICIONAMENTO ÁCIDO NAS CERÂMICAS

A Tabela 4.1, demonstra os resultados do ensaio de cisalhamento, das amostras da vitrocerâmica e.max CAD, dos grupos controle, sem condicionamento e condicionadas com ácido fluorídrico a 10% por 20 seg, seguidos de aplicação de silano, sistema adesivo e cimento resinoso.

Tabela 4.1- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da vitrocerâmica e.max CAD, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%

	Média	Desvio padrão	N
E.max CAD – Controle	18,2^B	1,57	24
E.max CAD– HF10%	30,6^A	2,57	24

Quando a cerâmica e.max CAD foi condicionada com solução de ácido fluorídrico na concentração de 10% por 20 seg, os valores de resistência de união

foram superiores aos do grupo controle, conforme tabela 4.1. Estes resultados estão de acordo com os estudos de Della Bona e Anusavice (2002), Nagaiet *al.*(2005), Kiyamet *al.* (2007) e Panahet *al.* (2008) e este aumento da resistência de união ocorreu devido à capacidade da solução do ácido fluorídrico em dissolver a fase vítrea, promovendo porosidades.

Estas irregularidades promovidas pelo condicionamento ácido, são responsáveis pelo embricamento mecânico entre o cimento resinoso e a vitrocerâmica, que segundo Jardelet *al.*(1999)Luthardt *al.* (2002),Nagayassuet *al.*(2007); Della Bona (2009); Fabianelliet *al.* (2010) isso se deve ao aumento da energia de superfície e o ângulo de contato entre sólido e líquido é reduzido, o que faz aumentar o trabalho de adesão.

A Tabela 4.2, representa os resultados do ensaio de cisalhamento, das amostras da cerâmica híbrida Enamic, dos grupos controle, sem condicionamento e condicionadas com ácido fluorídrico a 10% por 1 min, seguidos de aplicação de silano, sistema adesivo e cimento resinoso.

Tabela 4.2- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%

	Média	Desvio padrão	N
Enamic – Controle	32,2^B	2,75	24
Enamic – HF10%	41,1^A	4,54	24

O presente trabalho mostrou que o condicionamento com ácido fluorídrico da cerâmica híbrida Enamic, promoveu um aumento na resistência de união ao cimento resinoso, devido as porosidades deixadas pela remoção do componente vítreo da cerâmica feldspática, que compõe 75% do volume deste material, conforme trabalho de Coldea, Swain e Thiel (2013) e do fabricante (Vita Zahnfabric).

Conforme ocorrido com a vitrocerâmica de dissilicato de lítio e.max CAD, as irregularidades promovidas pelo condicionamento ácido, são responsáveis pelo embricamento mecânico entre o agente cimentante resinoso e a vitrocerâmica, isso se deve ao aumento da energia de superfície e o ângulo de contato, o que

fazer aumentar de adesão (JARDEL *et al.*, 1999; LUTHARDT *et al.*, 2002; NAGAYASSU *et al.*, 2007; DELLA BONA, 2009; FABIANELLI *et al.*, 2010).

A Tabela 4.3, mostra os resultados do ensaio de cisalhamento, comparando as amostras das cerâmicas e.max CAD e Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico a 10%, seguidos de aplicação de silano, sistema adesivo e cimento resinoso.

Tabela 4.3- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) das cerâmicas e.max CAD e Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%

	Média	Desvio padrão	N
E.max CAD – Controle	18,2^C	1,57	24
E.max CAD – HF10%	30,6^B	2,57	24
Enamic – Controle	32,2^B	2,75	24
Enamic – HF10%	41,1^A	4,54	24

Pode-se observar neste trabalho que a comparação entre a resistência de união da cerâmica híbrida condicionada com HF a 10% ($41,1 \pm 4,54$ MPa) foi o maior dentre todos os grupos estudados. Entretanto, o grupo da cerâmica híbrida sem condicionamento apresentou valores de resistência adesiva similares aos da vitrocerâmica de dissilicato de lítio condicionada com HF 10% ($32,2 \pm 2,75$ MPa e $30,6 \pm 2,57$ MPa). Embora a literatura seja escassa sobre esta cerâmica híbrida, esta igualdade de valores pode ter ocorrido devido a composição da cerâmica híbrida, que contém 25% em volume de polímero (Vita Zahnfabrik), promovendo uma interação química com o sistema adesivo e o cimento resinoso.

4.4. INFLUÊNCIA DO SISTEMA ADESIVO UNIVERSAL E CONVENCIONAL NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DAS CERÂMICAS

As Tabelas 4.4 e 4.5, demonstram os resultados do ensaio de cisalhamento, das amostras da vitrocerâmica e.max CAD e Enamic, dos grupos tratados com sistema adesivo Universal (SAU) e convencional (SAC).

Tabela 4.4- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica e.max CAD, dos grupos tratados com sistema adesivo universal (SAU) e convencional (SAC)

	Média	Desvio padrão	N
E.max CAD - SAC	26,1^A	6,71	24
E.max CAD - SAU	23,3^B	5,86	24

Tabela 4.5- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica Enamic, dos grupos tratados com sistema adesivo universal (SAU) e convencional (SAC)

	Média	Desvio padrão	N
Enamic- SAC	38,8^A	5,67	24
Enamic - SAU	34,5^B	5,27	24

Embora, os valores de resistência de união se apresentarem elevados em todos os grupos avaliados, os resultados mostraram que a variação do tipo de sistema adesivo influenciou na resistência de união das duas cerâmicas avaliadas. O sistema adesivo convencional apresentou maiores valores de resistência de união ($26,1 \pm 6,71$ MPa – e.max CAD e $38,8 \pm 5,67$ MPa – Enamic), quando comparado com o sistema adesivo universal ($23,3 \pm 5,86$ e $34,5 \pm 5,27$ MPa). Este resultado está de acordo com estudos de Van Meerbeek, et al.(2011), que relataram a impossibilidade de associar sistemas adesivos autocondicionantes ou universais a cimentos resinosos duais.

Outro fator que contribuiu para valores elevados na resistência adesiva deste estudo, foi a presença de monômeros funcionais, o 10-MDP na composição dos dois sistemas adesivos utilizados. Segundo Yoshihara et al.(2013) e Amaral, et al.(2014) a inclusão do 10-MDP nos sistemas adesivos, foi de grande importância para o aumento da resistência de união na cimentação das peças protéticas de vitrocerâmicas.

4.5. ANÁLISE DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DA VITROCERÂMICA E.MAX CAD E ENAMIC VARIANDO O TRATAMENTO E O SISTEMA ADESIVO

A Tabela 4.6, apresenta os resultados do ensaio de cisalhamento, das amostras das cerâmicas e.max CAD, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico a 10%, seguidos de aplicação de silano, variando o tipo sistema adesivo, convencional e Universal.

Tabela 4.6- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica e.max CAD, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%, variando o sistema adesivo, SAU e SAC.

	Média	Desvio padrão	N
E.max CAD – Controle SAC	19,7^C	1,19	12
E.max CAD – Controle SAU	17,7^D	1,28	12
E.max CAD – HF 10% SAC	32,4^A	2,19	12
E.max CAD – HF 10% SAU	28,9^B	1,51	12

Conforme trabalhos de Saraçogluet *al.* (2004); Hooshmandet *al.*(2008) Peumanset *al.*(1999); Panah, Rezai, Ahmadian (2008) e Fernandes et *al* (2010) o condicionamento da vitrocerâmica a base de dissilicato de lítio com ácido fluorídrico a 10% por 20 segundos remove a matriz vítrea e expõe os cristais de dissilicato de lítio, promovendo um embricamento mecânico entre a cerâmica e o agente cimentante resinoso. Este efeito foi observado no presente estudo, tanto na avaliação morfológica (item 4.1) quanto nos resultados de resistência de união apresentados na tabela 4.6. Onde os valores das amostras tratadas com HF a 10% mostraram valores superiores às do controle.

A Comparação dentro dos grupos controle e condicionado com HF, os que apresentaram maiores valores de resistência adesiva foram os que utilizaram o sistema adesivo convencional, o que confirma a hipótese de que o sistema universal não deve ser utilizado com cimento resinoso dual (VAN MEERBEEK et al., 2011).

Outro determinante para uma efetiva resistência de união, foi a utilização de um agente silano, pois este promove uma adesão química, melhorando esta resistência adesiva da cerâmica com o cimento resinoso. A molécula do silano hidrolisado se une quimicamente ao dióxido de silício contido na matriz vítrea e na fase cristalina de dissilicato de lítio da cerâmica (união siloxana) eligam-se quimicamente às moléculas da resina de Bis-GMA e TEGDMA, encontrados tanto nos adesivos, como nos cimentos resinosos (HO, MATINLINNA, 2011).

Outro fator importante, no aumento da resistência de união é a capacidade do silano em promover melhor umedecimento da superfície, proporcionando aumento da área de contato e infiltração dos materiais resinosos de cimentação, nas irregularidades causadas na superfície da cerâmica pelo condicionamento com o ácido fluorídrico (KIM *et al.*, 2005).

A Tabela 4.7, mostra os resultados do ensaio de cisalhamento, das amostras das cerâmicas híbrida Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico a 10%, seguidos de aplicação de silano, variando o tipo sistema adesivo, convencional e Universal.

Tabela 4.7- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) da cerâmica Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%, variando o sistema adesivo, SAU e SAC.

	Média	Desvio padrão	N
Enamic Controle SAC	34,1^C	2,00	12
Enamic Controle SAU	30,3^D	1,95	12
Enamic HF 10% SAC	43,5^A	3,88	12
Enamic HF 10% SAU	38,7^B	3,94	12

Os resultados mostraram que a resistência adesiva do agente cimentante resinoso dual à cerâmica híbrida Enamic, apresentou o mesmo comportamento que a vitrocerâmica max CAD. O grupo com valores mais elevados, foi o condicionado com HF 10% e sistema adesivo convencional. Mostrando que para as duas

cerâmicas, o condicionamento com ácido fluorídrico e a utilização de um sistema adesivo convencional resultou em uma maior efetividade na adesão da cerâmica ao agente cimentante resinoso.

Tabela 4.8- Média dos valores de resistência de união (MPa), desvio padrão e análise estatística (letras diferentes, com diferença estatística) das cerâmicas E.max CAD e Enamic, dos grupos controle e condicionadas com ácido fluorídrico 10%, variando o sistema adesivo, SAU e SAC.

	Média	Desvio padrão	N
E.max CAD – Controle SAC	19,7^E	1,19	12
E.max CAD – Controle SAU	17,7^F	1,28	12
E.max CAD – HF 10% SAC	32,4^{CD}	2,19	12
E.max CAD – HF 10% SAU	28,9^D	1,51	12
Enamic Controle SAC	34,1^C	2,00	12
Enamic Controle SAU	30,3^D	1,95	12
Enamic HF 10% SAC	43,5^A	3,88	12
Enamic HF 10% SAU	38,7^B	3,94	12

Neste estudo, a comparação da resistência de união entre as cerâmicas e.max CAD e Enamic, mostrou que os maiores valores foram obtidos pela cerâmica híbrida Enamic submetidas ao condicionamento com HF a 10%. Entretanto, a maior efetividade adesiva ocorreu quando se associou ao condicionamento ácido um sistema adesivo convencional. Conforme já discutido neste trabalho, isso se deve à dissolução da fase vítrea do componente cerâmico, associado à união química do sistema adesivo convencional / cimento resinoso dual à matriz polimérica do Enamic, conforme Tabela 4.8.

Observou-se também que a resistência adesiva do Enamic sem tratamento com HF a 10% se mostrou similar à resistência da vitrocerâmicae.max CAD condicionada com HF a 10%. O que confirma que a matriz polimérica do Enamic proporcionou uma resistência de união superior deste material restaurador ao agente cimentante resinoso.

5. CONCLUSÕES

O presente trabalho permite concluir que:

- O condicionamento com ácido fluorídrico a 10% resultou em uma morfologia da superfície mais propícia ao embricamento mecânico, promovendo um aumentada resistência adesiva entre o agente cimentante resinoso e as duas cerâmicas avaliadas;
- O sistema adesivo Convencional (SAC) se mostrou mais efetivo que o Universal (SAU) na resistência de união para as cerâmicas e.max e Enamic;
- Com relação a resistência adesiva entre o cimento resinoso dual e as cerâmicas estudadas, a que se mostrou mais efetiva foi a cerâmica híbrida Enamic.
- A partir dos resultados obtidos foram elaborados protocolos de cimentação para os dois tipos de cerâmicas estudadas.

6. PROTOCOLO DE CIMENTAÇÃO

- **E.max**

1. Condicionamento com HF 10 % por 20 seg;
2. Após o condicionamento, Lavar em água corrente por 30 seg;
3. Limpar em cuba ultrassônica por 5 min;
4. Secar com jato de ar, aplicar o silano por 1 min e secar por 15 seg;
5. Aplicar um sistema adesivo convencional.

- **Enamic**

1. Condicionamento com HF 10 % por 1 min;
2. Após o condicionamento, Lavar em água corrente por 30 seg;
3. Limpar em cuba ultrassônica por 5 min;
4. Secar com jato de ar, aplicar o silano por 1 min e secar por 15 seg;
5. Aplicar um sistema adesivo convencional.

7. TRABALHOS FUTUROS

Após realização do presente trabalho, pode-se sugerir trabalhos futuros, tais como: avaliar a resistência mecânica dos materiais, principalmente da cerâmica híbrida Enamic, realizando ensaios de resistência à flexão e tenacidade à fratura; avaliação das propriedades óticas dos materiais, manchamento e reflexão de luz; envelhecimento da interface adesiva, mediante fadiga cíclica em ambiente úmido e com variação de temperatura.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADDISON O., MARQUIS P.M., FLEMING G.J.P.: The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. **Dental Materials**. V. 23, p. 461–8, 2007.

AHMADI.: **Protocolos para restaurações estéticas previsíveis**. São Paulo: ArtMed; 2006.

AMARAL, M. *et al.*: The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. **Journal of Dentistry**, v. 42, n. 1, p. 90-98, 2014.

ANUSAVICE KJP. **Materiais Dentários**, 11^o ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005.

AUSIELLO P., *et al.*: Distribuição de tensões em restaurações inlay adesivas de cerâmica e resina composta Classe II: estudo 3D-FEA. **MaterDent**. 2004; 20 (9) : 862-72.

BELLI R., *et al.*: Post-etching cleaning and resin/ceramic bonding: microtensile bond strength and EDX analysis. **Journal of Adhesive Dentistry**. V. 12, n. 4, p. 295-303, 2010.

BONFANTE G., *et al.*: Sistemas totalmente cerâmicos: construção, planejamento e longevidade. In: Pereira Jc, Masiolima, editors. **Pro-odonto Estética**. Porto Alegre: Artmed Panamericana; 2009. P. 51-134

BOTTINO M. *et al.*: **Estética Em reabilitação Oral Metal Free**. São Paulo: Artes Médicas; 2001:496.

BOTTINO M.A. *et al.*: Inlays feitos de um material híbrido: Adaptação e força de adesão. **OperDent**. 2015; 40 (3) : E83-91.

BORGES G.A. *et al.*: Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different ceramics. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 89, p. 479-88, 2003.

BRUM R.*et al.*: D. The influence of surface standardization of lithium disilicate glass ceramic on bond strength to a dual resin cement. **Operative Dentistry**, n. 36, v. 5, p. 478-85, 2011.

CALLISTER, W.D.: *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução*. 5ª. Rio de Janeiro: LTC, 2002.

CARVALHO R.F. *et al.*: Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. **Dental Materials Journal**, v. 30, n. 3, p. 392-7, 2011.

CHAIYABUTR, Y.*et al.*: Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. **Journal of Prosthetic Dentistry**; v. 105, p. 83-90, 2011.

COLDEA A., SWAIN M.V., THIEL N.: Mechanical properties of polymer-infiltrated ceramic-network materials. **Dent Mater**. 2013.

CONRAD H.J.; SEONG W.; PESUN I.J.: Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.98, 2007.

CUY.J.L. *et al.* Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. **Archives of Oral Biology**. v. 47, p.281–291, 2002.

DEHOFF, P.H.; ANUSAVICE, K.J.; WANG, Z.: Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. **Dental Materials**. v. 11, n. 2, p. 126-31, 1995.

DELLA BONA A., ANUSAVICE K.J.: Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 15, n. 2, p. 159-67, 2002.

DELLA BONA, A.; KELLY, J.R.: The Clinical Success of All-Ceramic restorations. **The Journal of the American Dental Association**, v. 139, p. S8–S13, 2008.

DELLA BONA, A.: **Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico**. São Paulo: Artes Médicas, 1ª Edição, 2009.

DELLA BONA A.; CORAZZA, P.H.; ZHANG Y.: **Caracterização de um material de rede cerâmica infiltrado com polímero**. *Materiais odontológicos*. 2014; 30 (5) : 564-9.

ELE L., SWAIN M.: Um novo material dentário de cerâmica infiltrado com polímero. **MaterDent**. 2011; 27 (6) : 527-34.

ESCRIBANO, N.I.; DEL-NERO, M.O.; DE LA MACORRA J.C.: Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 66, n. 1, p. 419-24, 2003.

ETMAN M.K., WOOLFORD M.J.: Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. **Journal of Prosthetic Dentistry**., v. 103, n. 2, p. 80-90, 2010.

FABIANELLI A. *et al.*: Traditional and CAD/CAM generated metal-free restorations. 12-Month follow-up. **Dental Materials**; v. 26, p.50-51, 2010.

FASBINDER D.J. *et al.*: A clinical evaluation of chairside lithium disilicate cad/cam crowns: a two-year report. **The Journal of the American Dental Association**, v. 2 suppl, p.10 s-14s, 2010.

FERNANDES, H.R. *et al.*: Effect of $A_{12}O_3$ and K_2O content on Structure, properties and devitrification of Glasses in the Li_2O - SiO_2 system. **J. Eu. Ceram.Soc.**, v.30, p.2017-2030, 2010.

FUSAYAMA.T. *et.al.* Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **J Dent Res**.v.58, p.1364-70,1979.

Fujiwara S, Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Imai A, Watanabe H, et al. Effect of double-layer application on bond quality of adhesive systems. *J MechBehavBiomed Mater*. 2018; 77:501–509.

GAROFALO J.C.: **Desvendando a cimentação adesiva**. São Paulo: Alianews. 2005.

GHAZALI, F.B.C. Permeability of dentine. **Malaysian Journal of Medical Sciences**, V. 10, N. 1, p. 27-36. Jan 2003.

GHASSEMIH, E.: Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. **Dental Materials**, v. 24, n. 4, p. 536-47, 2008

Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, Tagami J. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Braz Dent J*.;v. 2, n. 1, p. 3-10, 2015.

GONZAGAC.C.: **Crescimento de trincas subcrítico em cerâmicas odontológicas**: efeito do material (microestrutura) e do método de ensaio. São Paulo: USP, 2007, 194 p. Tese (Doutorado) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

GONZAGA C. C. *et al.*: Crescimento lento de fissuras e confiabilidade de cerâmicas odontológicas. *Mater Dent*. 2011; 27 (4) : 394-406

GOIJAT A. *et al.* Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. **J Prosthet Dent**. 2017; Disponível em: [https://doi.org/10.1016 / j. prosdent. 2017.03.001](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.001). Acesso em: 19/05/2018.

Grégoire G, Sharrock P, Prigent Y. Performance of a universal adhesive on etched and non-etched surfaces: do the results match the expectations? *Mat Scien Eng*. 2016; C66: 199-205.

GUESS P.C. *et al.*: Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP 71 crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 5, p. 434-42, 2010.

GUESS P.C. *et al.*: All ceramic systems: laboratory and clinical performance. **Dental Clinics of North America**, v. 55, n.2, p. 333-52, 2011.

HADDAD M.F., ROCHA E.P.: ASSUNÇÃO, W.G. Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. **Journal of Craniofacial Surgery**., v. 22, p. 952-8, 2011.

HEBLING, J. ; RIBEIRO, A.P.D.; COSTA, C.A.S. Relação entre Materiais Dentários e o Complexo Dentino-Pulpar. **Rev Odontol Bras Central**. V. 18, n.48, p.1-9 ,2010.

HE L.H.; SWAIN M.: A novel polymer infiltrated ceramic dental material. **Dental Materials**, v. 27, n. 6, p. 527-34, 2011.

HIRATA, R.; MAZZETO, A.H.; YAO, E. Alternativas Clínicas de Sistemas de Resinas Compostas Laboratoriais - Quando e Como Usar. JBC - **Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia**.v. 4, n.19, 2012.

HO G.W., MATINLINNA J.P.: Evaluation of the microtensile bond strength between resin composite and hydrofluoric acid etched ceramic in different storage media.**Journal of Adhesion Science and Technology**, n. 25, p. 2671–85, 2011.

HOOSHMAND T., PARVIZI S., KESHVAD A.: Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. **Journal of Prosthodontics**, v. 17, n. 5, n. 415-9, 2008.

HU, A. M. et al.: Effect of nucleation temperatures and time on crystallization behavior and properties of Li₂O-Al₂O₃-SiO₂ glasses. **Materials Chemistry and Physics**, v. 98, n. 2-3, p. 430-433, Aug 1 2006.

JANG, .J.H.; LEE, M.G.; WOO, S.U.; LEE, C.O., YI, J.K.; KIM, D.S. Comparative study of the dentin bond strength of a new universal adhesive. **Dent Mat J**. n. 35, v. 4, p. 606-12, 2016.

JARDEL V. *et al.*: Surface energy of etched ceramic. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 12, n.5, p. 415-8, 1999.

KANGS.H., CHANG J, SON H.H.: Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. **Restorative Dentistry and Endodontics**, v. 38, n. 3, p. 134-40, 2013.

KARAMBERI, A.; ORKOPOULOS, K.; MOUTSATSOU, A.: Synthesis of glass-ceramics using glass cullet and vitrified industrial by-products, **J, Eur. Cer. Soc.**, v, 27, p. 629-636, 2006.

KASSEM A.S., ATTA O., EL-MOWAFY O.: Fatigue resistance and microleakage of CAD/ CAM ceramic and composite molar crowns. **J Prosthodont**. 2012;21(1):28–32.

KERN M.; THOMPSON V.P.: Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology and changes in the surface composition. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 71, p. 453–461, 1994.

KERNM., SASSE M., WOLFART S.: Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. **The Journal of the American Dental Association**, v. 143, n. 3, p. 234-40, 2012.

KIM, B.K.*et al.*: The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 94, n. 4, p. 357-62, 2005.

KINA S., BRUGERA A.: *Invisível: restaurações estéticas cerâmicas*. 2º Ed. Maringá: Dental Press. 2008:419p.

KIYAN VH, SARACENI CHC, SILVEIRA BL, ARANHA ACC, EDUARDO CP. The influence of internal surface treatment on tensile bond strength for two ceramic systems. *Operative Dentistry*, v. 32, n. 5, p. 457-65, 2007.

LAUVAHUTANON S. et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014;33:705–10.

LUTHARDT R. G., HOLZHUTER M., SANDKUHL O., HEROLD V., SCHNAPP J. D., KUHLISCH E., et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, v. 81, n. 7, p. 487-91, 2002.

MAIR L., PADIPATVUTHIKUL P.: Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. **Dental Materials**, v.26, p.e17–e23, 2010.

MADINA, M.M.; OZCAN. M.; BADAWI, M.F.: Effect of surface conditioning and taper angle on the retention of IPS e.max Press crowns. **Journal of Prosthodontics**, v. 19, n. 3, p.200-4, 2010.

MARTINS, G. C. et.al. Adesivos Dentinários. **RGO**. Porto Alegre, v.56, n.4, p.429-436, out./ dez.2008

MARTINS, L.M.*et al.*: Biomechanical behavior of dental ceramics: review. **Cerâmica**, v. 56, n. 338, p. 148-55, 2010.

MARTINS, L.M.: **Confiabilidade de coroas de dissilicato de lítio com diferentes espessuras sob fadiga**. Tese (Doutorado na área odontológica), UNESP-Bauru, 2011.

MCMILLAN, P.W.:**Glass-Ceramics**. 2^a. 1979

MELDRUM M.: Toxicology of hydrogen fluoride in relation to major accident hazards. **Regulatory Toxicology and Pharmacology**. v. 30, n. 1, p. 110-6, 1999.

MELO, R.M. *et al.*: Bond strength of two resin cements on dentin using different cementation strategies. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 22, n. 4, p. 262-9, 2010.

MUÑOZ M.*et al.*: Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. **Journal of Dentistry**, v. 41, n. 5, p. 404-411, 2013.

NAGAI T, KAWAMOTO Y, KAKEHASHI Y, MATSUMURA H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 32, n. 8, p. 598-605, 2005.

NAGAYASSU, M.P. *et al.*: Effect of microstructure and mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. **Acta Materialia**, v. 55, p. 3583–3591, 2007.

NAGEM FILHO, H. *et al.* Efeito do condicionamento ácido na morfologia do esmalte. **Rev. FOB** V.8, n. 1/2, p.79-85, jan./jun. 2000

NAVES LZ, SOARES CJ, MORAES RR, GONÇALVES LS, SINHORETI MA, CORRER-SOBRINHO L. Surface/interface morphology and Bond strength to glass ceramic etched for different periods. **OperativeDentistry**., v. 35, n. 4, p. 420-7, 2010.

NGUYEN J.F. *et al.*: Redes cerâmicas infiltradas por resina polimerizada em alta temperatura. **J Dent Res**. 2014; 93 (1) : 62-67.

PANAH F.G., REZAI S.M., AHMADIAN L.: The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. **Journal of Prosthodontics**, v. 17, n. 5, p. 409-14, 2008.

PAPACCHINI F. *et al.*: Effect of air-drying temperature on the effectiveness of silane primers and coupling blends in the repair of a microhybrid resin composite. **Journal of Adhesive Dentistry**. N. 9, v. 4, p. 391-7, 2007.

PASHLEY, D.H.*et al.*: The microtensile bond test: a review. **Journal of Adhesive Dentistry**, n. 1, v. 4 p.299-309, 1999.

PERDIGÃO, J.*et al.*: In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I—microtensile bond strengths. **Journal of Adhesive Dentistry**. V. 8, n. 6, p. 367-73, 2006.

PEUMANS M, *et al.*: Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultramorphological FE-SEM examination of the adhesive interface. **Dental Materials**. V. 15, n. 2, p. 105-19, 1999.

PHRUKKANON, S.; BURROW, M.F.; TYAS MJ.: The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test **Dental Materials**, v. 14, n. 3, p. 212-21, 1998.

QUEIROZ J.R. *et al.*: Surface characterization of feldspathic ceramic using ATR FT-IR and ellipsometry after various silanization protocols. **Dental Materials**. V. 28, n. 2, p. 189-96, 2012.

RUSE N.D., SADOON M.J.: Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. **J Dent Res**. 2014;93(12):1232–4.

SAAVEDRA G, *et al.*: Effect of acid neutralization and mechanical cycling on the microtensile bond strength of glass-ceramic inlays. **Operative Dentistry**, v. 34, n. 2, p. 211-6, 2009.

SADEK, F.T. *et al.*: The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. **Dental Materials**, n. 21, v. 12, p. 1144-49, 2005

SARAÇOGLU A., CURA C., CÖTERT H.S.: Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. **Journal of Oral Rehabilitation**. v. 31, n. 8, p. 790-7, 2004.

SCZANCOSKI, J. C.: **Propriedades mecânicas e tribológicas de Al submetido a nitrocementação por implantação iônica**. Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2005.

SHEN C., OH W.S., WILLIAMS J.R.: Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. **Journal of Prosthetic Dentistry**. V. 91, n. 5, p.453-8, 2004.

SILVA N.R. *et al.*: Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. **Journal of Dental Research**, v. 91, n. 3, p. 305-10, 2012.

SILVA N, *et al.*: Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. **The Journal of the American Dental Association**, v. 4(suppl) p. 142, 2011.

SOARES, P. C.; LEPIENSKI, C. M.: Residual stress determination on lithium disilicate glass-ceramic by nanoindentation. **Journal of Non-Crystalline Solids**, v. 348, p. 139-143, Nov 15 2004.

SPOHR AM, SOBRINHO LC, CONSANI S, SINHORETI MA, KNOWLES JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 16, n. 3, p. 277-82, 2003.

TASKONAK, B.; SERTGÖZ, A.: Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. **Dental Materials**, v. 22, n. 11, p. 1008-13, 2006.

URP, V. *et al.*: Adhesion of 10-MDP containing resin cements to dentin with and without the etch-and-rinse technique **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 5, n. 1, p. 226-233, 2013.

WHITE, S.N.; LUO, W.; PAINE, M.L.; FONG, H.; SARIKAYA, M.; SNEAD, M.L. Biological organization of hydroxyapatite crystallites into a fibrous continuum toughens and controls anisotropy in human enamel biological. **J Dent Res**. v.80, n.1, p.321-326, Jan, 2001.

VAN MEERBEEK, B. *et al.*: State of art of self-etch adhesives. **Dental Materials**, v. 27, n. 1, p. 17-28, 2011.

VAN NOORT R.: **Introdução aos materiais dentários**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed; 2004.

VAN NOORT R.: O futuro dos aparelhos odontológicos é digital. **Materiais odontológicos**. 2012; 28 (1) : 3–12.

VAN NOORT R.: **Introduction to dental materials**. 4th ed. Edinburgh: Mosby/Elsevier 2013; 231-245.

Vermelho PM, Reis AF, Ambrosano GMB, Giannini M. Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Invest*. 2016; DOI 10.1007/s00784-016-1966-1.

VIEIRA G. F.; MARRIMOTO S.: Restaurações indiretas cerâmicas. In: **Odontologia Estética: A arte da perfeição**. 1 ed. São Paulo: Artes Médicas, 2008, p.137-58.

XIAOPING L.; DONGFENG, R.; SILIKAS, N.: Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic **Dental Materials**, v. 30, p. e330–e336, 2014.

YOSHIHARA, K. *et al.*: Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. **Dental Materials**, v. 29, n. 8, p. 888-897, 2013.

Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent.* 2014; 42:800-7.

ZACHARIASEN, W. H.: The Atomic Arrangement in Glass. **Journal of the American Chemical Society**, v. 54, n. 10, p. 3841-3851, 1932/10/01 1932.

ZOGHEIB L.V. *et al.*: Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithiumdisilicate-based glass ceramic. **Brazilian Dental Journal**, v. 22, n. 1, p. 45-50, 2011

9. APÊNDICE

Tabela8.1- Valores da resistência de união (MPa), dos grupos Controle das cerâmicas e.max CAD e Enamic, com sistema adesivo Convencional e Universal.

	e.max CAD Convencional	e.max CAD Universal	Enamic Convencional	Enamic Universal
1	19,599	15,771	33,583	32,580
2	21,131	17,301	31,631	28,089
3	21,443	16,858	34,392	31,847
4	21,885	18,478	35,774	32,803
5	20,252	15,709	34,592	28,159
6	18,936	17,941	33,283	29,968
7	19,004	19,001	31,780	31,494
8	19,357	18,988	38,646	32,166
9	19,064	18,726	34,841	28,439
10	18,777	19,362	31,522	31,376
11	18,380	16,469	34,363	27,994
12	18,554	18,066	34,879	28,382

Tabela8.2- Valores da resistência de união (MPa), dos grupos Experimentais das cerâmicas e.max CAD e Enamic, com sistema adesivo Convencional e Universal.

	e.max CAD Convencional	e.max CAD Universal	Enamic Convencional	Enamic Universal
1	35,854	30,809	40,608	35,656
2	27,892	28,277	37,589	37,939
3	26,452	30,665	41,360	40,395
4	31,557	26,888	40,522	40,290
5	36,073	28,449	41,146	36,602
6	27,551	27,125	43,322	35,283
7	32,025	29,544	41,392	48,086
8	29,102	30,364	48,822	43,825
9	31,038	28,693	48,099	38,169
10	42,191	28,354	49,653	34,306
11	40,290	26,797	46,866	37,538
12	32,662	30,700	42,911	36,510