



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

**FERNANDA ALVES FEITOSA**

**EFEITOS DE LASERS DE ALTA POTÊNCIA NA SUPERFÍCIE DE  
CERÂMICAS VÍTREAS DE DISSILICATO DE LÍTIO E SUA  
RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA HUMANA**

2016

**FERNANDA ALVES FEITOSA**

**EFEITOS DE LASERS DE ALTA POTÊNCIA NA SUPERFÍCIE DE CERÂMICAS  
VÍTREAS DE DISSILICATO DE LÍCIO E SUA RESISTÊNCIA DE UNIÃO À  
DENTINA HUMANA**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Dentística.

Orientador: Prof. Adj. César Rogério Pucci

São José dos Campos

2016

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2016]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

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

Alves Feitosa, Fernanda

Efeitos de lasers de alta potência na superfície de cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio e sua resistência de união à dentina humana. / Fernanda Alves Feitosa. - São José dos Campos : [s.n.], 2016.  
93 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2016.  
Orientador: César Rogério Pucci.

1. Cerâmica. 2. Laser Er:YAG. 3. Laser Nd:YAG. 4. Silano. I. Rogério Pucci, César, orient. II. Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho'. IV. UNESP - Univ Estadual Paulista. V. Título.

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Adj. César Rogério Pucci** (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia  
UNESP – Univ Estadual Paulista  
Campus de São José dos Campos

**Profa. Adj. Rebeca Di Nicoló**

Instituto de Ciência e Tecnologia  
UNESP – Univ Estadual Paulista  
Campus de São José dos Campos

**Profa. Assoc. Patrícia Moreira de Freitas**

USP- Universidade de São Paulo  
Faculdade de Odontologia  
Campus de São Paulo

**Profa. Dra. Taís Scaramucci Forlin**

USP- Universidade de São Paulo  
Faculdade de Odontologia  
Campus de São Paulo

**Profa. Dra. Symone Cristina Teixeira**

Instituto de Ciência e Tecnologia  
UNESP – Univ Estadual Paulista  
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 02 de junho de 2016.

## DEDICATÓRIA

Em primeiro lugar a **Deus**, que guia diretamente minhas escolhas e se mostra presente de diferentes maneiras todos os dias da minha vida.

Aos meus pais **Nancy Maria Fonseca Feitosa** e **Marco Aurelio Alves Feitosa** que proporcionaram a base necessária para todas as conquistas que venho atingindo na vida. A família é a base de qualquer pessoa, e nem em mil palavras caberiam o agradecimento e a felicidade de ter pais como vocês.

Ao meu namorado **Rodrigo Máximo de Araújo**, que me acompanhou em todos os dias dessa jornada. Nossos planos me trouxeram até aqui juntamente com o companheirismo e a união que me ajudam a levantar e me dedicar todos os dias. Você é muito importante para mim e o seu encorajamento foi crucial para que tudo desse certo. Te amo.

Aos meus irmãos **Sabrina Alves Feitosa** e **Marco Aurelio Alves Feitosa**. Vocês são incríveis. Qualquer expressão de carinho parece pouca para dizer o quanto amo vocês. Peço desculpas pela distância, senti falta de vocês todos os dias em que não estivemos juntos e em todos os momentos em que me ausentei. Sinto muito orgulho de fazer parte desse trio!

Aos meus avós **Amenadabe Alves Feitosa** (*in memorian*), **Alda Luisa Capeleto Feitosa**, **Lauro Engler da Fonseca** (*in memorian*) e **Aracy Pinto da Fonseca** (*in memorian*). Aos que já se foram eu digo que gostaria muito que estivessem aqui para aproveitarmos juntos todas as conquistas, mas sei que estão me olhando daí e cuidando para que tudo dê certo. À minha querida vovó Alda eu agradeço pelos bons momentos, pelos conselhos, pelas conversas, e pelas fofocas antigas de Poá. A senhora é única! Conseguimos mais uma! Amo você!

À minha tia **Suely Pinto da Fonseca**, minha segunda mãe. Obrigada por sempre estar por perto.

Aos meus sogros **Maria Amélia Máximo de Araújo** e **José Eduardo Junho de Araújo**. Vocês são especiais e estão todos os dias nas minhas orações. Obrigada por todo carinho, por se importarem e cuidarem tanto de mim. Foi uma felicidade muito grande os encontrar no meu caminho.

Aos meus cunhados **Alice Celisa Álvares Poci Bandeira**, **Eduardo Máximo de Araújo** e **Jon Sochacki** pela boa convivência e pelos bons momentos.

Às minhas amigas **Mariah Reis**, **Flávia Teixeira**, **Érica Crastechini**, **Ana Carolina Pucci**, **Andrea Tonetto**, **Nádia Ferreira** e **Thaís Rossi**. Perto ou longe vocês são presentes em minha vida todas as vezes em que me lembro dos momentos ótimos que passamos juntas.

## AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos – UNESP através do seu Diretor e Vice-Diretora **Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara** e **Prof. Adj. Rebeca Di Nicoló**.

Ao programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pelo **Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges**.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo apoio financeiro concedido

Aos membros do Conselho de Pós-Graduação: **Prof. Tit. Marcia Carneiro Valera**, **Prof. Tit. Marco Antonio Bottino**, **Prof. Adj. Sergio Eduardo de Paiva Gonçalves**, **Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges**.

Ao **Prof. Adj. César Rogério Pucci**, meu orientador e amigo. Obrigada por toda a motivação, pela confiança no meu trabalho, pela dedicação e por estar sempre pronto para ajudar e ensinar.

Aos funcionários da seção Técnica de Pós-Graduação, **Bruno, Ivan e Sandra**.

Ao **Prof. Dr. Ivan Balducci** pela ajuda, disponibilidade, atenção e dedicação, mas acima de tudo pela grande amizade que desenvolvemos durante esse período.

À **Thaís Paradella** pelas lindas imagens de microscopia e por toda a ajuda no uso do laboratório de prótese.

Aos professores das disciplinas de Dentística e Oclusão e Escultura Dental: **Alessandra Buhler Borges**, **Carlos Rocha Gomes Torres**, **Clovis Pagani**, **Eduardo Bresciani**, **Maria Filomena Rocha Lima Huhtala**, **Sergio Eduardo de Paiva Gonçalves** e **Taciana Marco Ferraz Caneppele**, por toda ajuda, boa convivência e ensinamentos transferidos.

À professora **Symone Cristina Teixeira** pelas oportunidades de aprendizado e convivência. Quem acredita no que ensina consegue facilmente contagiar os que estão em volta com sua paixão.

À **Carolina Judica Ramos** e **Cristiana Tengan** pela agradável convivência.

Aos professores **Lafayette Nogueira Jr**, **Carlos Augusto Pavanelli**, **Eduardo Uemura**, **Marcos Maekawa** e **João Maurício** pelos conhecimentos transmitidos, pela amizade e pelo carinho.

À minha amiga **Érica Crastechini** por tanta cumplicidade e pela torcida tão sincera para que tudo desse certo. Sempre estarei aqui para o que você precisar. Muito obrigada!

À **Liliane**, **Fernandinho**, **Marcos**, **Lilian** e **Marcio** por serem tão solícitos e prontos à ajudar.

À **Fernanda** e **Josiana** por toda ajuda no laboratório e por estarem sempre por perto, tornando os dias na faculdade mais divertidos.

À **Graziela**, **Karen**, **Daphne**, **Bia Kamosaki**, **Nati Gutierrez**, **Tânia**, **Letícia Perote**, **Heleine**, **Poliana**, e demais colegas que conheci durante a Pós-Graduação.

À querida amiga **Stella Esteves** por compartilhar esse caminho sempre com alegria e companheirismo.



“O futuro pertence àqueles que acreditam  
na beleza dos seus sonhos”

Eleanor Roosevelt

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	10
LISTA DE QUADROS E TABELAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	14
RESUMO.....	15
ABSTRACT.....	17
1 INTRODUÇÃO.....	19
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	22
2.1 Propriedades físicas mecânicas e biológicas.....	22
2.2 Desempenho clínico.....	26
2.3 Tratamentos de superfície e Resistência de União.....	31
3 PROPOSIÇÃO.....	47
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	48
4.1 Material.....	48
4.2 Métodos.....	48
4.2.1 Confecção dos corpos de prova cerâmicos.....	48
4.2.2 Confecção dos espécimes de Dentina.....	53
4.2.3 Tratamentos de Superfície.....	55
4.2.4 Cimentação.....	59
4.2.5 Ensaio de Tração.....	60
4.2.6 Análise das Fraturas.....	61
4.2.7 Análise do Ângulo de Contato.....	62
4.2.8 Análise da Morfologia Superficial.....	63
5 RESULTADOS.....	64
5.1 Resistência de União.....	64
5.2 Análise de Fraturas.....	66
5.3 Análise do Ângulo de Contato.....	68
5.4 Análise da Morfologia Superficial.....	69
6 DISCUSSÃO.....	71
6.1 Da Metodologia.....	71
6.2 Dos Resultados.....	77

<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>81</b>
<b>8 REFERÊNCIAS.....</b>	<b>82</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>91</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Dimensões finais do corpo de prova.....	49
Figura 2 – Espécimes unidos a <i>sprues</i> (cera), e ligados a base de anel de 100g. a) espécimes trônco-cônicos; b) espécimes cilíndricos.....	50
Figura 3 - Revestimento vertido sobre os espécimes e protegido do escoamento pelo anel de silicone.....	50
Figura 4 – Forno Programat EP 5000 usado para injeção das cerâmicas.....	52
Figura 5 - Revestimento contendo os corpos de prova cerâmicos após saírem do forno de injeção.....	52
Figura 6 – Troncos de cone cerâmicos expostos após a remoção de grande parte do revestimento utilizado para a injeção dos espécimes.....	53
Figura 7 – Regularização dos espécimes tronco-cônicos: A) base maior em politriz; B) base menor com disco diamantado acoplado a um delineador.....	54
Figura 8 – Molar humano A) íntegro; B) após desgaste da face oclusal até exposição de área plana de dentina.....	54
Figura 9- Aparência final dos espécimes de dente humano. A) Molar humano com face oclusal desgastada e dentina exposta, incluído em RAAQ e indentado por trefina diamantada; B) Visualização de indentação em área deslocada do centro da dentina devido a presença de ilhas de esmalte nas demais áreas.....	54

Figura 10 – Delineamento Experimental.....	57
Figura 11 – A) Equipamento Er:YAG - Kavo Key II; B) esquema mostrando aplicação com distância de 12mm do laser de Érbio sobre superfície de espécime cerâmico tronco-cônico.....	58
Figura 12 – A) Equipamento Laser Nd:YAG – Pulse Master IQ; B) aplicação do laser Nd:YAG por contato.....	58
Figura 13 - Preparação da dentina humana para cimentação dos espécimes cerâmicos: A) Espécime previamente aos tratamentos; B) Condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15 s; C) aplicação de fina camada de adesivo D) fotopolimerização por 10 s.....	59
Figura 14 – Conjunto em posição sobre a platina de um delineador, com aplicação de carga vertical estática.....	60
Figura 15 - A) componentes da matriz metálica utilizados para ensaio de tração de área circular em máquina de ensaios universais; B) Adaptação da parte tronco-cônica (cerâmica) do espécime no modelo metálico para ensaio mecânico.....	61
Figura 16 – Imagem captada pelo software do goniômetro. a) Gota de água destilada sendo expelida pela agulha da seringa utilizada; b) gota de água destilada já depositada sobre a superfície do espécime cerâmico, dando início as medições dos ângulos de contato.....	63
Figura 17 - Gráfico de colunas (média $\pm$ desvio padrão) para as médias de cada grupo Experimental frente ao teste de tração.....	65
Figura 18 - Imagens representativas das falhas observadas nos espécimes cerâmicos para cada um dos grupos experimentais. A) e B) Grupo Controle-falhas adesivas em dentina e adesivas em cerâmica respectivamente; C)	

Grupo Nd -falha prevalentemente adesiva em cerâmica; D) Grupo Sil+Nd - falha adesiva em cerâmica com aspecto brilhante, indicando presença de silano; E) e F) Grupo Er - falha coesiva em cimento. A imagem E relaciona-se ao espécime cerâmico, com camada de cimento em toda sua cobertura, enquanto a imagem F representa o espécime de dentina correspondente, com fina camada de cimento cobrindo toda a sua superfície. G) Grupo Sil+Er - Falha prevalentemente adesiva em cerâmica com aspecto brilhante representativo de presença de silano..... 67

Figura 19 - Imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), sendo duas fotomicrografias por grupo (aumentos de 500x e 1000x respectivamente) . A.1 e A.2 – Grupo Controle; B.1 e B.2 - Grupo Nd; C.1 e C.2 – Grupo Sil + Nd; D.1 e D.2 – Grupo Er; E.1 e E.2 – Grupo Sil + Er..... 70

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Nomes comerciais, tipos de material e fabricantes dos produtos utilizados nos experimentos .....	59
Quadro 2 – Características dos aparelhos de laser Er:YAG e Nd:YAG utilizados.....	59
Tabela 1 - Valores de resistência ao teste mecânico de tração (MPa) e classificação da fratura encontrada em cada espécime (n=10) segundo os grupos de tratamento estudados.....	64
Tabela 2 – Valores de média e desvio padrão para o teste de resistência à tração (MPa) para os grupos Controle, Nd, Sil+Nd, Er e Sil+Er.....	64
Tabela 3 - Resultado da Análise de Variância ANOVA 2 fatores para os dados obtidos no ensaio mecânico de tração.....	65
Tabela 4 - Médias ( $\pm$ desvio padrão) obtidas após análise dos ângulos de contato (graus) para cada um dos grupos estudados.....	68
Tabela 5 – Resultado da análise de variância - ANOVA 1 fator para o ângulo de contato.....	68
Tabela 6 – Teste de Tukey (5%) para a comparação do ângulo de contato (Graus) para os Grupos Experimentais estudados.....	68

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	= Análise de Variância
Er:YAG	= Erbium: yttrium-aluminum-garnet
FDA	= United States Food And Drug Administration
HF	= Ácido Hidrofluorídrico
ISO/TR	= <i>International Organization for Standardization/Technical Report</i>
LASER	= Amplificação de luz por emissão estimulada da radiação
MDP	= Monômeros Fostatados
µm	= Micrometro(s)
MEV	= Microscopia Eletrônica de Varredura
mJ	= Mile Joule
MPa	= Mega Pascal
N	= Newton
Nd:YAG	= Neodymium: yttrium-aluminum-garnet
RAAQ	= Resina Acrílica Ativada Quimicamente
RU	= Resistência de União
SBS	= Shear Bond Strength – Teste de Resistência ao Cisalhamento
W	= Watt



Feitosa FA. Efeitos de lasers de alta potência na superfície de cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio e sua resistência de união à dentina humana [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.

## RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar a eficiência da irradiação com lasers de alta potência e a influência da aplicação do silano previa ou posteriormente à irradiação com os lasers na resistência de união entre cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, cimento resinoso e dentina humana. Foram confeccionados 50 espécimes tronco-cônicos de cerâmica ( $n=10$ ), divididos aleatoriamente em 5 grupos: 1- Controle-Condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% por 1 min e aplicação do silano; 2- Er:YAG – irradiação com laser Er:YAG (200 mJ e 10 Hz), seguido do condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% por 1 min e aplicação do silano; 3- Silano + Er:YAG – Condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% por 1 min, aplicação do silano e irradiação com laser Er:YAG nos mesmo parâmetros do grupo anterior; 4- Nd:YAG – irradiação com laser Nd:YAG (120 mJ e 10 Hz), seguido de condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% por 1 min e aplicação do silano, 5- Silano + Nd:YAG - Condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% por 1 min, aplicação do silano e irradiação com laser Nd:YAG nos mesmo parâmetros do grupo anterior. Após os tratamentos os espécimes cerâmicos foram cimentados com cimento resinoso de presa dual à superfície de dentina de 50 molares humanos incluídos em resina acrílica ativada quimicamente. Após armazenamento por 24 h foi realizado o ensaio de tração em máquina de ensaios universais com célula de carga de 10 KgF e velocidade constante de 1mm/min. Os dados obtidos foram submetidos à ANOVA 2-fatores e teste de Dunnet ( $\alpha=5\%$ ). A análise dos padrões de fratura foram analisadas em estereomicroscópio. Adicionalmente foram confeccionados 15 espécimes em cerâmica no formato cilíndrico, submetidos aos mesmo tratamentos dos grupos anteriores ( $n=3$ ) e utilizados para análise do ângulo de contato e análise em microscópio eletrônico de varredura. O teste de Dunnet mostrou diferenças significativas entre o grupo controle ( $9,42 \pm 2,27$  MPa) e os grupos Er ( $19,25 \pm 3,7$  MPa) e Sil+Er ( $14,11 \pm 4,11$  MPa). A análise de variância ( $p<5\%$ ) para os fatores Tipo de Laser ( $p<0,0001$ ) e Técnica de Silanização ( $p=0,0002$ ) mostraram diferenças significativas para os dois fatores, porém não para sua interação. Assim, a irradiação com Er:YAG (16,68 MPa) mostrou-se mais eficiente que a irradiação com Nd:YAG (8,19 MPa). A técnica de silanização posterior à irradiação com laser (14,46 MPa) também se mostrou superior à silanização previa (10,41 MPa). Quanto à análise de fraturas, o grupo Controle teve prevalência de falhas adesivas em dentina e em cerâmica; os grupos Nd, Sil + Nd e Sil + Er tiveram prevalência de falhas adesivas em cerâmica, e o grupo Er apresentou predominância de falhas coesivas no cimento. A análise do ângulo de contato foi submetida aos testes ANOVA 1-fator e Tukey, apresentando diferenças significativas entre os grupos ( $p<0,0001$ ). Os grupos com silanização previa (Sil + Er =  $45,60^b$  graus; Sil + Nd =  $52,10^b$  graus) apresentaram ângulos de contato superiores aos demais, e semelhantes entre si. As imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura mostram a presença da camada de silano sobre a superfície cerâmica no grupo Sil + Nd, e uma aparente fundição à superfície

cerâmica no grupo Sil + Er. Para os Grupos Er e Nd foi possível verificar modificações no padrão normal da estrutura da cerâmica, entremeadas por áreas semelhantes ao padrão convencional do grupo Controle após condicionamento com ácido hidrofúorídrico. Conclui-se que o tratamento com laser de Érbio associado ao condicionamento com ácido hidrofúorídrico a 10% por 1 min apresenta os melhores resultados de resistência de união e ângulo de contato. O tratamento com silano previamente à irradiação melhorou a resistência de união em relação ao grupo Controle apenas quando associado ao laser de Érbio.

Palavras-chave: Cerâmica. Lasers de Er-YAG. Lasers de Nd-YAG. Silanos.

Feitosa FA. Effects of high power laser irradiation on lithium di-silicate glass ceramic surface and bond strength to human dentin [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP – Univ Estadual Paulista, 2016.

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the efficiency of irradiation with high-power lasers and the influence of silane application before or after irradiation with lasers on the bond strength between lithium disilicate glass-ceramic, resin cement and human dentin. Fifty truncated-cones ceramic specimens ( $n=10$ ) were randomly divided into 5 groups: Control- etching with hydrofluoric acid 10% for 1 min and application of silane; 2- Er - Er:YAG laser irradiation (200 mJ and 10 Hz), followed by etching with hydrofluoric acid 10% for 1 min and application of silane; 3- Sil + Er - etching with hydrofluoric acid 10% for 1 min, silane application and irradiation with Er: YAG laser in the same parameters as the previous group; 4- Nd:YAG laser - irradiation with Nd: YAG laser (120 mJ and 10 Hz), followed by etching with hydrofluoric acid 10% for 1 min and application of the silane, 5- Sil + Nd- Etching with hydrofluoric acid 10% for 1 min, silane application and irradiation with Nd: YAG laser on the same parameters as the previous group. After treatment, the ceramic specimens were cemented with dual cure resin cement to the dentin of 50 human molars included in acrylic resin. After storage for 24 h it was submitted to tensile test in a universal testing machine with 10 kgf load cell and constant speed of 1 mm/min. Data were submitted to ANOVA 2-way and Dunnet test ( $\alpha = 5\%$ ). The analysis of fracture patterns were analyzed in stereomicroscope. In addition were made 15 ceramic specimens in cylindrical shape, subjected to the same treatment of the above groups ( $n = 3$ ) and used for analysis of the contact angle analysis and scanning electron microscope. The Dunnet test showed significant differences between Control group ( $9.42 \pm 2.27$  MPa) and Er group ( $19.25 \pm 3.7$  MPa) and Sil + Er ( $14.11 \pm 4.11$  MPa). ANOVA 2-way ( $p < 5\%$ ) for Laser Type ( $p < 0.0001$ ) and Technical of Silanization ( $p = 0.0002$ ) showed significant differences for both factors, but not for their interaction. Thus, the irradiation with Er:YAG laser (16,68 MPa) was more effective than irradiation with Nd:YAG laser (8,19 MPa). The technique of silanization after laser irradiation was more effective (14,46 MPa) than the previous silanization (10,41 MPa). The analysis of fractures showed a prevalence of adhesive failures on dentin and ceramic for the Control group; Nd, Sil + Nd e Sil + Er had a prevalence of adhesive failures in ceramics, and Er group presented predominance of cohesive failures in cement. The analysis of contact angle was submitted to ANOVA 1-way and Tukey test, with significant differences between the groups ( $p < 0.0001$ ). Groups with silanization previous to laser irradiation (Sil + Er =  $45,60^b$  degrees; Sil + Nd =  $52,10^b$  degrees) had contact angles greater than the other groups. The Scanning Electron Microscopy images showed the presence of a silane layer on the ceramic surface in Sil + Nd group, and an apparent casting of the ceramic surface in Sil + Er group. For Er and Nd Groups was possible to see changes in the normal pattern of ceramic structure, interspersed with areas similar to conventional standard control group after etching with hydrofluoric acid. It is concluded that treatment with Er:YAG laser associated with etching with hydrofluoric acid at 10% for 1 min gives the highest bond strength results and the lower contact angle, resulting in a recommended treatment. Treatment with silane previously to laser irradiation improved bond strength

*only when associated with the Er:YAG laser, which probably occurred by the efficiency of Er: YAG laser irradiation, and not due to the silanization technique.*

*Keywords: Bond Strength. Ceramic. Er:YAG Lasers. Nd:YAG Lasers. Silanes.*

## 1 INTRODUÇÃO

O aumento da resistência de união entre restaurações *metal-free* e o remanescente dentário vem sendo amplamente estudado nos últimos anos (Nagai et al., 2005., Akin et al., 2011; Carvalho et al., 2011; Fabianelli et al., 2010; Guarda et al., 2013). Uma adequada união entre cerâmica e cimento resinoso depende da adesão química entre ambas as estruturas, mas também da retenção micromecânica produzida pela rugosidade superficial (Piascik et al., 2009). Muitos métodos foram propostos para alcançar uma melhor adesão, dentre os quais destacam-se o jateamento da superfície cerâmica com partículas de óxido de alumínio, aplicação do agente de união silano, aquecimento do silano, condicionamento ácido e irradiação com lasers de alta potência (Barghi et al., 2000; Ozcan et al., 2008; Cavalcanti et al., 2009a; Fabianelli et al., 2010; Liu et al., 2015; Spohr et al., 2003; Borges et al., 2003, Baratto et al., 2015).

Os lasers de alta potência Er:YAG (erbium: yttrium-aluminum-garnet) e Nd:YAG (neodymium: yttrium-aluminum-garnet), amplamente utilizados em odontologia, são basicamente sistemas com meio ativo de estado sólido, constituído por um cristal de Ítrio-alumínio granada dopados com érbio ou neodímio, respectivamente. A ação desses lasers sobre a superfície cerâmica tem por objetivo criar micro retenções que resultem em uma união mais eficiente entre cerâmica, cimento e dentina (Usumez et al., 2013).

O Er:YAG é um laser pulsátil que tem um máximo de emissão na região do infravermelho a 2.94  $\mu\text{m}$ , tendo sido o primeiro laser aprovado pela FDA para tecidos duros devido a sua afinidade pela hidroxiapatita e pelos íons hidroxila (Cozean et al., 1997). Sobre a superfície de cerâmicas vítreas, especialmente as enriquecidas por dissilicato de lítio, o laser Er:YAG tem-se mostrado um meio eficiente para aumentar a resistência de união entre o cimento resinoso e a superfície cerâmica quando utilizado em parâmetros mais baixos (300 mJ) que os até então testados, apresentando resultados até mesmo superiores ao condicionamento com ácido Hidrofluorídrico (HF) ( Brugnera Jr, 2001; Gokçe et al., 2007). Esses bons resultados possivelmente relacionam-se à produção de uma superfície irregular, resultante da

remoção da fase vítrea e preservação dos cristais de dissilicato de lítio (Gokçe et al., 2007)

O comprimento de onda do Nd:YAG é de 1064 nm, situando-se no espectro eletromagnético na faixa do invisível do infravermelho não ionizante. Apresenta emissão no modo pulsado, sendo bem absorvido pelos cromóforos pigmentados, o que justifica a afinidade pelos tecidos moles. Como tratamento na superfície de cerâmicas ácido sensíveis, a irradiação com laser Nd:YAG nos parâmetros apropriados é considerada uma alternativa ao tratamento com HF, aumentando a rugosidade superficial de forma semelhante ao mesmo (Kara et al., 2012).

O agente de união silano, utilizado posteriormente ao condicionamento com HF é um monômero com radicais orgânicos reativos e um grupo hidrossolúvel monovalente que produz ligação entre as fases inorgânica da cerâmica e orgânica do agente de união (Baratto et al., 2015). Além disso, o silano aumenta a energia de superfície do substrato cerâmico e melhora a molhabilidade do cimento resinoso (Amaral et al., 2006; Brentel et al., 2007).

Estudos têm demonstrado que o aquecimento do silano com ar quente pode trazer bons resultados (Carvalho et al., 2011; Fabianelli et al., 2010), pois expõe camadas mais profundas, reagentes e estáveis do silano, promovendo uma união mais efetiva entre os substratos (cerâmica/cimento). Ainda assim, estudos são inconclusivos quanto à técnica mais indicada para secagem e aquecimento do silano, de forma que a falta de confirmação e de protocolo torna seu uso bastante restrito clinicamente.

Estudos utilizando a aplicação de sistema adesivo previamente à irradiação da dentina com laser têm demonstrado que a técnica é efetiva para a obtenção de uma maior resistência de união entre os substratos uma vez que com o calor da irradiação do laser a superfície dentinária une-se parcialmente ao sistema adesivo (de Carvalho et al., 2011; Marimoto et al., 2013; Ribeiro et al., 2013). Embasado na evidência de que o aquecimento do silano traz resultados positivos à resistência de união, e aliado à lógica da técnica usada para o aumento da resistência de união entre dentina e adesivo dentinário descrita acima, a transposição dessa técnica para o substrato cerâmico pode apresentar-se como uma alternativa, considerando-se a aplicação do silano seguido imediatamente da irradiação com lasers de alta potência.

Como passo fundamental para o desenvolvimento de estudos com intenção de uso clínico, a metodologia deve ser minuciosamente delineada, de forma que sejam diminuídas as variáveis que levem a dificuldades na interpretação dos resultados obtidos. Feitosa, em 2014, realizou diversos tratamentos em superfícies de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, cimentando-as à espécimes idênticos. O objetivo foi uma visualização mais clara do potencial de cada tratamento realizado, excluindo a possibilidade de ocorrência de falhas coesivas em outro tipo de substrato, o que impediria a avaliação correta do efeito de cada tratamento. No estudo de Feitosa, em 2014, a utilização de lasers Er:YAG e Nd:YAG sobre a superfície cerâmica destacou-se com bons resultados quanto à resistência à tração, e como sequência do estudo, é apropriada a realização de mais testes dessa vez com cimentação à dentina humana, o que, com a obtenção de bons resultados, aproxima a técnica da utilização clínica.

Fundamentado no exposto acima, a proposta do presente estudo foi avaliar a influência do tratamento com lasers Er:YAG e Nd:YAG, previamente silanizados ou não, na superfície de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio quanto a: resistência à tração, tipo de falha apresentada, morfologia superficial e avaliação do ângulo de contato.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Visando facilitar a compreensão do assunto estudado, esse capítulo será abordado em três tópicos: **2.1 Propriedades físicas, mecânicas e biológicas**, onde será exposta literatura relacionada ao desempenho laboratorial do material cerâmico estudado; **2.2 Desempenho clínico**, no qual estão dispostos artigos clínicos referentes à cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, enfatizando os resultados de seu uso a médio e longo prazo; **2.3 Tratamentos de superfície e resistência de união**, compilação de artigos referentes aos métodos de pesquisa e tratamentos empregados com o intuito de comprovar a efetividade de produtos e técnicas.

### 2.1 Propriedades físicas, mecânicas e biológicas

Holand et al., em 2000, compararam a microestrutura e propriedades principais das cerâmicas IPS Empress (reforçada por leucita) e IPS Empress 2 (cerâmica vítrea de dissilicato de lítio). Para isso foram realizadas as seguintes avaliações sempre dentro das normas ISO correspondentes: análise em microscópio eletrônico de varredura, flexão de 3 pontos, teste de abrasão em simulador de mastigação, translucidez, durabilidade química e coeficiente de expansão térmica. Durante as análises, a resistência a flexão da cerâmica de dissilicato de lítio ( $400 \pm 40$ MPa) mostrou-se superior à da cerâmica reforçada por leucita ( $112 \pm 10$ MPa). Quanto a resistência à fratura os valores de  $K_{IC}$  foram de  $3.3 \pm 0.3$  MPa para IPS Empress 2 e  $1.3 \pm 0.1$  MPa para IPS Empress. O comportamento frente à abrasão, propriedades ópticas como translucidez, e as propriedades químicas de ambas as cerâmicas testadas demonstraram se adequar aos padrões, entretanto os autores concluíram que as propriedades mecânicas da cerâmica de dissilicato de lítio (Empress 2) foram melhoradas em relação à cerâmica reforçada por leucita (IPS Empress).

Drummond et al., 2000, avaliaram a resistência à flexão de restaurações em cerâmicas injetáveis, em ar e água variando o período (inicial ou armazenamento por



3 meses) e utilizando cargas estáticas e cíclicas (início com carga de 4 kg, parar o teste, retomada com carga de 1 kg, parar, retorno do teste com 4 kg, e assim continuamente entre 1 e 4 kg até completar 1000 ciclos). Avaliaram também a resistência à fratura utilizando carga estática em ar e água em 2 períodos (inicial ou armazenamento por 3 meses). A comparação foi realizada entre barras de: uma cerâmica experimental reforçada por dissilicato de lítio (EC), uma cerâmica feldspática de baixa fusão (F), e quatro cerâmicas reforçadas por leucita: OPC-AO (coloração mais escura), OPC-OI (coloração mais clara), E (Empress) e FP (Finesse Pressable). A média de resistência flexural para os grupos iniciais armazenados em ar ou em água (sem envelhecimento ou carga cíclica) variou de 67 a 99 MPa, exceto para o grupo EC, que foi duas vezes mais resistente (entre 191 e 205 MPa). Para a resistência à fratura, a média para os grupos foi entre 1.1 e 1,9 MPa/m, enquanto para o grupo EC foi de 2.7 MPa/m. Os efeitos do teste em água e do armazenamento por três meses resultaram em uma redução moderada na média de resistência flexural, e numa redução acentuada da resistência à fratura. Os autores concluíram que a cerâmica reforçada por dissilicato de lítio possui uma resistência à flexão e à fratura significativamente maior quando comparada com as quatro cerâmicas injetáveis reforçadas por leucita e ao grupo FP. As cerâmicas reforçadas por leucita mostraram-se superiores com relação as cerâmicas feldspáticas quanto a resistência flexural e a fratura. Além disso, a influência do ambiente do teste (ar ou água) e condições de carga (estática ou cíclica) indicam que as cerâmicas podem ser suscetíveis à fadiga cíclica, resultando em uma queda na taxa de sucesso das restaurações *metal-free*.

Pallis et al., em 2004, compararam através de estudo *in vitro* a resistência à fratura e a origem de falha em restaurações de primeiro molar em cerâmica pura. Foram confeccionadas 20 coroas para 3 diferentes tipos de cerâmica: Cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS Empress 2), zircônia (In-Ceram Zircônia), e alumina (Procera AllCeram). As cerâmicas estruturais foram sobrepostas por cerâmicas de cobertura sendo: Vitadur Alpha Porcelain para Zircônia e Alumina e Eris para cerâmica reforçada por dissilicato de lítio. As faces internas das coroas foram tratadas previamente a cimentação (jateamento com óxido de alumínio 50µm por 3 s para alumina e zircônia e condicionamento com HF 9.5% por 2.5 s para dissilicato de lítio). As coroas foram silanizadas (Clearfil Porcelain Bond Activator) e cimentadas (Rely X) com cimento resinoso. Para 15 coroas de cada grupo, a parte central da face oclusal foi testada

quanto a resistência à fratura (N). As fraturas decorrentes do teste mecânico foram analisadas em microscópio óptico e MEV para estudo de prevalência de origem das falhas. Cinco coroas de cada cerâmica testada foram seccionadas e a espessura do cimento, da cerâmica estrutural e da cerâmica de cobertura foram avaliadas. Os resultados e análise estatística entre os grupos (Weibul, intervalo de confiança = 95%) para resistência à fratura foi de 771 a 1115 N para cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, 859 a 1086 para alumina e 998 a 1183 para zircônia, sem diferenças estatísticas entre os grupos. A origem das falhas foi prevalentemente na interface entre cerâmica estrutural e de cobertura para cerâmica de dissilicato de lítio, e entre cerâmica estrutural e cimento resinoso para cerâmicas de alumina e zircônia. A espessura de cimento foi significativamente elevada para a região central e baixa para a região axial das restaurações em dissilicato de lítio, sendo os demais valores para as regiões axial, central e área de cúspide semelhantes entre si para todas as cerâmicas. Quanto a espessura das cerâmicas de base, a restauração em zircônia apresentou espessura menor em comparação às outras cerâmicas para todas as áreas, sendo o único material estrutural a variar significativamente entre as áreas da restauração. Todas as cerâmicas de cobertura testadas apresentaram espessura significativamente inferior na área axial.

Heintze et al. (2008) avaliaram a frequência das falhas de coroas para molares confeccionadas com dois sistemas totalmente cerâmicos (IPS Empress – reforçada por leucita - e uma cerâmica experimental reforçada por dissilicato de lítio), durante exposição a carga dinâmica em simulador de mastigação e a carga estática até a fratura, variando o perfil de aplicação de carga (dinâmica ou estática; 100N, variação de 40-100-40 N ou 40-60-80-100 N), o agente cimentante e o perfil de aplicação da força (sinusoidal ou retangular). Os pilares foram confeccionados em polimetilmetacrilato, com forma de um preparo para coroa total com término em chanfro de 0,5 mm e convergência de 6°. As coroas cerâmicas foram fabricadas pela técnica de injeção e, antes da cimentação, foram condicionadas com HF a 4,5% e silanizadas (Monobond S). A cimentação foi realizada com cimento resinoso (Variolink II) ou com cimento de ionômero de vidro (Vivaglass PF). As coroas, ao final de cada 100.000 ciclos de aplicação de carga, eram submetidas à análise em estereomicroscópio para verificação de traços de fratura. Os valores de resistência a fratura obtidos no teste estático foram maiores e significativos para as coroas de IPS

Empress cimentadas com cimento resinoso, quando comparadas as cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Concluiu-se que a utilização de carga dinâmica é indispensável para a obtenção de resultados válidos para a reprodução do desempenho clínico de cerâmicas puras.

Brackett et al. (2008), avaliaram a hipótese de que a composição e a técnica de confecção influenciam as propriedades biológicas das cerâmicas de dissilicato de lítio. Para isso, foram confeccionados 30 corpos de prova de 5 cerâmicas experimentais diferentes, 2 usinadas (uma sem zinco e outra modificada contendo ZnO) e 3 injetadas (1 sem ZnO e 2 modificadas contendo ZnO), que foram colocadas em contato direto com fibroblastos de ratos por 72 h. A resposta celular foi estimada pelo método MTT. As amostras foram armazenadas em saliva artificial e tiveram sua toxicidade avaliada após 4 semanas. Após os testes todas as cerâmicas apresentaram um significativo nível de supressão da atividade mitocondrial (50-70%), mas essa taxa diminuiu para 25-30% na segunda semana, e nas quarta e sexta semanas a taxa caiu para 10-20%. Não houve diferença entre os métodos de injeção ou usinagem, porém as cerâmicas que continham ZnO em sua composição pareciam oscilar entre aumentos e quedas na taxa de supressão à atividade mitocondrial. Como conclusão obtiveram que as cerâmicas de dissilicato de lítio testadas não são biologicamente inertes, entretanto possuem uma citotoxicidade semelhante, independente da técnica utilizada ou de pequenas mudanças em sua composição.

Martins et al., em 2010, realizaram uma revisão de literatura sobre diversos sistemas cerâmicos e seu comportamento mecânico durante a utilização clínica. Segundo os estudos compilados, o aumento da translucidez, obtido com a diminuição do conteúdo cristalino, como visto nas cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio, promove melhores resultados estéticos, sendo possível uma melhor mimetização dos dentes naturais do paciente. Em contrapartida, o aumento da fase vítrea diminui os valores de resistência, o que torna o uso dessas cerâmicas restrito a áreas de menor força mastigatória. Mesmo com valores de resistência inferiores às restaurações metalo-cerâmicas e à zircônia, as cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio são 4 vezes mais resistentes à fratura que as cerâmicas feldspáticas, e também superiores às cerâmicas reforçadas por leucita no que diz respeito à resistência flexural (120 MPa – leucita; 400 MPa – lítio). Os autores concluem que cada um dos sistemas cerâmicos

disponíveis no mercado possui vantagens e desvantagens, sendo necessário conhecimento dos materiais e respeito às indicações para a obtenção de clínico.

Belli et al. (2014) compararam a resistência a fadiga de diferentes cerâmicas e resinas compostas. Foram confeccionadas 40 barras para cada uma das 5 resinas compostas testadas (Lava Ultimate - indireta usinada, Clearfil Majesty Posterior - direta, GrandioSO - direta, Tetric EvoCeram - direta e CeramX Duo - direta) e para cada uma das 5 cerâmicas testadas (IPS e.max ZirCAD - zircônia, IPS e.max CAD – dissilicato de lítio, IPS e.max Press – dissilicato de lítio, IPS e.max Ceram – reforçada por cristais de fluorapatita, Vitablocs Trilux Forte - cerâmica feldspática usinada). As barras foram armazenadas por 14 dias em água destilada a 37 °C. Os espécimes foram testados quanto a resistência inicial à flexão por 4 pontos e resistência a fadiga flexural residual. A cerâmica a base de zircônia apresentou os maiores resultados (MPa) de resistência inicial à flexão e fadiga flexural residual. Ambas as cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio apresentaram o segundo maior valor nos dois testes, sendo estatisticamente semelhantes entre si e superiores aos demais grupos. As cerâmicas reforçadas por fluorapatita e feldspática também foram semelhantes entre si, com valores inferiores inclusive aos grupos de resina composta. O grupo de resina composta Clearfil Majesty foi levemente superior ao grupo Lava Ultimate. Dentre todos os materiais testados, E.max Press e Clearfil Majesty apresentaram menor perda de resistência à flexão após cargas cíclicas. Os resultados mostram que restaurações em resina composta podem ser utilizadas como alternativa equivalente às *inlays* de cerâmicas reforçadas por fluorapatita e feldspáticas no que se refere a resistência após cargas de flexão cíclicas.

## 2.2 Desempenho clínico

Esquivel-Upshaw et al. (2004) avaliaram clinicamente durante 2 anos o comportamento de 30 próteses de 3 elementos confeccionadas com cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) quanto a 11 critérios clínicos. Para a avaliação, 30 estruturas de prótese parcial fixa foram confeccionadas pelo método de injeção. A força máxima de mordida foi medida em cada paciente previamente ao preparo dos

dentos, e de acordo com os dados obtidos foram definidas as dimensões dos conectores menores. As próteses foram cimentadas com cimento resinoso (Variolink II) ou cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Protec CEM). As próteses foram avaliadas anualmente após a cimentação durante 2 anos, por 2 examinadores diferentes. O ranking de cada critério foi feito com notas de 1 (inadequado) a 4 (excelente). As taxas de fratura foram de aproximadamente 3% ao ano, e houve poucas evidências de que a cimentação com cimento de ionômero de vidro reforçado por resina ou cimento resinoso interferiu nas taxas de fratura. Quatro das 30 próteses realizadas fraturaram durante os 2 anos de avaliação, o que representa uma taxa de 86,7% de sucesso. Uma prótese precisou ser substituída devido a presença de cárie no dente pilar. Dentre as próteses fraturadas, duas tinham seus conectores menores com dimensões inferiores a 3mm e uma foi associada a grande força oclusal do paciente. O estudo concluiu também que a altura do conector deve ser a maior possível dentro das limitações de cada paciente (estética e gengiva). Dentre a cimentação com cimento de ionômero de vidro modificado por resina e cimento resinoso, o segundo é o mais recomendável para a cimentação de próteses totalmente cerâmicas por proporcionar uma melhor adaptação marginal.

Taskonak e Sertgoz (2006), avaliaram o desempenho clínico de coroas unitárias e próteses parciais fixas confeccionadas com a cerâmica IPS Empress 2 (reforçada por dissilicato de lítio) por um período de 2 anos utilizando os critérios USPHS, onde são observados sensibilidade pós operatória, cor, forma anatômica, adaptação marginal, presença de cáries e textura da superfície.. Vinte coroas totalmente em cerâmica e 20 próteses fixas de 3 elementos foram instaladas em 15 pacientes. A superfície interna das restaurações foi condicionada com HF 5% por 60 s e silanizada (Monobond S). As peças foram cimentadas com cimento resinoso (Variolink II). As restaurações foram avaliadas em 3 períodos: 2 dias após a cimentação e após 1 e 2 anos. Para análise estatística foi utilizado o teste de Kaplan-Meier, e como resultados observaram que 50% das próteses parciais fixas e 100% das coroas, estavam satisfatórias após 2 anos. As coroas não apresentaram fraturas ou incidência de cárie, porém houve mudanças anatômicas, desadaptação marginal, alteração na cor e textura de superfície. Como conclusão obtiveram que as coroas de Empress 2 tem performance clínica satisfatória, entretanto, para prótese parciais fixas existe alta tendência de fratura nas regiões de conectores.

Valenti e Valenti (2009) realizaram um estudo retrospectivo avaliando a performance clínica de restaurações indiretas com cerâmica a base de dissilicato de lítio em dentes anteriores e posteriores por um período de 10 anos. Foram cimentadas 261 coroas de cerâmica (IPS Empress 2) em 146 pacientes. As restaurações foram condicionadas com HF 5% (Monobond S) por 60 s e cimentadas com cimento resinoso. Os dados foram analisados pelo teste de Kaplan-Meier. A avaliação clínica adotou os critérios da Califórnia Dental Association (CDA). Seis coroas falharam e foram substituídas (2 por lascamento e 4 por fratura). A taxa de sucesso global foi de 95,5%. Concluíram que as restaurações a base de dissilicato de lítio apresentam baixo índice de falhas após período de 120 meses.

Wolfart et al. (2009) avaliaram próteses fixas de 3 elementos confeccionadas com cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio (IPS e.max Press) durante 8 anos. Trinta e seis próteses parciais fixas foram cimentadas em 28 pacientes, sendo que 16% eram na região anterior e 84% na região posterior da arcada dental. Todos os dentes foram preparados seguindo um mesmo protocolo. As dimensões dos conectores proximais foram de 12 mm<sup>2</sup> (anterior) e 16 mm<sup>2</sup> (posterior). Dezenove próteses (margem do preparo > 0.5 mm subgingival) foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro e 17 com cimento resinoso Variolink II. Os parâmetros de profundidade de sondagem, índice de placa, sangramento à sondagem, e vitalidade do dente foram avaliados após 6 meses e depois anualmente por 8 anos. Durante esse período, 3 pacientes abandonaram a pesquisa, 2 próteses em 2 pacientes tiveram que ser substituídas devido a fraturas, sendo ambas cimentadas com cimento resinoso (6%). Segundo o teste estatístico de Kaplan-Meier 93% das próteses resistiram a avaliação de 8 anos. O lascamento da cerâmica de cobertura ocorreu em 2 próteses (6%), sendo uma cimentada com cada cimento testado. Dois pilares de 2 restaurações diferentes precisaram ser tratados endodonticamente, sendo uma cimentada com cimento convencional e outra com cimento resinoso (3%). Duas próteses precisaram ser cimentadas novamente (ambas cimentadas com cimento de ionômero de vidro). Não houve diferenças significativas entre os parâmetros de saúde periodontal dos dentes envolvidos na pesquisa e os dentes controle. As próteses de dissilicato de lítio apresentaram-se satisfatórias clinicamente durante o período de avaliação tanto com o método de cimentação convencional, como com a cimentação

adesiva. A taxa de sobrevivência das próteses estudadas ao final dos 8 anos foi de 93%.

Etman e Woolford (2010) avaliaram e compararam o desempenho clínico de coroas cerâmicas e metalocerâmicas utilizando os Critérios de Saúde Pública dos Estados Unidos. Para o estudo, 90 dentes posteriores que necessitavam de coroas totais em 48 pacientes foram divididos em 3 grupos (n=30): G1: *coping* de cerâmica (Procera) e cerâmica felsdspática como cerâmica de cobertura (AllCeram); G2: infraestrutura metálica (Simidur S2) coberta por cerâmica feldspática (IPS Classic); G3: coroas totalmente em cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max Press). As coroas tiveram suas superfícies tratadas de acordo com as recomendações do fabricante e foram cimentadas com cimento resinoso (Panavia F). As restaurações foram avaliadas por 3 anos. Durante esse período foi necessária a substituição de 2 das 90 coroas, sendo uma de Procera All Ceram e uma de IPS e.max Press. A longevidade estimada desses dois sistemas foi de 96.6 %. Já para as coroas metalocerâmicas, a longevidade foi de 100%, com um caso de fratura de cerâmica de cobertura. Concluíram que as coroas IPS e.max Press tem desempenho clínico semelhante às coroas Procera AllCeram e coras metalocerâmicas, porém a resistência ao desgaste desse tipo de coroa demonstrou superioridade quando comparada à Procera AllCeram.

Solá-Ruiz et al. (2013) avaliaram o comportamento clínico e a taxa de sucesso de 21 próteses parciais fixas de 3 elementos confeccionadas em cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS Empress 2) durante 10 anos. As 21 próteses cerâmicas foram cimentadas (Variolink) em 19 pacientes para a substituição de dentes perdidos na área estética, seguido de um protocolo de análise que envolvia aspectos clínicos, radiológicos e estéticos. Cada paciente foi analisado após a cimentação nos períodos de 7 dias, 6 meses e anualmente até completar 10 anos. A análise estatística foi realizada pelo teste de Kaplan-Meier. Dezenove pacientes (14,3%) apresentaram sensibilidade pós-operatória reversível, e houve recessão gengival em 24% dos casos. O tratamento não aumentou as taxas de sangramento ou índice de placa dentária e não houve casos de cárie secundária. A taxa de sucesso das restaurações no período de 10 anos foi de 71,4%; 6 próteses fraturaram e 1 precisou ser cimentada novamente. A taxa de falhas foi de 28,6% após 10 anos. Os autores concluíram que a cerâmica a base de dissilicato de lítio apresenta um maior risco de fraturas quando

comparada com tratamentos convencionais como metalo-cerâmicas. O prognóstico é melhor para casos de classe I e pacientes sem hábitos parafuncionais.

Fabbri et al., em 2014, avaliaram a performance clínica de 860 restaurações em cerâmica vítrea de dissilicato de lítio variando entre coroas totais, *veneers* e *onlays* em dentes naturais ou *abutments* de implantes. O período de avaliação variou entre 12 e 72 meses, tendo uma média de 3 anos de observação para a maioria dos casos. O critério utilizado foi o da *California Dental Association* modificado. Durante o período de avaliação 26 falhas ocorreram, sendo 17 lascamentos na cerâmica, 5 fraturas e 4 perdas de retenção. A taxa de sucesso das restaurações foi entre 95,46 (coroas anteriores) e 100% (*veneers* posteriores). Os autores consideraram a escolha desse material válida em várias situações clínicas, pois oferece vantagens biológicas, técnicas e na estética obtida.

Valenti e Valenti, em 2015, apresentaram os resultados de uma avaliação clínica de 9 anos sobre a performance clínica de coroas de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (E.max) cujos términos dos preparos dentais foram feitos de forma vertical (*feather-edge* ou *knife-edge*), ou seja, sem término horizontal como ombros ou chanfros. Cento e dez coroas cerâmicas foram cimentadas após condicionamento com HF e silanização. As avaliações clínicas foram realizadas utilizando os parâmetros da *California Dental Association* modificado. Dentre as 110 coroas cimentadas, 2 falharam por fratura em sua parte central e precisaram ser substituídas. Houve lascamento da cerâmica em 1 coroa, sendo possível resolver com polimento superficial. A taxa de sucesso das coroas foi de 96.1%. Os autores concluíram que as coroas em cerâmica vítrea de dissilicato de lítio com término vertical possuem uma baixa taxa de insucesso após 9 anos de função em boca.

Toman e Toksavul (2015) realizaram um estudo clínico prospectivo durante um período de 6 anos com o objetivo de avaliar a taxa de sucesso, estimar a taxa de sobrevivência em ambiente bucal e a qualidade clínica de coroas totais confeccionadas com cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (Empress 2). Foram confeccionadas e cimentadas 125 restaurações em 135 pacientes, sendo que 1 paciente que recebeu 4 coroas cerâmicas precisou ser excluído do estudo. Assim, foram avaliadas 121 restaurações. Dentre essas, 95 tinham como antagonistas dentes naturais e 26 eram antagônicas a outras cerâmicas. Os retornos foram feitos após 6 meses da cimentação e então anualmente até completar 6 anos de avaliações. As



avaliações foram feitas utilizando os critérios da *California Dental Association*, Durante o período do estudo 10 coroas (8 anteriores e 2 posteriores) fraturaram (falha) e foram refeitas. Coroas em dentes não vitais em que não foi feito núcleo e coroa mostraram uma taxa de sucesso mais baixa que as confeccionadas em dentes vitais. As coroas de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio mostraram um desempenho clínico satisfatório tanto para dentes anteriores como posteriores, com uma taxa de sucesso estimada de 87,1% após 104,6 meses (teste de Kaplan-Meier).

### **2.3 Tratamentos de superfície e resistência de união**

Barghi et al. (2000) estudaram a influência do tratamento térmico de porcelana feldspática (Vita VMK 68) silanizada e do tempo entre a silanização e a cimentação na resistência de união entre cerâmica e resina composta. Foram utilizados 180 espécimes de cerâmica, aleatoriamente divididos em seis grupos e 18 subgrupos. Foram testados um silano experimental (A174 silano) e três comerciais sendo dois de frasco único (Silanit e Scotchbond ceramic primer) e um de dois frascos (Mirage) enquanto no grupo controle não foi empregado silano. Em um grupo com silano experimental e um grupo do silano Mirage foi utilizada a secagem com ar quente a 60 °C por 60 min. Três intervalos de pós silanização foram programados (3 min, 24 h e 1 semana). Após incubação uma resina composta de presa dual (Mirage FLC) foi colocada na superfície silanizada e fotopolimerizada com o auxílio de um molde que padronizasse o formato final. Todos os espécimes foram armazenados a 37 °C em solução salina a 2%, por uma semana e submetidos ao teste de cisalhamento com velocidade de 5 mm/min. Os dados foram submetidos aos testes de ANOVA e Scheffe com intervalo de confiança de 95%. Os resultados médios de resistência de união variaram de 2,8 a 23,3 MPa. Todos os grupos mostraram aumento significativo na resistência de união quando comparados ao controle nos intervalos de pós silanização de 3 min, 24 h e 1 semana. Nos grupos submetidos a secagem com ar quente houve um aumento na resistência de união. Concluiu-se que a resistência de união da resina composta à cerâmica aumentou após a secagem do silano com ar quente e durante

os intervalos de pós silanização; a resistência de união variou entre os diferentes sistemas de silano testados.

Spohr et al. (2003) avaliaram os efeitos do tratamento de superfície de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (Empress 2) com jateamento de óxido de alumínio (100 e 50  $\mu\text{m}$ ), combinado ou não à aplicação de silano, na resistência de união ao cimento resinoso (RelyX). Cento e vinte discos de cerâmica foram confeccionados, incluídos em resina acrílica e divididos aleatoriamente em 6 grupos: 1- jateamento com óxido de alumínio (100  $\mu\text{m}$  – 5 s 2 bars) sem aplicação de silano; 2- jateamento com óxido de alumínio (100  $\mu\text{m}$  5 s 2 bars) com aplicação de silano; 3- jateamento com óxido de alumínio (50  $\mu\text{m}$  5 s 2 bars) sem aplicação de silano; 4- jateamento com óxido de alumínio (50  $\mu\text{m}$  5 s 2 bars) com aplicação de silano; 5- condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% por 20 s sem aplicação de silano; 6- condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% por 20 s com aplicação de silano. Os discos foram cimentados aos pares com cimento resinoso, armazenados em água destilada por 24 h, termociclados (500 ciclos) e submetidos ao ensaio de tração. Os resultados do estudo mostraram que a aplicação de silano tornou a resistência de união maior para todos os tratamentos testados. O condicionamento com HF 10% apresentou os maiores resultados (com silano = 25,6 MPa; sem silano 16,4 MPa), seguido do jateamento com partículas de 50 $\mu\text{m}$  (com silano = 11,8 MPa; sem silano = 5,4 MPa), e por fim, com os valores mais baixos, o tratamento com partículas de óxido de alumínio de 100  $\mu\text{m}$  (com silano = 8,3 MPa; sem silano = 3,8MPa).

Borges et al., em 2003, avaliaram a topografia superficial de 6 marcas comerciais de cerâmica (IPS Empress, IPS Empress 2, Cergogold, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia e Procera) após condicionamento com HF ou jateamento com partículas de óxido de alumínio. Cinco *copings* de cada tipo de cerâmica avaliada foram confeccionados segundo as recomendações do fabricante. Cada *coping* foi seccionado em 4 partes iguais com um disco diamantado. As partes seccionadas foram divididas em 3 grupos segundo o tratamento de superfície ao qual seriam submetidas: 1- controle (nenhum tratamento de superfície); 2- jateamento com partículas de alumínio 50  $\mu\text{m}$  (5 s, 4-bar); 3- condicionamento com HF 10% (20 s para IPS Empress 2; 60 s para IPS Empress e Cergogold e 2 min para In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia e Procera). Os resultados mostraram que o jateamento alterou a morfologia de superfície das cerâmicas IPS Empress, IPS Empress 2 e Cergogold. As

superfícies dessas cerâmicas apresentaram irregularidades rasas, porém não visíveis no grupo controle. Para a cerâmica Procera o jateamento produziu uma superfície lisa. Para as cerâmicas In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia o jateamento não alterou a superfície. Quanto a aplicação do HF, para a cerâmica IPS Empress 2, o ácido a 10% produziu cristais alongados e espalhados com irregularidades superficiais. Para as cerâmicas Empress e CergoGold, o HF produziu uma estrutura semelhante a favo de mel, já nas cerâmicas In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, e Procera não ocorreram alterações na superfície após o condicionamento ácido. Os autores concluíram que o jateamento com óxido de alumínio e o condicionamento ácido aumentaram as irregularidades de forma significativa apenas na superfície das cerâmicas Empress, Empress 2 e Cergogold.

Nagai et al. (2005) examinaram os efeitos de tratamentos químicos e mecânicos na resistência de união entre cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (Empress 2) e 2 diferentes cimentos resinosos após envelhecimento simulado. Foram confeccionados 240 pares de espécimes em formato de disco em 2 tamanhos diferentes - 7 e 5 mm de diâmetro - e cada par de discos foi dividido inicialmente em 3 grupos (n=80): 1- ácido fosfórico; 2- ácido fluorídrico; 3- abrasão com partículas de alumina. Os grupos foram então divididos em 4 sub-grupos: 1- cimentação com cimento resinoso Variolink II; 2- Aplicação de silano (Monobond Plus S) e cimentação com Variolink II; 3- Cimentação com cimento resinoso Super-Bond; 4- Silanização (Porcelain Liner M) e cimentação com cimento resinoso Super-Bond. Os cimentos resinosos foram aplicados sobre os espécimes com a ajuda de um molde próprio para possibilitar o teste de cisalhamento. O teste foi realizado em metade dos espécimes 24 h após a cimentação, e na outra metade após termociclagem (100 000 ciclos). Os resultados obtidos variaram entre 10,6 e 71,5 MPa, antes da termociclagem e 0 a 61.2 após a simulação de envelhecimento. Dentre os 3 tratamentos de superfície, o HF foi o mais efetivo para os dois cimentos testados. A aplicação de silano aumentou a resistência de união com o cimento para todos os tratamentos de superfície. Os autores concluíram que para ambos os cimentos resinosos testados, o método mais resistente e durável para restaurações em cerâmica de dissilicato de lítio é a aplicação de HF e silano.

Kumbuloglu et al. (2005) avaliaram a resistência ao cisalhamento de 5 marcas comerciais de cimentos resinosos à cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS

Empress 2). Para isso os cimentos resinosos Panavia F – presa dual (Kurakay), Panavia 21 – auto-polimerizável (Kurakay), Variolink II – presa dual (IvoclarVivadent), RelyX Unicem – presa dual (3M ESPE) e RelyX ARC – presa dual (3M ESPE), foram unidos à 100 discos (10 x 2mm) de cerâmica e incluídos em resina acrílica. Metade das amostras unidas foram submetidas à termociclagem (6000 ciclos) e metade armazenada em água destilada a 37 °C, por 24h. As amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento e tiveram posteriormente sua superfície observada em microscópio eletrônico de varredura. Os maiores valores de resistência adesiva dentre os grupos não termociclados foram encontradas nos grupos cimentados com ReLyX ARC, enquanto dentre os submetidos ao envelhecimento simulado, os maiores valores foram obtidos pelo cimento resinoso Variolink II. Os valores mais baixos tanto entre os termociclados quanto os não termociclados, foram encontrados nos grupos referentes ao cimento Panavia 21. A resistência de união demonstrou-se significativamente afetada pela simulação de envelhecimento. Os pesquisadores concluíram que há diferenças significativas entre a resistência adesiva dos diferentes cimentos resinosos à cerâmica de dissilicato de lítio, e que não apenas a utilização do HF pode influenciar a resistência de união à cerâmicas ácido-sensíveis, mas também a escolha do cimento resinoso.

Gokçe et al., em 2007, avaliaram se o condicionamento da superfície cerâmica com laser Er:YAG poderia ser uma alternativa ao condicionamento com HF. Para isso, 110 cilindros de cerâmica vítrea enriquecida por dissilicato de lítio (Empress 2) foram divididos em 5 grupos. O grupo 1 não recebeu nenhum tratamento, o grupo 2 foi condicionado com HF 9,5% por 30 s, já os grupos 3, 4 e 5 foram tratados com laser Er:YAG variando a potência entre 300, 600 e 900 mJ, frequência de 20 Hz, refrigeração constante de ar/água e distância de 1mm por 20 s. Após os tratamentos, 2 espécimes de cada grupo foram separados para análise em MEV. Todos os espécimes foram silanizados (Monobond S) por 60 s e secos com jato de ar. Dez espécimes de cada grupo foram cimentados aos 10 remanescentes utilizando cimento resinoso (Variolink II) e fotopolimerizados. Após armazenamento por 24 h em água deionizada a 37 °C os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento em máquina de ensaios universais a uma velocidade de 0,5 mm/s. Os dados do teste de cisalhamento foram submetidos à análise de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney-U. Os resultados mostraram que o grupo irradiado com laser Er:YAG a 300 mJ de potência

obteve os maiores resultados de resistência de união, sendo superiores ao grupo condicionado com HF, porém estatisticamente semelhantes ao mesmo e superior aos demais. As falhas observadas foram prevalentemente adesivas nos grupos Controle, 600 e 900 mJ, e mistas nos grupos HF e Er:YAG 300mJ. Os autores concluíram que o condicionamento com HF 9,5% e a irradiação com laser Er:YAG com 300 mJ de potência aumentam a resistência ao cisalhamento, e que conforme se aumenta a potência de irradiação do laser Er:YAG aplicado, diminuem os valores de resistência de união.

Zortuk et al. (2010) avaliaram a influência de diferentes desafios (dessensibilizante, desinfetante, saliva, sangue e peróxido de hidrogênio) na resistência à tração das interfaces entre dentina, cimento resinoso e cerâmica (dissilicato de lítio). Sessenta amostras de cerâmica (IPS E.max Press) foram confeccionadas e cimentadas a 60 blocos de dentina fresca obtidas a partir de terceiros molares recém extraídos. Ambos foram aleatoriamente divididos em 6 grupos (n=10): 1- controle (nenhuma alteração); 2- dessensibilizante a base de fluoreto de sódio - Clinpro White Varnish desensitizer; 3- desinfetante a base de clorexidina (Farhex, 2% 1 ml); 4- saliva; 5- sangue humano (doador único); 6- peróxido de hidrogênio. Após as contaminações os espécimes foram lavados com água por 10 s e então cimentados à dentina com cimento resinoso de presa dual (Clearfil Esthetic Cement) seguido de armazenamento por 24 h a 37 °C em água destilada. Os espécimes foram termociclados por 6000 ciclos entre 5 °C ± 55 °C e submetidos a teste de tração. Os resultados obtidos revelaram que houve diferença significativa entre o grupo controle e os grupos saliva, sangue e peróxido de hidrogênio, sugerindo que apenas esses contaminantes dentre os testados influenciam a resistência de união entre dentina e cerâmica de dissilicato de lítio.

Fabianelli et al. (2010) tiveram o objetivo de determinar se os tratamentos de aquecimento do silano poderiam melhorar a resistência de união à microtração entre cimento resinoso e cerâmica de forma a substituir o condicionamento com HF. Para isso, 24 espécimes de cerâmica foram aleatoriamente divididos em quatro grupos (n=6) conforme o tratamento a que seriam submetidos: G1: condicionamento com ácido hidrofúorídrico 9,5% por 1 min, aplicação do silano (Monobond S) e secagem com ar por 30 s; G2: aplicação do silano por 1 min e secagem por 30 s; G3: tratamento semelhante ao do grupo G1, porém o silano foi seco com jato de ar quente (100 °C)

por 1 min com 1 cm de distância; G4: o silano foi aplicado por 1 min e seco com jato de ar quente (100 °C) por 1 min com 1 cm de distância. Os espécimes foram cimentados a blocos de resina composta (Tetric EvoCeram) com cimento resinoso (D/E Resin), cortados em palitos e submetidos ao teste de microtração. Os dados obtidos foram submetidos aos testes de Kruskal-Wallis e Dunn e os resultados encontrados revelaram que a secagem do silano com ar quente aumentou significativamente a resistência de união da cerâmica, revelando melhores resultados quando realizada isoladamente em comparação à utilização em conjunto com o HF. As falhas foram predominantemente coesivas na resina para os grupos G1, G3 e G4, e adesivas para o grupo G2.

Akyil et al. (2011) avaliaram a resistência a microtração entre cimento resinoso a cerâmica feldspática (Ceramco) após tratamento de superfície com HF 9,5% por 2 min., jateamento com óxido de alumínio 50 µm por 10 s, irradiação com laser Er:YAG 400 mJ e 10 Hz com refrigeração ar/água constante, irradiação com laser Nd:YAG 200 mJ e 10 Hz com refrigeração ar/água constante, e aplicação de HF após irradiação com lasers ou jateamento. Para a realização dos testes, 40 blocos de cerâmica feldspática foram confeccionados e divididos aleatoriamente em 8 grupos (n=5) de acordo com o tratamento de superfície ao qual seriam submetidos: 1- nenhum tratamento; 2- condicionamento com HF; 3- jateamento com partículas de óxido de alumínio; 4- irradiação com laser Er:YAG; 5- irradiação com laser Nd:YAG; 6- jateamento com óxido de alumínio e condicionamento com HF; 7- irradiação com laser Er:YAG e condicionamento com HF; 8- irradiação com laser Nd:YAG e condicionamento com HF. Após os tratamentos, as superfícies foram silanizadas (Clearfil Ceramic Primer) e cimentadas (Panavia F). Após a cimentação os blocos foram cortados em palitos, armazenados por 24 h a 37 °C e termociclados (1000 ciclos). A resistência a microtração de cada palito foi medida em máquina de ensaios universais. Como conclusão os autores obtiveram que o tratamento de superfície com HF foi o mais efetivo método para as cerâmicas feldspáticas, seguido pelo jateamento com partículas de óxido de alumínio. Entretanto, a irradiação com lasers Er:YAG e Nd:YAG não demonstraram ser tratamentos adequados para aumentar a resistência de união do cimento resinoso quando utilizadas isoladamente, apresentando melhores resultados quando combinadas com o condicionamento com HF.

Akin et al. (2011) avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união entre zircônia e dentina. Cento e vinte terceiros molares humanos foram embutidos em RAAQ e armazenados em água destilada a 37 °C. Cento e vinte discos de zircônia foram fabricados e aleatoriamente divididos em seis grupos (n=20): G1- controle, sem tratamento de superfície; G2- jateamento com oxido de alumínio; G3- irradiação com laser de Er:YAG; G4- irradiação com laser de Nd:YAG (contato); G5- irradiação com laser de Nd:YAG (sem contato); G6 irradiação com laser de CO<sup>2</sup>. Os discos foram cimentados à dentina com cimento resinoso dual (Variolink) e auxílio de um molde para que todos os blocos de cimento resinoso tivessem a mesma conformação e possibilitassem o teste de cisalhamento. Os espécimes foram então armazenados em água destilada a 37 °C por 24 h e submetidos ao teste de cisalhamento com velocidade de 1 mm/min. As fraturas foram examinadas em estereomicroscópio. Como resultados não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos 1 e 2 ou entre os grupos 3, 4 e 5. A menor resistência ao cisalhamento foi encontrada no grupo 6 e a mais alta no grupo 4, seguida pelo grupo 3. A falha adesiva foi predominante nos grupos 2, 3, 5 e 6. Nos grupos 1 e 4 houve maior número de falhas mistas. O estudo mostrou que tratamento com lasers Nd:YAG e Er:YAG aumentaram a resistência de união da zircônia quando comparados ao jateamento e tratamento com laser de CO<sup>2</sup>.

Carvalho et al. (2011) estudaram a influência do aquecimento do silano (Clearfil Ceramic Primer) na resistência à microtração entre cimento resinoso e cerâmica feldspática (Vita VM7). Trinta e dois blocos de resina composta e 32 blocos de cerâmica foram divididos em quatro grupos (n=8), sendo 6 para o teste de resistência de união e 2 amostras para avaliação em MEV. Os grupos foram submetidos aos seguintes tratamentos: G1- HF 9,6% (Porcelain Conditioner), silano e Panavia F2.0; G2- HF 9,6%, silano com secagem com ar quente (100 °C por 2 min) e Panavia F2.0; G3- silano com secagem com ar quente (100 °C por 2 min) e Panavia F2.0; G4-silano e Panavia F2.0. Os dados foram submetidos aos testes estatísticos ANOVA 2-fatores e Tukey. Os resultados mostraram que a secagem do silano com ar quente não aumenta a resistência de união do cimento Panavia F2.0; G1 e G2 mostraram aumento significativo na resistência de união quando comparados aos G3 e G4; a análise em MEV mostrou exclusivamente falhas mistas para todos os grupos.

Amaral et al. (2011), avaliaram a durabilidade da resistência adesiva entre cimento resinoso e cerâmica feldspática (Vita VM7), o pH e o ângulo de contato da superfície cerâmica, submetida a diferentes tratamentos de superfície. Para a mensuração do pH, 96 discos de cerâmica foram confeccionados e divididos em 12 grupos (n=8): CS1- sem condicionamento; CS2- HF 9% 1 min; CS3- CS2+ lava/seca; CS4- CS3+silano (S); CS5- HF 4% 1 min; CS6- CS5+lava/seca; CS7- CS6+silano; CS8- HF 5% 1 min; CS9- CS8+lava/seca; CS10- CS9+silano 5min; CS11- CS9+neutralização+lava/seca+ultra-som; CS12- CS11+silano. Após os tratamentos o pH de cada grupo foi medido com peagmetro digital (Ingold). Para a análise do ângulo de contato 40 novos discos cerâmicos foram confeccionados e divididos em 5 grupos (n=8): CS1- sem condicionamento; CS2- HF 9%; CS3- HF 4%; CS4- HF 5%; CS5- HF 5%+neutralização+lava/seca+ultra-som. As medidas foram realizadas em um Goniometro. Para a resistência de união, foram confeccionados 40 novos blocos, que foram submetidos aos seguintes tratamentos (n=10): CS1bond- HF 9% 1 min + lava/seca; CS2bond - HF 4% 1 min + lava/seca; CS3bond- HF 5% + lava/seca; CS4- CS3 + neutralização + lava/seca+ultra-som. Os espécimes foram armazenados em água destilada (37°C) por 24h e seccionados nos sentidos x e y. Após os tratamentos, os espécimes foram divididos em 2 condições (Seco- ensaio de microtração imediato; TC – armazenagem por 150 dias + termociclagem 5000 ciclos) e submetidos ao teste de microtração. Os dados do teste de microtração foram submetidos às análises de ANOVA 2-fatores e Tukey. Na análise do pH, CS6 obteve o maior resultado e CS5, CS8 e CS2, obtiveram os menores valores estatisticamente. Para o ângulo de contato, CS1 obteve médias maiores comparados aos outros grupos. Para resistência de união,  $CS2=CS1 > CS3=CS4$ , independente do fator armazenagem. Somente o CS4 sofreu redução na resistência adesiva após TC. Considerando os resultados os autores concluíram que o passo de neutralização do ácido é dispensável uma vez que a lavagem/secagem do mesmo promoveu resultados similares de pH. Os mais altos valores de resistência de união foram encontrados nos grupos condicionado com HF 9%, 5% e 4%, e valores significativamente mais baixos foram encontrados nos grupos submetidos a neutralização e limpeza ultrassônica após o condicionamento.

Kara et al., em 2012, examinaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície na rugosidade de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (Empress 2). Para isso, 40 discos de cerâmica divididos em quatro grupos (n=10): G1- abrasão com



óxido de alumínio 50  $\mu\text{m}$  (Korox), G2- condicionamento com ácido hidrófluorídrico a 5 % (IPS Ceramic Etching Gel), G3- irradiação com laser Nd:YAG (DEKA M.E.L.A. – 1 mm de distância, 100 mJ, 20 Hz, 2 W), G4 – irradiação com laser Er:YAG (Twin-Light – 1 mm de distância, 500 mJ, 20 Hz, 10 W). Após os tratamentos a rugosidade de superfície foi avaliada com o uso de perfilômetro (SurfTest-402), sendo atribuído 9 valores para cada espécime. Os dados da análise perfilométrica foram analisados pelos testes de ANOVA 1-fator e teste de Tukey. Um espécime de cada grupo foi analisado em microscópio de força atômica (Veeco Dicaliber) e as imagens revelaram superfícies moderadamente irregulares, com picos e vales. A conclusão obtida foi que o jateamento com óxido de alumínio aumentou a rugosidade de superfície da cerâmica mais efetivamente que o condicionamento ácido e irradiação com lasers. Não houve diferença significativa entre o condicionamento ácido e a irradiação com ambos os lasers.

Marinho (2012) avaliou a resistência à fratura de coroas cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) submetidas a neutralização do precipitado do HF, utilizado como tratamento de superfície e ao envelhecimento simulado. Para isso 40 molares humanos receberam preparo convencional para coroa total após terem sido incluídos em poliuretano para simulação do ligamento periodontal. Foi realizado o escaneamento digital dos preparos e blocos de cerâmica foram usinados pelo sistema CAD/CAM para obtenção de coroas. Os tratamentos de superfície foram realizados conforme descrito a seguir: G1 e G3 – HF + silano; G2 e G4 – HF + neutralização do precipitado do ácido hidrófluorídrico+ banho ultrassônico+ silano. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso dual (Variolink II) e os espécimes dos grupos 3 e 4 foram submetidos a ciclagem termomecânica a  $5\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 55\text{ }^{\circ}\text{C}$  por 60 s, durante o tempo em que ocorriam 1.200.000 ciclos mecânicos. As amostras dos grupos G2 e G4 foram armazenadas durante o período de envelhecimento dos outros 2 grupos. Após o período de envelhecimento/armazenamento as amostras foram submetidas a ensaio de compressão, no centro da face oclusal das coroas até a fratura. Em MEV foi feita a análise do tipo de fraturas e os dados de resistência a compressão foram submetidos ao teste estatístico ANOVA 2-fatores. Os resultados mostram que não houve diferença estatística entre os grupos. A maioria das falhas foi associada a fratura do remanescente dentário, com origem na superfície de cimentação. Concluiu-se que a resistência à fratura de coroas cerâmicas não é

influenciada pela associação entre neutralização e banho ultrasônico e que a ciclagem termomecânica não levou a fragilização da cerâmica provavelmente devido ao protocolo de envelhecimento utilizado.

Sari et al., em 2014, avaliaram a transmissão do laser Er:YAG através de 5 diferentes cerâmicas dentais contemporâneas. Dois espécimes de cada grupo com 0,5 e 1 mm de espessuras foram preparados para a avaliação da transmissão em cada tipo de cerâmica. Os grupos foram divididos conforme descrito a seguir: FC – cerâmica vítrea feldspática CAD-CAM (Cerec); LRC – cerâmica vítrea reforçada por leucita CAD-CAM (IPS Empress CAD); LDC – cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio CAD-CAM (IPS e.max CAD); ZCC – zircônia parcialmente sinterizada CAD-CAM para cobertura (InCoris ZI); MZC – zircônia sinterizada altamente translúcida para restaurações sem revestimento de cerâmica (InCoris TZI). Após a confecção e corte dos espécimes, a análise da transmissão do laser Er:YAG (500 mJ, 2 Hz, 1 W) foi realizada usando um medidor de energia – *power meter* (Nova II). A taxa de transmissão foi mensurada 10 vezes para cada grupo e os resultados foram analisados pelos testes de ANOVA 2-fatores e Tukey (HSD). A maior taxa de transmissão foi determinada para a cerâmica de dissilicato de lítio com 0,5 mm de espessura (88%), e a menor para cerâmica feldspática com 1 mm de espessura (44%). Os autores concluíram que o tipo de cerâmica e a espessura devem ser levados em consideração para ajustar os parâmetros de irradiação do laser.

Feitosa, em 2014, avaliou e comparou o efeito de diferentes tratamentos na superfície de cerâmica vítrea a base de dissilicato de lítio (IPS E.max Press), com o objetivo de delinear quais métodos proporcionam maior resistência de união. Para isso, 330 bases tronco-cônicas de cerâmica foram confeccionadas e aleatoriamente divididas em 11 grupos: C - grupo controle; J - Jateamento com óxido de alumínio (50 µm por 10 s); JAr - Jateamento com óxido de alumínio (30 µm por 10 s) e secagem do silano com ar quente; GEr - Revestimento da superfície com grafite e tratamento com laser Er:YAG (200 mJ de intensidade de energia e 10 Hz de frequência); GErAr – Revestimento da superfície com grafite, tratamento com laser Er:YAG e secagem do silano com ar quente; Er - Tratamento com laser Er:YAG; ErAr - Tratamento com laser Er:YAG e secagem do silano com ar quente; GNd – revestimento da superfície com grafite e tratamento com laser Nd:YAG (120 mJ de intensidade de energia e 15 Hz de frequência); GNdAr – Revestimento da superfície com grafite, tratamento com

laser Nd:YAG e secagem do silano com ar quente; Nd – Tratamento com laser Nd:YAG; NdAr – Tratamento com laser Nd:YAG e secagem do silano com ar quente. O cimento resinoso que uniu os espécimes foi fotoativado por 40 s utilizando o aparelho LED (Radii cal-SDI). Então, foi realizada a ciclagem termomecânica com carga de 60 N, 1.000 ciclos térmicos e 24000 mecânicos e o ensaio mecânico de tração na máquina de ensaios universal EMIC. Os dados obtidos foram submetidos aos testes de Dunnet ( $\alpha= 5\%$ ) e ANOVA 3 fatores. O grupo Er apresentou médias de resistência a tração maiores que o grupo controle e os demais grupos, enquanto o grupo NdG apresentou resultados de resistência de união inferiores ao grupo controle e aos outros tratamentos de superfície testados. Os demais grupos não diferiram estatisticamente do grupo controle. Foi concluído que o tratamento de cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio com irradiação pelo laser Er:YAG apresenta boa resistência a macrotração; que os tratamentos de cobertura da superfície com grafite, jateamento com óxido de alumínio, irradiação com laser Nd:YAG sem cobertura de grafite e secagem do silano com ar quente não melhoram a resistência adesiva em relação a aplicação apenas do condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% e silano; e que a cobertura da superfície com grafite seguida da irradiação pelo laser Nd:YAG nos parâmetros utilizados diminui a resistência adesiva em relação aos outros tratamentos e ao grupo controle.

Mahmood et al., em 2016 avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência à microtração entre 2 cimentos resinosos contendo MDP e zircônia. Para isso, blocos de zircônia (ICE Zircon) foram confeccionados de acordo com as recomendações do fabricante. A partir da moldagem dos blocos cerâmicos, foi realizada a confecção de blocos equivalentes em resina composta (Heliomolar) que foram fotopolimerizados e polidos. Os blocos cerâmicos foram divididos em 5 grupos de acordo com o tratamento de superfície: C – nenhum tratamento de superfície; SB- jateamento com partículas de óxido de alumínio 50  $\mu\text{m}$ ; SC cobertura de sílica 30  $\mu\text{m}$  Cojet<sup>®</sup>, seguido da aplicação de silano (Monobond S) por 60 s e uma fina camada de resina sem carga (Heliobond); LS – irradiação com laser Nd:YAG (Fotona) com fibra de 320  $\mu\text{m}$  há 1 mm de distância da superfície por 2 min. (2 W, 20 Hz, 100 mJ). Os grupos foram então subdivididos de acordo com o cimento resinoso utilizado: 1- auto-condicionante (Panavia F2.0); 2- auto-adesivo (Clearfil SA). Um primer para zircônia (Monobond Plus) foi aplicado nos grupos 2 e 4 quando cimentados com cimento auto-

condicionante. Os espécimes foram cimentados e fotopolimerizados por 40 s. Após armazenagem em água destilada a 37 °C por 72 h, os blocos cimentados foram cortados (Isomet) para obtenção de palitos. Após os cortes as amostras foram submetidas a envelhecimento simulado (3000 ciclos térmicos entre 5 °C e 55 °C) e então levadas a teste de microtração em máquina de ensaios universais (Santam) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os dados obtidos foram analisados pelos testes de Kolmogorov-Smirnov, ANOVA 1-fator e Tukey *post-hoc*. Todos os espécimes irradiados com laser Nd:YAG independentemente do cimento utilizado, bem como os grupos controle e SB cimentado com cimento auto-adesivo falharam prematuramente durante o corte dos palitos e foram excluídos da análise estatística. Os autores concluíram que o cimento auto-adesivo utilizado não aumenta a resistência à microtração quando a superfície de zircônia é tratada com jateamento de óxido de alumínio e que o uso do laser Nd:YAG não melhora a resistência de união entre os cimentos resinosos estudados e a zircônia.

Baratto et al., 2015, avaliaram o efeito de diferentes protocolos de silanização na resistência ao microcisalhamento entre cimentos resinosos de presa dual ou apenas fotopolimerizáveis e cerâmica vítrea de dissilicato de lítio. Para isso, 32 espécimes cerâmicos (IPS e.max Press) foram confeccionados, lixados, polidos e divididos em 2 grupos (n=16): G1- silano (Silane), aplicação de sistema adesivo (Adper ScotchBond) e cimento resinoso de presa dual (RelyX ARC); G2- silano (Silane), aplicação de sistema adesivo (LuxeBond Total Etch) e cimento resinoso fotopolimerizável (Vitique Base). Todas as superfícies cerâmicas foram condicionadas com HF 10% (Dentsply) por 20 s. Os espécimes foram então divididos em 4 subgrupos (n=4): CTL- aplicação de silano por 20 s, secagem com ar por 60 s a uma distância de 10 cm. Aplicação do sistema adesivo (G1 e G2) e fotopolimerização por 20 s; HA – aplicação do silano por 20 s, secagem com ar quente por 30 s (50 ± 5 °C) a 10 cm de distância, aplicação do sistema adesivo (G1 e G2) e fotopolimerização por 20 s; NWA – aplicação de silano por 20 s, lavagem do silano com água a temperatura ambiente, secagem com ar por 30 s a 10 cm de distância, aplicação do sistema adesivo (G1 e G2) e fotopolimerização por 20 s; HWA – aplicação do silano por 20 s, lavagem com água quente por 30 s (80 °C), secagem com ar quente por 30 s (50 ± 5 °C), aplicação de sistema adesivo (G1 e G2) e fotopolimerização por 20 s. A cimentação com ambos os cimentos foi realizada com a ajuda de molde de silicone e fotopolimerizada por 40

s. Os espécimes foram armazenados em água destilada por 48 h a 37 °C. O teste de microcisalhamento foi realizado em máquina de ensaios universais (EMIC) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os dados obtidos foram submetidos ao teste de ANOVA 2-fatores e Tukey. Como conclusão, o protocolo de silanização afetou a resistência de união entre cimento e cerâmica dependendo particularmente da combinação dos materiais. Secar o silano com água quente e/ou ar quente só promoveu aumento na resistência de união para o cimento resinoso de presa dual.

Yavuz et al., 2015, avaliaram os efeitos de vários tratamentos na estrutura de cerâmicas e na sua adesão ao cimento resinoso. Cento e noventa e dois espécimes cerâmicos foram confeccionados com cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (E.max) e zircônia (InCeram) no formato de discos de 10 mm de superfície e 2 mm de espessura. Cento e sessenta e oito desses espécimes foram divididos em 7 grupos, sendo metade para cada cerâmica (n=12). A partir dessa divisão os espécimes foram tratados conforme descrito a seguir: Controle (nenhum tratamento); SB (jateamento com óxido de alumínio 50 µm); CJ (abrasão com partículas de sílica 30 µm (Cojet)); HF (condicionamento com HF 5% por 60 s); ER (irradiação com laser Er:YAG (Fotona) nos parâmetros de 500 mJ, 20 Hz e 10 W a 1 mm de distância); ND (irradiação com laser Nd:YAG (Fotona) com fibra de 320 µm de diâmetro, a 1mm de distância nos parâmetros de 100 mJ, 20 Hz, 2 W); FS (sistema de laser baseado em *titanium: sapphire oscillator* (Millenia) considerado um *femtosecond laser* (laser que opera com pulsos extremamente rápidos). Os espécimes foram cobertos com silano (Clearfil Ceramic Primer) e foi criado sobre eles um bloco cilíndrico de cimento resinoso (Clearfil Esthetic Cement) com o auxílio de um molde de *teflon*. Após a cimentação os espécimes foram armazenados por 24 h a 37 °C e então submetido a ciclagem mecânica (1000 ciclos) e, após, ao teste de cisalhamento. Os 24 espécimes cerâmicos restantes foram observados em microscópio de força atômica e MEV. Entre os grupos de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, os grupos CJ (29,10 MPa) e HF (26,07 MPa) apresentaram os melhores resultados de resistência ao cisalhamento, enquanto os grupos Controle, ND e ER foram semelhantes entre si e obtiveram os resultados mais baixos (7,61 MPa, 5,3 MPa e 4,92 MPa respectivamente). Para os grupos de zircônia, o CJ (28,08) mostrou resultados superiores aos demais. Os autores concluíram que a silanização após o jateamento com sílica aumenta a resistência de união para os 2

tipos de cerâmica, enquanto o HF só é favorável para cerâmica vítrea de dissilicato de lítio.

Yoshida et al. (2015) examinaram a influência de vários tratamentos de superfície na resistência de união de adesivos universais à cerâmicas de dissilicato de lítio contaminadas. Os adesivos universais utilizados foram Scotchbond Universal (3M), G Premio-Bond (GC) e All Bond Universal (Bisco). Foram confeccionados 180 espécimes através de blocos CAD/CAM das cerâmicas E.max (dissilicato de lítio) e IPS Empress (reforçada por leucita) nas dimensões de 10 x 10 x 2. Após a queima das cerâmicas, as mesmas foram incluídas em resina acrílica e polidas com lixa #600. Os espécimes foram divididos em 4 grupos para medição da resistência de união e energia livre de superfície. G1 (controle) – nenhuma contaminação; G2 (SC) – após contaminação com salivas, as superfícies cerâmicas foram limpas com água destilada por 30 s e secas por 10 s com jato de ar. G3 (TE) – contaminação por saliva, condicionamento com HF 5% por 30 s, lavagem com água destilada e secagem por 10 s. G4 (CE) – contaminação com saliva, condicionamento de superfície com HF 5% por 60 s, limpeza com água destilada e secagem por 10 s. A energia livre de superfície foi determinada pela mensuração do ângulo de contato formado pela colocação de 3 diferentes líquidos sobre os espécimes. Quinze espécimes de cada cerâmica foram unidos à cilindros de resina composta utilizando cada um dos adesivos testados para realização do teste de cisalhamento. A energia livre de superfície de ambas as cerâmicas diminuiu significativamente após a contaminação por saliva quando comparada aos grupos 1, 3 e 4. A análise de variância apontou diferenças tanto nos tratamentos de superfície quanto nos adesivos utilizados. A resistência de união dos adesivos para ambas cerâmicas no grupo 2 foi significativamente menor que nos grupos 1, 3 e 4. Ainda assim, a resistência de união ao grupo 4 foi estatisticamente superior aos grupos 1 e 3. Os autores consideraram que os dois tipos de ácidos testados (fosfórico e fluorídrico) são eficientes para remover contaminantes e criar uma superfície favorável à união.

Duzyol et al., em 2015, testaram a resistência à microtração de 3 tipos de cerâmica reparadas com resina composta após serem submetidas a diferentes tratamentos de superfície. Para isso, foram utilizados blocos CAD/CAM de cerâmicas feldspática (Cerec), cerâmicas reforçada por dissilicato de lítio (E.max CAD) e resina nano cerâmica (Lava Ultimate). Os blocos foram cortados (Isomet) para a obtenção

de 20 blocos de  $6 \times 6 \times 6 \text{ mm}^3$  para cada tipo de material. Os espécimes foram divididos em 4 grupos ( $n=5$ ) de acordo com o tratamento de superfície ao qual seriam submetidos: 1- controle – ranhuras com broca; 2- ranhuras com broca + condicionamento com HF 5%; 3- ranhuras com broca + jateamento com partículas de óxido de alumínio; 4- ranhuras com broca + jateamento com partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica. Após os tratamentos foi aplicado silano e sistema adesivo (SingleBond Universal) e então os blocos cerâmicos foram aderidos à reparos de resina composta (Filtek Z350) com 6 mm de espessura. Após a realização dos reparos os conjuntos foram cortados para a obtenção de palitos, assim possibilitando a realização do ensaio de microtração. Os resultados mostraram que para os grupos onde foi realizado tratamento com jateamento + rugosidade com broca, as cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio apresentaram falhas prematuras no momento do corte dos palitos. Os tratamentos de superfície propostos não aumentaram a resistência de união para as cerâmicas feldspáticas. Para as cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio o melhor tratamento foi o realizado com HF, enquanto a rugosidade com broca e o jateamento das superfícies não se mostraram adequados.

Giraldo et al., em 2016, avaliaram o efeito da limpeza de cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio com ácido fosfórico, após o condicionamento com HF e previamente à cimentação, na sua resistência ao microcisalhamento. Trinta discos de cerâmica (IPS Emax 2 ceramic) foram divididos em 3 grupos: A – controle. Condicionamento com HF 9.6% (20 s), silanização (60 s); AF – Condicionamento com HF 9.6% (20 s), limpeza com ácido fosfórico 37% (30 s) sem agitação (forma passiva), silanização (60 s); AFF -Condicionamento com HF 9.6% (20 s), limpeza com ácido fosfórico 37% (30 s) com agitação (forma ativa com pressão de 250 g), silanização (60 s). Em todos os grupos foram aplicadas 2 camadas de adesivo (Adper Single Bond 2), seguido de polimerização por 10 s. O cimento resinoso (RelyX) foi posicionado sobre as superfícies de cerâmica com a ajuda de uma matriz para a sua padronização, sendo possível dispor 4 cilindros de cimento por disco. O teste de microcisalhamento foi realizado a uma velocidade de 0,5mm/min, e após o mesmo os resultados foram submetidos aos testes estatísticos. A resistência de união foi significativamente maior para o grupo AFF (11.0 MPa), quando comparados todos os grupos. Os grupos A (8,1 MPa) e AF (9,4 MPa) mostraram-se estatisticamente semelhantes. Sendo assim os autores concluíram que a aplicação ativa de ácido fosfórico a 37% após o

condicionamento com HF 9.6% aumenta a resistência de união entre cerâmica vítrea de dissilicato de lítio e cimento resinoso.

Prochnow et al. (2016) examinaram os efeitos de diferentes concentrações de HF sobre a superfície de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (E.max CAD) através de mensuração de rugosidade, teste mecânico de flexão de 3 pontos, e análises por MEV e microscópio de força atômica. Cento e quinze barras de cerâmica foram aleatoriamente divididas em 5 grupos (n=23) conforme o tratamento de superfície: SC – controle, nenhum tratamento de superfície, HF1 – condicionamento com HF1% por 20 s, lavagem por 30 s e secagem por 30 s; HF3 - condicionamento com HF 3% por 20 s, lavagem por 30 s e secagem por 30 s; HF5 - condicionamento com HF 5% por 20 s, lavagem por 30 s e secagem por 30 s; HF10 - condicionamento com HF 10% por 20 s, lavagem por 30 s e secagem por 30 s. Não houve diferenças significativas quanto a rugosidade e resistência flexural entre os grupos estudados. As imagens de microscopia mostraram uma superfície mais homogênea para o grupo controle enquanto os grupos condicionados apresentaram poros e irregularidades mais evidentes, principalmente nos grupos HF5 e HF10, onde os cristais de dissilicato de lítio tornam-se mais evidentes devido a acentuada dissolução da matriz vítrea.



### 3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar os efeitos do tratamento da superfície de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio empregando lasers Er:YAG e Nd:YAG e variando o momento da silanização (antes ou após a irradiação com laser) quanto aos seguintes parâmetros:

- a) resistência de união entre as cerâmicas tratadas, cimento resinoso e dentina humana;
- b) tipo de falha que levou à fratura da união;
- c) ângulo de contato da superfície cerâmica submetida aos diferentes tipos de tratamento;
- d) avaliação morfológica da superfície de forma qualitativa através de microscopia eletrônica de varredura.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Material

Os principais materiais utilizados nesse estudo, suas marcas comerciais e fabricantes estão listados no Quadro 1.

Quadro 1- Nomes comerciais, tipos de material e fabricantes dos produtos utilizados nos experimentos

<b>Nome Comercial</b>	<b>Tipo do Material</b>	<b>Fabricante</b>
IPS e.max Press	Pastilhas Cerâmicas	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Monobond Plus	Silano	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Condicionador de Porcelana	Ácido Hidrofluorídrico 10%	Dentsply, Petropolis, Rio de Janeiro, Brasil
Variolink II	Cimento Resinoso	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
Ataque Gel	Ácido Fosfórico 37%	Biodinâmica Química e Farmacêutica LTDA, Ibiporã, Paraná, Brasil
Scotch Bond Universal	Adesivo Dentinário	3M ESPE, St. Paul, MN, USA

### 4.2 Métodos

#### 4.2.1 Confeção dos corpos de prova cerâmicos

Foram confeccionados 50 corpos de prova em cera de baixa distorção (Cera ArtWax, Morsa GmbH, *Alemanha*) com conicidade progressiva, nas seguintes dimensões: base maior: 4 mm de diâmetro, base menor: 2 mm de diâmetro e altura:

4 mm (Figura 1) (Barcellos et al., 2008; Pucci et al., 2011). Foram confeccionados ainda 15 corpos de prova, também em cera de baixa distorção, com formato cilíndrico (8 mm de diâmetro e 2 mm de espessura). Os espécimes tronco-cônicos foram utilizados para o teste de tração e análise de fraturas, enquanto os cilíndricos foram utilizados para as avaliações de morfologia superficial e ângulo de contato.

*Sprues* de cera foram utilizados para unir a base das amostras a uma base de anel de 100 g (IvoclarVivadent, Liechtenstein), própria para injeção de cerâmicas E.Max Press no forno Programat EP 5000 (IvoclarVivadent, Liechtenstein) (Figura 2). A inclusão foi realizada com o material PressVEST Speed (IvoclarVivadent, Liechtenstein), espatulado por 120 s em espatuladora a vácuo, com o correspondente anel de silicone (IPS Silicone Ring) (Figura 3), e respectivo calibrador de inclusão, seguindo as instruções do manual do fabricante.

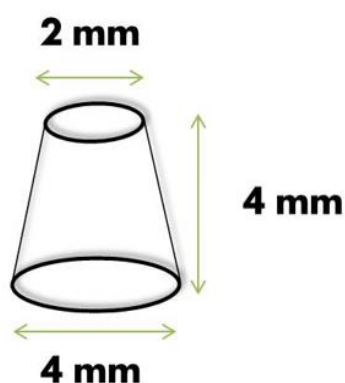


Figura 1 - Dimensões finais do corpo de prova.

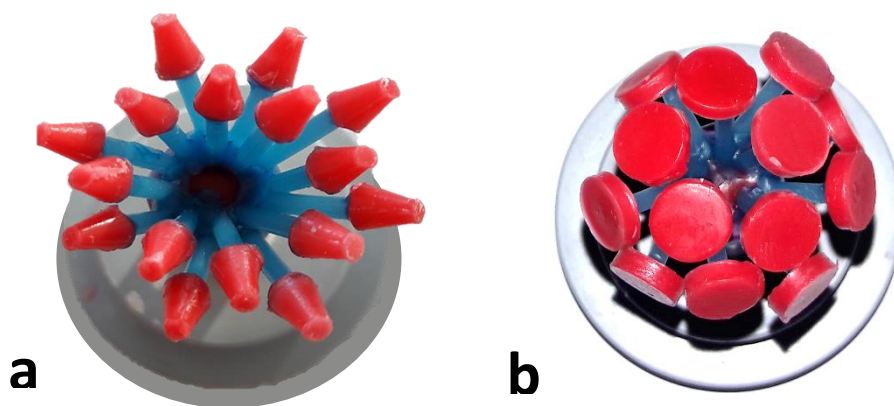


Figura 2 – Espécimes unidos a *sprues* (cera), e ligados a base de anel de 100 g. a) espécimes trôncocônicos; b) espécimes cilíndricos.



Figura 3 - Revestimento vertido sobre os espécimes e com escoamento limitado pelo anel de silicone.

Após um período de aproximadamente 40 min a base de anel e o anel calibrador foram removidos, permanecendo o revestimento já em sua presa final contendo em seu interior as amostras em cera. O conjunto foi colocado em forno de cera a 850 °C por 45 min. Durante o período de permanência do conjunto no forno de cera, o forno Programat EP 5000 foi pré-aquecido e programado para injeção da cerâmica (Figura 4).

Após sair do forno de cera o conjunto foi unido à pastilha cerâmica e o êmbolo e posicionado no forno Programat EP 5000 para o início do processo de injeção da cerâmica, com duração média de 26 min. Terminado o período de injeção, o cilindro de revestimento, agora contendo os corpos de prova em cerâmica, foi removido da plataforma do forno (Figura 5), e posicionado em um suporte metálico para seu resfriamento em temperatura ambiente.

O revestimento foi removido com jateamento por partículas de Óxido de Alumínio de 50  $\mu\text{m}$  até a exposição das amostras cerâmicas ainda ligadas aos *sprues*, agora também em cerâmica (Figura 6).



Figura 4 – Forno Programat EP 5000 usado para injeção das cerâmicas.



Figura 5 - Revestimento contendo os corpos de prova cerâmicos após saírem do forno de injeção.



Figura 6 – Troncos de cone cerâmicos expostos após a remoção de grande parte do revestimento utilizado para a injeção dos espécimes.

As amostras foram separadas dos *sprues* por discos diamantados acoplados a um mandril e peça reta com irrigação de água, para evitar superaquecimento dos espécimes. A base maior das amostras foi regularizada com a utilização de lixas d'água de granulação #600 montadas em Politriz (Pantec, Polipan 2), também sob refrigeração constante de água.

Para os espécimes tronco-cônicos, após o aplainamento da base maior, a base menor foi regularizada com um disco diamantado montado em peça reta e acoplado a um delineador para garantir o paralelismo entre as bases, também

sob refrigeração (Figura 7). Os espécimes cilíndricos foram aplainados e polidos em politriz circular com lixas de granulação #600, #800 e #1200 para garantir lisura superficial semelhante. Todos os espécimes foram levados à banho ultrassônico em isopropanol 96% durante 5 min após o termino de seu preparo.

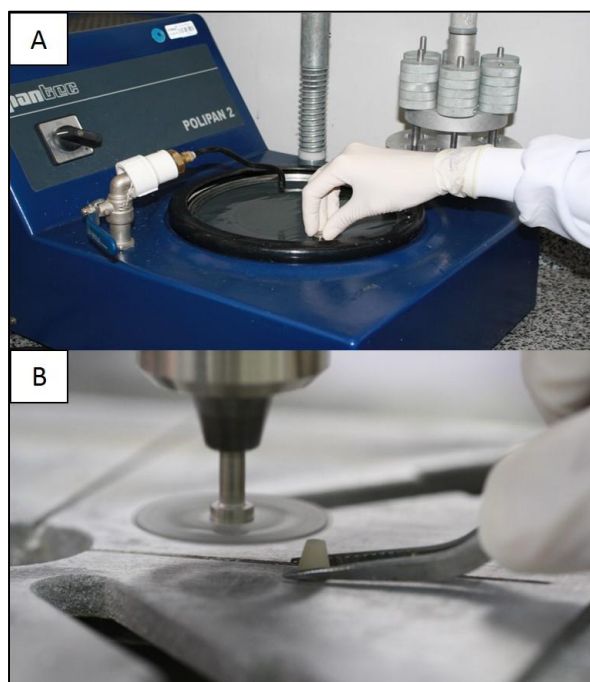


Figura 7 – Regularização dos espécimes tronco-cônicos: A) base maior em politriz; B) base menor com disco diamantado acoplado a um delineador.

#### 4.2.2 Confeção dos espécimes de dentina

Cinquenta terceiros molares humanos obtidos através de doação do Banco de Dentes Humanos da FOU SP (Apêndice B) tiveram sua superfície oclusal desgastada em politriz circular (DP-10, Panambra, São Paulo, SP, Brasil), sob refrigeração constante à água, utilizando lixas de granulação #400 (FEPA-P; Struers, Ballerup, Denmark) até que ocorresse a exposição da dentina (Figura 8). Os dentes desgastados foram incluídos em resina acrílica ativada quimicamente, obtendo formato cilíndrico.

Em equipamento específico para recorte de amostras circulares (Micro Mill – Washington, EUA), ao qual foi acoplada uma broca trefina revestida com diamante, os cilindros de RAAQ foram posicionados de forma que a área de dentina

ficasse perpendicular à superfície da broca. Cada dente foi indentado uma vez, sob refrigeração constante de água (Figura 9). Dentes cariados, restaurados, com ilhas profundas de esmalte ou qualquer outra anormalidade foram excluídos do estudo. Após a realização das indentações os dentes foram levados à banho ultrassônico em água por 10 min.

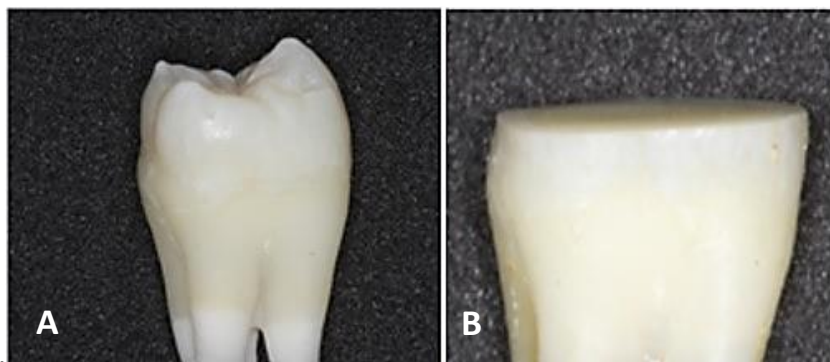


Figura 8 – Molar humano A) íntegro; B) após desgaste da face oclusal até exposição de área plana de dentina.

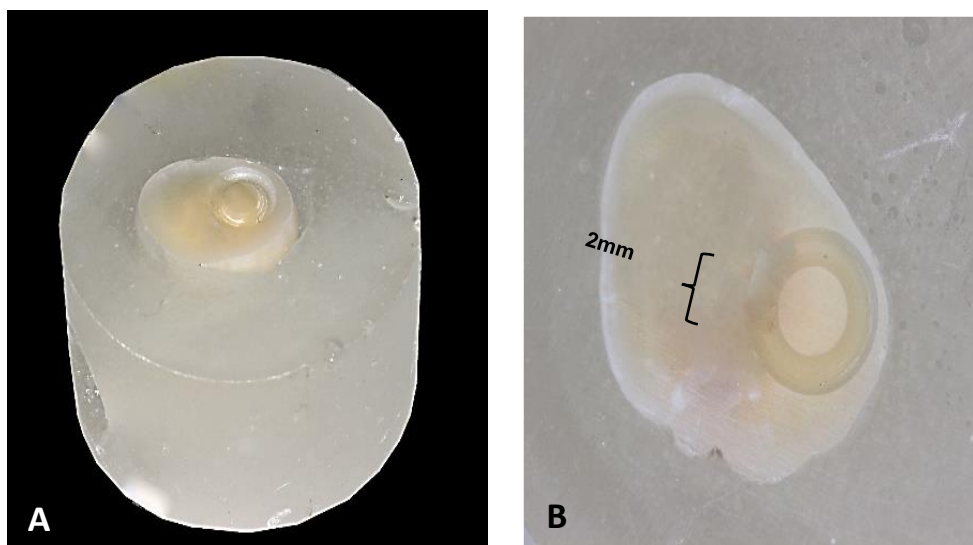


Figura 9- Aparência final dos espécimes de dente humano. A) Molar humano com face oclusal desgastada e dentina exposta, incluído em RAAQ e indentado por trefina diamantada; B) Visualização de indentação em área deslocada do centro da dentina devido a presença de ilhas de esmalte nas demais áreas.



### 4.2.3 Tratamentos de superfície

Os 65 espécimes cerâmicos (tronco-cônicos e cilíndricos) foram submetidos a um dos 5 tratamentos descritos abaixo (Figura 10). Os espécimes tronco-cônicos foram tratados em sua superfície menor (área a ser cimentada), enquanto os espécimes cilíndricos foram tratados na superfície polida.

- Grupo Controle (n=10 espécimes tronco-cônicos + n=3 espécimes cilíndricos) – As superfícies foram condicionadas com HF 10% por 1 min, seguido de lavagem com água por 1 min, secagem com jato de ar por 30 s e aplicação de uma fina camada de silano com microbrush ativamente por 1 min (conforme recomendações do fabricante da cerâmica, silano e cimento resinoso).

- Grupo Er (n=10 espécimes tronco-cônicos + n=3 espécimes cilíndricos) - As superfícies foram irradiadas com laser Er:YAG utilizando o aparelho Kavo Key II (Kavo, Biberach, Alemanha), cujo braço foi fixado num suporte com o objetivo de permitir a irradiação padronizada a uma distância focal de 12 mm, perpendicular à superfície da cerâmica (Figura 11). Os parâmetros utilizados para a irradiação do laser de Érbio em todos os grupos foram 200 mJ de intensidade de energia e 10 Hz de frequência por 1 min para os espécimes tronco-cônicos, e 3 min para os espécimes cilíndricos, com refrigeração por spray de água a uma taxa de 5 ml/s. Todas as irradiações foram realizadas minuciosamente por um único operador com os objetivos de padronização e de que toda a superfície fosse irradiada igualmente (Quadro 2). Após a irradiação, as superfícies foram submetidas ao condicionamento com HF 10% por 1 min, seguido de lavagem com água por 1 min, secagem com jato de ar por 30 s e aplicação de uma fina camada de silano com microbrush ativamente por 1 min.

- Grupo Sil + Er (n=10 espécimes tronco-cônicos + n=3 espécimes cilíndricos) – As cerâmicas foram submetidas ao condicionamento com HF 10% por 1 min, seguido de lavagem com água por 1 min, secagem com jato de ar por 30 s e aplicação de uma fina camada de silano com microbrush ativamente por 1 min. Após esses procedimentos o laser Er:YAG foi irradiado à superfície cerâmica como descrito no grupo anterior.

- Grupo Nd (n=10 espécimes tronco-cônicos + n=3 espécimes cilíndricos)  
- Irradiação com laser Nd:YAG utilizando o aparelho Pulse Master 600 IQ (American Dental Technologies, Corpus Christi, Texas,USA), de modo que os corpos de prova foram posicionados sobre uma mesa e a fibra óptica fixada num suporte com o objetivo de permitir a irradiação padronizada perpendicular à superfície da cerâmica, mantendo o contato da fibra de 320 e realizando-se então a varredura de toda a área com os parâmetros de 120 mJ de intensidade de energia e 15 Hz de frequência por 1 min para os espécimes tronco-cônicos e por 3 min para os espécimes cilíndricos.. Todas as irradiações foram realizadas minuciosamente por um único operador com os objetivos de padronização e de que toda a superfície fosse irradiada igualmente (Figura 12). Na sequência, a superfície foi condicionada com o HF 10% por 1 min, seguido de lavagem com água por 1 min, secagem com jato de ar por 30 s e aplicação de uma fina camada de silano com microbrush ativamente por 1 min.

- Grupo Sil + Nd (n=10 espécimes tronco-cônicos + n=3 espécimes cilíndricos) – As cerâmicas foram submetidas ao condicionamento com HF 10% por 1 min, seguido de lavagem com água por 1 min, secagem com jato de ar por 30 s e aplicação de uma fina camada de silano com microbrush ativamente por 1 min previamente à irradiação com laser de Nd:YAG.

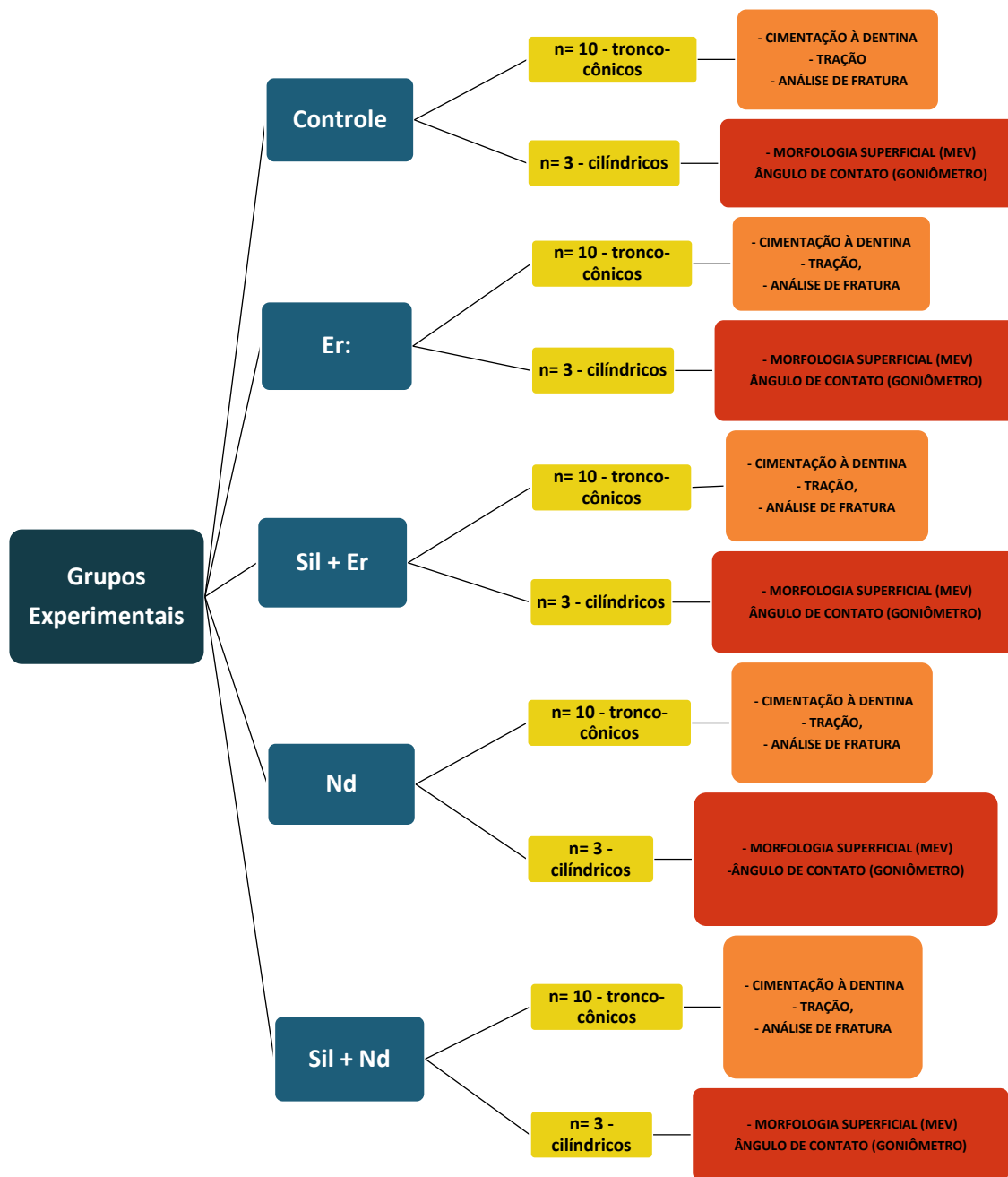


Figura 10 – Delineamento Experimental.

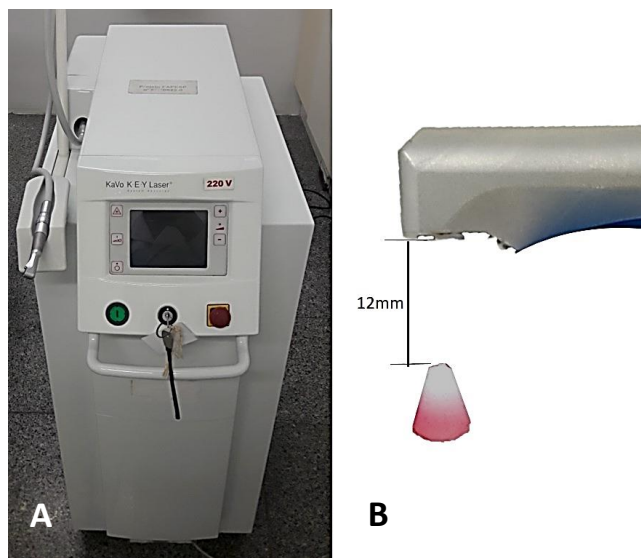


Figura 11 – A) Equipamento Er:YAG - Kavo Key II; B) esquema mostrando aplicação com distância de 12mm do laser de Érbio sobre superfície de espécime cerâmico tronco-cônico.



Figura 12 – A) Equipamento Laser Nd:YAG – Pulse Master IQ; B) aplicação do laser Nd:YAG por contato.

O Quadro 2 apresenta as características dos lasers empregados na pesquisa

Quadro 2- Características dos aparelhos de laser Er:YAG e Nd:YAG utilizados

Dado do aparelho	Er:YAG	Nd:YAG
Comprimento de onda	2,94 $\mu\text{m}$	1,64 $\mu\text{m}$
Largura do pulso	200 – 450 $\mu\text{s}$	120 – 160 $\mu\text{s}$
Diâmetro da secção transversal do feixe focalizado	0,77 mm	0,32 mm
Distância de focalização	12 mm	Contato
Sistema de entrega	Fibra óptica	Fibra óptica
Sistema de refrigeração	Spray de ar e Água	Ar

#### 4.2.4 Cimentação

Os locais demarcados pela indentação nas superfícies de dentina foram condicionados e preparados para a cimentação seguindo as recomendações do fabricante da cerâmica: Condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15 s, seguido da lavagem abundante com água por 15 s. A superfície foi seca com papel absorvente e então sobre ela foi aplicado o adesivo dentinário Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ativamente durante 20 s, seguido de secagem com breve jato de ar por 5 s e fotopolimerização por 10 s utilizando o aparelho fotopolimerizador LED (Radiical - SDI) com irradiância de 800 mW/cm<sup>2</sup>. (Figura 13).

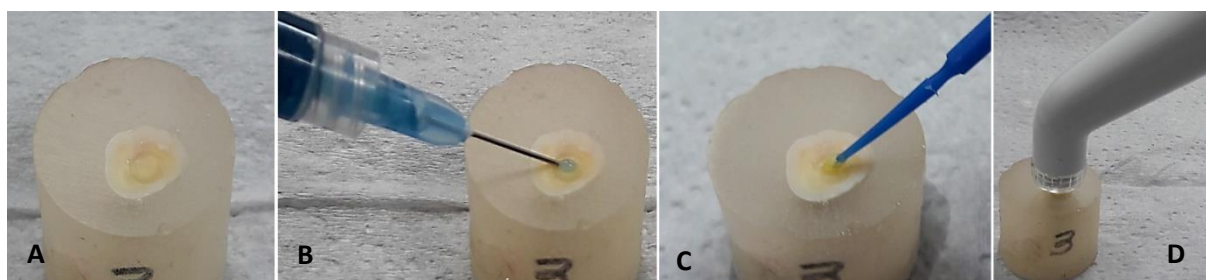


Figura 13 – Preparação da dentina humana para cimentação dos espécimes cerâmicos: A) Espécime previamente aos tratamentos; B) Condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15 s; C) aplicação de fina camada de adesivo D) fotopolimerização por 10 s.

A cimentação foi realizada com cimento resinoso de presa dual Variolink II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), manipulado na proporção 1:1 durante 10 s, seguindo as normas indicadas pelo fabricante. Este conjunto foi posicionado em um delineador adaptado para a cimentação com a superfície de colagem perpendicular à aplicação de uma carga vertical estática de 630 g. Após o posicionamento do conjunto, com as superfícies circulares referentes a cerâmica e a dentina justamente sobrepostos, os excessos de cimento foram removidos com pincel, e em seguida foi realizada a fotoativação por 40 s.

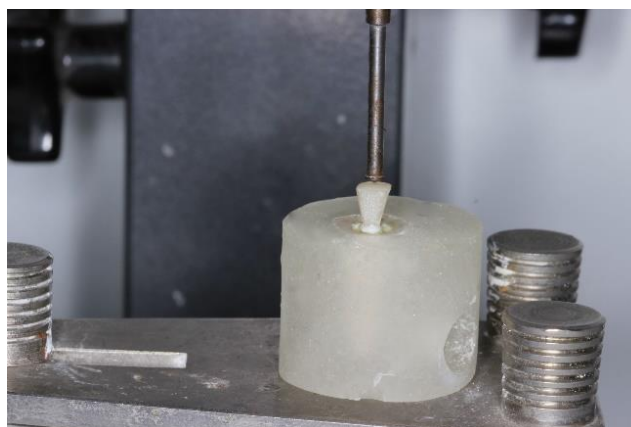


Figura 14 – Conjunto em posição sobre a platina de um delineador, com aplicação de carga vertical estática.

#### **4.2.5 Ensaio de tração**

O ensaio mecânico de tração foi realizado em máquina de ensaios universais EMIC-2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) empregando-se um dispositivo especialmente construído para alojar a amostra tronco-cônica. Esse dispositivo é constituído por uma peça cilíndrica em aço inox, com uma haste para acoplagem à máquina de ensaios universal. No interior da peça cilíndrica existe um dispositivo cônico em latão, bipartido em seu longo eixo, para alojar as extremidades da amostra.

Os cilindros de RAAQ nos quais os dentes foram incluídos tiveram sua porção media perfurada de um lado ao outro para que pudessem ser atravessados por um parafuso de fixação que foi acoplado a porção inferior da máquina de ensaios.

A máquina foi ajustada para uma velocidade constante de 1,0 mm/min, com uma célula de carga de 10 Kgf, deslocando-se até o momento da fratura e mostrando o valor máximo em MPa, suportado pela interface cerâmica/dentina (Figura 15).

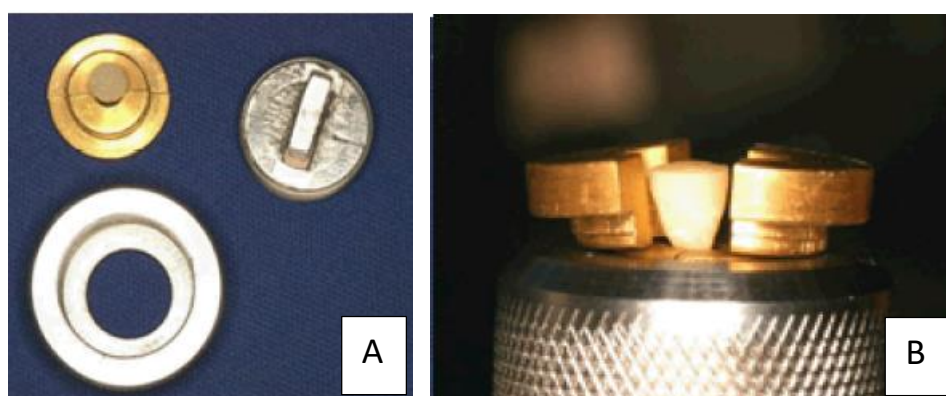


Figura 15 - A) componentes da matriz metálica utilizados para ensaio de tração de área circular em máquina de ensaios universais; B) Adaptação da parte tronco-cônica (cerâmica) do espécime na matriz metálica para ensaio mecânico.

Diferenças nos resultados de resistência à tração dentre os diferentes tratamentos de superfície e o período de silanização (prévia ou posterior irradiação com laser) foram analisadas através do teste ANOVA 2-fatores ( $p < 0,05$ ). O teste de Tukey foi utilizado para observar as diferenças significativas entre os tipos de laser e os períodos de silanização.

#### 4.2.6 Análise das fraturas

Após a realização do teste de tração, os espécimes ensaiados e fraturados foram analisados em estereomicroscópio (Discovery V20, ZEISS, Oberkochen, Alemanha). A região da fratura de cada espécime foi analisada e classificada baseado em artigo de Della Bona et al., 2003, modificada, como:

- 1) Adesiva cerâmica: representada prevalentemente pela falha adesiva na interface entre cimento e cerâmica;
- 2) Adesiva Dentina: representada prevalentemente pela falha adesiva na interface entre cimento e dentina;
- 3) Coesiva cimento: Representada prevalentemente pela fratura coesiva do cimento;
- 4) Coesiva cerâmica: Representada prevalentemente pela fratura coesiva da cerâmica
- 5) Coesiva dentina: Representada prevalentemente pela fratura coesiva da dentina.
- 6) Mista: Considerada quando não é possível identificar a prevalência de um tipo de falha.

#### 4.2.7 Análise do ângulo de contato

O ângulo de contato é formado pela intersecção entre um plano tangente à gota de um líquido e o plano que contém a interface substrato-líquido. A molhabilidade de uma superfície é definida como o ângulo de contato ( $\theta$ ) formado entre uma gota de líquido em equilíbrio térmico e uma superfície horizontal. Sendo assim,  $\theta = 0$  corresponde à molhabilidade perfeita, com distribuição do líquido por toda a superfície (Wady, 2011). Considerando-se uma gota de líquido em repouso, o ângulo de contato pode ser expresso pela equação de Young:  $\gamma_{LV} \cos \theta = \gamma_S - \gamma_{SL}$ , onde  $\gamma_S$  e  $\gamma_{LV}$  são a energia de superfície do sólido e a tensão superficial do líquido, respectivamente, e  $\gamma_{SL}$  é a energia da interface sólido-líquido.

O ângulo de contato foi mensurado através de um Goniômetro (Attension, Biolin Scientific), em um ambiente com temperatura controlada entre 23 °C e 25 °C e interligado a um computador utilizando-se de um software especializado (OneAttension, Biolin Scientific) para a medição do ângulo de contato.

Foram utilizados 3 espécimes cilíndricos para cada um dos grupos estudados. Para os grupos Controle, Nd e Er, as medidas foram feitas após o condicionamento com HF, porém sem aplicação do silano. Para os grupos Sil+Er e Sil+Nd os tratamentos foram feitos exatamente da mesma maneira descrita no item 4.2.3.



Cada um dos espécimes foi analisado 5 vezes e a partir da média dos valores obtidos em cada espécime, foi calculada a média final por grupo. Para a medição uma gota de água deionizada foi colocada sobre a superfície da amostra cerâmica através de uma seringa (Figura 16) e imediatamente após sua colocação a máquina e o software iniciaram o processo de medição através de tomadas fotográficas contínuas por um período de 20 s. Após esse período o software é capaz de realizar a análise estatística das mudanças entre os ângulos de contato pelo período de tempo de análise, assim apresentando a média obtida.

Os dados obtidos na análise do ângulo de contato foram submetidos a Análise de Variância 1-fator e ao teste de Tukey (0,05).

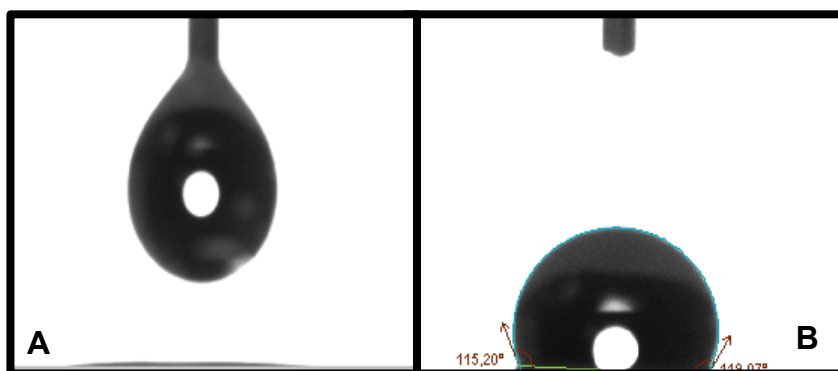


Figura 16 – Imagem captada pelo software do goniômetro. a) Gota de água destilada sendo expelida pela agulha da seringa utilizada; b) Gota de água destilada já depositada sobre a superfície do espécime cerâmico, dando início as medições dos ângulos de contato.

#### 4.2.8 Análise da morfologia superficial

As mesmas amostras cilíndricas utilizadas para a análise do ângulo de contato foram submetidas à MEV para análise qualitativa de sua morfologia superficial após os tratamentos propostos. Sendo assim, para os grupos Controle, Nd e Er, as medidas foram feitas após o condicionamento com HF, porém sem aplicação do silano. Para os grupos Sil+Er e Sil+Nd os tratamentos foram feitos exatamente da mesma maneira descrita no item 4.2.3.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Resistência de união

Os valores individuais da resistência à tração de cada grupo estão dispostos na Tabela 1. A estatística descritiva (médias e desvio padrão) dos dados de resistência de união estão expostos na Tabela 2 e em gráfico de colunas apresentado na Figura 17.

Tabela 1 – Valores de resistência ao teste mecânico de tração (MPa) e classificação da fratura encontrada em cada espécime (n=10) segundo os grupos de tratamento estudados

Controle	Tipo de Falha	Nd	Tipo de Falha	Sil + Nd	Tipo de Falha	Er	Tipo de Falha	Sil + Er	Tipo de Falha
<b>7,43</b>	AC	11,67	AC	4,88	AC	23,03	CC	8,91	CC
<b>11,85</b>	AD	8,29	AC	6,47	AC	22,90	CC	19,11	AD
<b>9,73</b>	AD	9,35	AC	4,16	AC	20,39	CC	8,17	CC
<b>5,43</b>	AD	9,00	AC	8,25	M	25,03	AC	15,75	AD
<b>7,38</b>	AC	13,92	AC	9,28	AC	18,63	CC	19,11	AD
<b>10,15</b>	AC	11,13	AC	4,74	AC	13,79	AC	12,41	AC
<b>9,51</b>	AD	7,33	M	8,58	M	13,99	AC	13,30	CC
<b>10,01</b>	AD	9,73	AC	8,79	M	18,63	CD	18,01	AD
<b>13,38</b>	AC	8,29	AC	6,44	AC	17,79	CD	11,77	CC
<b>9,38</b>	AC	7,95	M	5,6	AC	18,39	CC	14,57	CC

Falhas: AC = Adesiva em cerâmica; AD = Adesiva em dentina; CC = Coesiva em Cimento; CCEr = Coesiva em Cerâmica; CD = Coesiva em Dentina; M = Mista.

Tabela 2 – Valores de média e desvio padrão para o teste de resistência à tração (MPa) para os grupos Controle, Nd, Sil+Nd, Er e Sil+Er

Grupo	Média	±dp
<b>Controle</b>	9,42	2,27
<b>Nd</b>	9,66	2,02
<b>Sil + Nd</b>	6,71	1,88
<b>Er</b>	19,25	3,70
<b>Sil + Er</b>	14,11	4,11

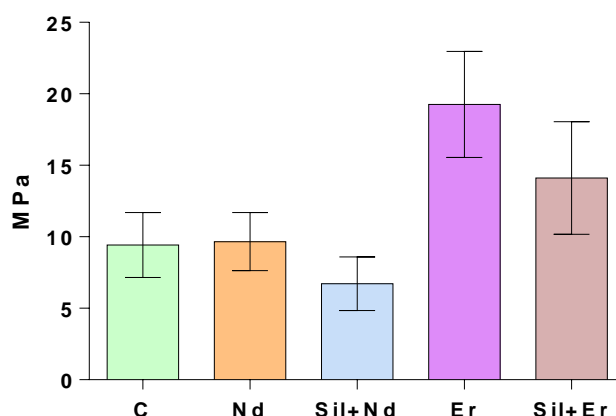


Figura 17 - Gráfico de colunas (média  $\pm$  desvio padrão) para as médias de cada grupo Experimental frente ao teste de tração.

Foi realizado o teste de Dunnet ( $\alpha=0,05$ ) para comparação da média de resistência de união entre o grupo Controle e os demais Grupos Experimentais. O resultado do teste mostrou diferenças significativas entre o grupo Controle e os grupos Er e Sil+Er, e semelhança entre o grupo Controle e os grupos Nd e Sil+Nd.

A avaliação da influência do tipo de laser aplicado (Érbio ou Neodímio), e da técnica de silanização (previamente ou posteriormente à irradiação com os lasers) foi realizada pelo teste de ANOVA 2 fatores (Tabela 3).

Tabela 3 – Resultado da Análise de Variância ANOVA 2 fatores para os dados obtidos no ensaio mecânico de tração

FATORES	Df	Ms	F	P*
Tipo de Laser	1	721,1	75,34	<0,0001*
Técnica de Silanização	1	163,7	17,10	0,0002*
Tipo de Laser X Técnica de Silanização	1	12,08	1,26	0,268

\*Diferenças significativas

Conforme o resultado do teste ANOVA, Tabela 3, os fatores Tipo de Laser e Técnica de Silanização foram significantes. Assim, a irradiação com Érbio, independente da técnica de silanização (média igual 16,68 MPa), mostrou-se mais eficiente que a irradiação com Neodímio independente da técnica de silanização (média igual a 8,19 MPa). O mesmo ocorreu para a Técnica de Aplicação do Silano.

A silanização posterior a irradiação com lasers aumenta a resistência de união (de 10,41 MPa para 14,46 MPa) em comparação com a técnica de silanização prévia.

## **5.2 Análise de fraturas**

A análise das falhas decorrentes do teste de tração para cada espécime está apresentada na Tabela 1. Imagens representativas das falhas prevalentes nos diferentes grupos estão dispostas na Figura 18.

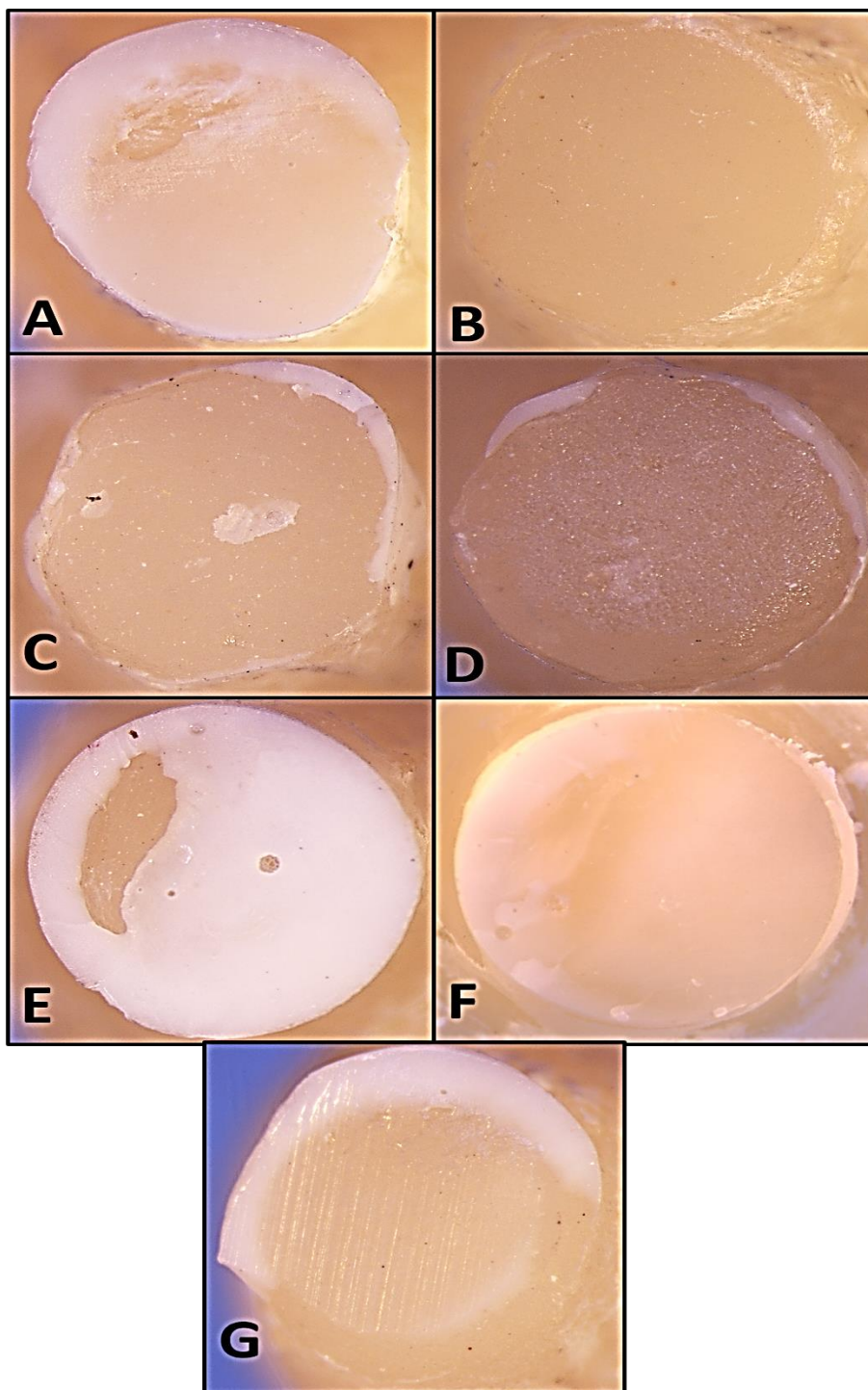


Figura 18 – Imagens representativas das falhas observadas nos espécimes cerâmicos para cada um dos grupos experimentais. A) e B) Grupo Controle- falhas adesivas em dentina e adesivas em cerâmica respectivamente; C) Grupo Nd -falha prevalentemente adesiva em cerâmica; D) Grupo Sil+Nd - falha adesiva em cerâmica com aspecto brilhante, indicando presença de silano; E) e F) Grupo Er - falha coesiva em cimento. A imagem E relaciona-se ao espécime cerâmico, com camada de cimento em toda sua cobertura, enquanto a imagem F representa o espécime de dentina correspondente, com fina camada de cimento cobrindo toda a sua superfície; G) Grupo Sil+Er - Falha prevalentemente adesiva em cerâmica com aspecto brilhante representativo de presença de silano.

### 5.3 Análise do ângulo de contato

As médias e desvios padrões dos ângulos de contato para cada grupo (n=3) estão apresentadas na Tabela 4. Os dados foram analisados pelo teste ANOVA 1 fator para verificação de diferenças estatísticas entre os tratamentos realizados (Tabela 5).

Tabela 4 – Médias ( $\pm$  desvio padrão) obtidas após análise dos ângulos de contato (graus) para cada um dos grupos estudados

<b>Controle</b>	<b>Nd</b>	<b>Sil + Nd</b>	<b>Er</b>	<b>Sil + Er</b>
27,69 $\pm$ 4,1	28,67 $\pm$ 2,63	52,10 $\pm$ 4,00	21,37 $\pm$ 2,20	45,6 $\pm$ 4,30

Tabela 5 - Resultado da análise de variância - ANOVA 1 fator para o ângulo de contato

<b>Fonte de variação</b>	<b>GI</b>	<b>QM</b>	<b>F</b>	<b>P*</b>
<b>Tratamentos</b>	4	2736	683,9	P < 0.0001*
<b>Resíduo</b>	15	191,1	12,74	
<b>Total</b>	19	2927		

\*P<5%

A ANOVA 1-fator mostrou que houve diferenças significativas entre as médias dos ângulos de contato referentes aos 5 tratamentos de superfície realizados, então o teste de Tukey foi realizado para obtenção dos grupos homogêneos (Tabela 6).

Tabela 6- Teste de Tukey (5%) para a comparação do ângulo de contato (Graus) para os Grupos Experimentais estudados

<b>Grupos</b>	<b>Média (desvio padrão)</b>
<b>Er</b>	21,37 <sup>A</sup>
<b>Controle</b>	27,69 <sup>A</sup>
<b>Nd</b>	28,67 <sup>A</sup>
<b>Sil + Er</b>	45,60 <sup>B</sup>
<b>Sil + Nd</b>	52,10 <sup>B</sup>

Letras diferentes em sobrescrito (A e B) representam diferenças estatísticas entre os grupos.

#### 5.4 Análise da morfologia superficial

Para o grupo Controle, as fotomicrografias referentes a microscopia eletrônica de varredura mostram o padrão morfológico representativo da cerâmica estudada após condicionamento com HF 10%, apresentando exposição dos cristais alongados de dissilicato de lítio do tipo agulha (Figura 19 A1 e A2). Para o grupo Nd, as imagens sugerem alteração no padrão morfológico da cerâmica, com áreas de agregação entremeadas por áreas com padrão de exposição dos cristais de dissilicato de lítio, semelhante ao grupo controle (Figura 19 B1 e B2). Nas imagens C1 e C2 da, referentes ao grupo Sil+Nd, é possível perceber nitidamente a deposição da camada de silano sobre a superfície da cerâmica, com poros distribuídos por toda a sua área. Em D1 e D2 a fotomicrografia sugere uma superfície mais irregular, com áreas modificadas pela irradiação do laser Er:YAG entremeadas por locais com exposição de cristais de dissilicato de lítio. Já as imagens do grupo Sil + Er (Figura 19 E1 e E2) indicam uma interação entre a camada de silano e a superfície cerâmica, sem possibilidade de distinção entre os dois materiais.

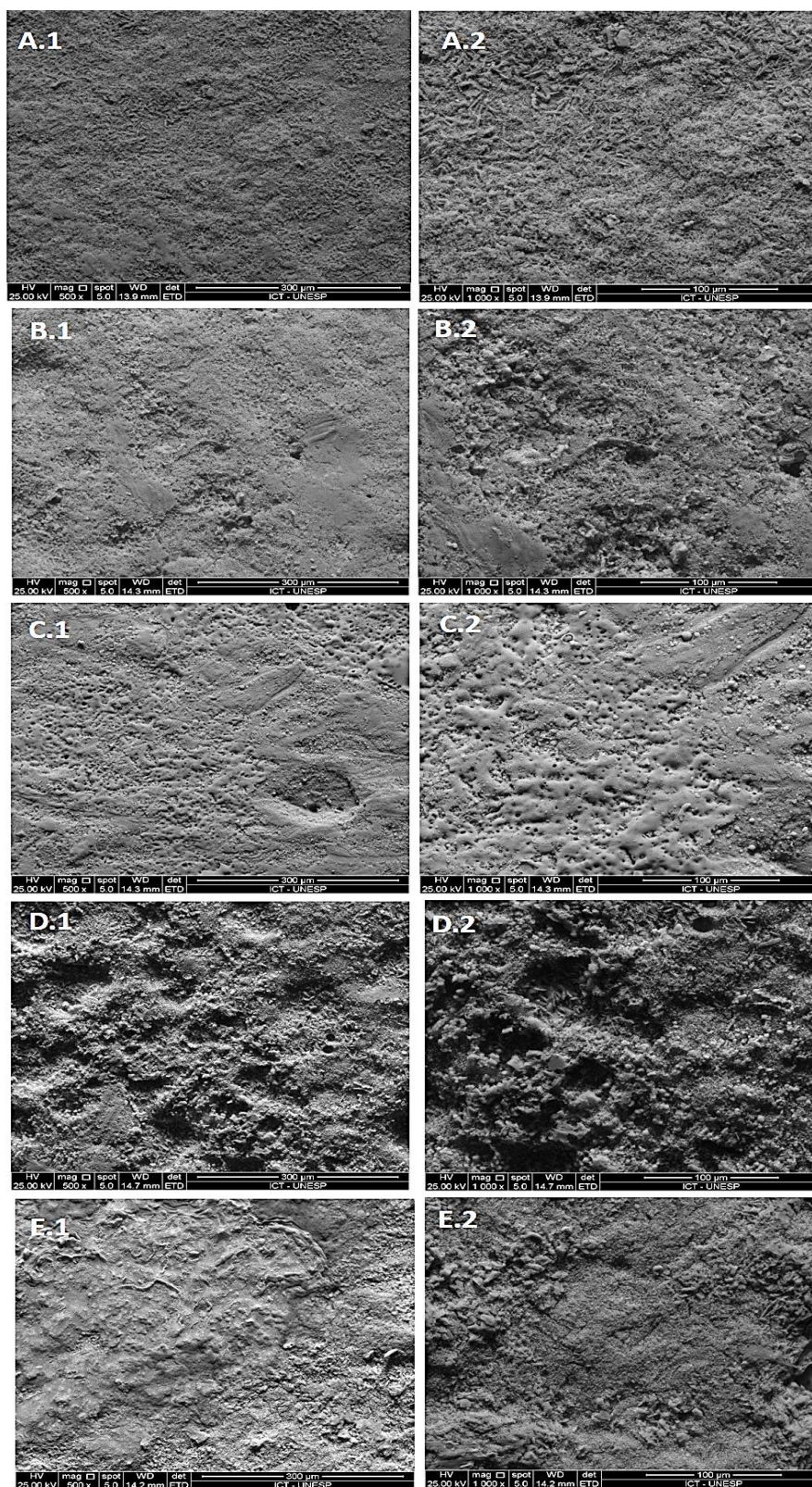


Figura 19 – Imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), sendo duas fotomicrografias por grupo (aumentos de 500x e 1000x respectivamente) . A.1 e A.2) Grupo Controle; B.1 e B.2) Grupo Nd; C.1 e C.2) Grupo Sil + Nd; D.1 e D.2) Grupo Er; E.1 e E.2) Grupo Sil + Er.



## 6 DISCUSSÃO

### 6.1 Da metodologia

Estudos laboratoriais são um passo indispensável para o desenvolvimento do meio científico. Grande parte das pesquisas *in vitro* são planejadas com o objetivo de, futuramente, encontrarem novas possibilidades que aprimorem, desenvolvam ou facilitem as técnicas usadas na prática clínica. Para que não sejam propagados resultados inapropriados durante o estudo e desenvolvimento de novos tratamentos e técnicas, são necessários cuidados específicos com os materiais e substratos empregados nos estudos *in vitro*.

O modo de armazenamento de dentes extraídos pode influenciar diretamente na resistência de união a substratos como cimentos resinosos e resinas compostas. Estudos mostram, que a estocagem em água destilada, timol e solução salina à curto prazo não influi negativamente na resistência de união entre os substratos (Aquilino et al., 1987; Silva et al., 2006). Entretanto, o tempo de armazenamento mostra-se inversamente proporcional aos valores de resistência de união e permeabilidade nas soluções salinas, possivelmente devido à precipitação dos sais sobre a dentina (Goodis et al., 1993; Titley et al., 1998). Sendo assim, e também baseado na norma ISO para testes de adesão à estrutura dental, no presente estudo optou-se pela lavagem em água corrente e armazenamento dos dentes humanos recém extraídos em água destilada e em ambiente refrigerado (Internacional Organization for Standardization, 2003).

A utilização de dentes humanos para realização do teste de resistência de união tem como objetivo tornar os resultados mais próximos dos obtidos *in vivo*. Claramente existem divergências principalmente no que diz respeito a cargas oclusais, exposição à saliva, alimentos, bebidas, oscilações de temperatura e bactérias do meio bucal, entretanto a utilização de dentes humanos frescos favorece a visualização do comportamento real da dentina frente às novas condições de adesão testadas. A utilização de terceiros molares é considerada uma boa escolha para medição padronizada da resistência de união à dentina, pois geralmente são

extraídos hígidos e possuem quantidade de estrutura suficiente para realização dos procedimentos de adesão (Internacional Organization for Standardization, 2003; Olsson et al., 1993; Schilke et al., 2000).

A distribuição dos túbulos dentinários pode variar quanto a densidade e orientação de local a local, sendo em maior número e mais calibrosos quanto mais próximos da câmara pulpar (Balestrin, 2009). Juntamente com o aumento de calibre e distribuição dos túbulos alteram-se a variabilidade química e física pela modificação da proporção de conteúdos orgânicos e inorgânicos, presença de prolongamentos odontoblásticos e umidade (Tao, Pashley, 1988; Oilo, Olson, 1990). Essas alterações tornam a adesão à dentina mais crítica quanto maior sua proximidade à polpa.

Nesse estudo o desgaste da face oclusal foi realizada com lixa, em politriz circular e refrigeração constante à água, até a região de término do esmalte do sulco central, possibilitando a obtenção de uma face plana de dentina. Em dentes onde se fizeram presentes ilhas de esmalte isoladas em áreas mais profundas, foi feita a seleção de uma área onde fosse possível a adesão unicamente em dentina, evitando falsos resultados pela união ao esmalte. Onde a seleção da dentina não foi possível, optou-se pela exclusão do dente.

O tratamento da superfície de dentina para a cimentação dos espécimes cerâmicos foi realizado com ácido fosfórico 37% seguido de aplicação sistema adesivo. O adesivo utilizado foi o Scotchbond Universal, que pode ser aplicado na dentina pelas técnicas autocondicionante ou de condicionamento total. Nesse estudo optou-se pela técnica de condicionamento total uma vez que estudos mostram sua efetividade quanto a resistência de união mesmo em diferentes profundidades de dentina (Villela-Rosa et al., 2011; Carvalho, Turbino, 2009).

Estudos apontam que a resistência à tração é inversamente proporcional ao tamanho da superfície testada, e ainda que a área da superfície adesiva é diretamente associada ao tipo de falha obtida (Sano et al., 1994a, 1994b; Pashley et al., 1995). Assim sendo, quanto menor a superfície do espécime testado, menor a área disponível para falhas (Ghassemieh, 2008). Assim, visando uma maior fidelidade dos resultados e do tipo de falhas obtidos, para esse estudo foi desenvolvida uma trefina diamantada que, quando acionada sobre a área de dentina exposta, resulta em uma marcação circular de 2 mm de diâmetro, medida semelhante a superfície menor dos

espécimes cerâmicos tronco-cônicos confeccionados. Essa indentação teve o objetivo de restringir a área de união, tornando possível a padronização dos espécimes.

Não existe consenso no meio científico acerca da escolha do teste mecânico a ser empregado para uma maior fidelidade dos dados obtidos. Os testes mais comumente empregados são macrotração, microtração, cisalhamento e microcisalhamento, variando conforme as possibilidades de cada estudo desempenhado (Barghi et al., 2000; Fabianelli et al., 2010; Feitosa, 2014; Baratto et al., 2015).

Um dos motivos para a discordância sobre o teste empregado é o fato de que o mesmo pode influenciar diretamente os resultados obtidos, levando pesquisadores a conclusões divergentes e errôneas. Para a realização do teste de microtração, por exemplo, faz-se necessária a secção dos espécimes em palitos. Além de ser oneroso e complexo, o processo de corte dos palitos induz estresse sobre a interface adesiva do espécimes através da vibração do disco, o que comumente induz a falhas pré-teste. (Van Meerbeek et al., 2010). Os testes de cisalhamento e microcisalhamento por sua vez exigem cuidado no momento de montagem do espécime na máquina de ensaios, pois a incidência de força deve ser exatamente na área de interface adesiva (Internacional Organization for Standardization, 2003). Para os dois testes, microtração e cisalhamento, o momento do ensaio e de seu preparo podem ser cruciais para a obtenção de resultados adequados e coerentes.

O teste de microtração, proposto por Sano et al. (1994a, 1994b), foi baseado na teoria de que se a secção transversal do espécime for reduzida a um valor menor do que 2mm provavelmente todas as falhas decorrentes de sua tração serão adesivas, enquanto superfícies maiores são mais sujeitas a resultar em falhas coesivas (Pashley et al., 1995). Assimilando as idéias de que áreas menores derivam em resultados mais próximos da realidade, e que os estresses gerados durante o processamento dos espécimes podem levar a falhas prematuras e resultados distorcidos, nesse estudo foi utilizado um espécime com a menor área possível para realização do teste de macrotração (2 mm) (Barcellos et al., 2008; Pucci et al., 2011; Feitosa, 2014), sem, no entanto, exigir corte das amostras após os procedimentos de adesão.

A cerâmica vítrea de dissilicato de lítio possui em sua microestrutura 40% de lítio em forma de cristais de metassilicato inseridos em uma fase vítrea (Tysowsky, 2009). Essas cerâmicas possuem alta aceitação clínica (Taskonak, Sertgoz, 2006;

Etman, Woolford, 2010; Fabbri et al., 2014; Valenti, Valenti, 2015; Toman, Toksavul, 2015), apresentando elevada taxa de sucesso em estudos de acompanhamento clínico de médio prazo (8 e 10 anos) (Wolfart et al., 2009, Valenti, Valenti, 2009). Além disso, possuem a vantagem da utilização de um mesmo material para a infraestrutura e cobertura, evitando falhas entre dois diferentes substratos. A estrutura dessas cerâmicas, formada pelo entrelaçamento da matriz vítrea com os cristais de dissilicato de lítio, tornou sua resistência flexural quatro vezes superior (400 MPa) a encontrada nas cerâmicas reforçadas por leucita (180 MPa) (Martins et al., 2010). Possivelmente essa união entre boas propriedades mecânicas e estéticas fez com que seu uso clínico tenha se tornado tão popular

A cerâmica IPS e.max Press, utilizada nesse estudo, tem indicação para regiões anterior e posterior, podendo ser utilizadas desde para a confecção de facetas, até pontes de 3 elementos até região de pré-molar (Ivoclar Vivadent, 2009). Esse sistema permite uma excelente mimetização dos dentes naturais do paciente pois é comercializado com uma extensa gama de cores, opções de translucidez e opacidade, além de possibilitar técnicas de mascaramento para reprodução de pequenos detalhes individuais (Gehrt et al., 2013).

O avanço dos materiais restauradores é essencial para a durabilidade das restaurações em função. Entretanto, para um completo sucesso do tratamento, além das boas propriedades estruturais desses materiais faz-se necessário uma boa retenção entre a restauração e o substrato dentário. O desenvolvimento dos cimentos resinosos, sistemas adesivos, técnicas de hibridização dentinária e silanização foram cruciais para a possibilidade de emprego de cerâmicas livres de metal (Buonocore, 1955; Fusayama et al., 1979; Nakabayashi et al., 1982; Calamia, 1983; Calamia et al., 1985; Nakabayashi et al., 1991). O uso de cimentos de ionômero de vidro e cimentos resinosos é o mais prevalente na prática clínica para cimentação das restaurações cerâmicas atuais (Dela Bonna et al., 2009).

Os cimentos resinosos apresentam boa resistência e retenção quando comparados aos cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro, além de resultarem em uma zona marginal passível de polimento e reduzirem a área de estresse entre o remanescente dentário e o material restaurador (Zidan, Ferguson, 2003). Atualmente os cimentos resinosos são comercializados de diversas cores, permitindo a

combinação com a cerâmica e evitando interações negativas sobre a coloração final das restaurações cimentadas.

A proposta desse estudo foi avaliar a efetividade de tratamentos na superfície cerâmica, utilizando laser de alta potência e variando o momento da silanização (prévia ou posterior a irradiação), na resistência de união à dentina humana. Para tal, a seleção dos tratamentos realizados foi baseada na literatura disponível (Nagai et al., 2005; Gokçe et al., 2007; Cavalcanti et al., 2009a; Cavalcanti et al., 2009b; Dilber et al., 2012), e em estudo prévio (Feitosa, 2014), de onde foram selecionados os tratamentos com melhores resultados de resistência de união.

As cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio fazem parte do grupo das cerâmicas ácido-sensíveis, ou seja, quando expostas a ação de ácido, variando composição, tempo e concentração, apresentam uma dissolução de sua fase vítrea, formando irregularidades rasas e exposição dos cristais alongados, que funcionam como retenção e favorecem a adesão mecânica (Zogheib et al., 2011). A cerâmica de dissilicato de lítio possui 2 fases cristalinas e uma fase vítrea. A fase cristalina principal é formada por cristais alongados de dissilicato de lítio, enquanto a segunda fase é composta por cristais de ortofosfato de lítio (Salvio et al., 2007).

O tratamento padrão recomendado pelo fabricante da cerâmica IPS e.max Press é o condicionamento com HF previamente a aplicação de silano. Nesse estudo optou-se pelo condicionamento com HF 10% por 1 min, tratamento semelhante ao realizado por Feitosa (2014), pois o mesmo apresentou bons resultados médios de resistência à tração (14,27 MPa), e exposição de camada uniforme de cristais alongados de dissilicato de lítio quando aplicado previamente ao silano (Monobond Plus) (Feitosa, 2014).

Nesse estudo para todos os grupos foi realizada a silanização por 60s de forma ativa após o condicionamento com HF 10% por 1min, conforme recomendações do fabricante. O agente de união silano é o responsável pela união química entre a cerâmica e o cimento resinoso através de grupamentos metoxi-silanos (união à cerâmica) e metacrílicos (união ao cimento resinoso), resultando nas chamadas uniões siloxanas. A silanização das superfícies cerâmicas vêm mostrando bons resultados de RU, pois além de aumentar a energia de superfície da cerâmica, melhora a molhabilidade do cimento resinoso (Barghi et al., 2000; Spohr et al., 2003; Nagai et al., 2005; Fabianelli et al., 2010).

Segundo estudos anteriores, o aquecimento do silano expõe camadas mais profundas e estáveis, favorecendo a obtenção de uniões mais duráveis. No entanto, existe uma divergência quanto a melhora (Bargi et al., 2000; Spohr et al., 2003; Nagai et al., 2005; Fabianelli et al., 2010) ou não (Carvalho et al., 2011; Feitosa, 2014) da RU após o aquecimento silano. A falta de confirmação e protocolo, uma vez que seu aquecimento já foi testado de diversas maneiras (forno, jato de ar quente, jato de água quente), torna difícil o emprego dessa técnica pelos cirurgiões dentistas (Fabianelli et al., 2010; Carvalho et al., 2011; Baratto et al., 2015).

Nesse estudo foram empregadas duas técnicas de aplicação do silano. Uma delas, utilizada nos grupos Controle, Er e Nd, consiste na aplicação após o condicionamento com HF, sendo um procedimento amplamente utilizado, com bons resultados e de acordo com as recomendações do fabricante (Barghi et al., 2000; Spohr et al., 2003; Nagai et al., 2005; Fabianelli et al., 2010). A outra técnica testada consistiu na aplicação do silano previamente à irradiação com os lasers Er:YAG e Nd:YAG (Grupos Sil+Nd e Sil+Er). O intuito da técnica foi promover o aquecimento do silano durante a irradiação com os lasers, visando os benefícios previamente discutidos, e ainda avaliar através de MEV o comportamento das estruturas após a irradiação.

Estudos anteriores onde foram testadas com sucesso técnicas de irradiação do laser Nd:YAG sobre sistemas adesivos não fotopolimerizados em dentina mostram que o método promove uma alta taxa de evaporação dos solventes residuais, provavelmente devido a um efeito fototérmico, que eleva a temperatura e pode proporcionar melhorias nas propriedades mecânicas da interface adesiva (Loguercio et al., 2005; Barcellos, 2013). Segundo Matos et al., 2000, a irradiação de laser Nd:YAG em esmalte coberto por sistema adesivo promoveria a fusão e a recristalização desse tecido (Matos et al., 2000). Os dados da interação entre sistema adesivo e esmalte dentário irradiados por laser são de grande valia para o presente estudo uma vez que se trata de um tecido com baixo teor de água em sua composição e, portanto, mais semelhante nesse sentido a estrutura das cerâmicas.

Não existem relatos na literatura correlacionando o uso de silano previamente a irradiação com lasers de alta potência em substrato cerâmico. E ainda, as técnicas expostas acima relacionam-se apenas a irradiação com laser Nd:YAG. Por ser uma técnica testada pela primeira vez, nesse estudo optou-se pela irradiação com lasers

Er:YAG e Nd:YAG com parâmetros já conhecidos e que obtiveram bons resultados em estudo de Feitosa, 2014, onde foram irradiados previamente ao condicionamento ácido e aplicação de silano.

Para os grupos irradiados por lasers de Érbio (Grupos Er e Sil+Er) e Neodímio (Nd e Sil+Nd) os parâmetros de cada laser se mantiveram os mesmos. Sendo 200 mJ de intensidade de energia e 10 Hz de frequência por 1 min para o laser Er:YAG (Cavalcanti et al., 2009a), e 120 mJ de intensidade de energia e 15 Hz de frequência por 1 min para o laser Nd:YAG (Cavalcanti et al., 2009b). Esses tratamentos tem a finalidade de criar micro retenções para melhora e durabilidade da adesão (Ozcan et al., 2008; Akin et al., 2011).

## 6.2 Dos resultados

Nesta pesquisa foi realizado um estudo *in vitro* para simular o comportamento de uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio quanto a resistência de união ao substrato dentinário, empregando tratamentos de superfície com lasers Er:YAG e Nd:YAG, e técnicas de silanização prévia e posterior à irradiação com os lasers.

Os espécimes foram submetidos ao ensaio de tração em superfície dentinária com diâmetro circular de 2 mm. A análise das falhas decorrentes do teste mecânico mostrou uma prevalência de falhas adesivas, variando entre adesivas em cerâmica e adesivas em dentina (Figura 17 e Tabela 1) para os grupos Controle, Nd, Sil+Nd e Sil+Er. Esse padrão de falhas concorda com o esperado para testes de resistência de união em pequenas áreas (Sano et al., 1994a; Sano et al., 1994b; Pashley, 1995). Entretanto para o grupo Er houve uma prevalência de falhas coesivas em cimento. Esse resultado pode ter sido decorrente da elevada força de união promovida pelo tratamento com laser Er:YAG seguido de condicionamento com HF 10% e aplicação de silano, e também do sucesso da adesão entre cimento resinoso e substrato dentinário. Para os grupos onde foi empregada a técnica de silanização prévia a irradiação com laser, as imagens de fratura, quando adesivas em cerâmica, mostram uma superfície brilhante, característica da permanência da camada de silano.

Nesse estudo, a mensuração do ângulo de contato foi realizada utilizando-se um goniômetro, que registra a imagem da gota de água deionizada colocada na superfície do espécime durante os 20 s seguintes a sua deposição. Os resultados da análise do ângulo de contato entre a gota de água deionizada e as superfícies cerâmicas tratadas mostraram diferença significativa para os grupos irradiados com laser Er:YAG, independente da silanização, frente aos demais. É importante salientar que para a análise dos espécimes em goniômetro, o silano foi aplicado apenas nos grupos de silanização previa, sendo que os grupos Controle, Nd e Er tiveram suas superfícies tratadas conforme o protocolo de cada grupo exceto quanto à silanização. Esse procedimento foi realizado pois, como descrito anteriormente, a silanização melhora o molhamento das superfícies e, dessa forma, seria impossível a realização do teste.

Corroborando com os resultados da análise em goniômetro, os menores ângulos de contato (alto potencial adesivo), refletiram nos mais altos valores de resistência de união. Os grupos Sil+Er ( $14,11 \pm 4,11$  MPa) e Er ( $19,25 \pm 3,7$  MPa) apresentaram os maiores resultados de resistência a tração. O laser Er:YAG age em substratos orgânicos vaporizando seu conteúdo de água, o que causa expansão e então microexplosões e ablação do tecido (Burkes et al., 1992; Chagas et al., 2014). A cerâmica odontológica apresenta composição totalmente inorgânica, o que teoricamente dificultaria a ação do laser. Entretanto as fotomicrografias de MEV (Figura 17 D.1, D.2, E.1 e E.2) bem como os resultados da resistência de união (Tabela 2) mostram uma evidente interação entre o laser e a estrutura cerâmica. Estudo de Burnett et al., 2014 relaciona a boa interação entre laser e superfície cerâmica à ocorrência de microcavitações, que aumentam sua rugosidade e favorecem o embricamento adesivo (Burnett et al., 2004)

Estudos de Akin et al. (2011) e Feitosa (2014) corroboram com os resultados do presente estudo. Entretanto estudos de Gokçe et al. (2007) e Kara et al. (2012) discordam desses resultados e concluem que a irradiação com laser Er:YAG traz resultados de RU semelhantes ao condicionamento com HF. As diferenças encontradas podem estar relacionadas aos parâmetros do laser utilizados. Gokçe et al. (2007) por exemplo utilizou parâmetros entre 300 e 900 mJ e 20 Hz, e Kara et al. (2012) utilizou 500 mJ e 20 Hz, enquanto o presente estudo utiliza parâmetros mais baixos (200 mJ de intensidade e 10 Hz de frequência) e provavelmente mais



adequados. Segundo Chagas et al., 2014, o uso de parâmetros elevados pode levar a formação de trincas, o que torna duvidosa a qualidade da estrutura da cerâmica bem como de suas propriedades após a irradiação (Chagas et al., 2014).

O uso do laser Nd:YAG mostrou semelhança ao grupo Controle (condicionamento com HF e aplicação de silano) no presente estudo. O mesmo resultado foi encontrado por outros estudos. (Feitosa, 2014; Kara et al., 2012; Yavuz et al., 2015) Já em estudo de Akin et al., 2011, o uso de laser Nd:YAG por contato foi superior aos tratamentos com Érbio e jateamento com partículas de óxido de alumínio, entretanto o substrato nesse estudo foi a cerâmica reforçada por zircônia. O óxido de zircônia confere as cerâmicas que o contém em sua composição um dos maiores valores de tenacidade entre os materiais cerâmicos, resistindo fortemente à propagação de trincas e garantindo alta resistência flexural. Sendo assim, a composição, estrutura e indicação das cerâmicas enriquecidas por zircônia e por di-silicato de lítio faz com que não se possa equiparar os resultados obtidos, bem como os parâmetros utilizados, de uma cerâmica para a outra.

Uma vez que a irradiação com laser sobre a superfície cerâmica, na maior parte das vezes, não pode ser padronizada, algumas áreas acabam por ficar excluídas durante a irradiação, o que pode comprometer os resultados de resistência de união. Com base nesse potencial problema, Feitosa (2014) realizou, após a irradiação com lasers Er:YAG e Nd:YAG, o condicionamento da superfície cerâmica com HF 10% por 1 min, como uma tentativa de assegurar que nenhuma porção da superfície cerâmica ficasse sem tratamento. Os resultados do estudo foram promissores e estatisticamente superiores ao grupo condicionado apenas com o HF, entretanto mais estudos precisam ser realizados antes da aplicação clínica da técnica.

As imagens obtidas pela MEV mostram, para os grupos irradiados com Érbio e Neodímio, áreas de completa modificação do padrão superficial de cerâmicas vítreas de di-silicato de lítio, entremeadas por áreas de clara aglutinação entre cristais de di-silicato de lítio e matriz vítrea, à semelhança do grupo Controle. Possivelmente essa situação seja visualizada em decorrência do descrito no parágrafo acima. As áreas atingidas pela irradiação com os lasers tornam-se modificadas, enquanto as áreas não irradiadas são tratadas pelo condicionamento com HF posterior. Esse pode ser um motivo para a obtenção de melhores resultados de resistência de união para os grupos irradiados com lasers de neodímio e érbio nesse estudo e em Feitosa, 2014.

A atuação do laser sobre a superfície cerâmica é fototérmica, ou seja, baseia-se na conversão de energia térmica em calor (Burnett et al., 2004). Baseado nisso, compreende-se que a irradiação da superfície cerâmica gerará sobre ela um aquecimento, que é proporcional ao aumento da potência utilizada (Arami et al., 2014). Apesar da penetração óptica dos lasers empregados serem de apenas alguns micrômetros (Burnett et al., 2004), é necessário o desenvolvimento de estudo que correlacione dados de potência, variação térmica, profundidade das alterações e suas consequências nas propriedades do material cerâmico para que seja possível ponderar as vantagens e desvantagens da irradiação dos lasers Nd:YAG e Er:YAG sobre sua superfície.

Devido aos recorrentes bons resultados da irradiação com laser Er:YAG nos parâmetros testados sobre a superfície de cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio, sugere-se o emprego dessa técnica agora em procedimentos clínicos com controles periódicos. Dessa forma será possível eliminar as variáveis laboratoriais, principais limitações desse estudo, tais quais o método de armazenamento dos dentes, ausência de cargas mastigatórias e exclusão da presença de saliva e bactérias, e por fim chegar a uma conclusão sobre a utilização cotidiana do método proposto.

Não se pode deixar de ressaltar que apesar dos resultados promissores quanto a resistência a união empregando o laser de Er:YAG, este equipamento possui um alto custo de aquisição, e é atualmente de difícil acesso a grande maioria de profissionais, porém de grandes possibilidades no campo da pesquisa. A utilização do laser de Er:YAG sobre a cerâmica se constitui em procedimento experimental recente, com necessidade de mais pesquisas sobre o tema, para que se comprove com mais efetividade os benefícios e eficiência do uso. A partir destes achados mais pesquisas poderão ser realizadas, alterando parâmetros do laser sempre com o objetivo de se chegar a padrões de resistência a união entre substrato dentina/cerâmica excelentes, com vistas a realização de próteses funcionais, estéticas e que apresentem longevidade.

## 7 CONCLUSÃO

- O condicionamento da superfície cerâmica com HF 10% isoladamente mostrou-se inferior à associação do condicionamento com HF 10% e aplicação de silano prévio ou posterior a irradiação com laser Er:YAG;
- Os tratamentos da superfície cerâmica empregando laser Er:YAG apresentaram os maiores valores de resistência de união;
- As falhas decorrentes do teste de tração foram prevalentemente adesivas (em cerâmica ou dentina) nos grupos Controle, Nd, Sil+Er e Sil+Nd, e coesivas em cimento para o grupo Er;
- A técnica de silanização prévia a irradiação com lasers mostrou-se inferior a técnica de silanização convencional quanto à resistência de união;  
A análise dos ângulos de contato mostrou um inferior molhamento de

## 8 REFERÊNCIAS\*

Akın H, Ozkurt Z, Kırmalı O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic After Aluminum Oxide Sandblasting and Various Laser Treatments. *Photomed Laser Surg.* 2011 Dec;29(12):797-802. doi: 10.1089/pho.2011.3039.

Akyıl MŞ, Yılmaz A, Bayındır F, Duymuş ZY. Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg.* 2011 Mar;29(3):197-203. doi: 10.1089/pho.2009.2746.

Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006 Mar;22(3):283-90. doi: 10.1016/j.dental.2005.04.021

Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Resin Bonding to a Feldspar Ceramic After Different Ceramic Surface Conditioning Methods: Evaluation of Contact Angle, Surface pH, and Microtensile Bond Strength Durability. *J Adhes Dent.* 2011 Dec;13(6):551-60. doi: 10.3290/j.jad.a19815.

Aquilino SA, Williams VD, Svare CW. The effect of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin. *Dent Mater.* 1987 Jun;3(3):131-5. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(87\)80045-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(87)80045-3)

Arami S, Tabatabae MH, Namdar SF, Chiniforush N. Effects of different lasers and article abrasion on surface characteristics of zirconia ceramics. *J Dent.* 2014;11(2):233-41.

Balestrin EA. Dentina: relação entre densidade tubular em diferentes profundidades e a resistência ao cisalhamento de quatro diferentes sistemas adesivos [tese] São Paulo (SP): Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP - Universidade de São Paulo; 2009.

Baratto SS, Spina DR, Gonzaga CC, Cunha LF, Furuse AY, Baratto Filho F, et al. Silanated Surface Treatment: Effects on the Bond Strength to Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *Braz Dent J.* 2015 Oct;26(5):474-7. doi:10.1590/0103-6440201300354.

Barcellos DC. Estudo longitudinal da resistência adesiva aos substratos dentários de sistemas adesivos associados ou não ao Nd:YAG Laser [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

Barcellos DC, Pucci CR, Torres CR, Goto EH, Inocencio AC. Effects of resinous monomers used in restorative dental modeling on the cohesive strength of composite resin. *J Adhes Dent.* 2008;10(5):351-4. doi: <http://dx.doi.org/10.3290/j.jad.a13922>

\* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jan 2016]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Barghi N, Berry T, Chung K. Effects of timing and heat treatments of silanated porcelain on the bond strength. *J Oral Rehab.* 2000 May;27(5):407-12. doi: 10.1046/j.1365-2842.2000.00508.x

Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater.* 2014 Apr;30(4):424-32. doi: 10.1016/j.dental.2014.01.003.

Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosth Dent.* 2003 May;89(5):479-88. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(02\)52704-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(02)52704-9)

Brackett MG, Lockwood PE, Messer RL, Lewis JB, Bouillaguet S, Wataha JC. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. *Dent Mater* 2008 Apr;24(4):450-6. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.013>

Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to a feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and age conditions. *Dent Mater.* 2007 Nov;23(11):1323-31. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.011>

Brugnera Junior A. Estudo da ação dos lasers Er:YAG e Nd:YAG sobre a permeabilidade da dentina das paredes dos canais radiculares instrumentados [tese] Rio de Janeiro (RJ): UFRJ - Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2001.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):849-53. doi: 10.1177/00220345550340060801

Burkes EJ Jr, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent.* 1992 Jun;67(6):847-51.

Burnett LH Jr, Shinkai, RS, Eduardo CP. Tensile bond strength of a one-bottle adhesive system to indirect composites treated with Er:YAG laser, air abrasion, or fluoridric acid. *Photomed Laser Surg.* 2004;22(4):351-6. doi: 10.1089/1549541041797896

Calamia JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *N Y J Dent.* 1983;53(6):255-9.

Calamia JR, Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK. Shear bond strength of etched porcelains. *J Dent Res.* 1985;64:296.

Carvalho AP, Turbino ML. Can previous acid etching increase the bond strength of a self-etching primer adhesive to enamel? *Braz. Oral Res.* 2009 Apr-Jun;23(2):169-74. doi: <http://dx.doi.org/10.1590/S1806-83242009000200013>

Carvalho RF, Martins ME, de Queiroz JR, Leite FP, Ozcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mater J.* 2011;30(3):392-7. doi: <http://doi.org/10.4012/dmj.2010-137>

Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond Strength of Resin Cements to a Zirconia Ceramic with Different Surface Treatments. *Oper Dent.* 2009a;34(3):280-7 doi: 10.2341/08-80.

Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, MArchi GM. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramic after different surface treatments. *Photomed Laser Surg.* 2009b Jun;27(3):473-9. doi: 10.1089/pho.2008.2293.

Chagas PO, Sampaio AA, Souza SE, Santos GP, Freitas AP. Superfície da zircônia após o uso de silicatização/Laser de Érbio:YAG. *J Health Sci Inst.* 2014;32(4):380-4

Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Amer Dent Assoc.* 1997 Aug;128(8):1080-7. doi: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.1997.0364>

Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ Jr. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):693-9. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00015-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00015-0)

Della Bona A, Barrett AA, Rosa V, Pinzetta C. Visual and instrumental agreement in dental shade selection: three distinct observer populations and shade matching protocols. *Dent Mater.* 2009 Feb;25(2):276-81. doi: 10.1016/j.dental.2008.09.006.

Dilber E, Yavuz T, Kara HB, Ozturk NA. Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomed Laser Surg.* 2012 Jun;30(6):308-14. doi: 10.1089/pho.2011.3153.

Duzyol M, Sagsoz O, Polat Sagsoz N, Akgul N, Yildiz M. The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD/CAM Blocks and Composite Resin. *J Prosthodont.* 2015 Jul 27 [Epub ahead of print]. doi: 10.1111/jopr.12322.

Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000 May;16(3):226-33. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00013-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00013-0)

Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004 Jul-Aug;17(4):469-75

Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent.* 2010 Feb;103(2):80-90 doi: 10.1016/S0022-3913(10)60010-8.

Fabrizi G, Zarine F, Dellficorelli G, Cannistraro G, De Lorenzi M, Morca A, et al. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations. Retrospective study with a mean follow-up of 3-years and a maximum observational period of 6 years. *Int J Periodont Restor Dent.* 2014;34(2):165-77. doi: 10.11607/prd.1769.

Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, vanNoort R. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent.* 2010 Jan;38(1):39-43. doi: 10.1016/j.jdent.2009.08.010.

Feitosa FA. Avaliação de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união de cerâmica de di-silicato de lítio [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res.* 1979 Apr;58(4):1364-70. doi: 10.1177/00220345790580041101

Ghassemieh E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):536-47. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.022

Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig.* 2013 Jan;17(1):275-84. doi: 10.1007/s00784-012-0700-x.

Giraldo TC, Villada VR, Castillo MP, Gomes OM, Bittencourt BF, Dominguez JA. Active and Passive Application of the Phosphoric Acid on the Bond Strength of Lithium Disilicate. *Braz Dent J.* 2016 Feb;27(1):90-4. doi: 10.1590/0103-6440201600428.

Goodis HE, Marshall GW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater.* 1993 Mar;9(2):79-84.

Gökçe B, Ozpınar B, Dünder M, Cömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*. 2007 Mar-Apr;32(2):173-8. doi: 10.2341/06-52

Guarda GB, Correr AB, Gonçalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MA, et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*. 2013 Mar-Apr;38(2):208-17. doi: 10.2341/11-076-L.

Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Buchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater*. 2008 Oct;24(10):1352-61. doi: 10.1016/j.dental.2008.02.019.

Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the Microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2000;53(4):297-303. doi: 10.1002/1097-4636(2000)53:43.0.CO;2-G

Ivoclar Vivadent [internet]. IPS e max press: instruções de uso. 2009 [acesso em 03 nov 2015]. Disponível em:

<https://www.google.com.br/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwitiOizmlzNAhVCmR4KHeBBCDQQFgguMAE&url=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.com.br%2Fzooluwebsite%2Fmedia%2Fdocument%2F32463%2FIPS%2Be-max%2BPress&usg=AFQjCNEEx-aVcjBlpTOnFckh00X8T2rQLFg>

Internacional Organization for Standardization. ISO TS 11405: dental materials: testing of adhesion to tooth structure. Geneva: International Organization for Standardization; 2003.

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

Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehab*. 2005 Feb;32(2):128-33. doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01400.x

Liu L, Liu S, Song X, Zhu Q, Zhang W. Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers Med Sci*. 2015 Feb;30(2):627-34. doi: 10.1007/s10103-013-1381-7.

Loguercio AD, Barroso LP, Grande RH, Reis A. Comparison of intra- and intertooth resin-dentin bond strength variability. *J Adhes Dent*. 2005;7(2):151-8

Mahmoodi N, Hooshmand T, Heidari S, Khoshro K. Effect of sandblasting, silica coating, and laser treatment on the microtensile bond strength of a dental zirconia



ceramic to resin cements. *Lasers Med Scie.* 2016 Feb;31(2):205-11 doi: 10.1007/s10103-015-1848-9.

Marimoto AK, Cunha LA, Yui KC, Huhtala MF, Barcellos DC, Prakki A, Gonçalves SE. Influence of Nd:YAG laser on the bond strength of self etching and conventional adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent.* 2013;38(4):447-55. doi: 10.2341/11-383-L.

Marinho CC. Influência do tratamento de superfície pós condicionamento e da ciclagem termomecânica na resistência à fratura de coroas cerâmicas [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012.

Martins LM, Lorenzoni FC, Farias BC, Lopes LDS, Bonfante G, Rubo JH. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica.* 2010;56:148-55.

Matos AB, Oliveira DC, Navarro RS, de Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg.* 2000;18(5):253-7. doi:10.1089/clm.2000.18.253.

Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehab.* 2005 Aug;32(8):598-605. doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01464.x

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. *J Biomed Mater Res.* 1982 May;16(3):265-73. doi: 10.1002/jbm.820160307

Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent.* 1991;3(4):133-8. doi: 10.1111/j.1708-8240.1991.tb00985.x

Oilo G, Olsson S. Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent Mater.* 1990;6(2):138-44. doi:10.1016/S0109-5641(05)80045-4

Olsson S, Oilo G, Adamczak E. The structure of dentin surfaces exposed for bond strength measurements. *Scand J Dent Res.* 1993 Jun;101(3):180-4. doi: 10.1111/j.1600-0722.1993.tb01660.x

Ozcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J.* 2008 Jan;27(1):99-104. doi:http://doi.org/10.4012/dmj.27.99

Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004 Jun;91(6):561-9. doi:10.1016/j.prosdent.2004.03.001

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentine bonding agents: a review. *Dent Mater.* 1995;11 Mar:117–25. doi:10.1016/0109-5641(95)80046-8

Piasek JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater.* 2009 Sep;25(9):1116-21. doi: 10.1016/j.dental.2009.03.008

Prochnow C, Venturini AB, Grasel R, Bottino MC, Valandro LF. Effect of etching with distinct hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2016 Feb 5. doi: 10.1002/jbm.b.33619.

Pucci CR, Barcellos DC, Palazon MT, Borges AB, da Silva MA, de Paiva Goncalves SE. Evaluation of the Cohesive Strength between Resin Composite and Light-curing Characterizing Materials. *J Adhes Dent.* 2011 Feb;14(1):69-73.. doi: 10.3290/j.jad.a22092.

Ribeiro CF, Gonçalves SE, Yui KC, Borges AB, Barcellos DC, Brayner R. Dentin bond strength: influence of Er:YAG and Nd:YAG lasers. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2013;33(3):373-7. doi: 10.11607/prd.1096.

Salvio LA, Correr-Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti MA, de Goes MF, Knowles JC. Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. *J Prosthodont.* 2007 May-Jun;16(3):192-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2006.00171.x

Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res.* 1994a Jun;73(6):1205-11. doi: 10.1177/00220345940730061201

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994b Jul;10(4):236-40. doi:10.1016/0109-5641(94)90067-1

Sari T, Tuncel I, Usumez A, Gutknecht N. Transmission of Er:YAG laser through different dental ceramics. *Photomed Laser Surg.* 2014 Jan;32(1):37-41. doi:10.1089/pho.2013.3611.

Silva MF, Mandarino F, Sassi JF, Menezes M, Centola ALB, Nonaka T. Influência do tipo de armazenamento e do método de desinfecção de dentes extraídos sobre a adesão à estrutura dental. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo.* 2006;18(2):175-80. doi: 10.11607/ijp.3045.

Solá-Ruiz MF, Lagos-Flores E, Román-Rodríguez JL, Highsmith JR, Fons-Font A, Granell-Ruiz M. Survival rates of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit

esthetic fixed partial dentures: a 10-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2013 Mar-Apr;26(2):175-80. doi: 10.11607/ijp.3045.

Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol.* 2000 May;45(5):355-61. doi: 10.1016/S0003-9969(00)00006-6

Spoehr 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. *Int J Prosthodont.* 2003 May-Jun;16(3):277-82. doi: 10.2341/06-131

Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater.* 1988 Dec;4(6):371-8. doi:10.1016/S0109-5641(88)80052-6.

Taskonak B, Sertgöz A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2006 Nov;22(11):1008-13. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.028>

Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol.* 1998 Apr;43(4):305-11. doi:10.1016/S0003-9969(97)00112-X

Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 years. *Quint Int.* 2015 Mar;46(3):189-97. doi: 10.3290/j.qi.a33267.

Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today.* 2009 Mar;28(3):112-3.

Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Scie.* 2013 Jan;28(1):259-66. doi: 10.2341/08-80.

Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quint Int.* 2009 Jul-Aug;40(7):573-9

Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 110 lithium disilicate crowns with feather-edge marginal preparation. *Int J Esthet Dent.* 2015 Summer;10(2):246-57.

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 2010; 26:100-22. doi: 10.1016/j.dental.2009.11.148.

Villela-Rosa AC, Gonçalves M, Orsi IA, Miani PK. Shear bond strength of self-etch and total-etch bonding systems at different dentin depths. *Braz Oral Res.* 2011 Mar-Apr;25(2):109-15. <http://dx.doi.org/10.1590/S1806-83242011005000008>

Wady AF. Propriedade antifúngica de resina para base de prótese modificada com nanopartículas de prata [dissertação]. Araraquara (SP): Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2011.

Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass ceramic fixed dental prostheses up to 8 years results. *Dent Mater.* 2009 Sep;25(9):e63-71. doi:10.1016/j.dental.2009.05.003

Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Ozturk AN. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Scie.* 2012 Sep 13. doi: 10.1007/s10103-012-1201-5.

Yavuz T, Özyılmaz ÖY, Dilber E, Tobi ES, Kiliç HŞ. Effect of Different Surface Treatments on Porcelain-Resin Bond Strength. *J Prosthodont.* 2015 Oct 19. doi: 10.1111/jopr.12387.

Yoshida F, Tsujimoto A, Ishii R, Nojiri K, Takamizawa T, Miyazaki M, Latta MA. Influence of surface treatment of contaminated lithium disilicate and leucite glass ceramics on surface free energy and bond strength of universal adhesives. *Dent Mater J.* 2015;34(6):855-62. doi: 10.4012/dmj.2015-123

Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent.* 2003;89(6):565-71. doi: 10.1016/S0022391303001823

Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J.* 2011;22(1):45-50.

Zortuk M, Kilic K, Gurbulak AG, Kesim B, Uctasli S. Tensile bond strength of a lithium-disilicate pressed glass ceramic to dentin of different surface treatments. *Dent Mater J.* 2010 Aug;29(4):418-24. doi: <http://doi.org/10.4012/dmj.2009-074>

## ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

INSTITUTO DE CIÊNCIA E  
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO  
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** INFLUÊNCIA DA UTILIZAÇÃO DE LASERS DE ALTA POTÊNCIA NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE CERÂMICAS DE DI-SILICATO DE LÍTIO E MOLARES HUMANOS.

**Pesquisador:** Fernanda Alves Fetsosa

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 38500214.9.0000.0077

**Instituição Proponente:** Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 874.675

**Data da Relatoria:** 16/11/2014

#### Apresentação do Projeto:

O estudo avaliará a influência da irradiação com lasers Er:YAG e Nd:YAG e a associação destes com grafite na resistência de união entre cerâmica de di-silicato de lítio, cimento resinoso e dentina humana.

#### Objetivo da Pesquisa:

Esse estudo avaliará a influência da irradiação com lasers Er:YAG e Nd:YAG e a associação destes com grafite na resistência de união entre cerâmica de di-silicato de lítio, cimento resinoso e dentina humana. Para tanto, serão utilizados teste de tração, análise do padrão das fraturas e análise por estereomicroscópio e microscopia eletrônica de amedura, com os objetivos de: 1. Avaliar o efeito da irradiação da superfície de cerâmicas de di-silicato de lítio com lasers de Er:YAG e Nd:YAG quando cimentadas à dentina humana; 2. Avaliar a influência da cobertura de grafite na superfície da cerâmica de di-silicato de lítio previamente a irradiação com laser de Nd:YAG ou Er:YAG na resistência à tração; 3. Avaliar a efetividade do condicionamento ácido e aplicação do silano previamente a irradiação com laser de Nd:YAG ou Er:YAG na resistência de união entre cerâmica, cimento resinoso e dentina humana; 4. Verificar os tipos de falhas obtidas com os tratamentos de superfície após teste de tração e assim constatar a viabilidade de aplicação clínica das técnicas; 5. Analisar o comportamento da camada

Endereço: Av. Eng.º Francisco José Longo 777  
Bairro: Jardim São César CEP: 13.245-000  
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS  
Telefone: (13)3947-9078 Fax: (13)3947-9010 E-mail: cep@ibajc.unesp.br

INSTITUTO DE CIÊNCIA E  
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO  
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



Continuação do Parecer: 874.075

de grafite após a exposição aos lasers de alta potência através de espectroscopia por dispersão de energia (MEV-EDS).

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:** não há riscos devido a utilização de dentes já extraídos e doados.

**Benefícios:** melhorias na qualidade e durabilidade de restaurações em cerâmica pura.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Pesquisa muito interessante para a área de desenvolvimento de materiais dentários.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Documento de doação dos dentes apresentado corretamente.

**Recomendações:**

-Relatório Científico- Deverá o pesquisador enviar via plataforma Brasil (notificação) o Relatório Científico conforme segue:-

Projeto de 01(um) ano ou mais enviar RC semestral.

Projeto menos que um 01(ano) somente RC final.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não há inadequações.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O Colegiado aprova o parecer da relatora e solicita a pesquisadora atentar pelas Recomendações referente ao envio de Relatório Científico.

Endereço: Av. Eng<sup>o</sup> Francisco José Longo 777  
Bairro: Jardim São Demas CEP: 12.245-000  
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS  
Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: cep@tcjcc.unesp.br

**ANEXO B – DOAÇÃO BANCO DE DENTES HUMANOS FOUSP**

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
Faculdade de Odontologia  
Banco de Dentes Humanos

**DECLARAÇÃO AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

Para fins de avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) dessa instituição, o Banco de Dentes Humanos da FOUSP (DIVISÃO DENTES PERMANENTES) compromete-se, mais uma vez, em auxiliar pesquisadores na realização de seus projetos.

Sendo assim, após a aprovação do CEP, nossa contribuição consistirá no oferecimento de 58 molares para a execução do trabalho de pesquisa intitulado: “Influência da utilização de LASERs de alta potência na resistência de união entre cerâmicas de di-silicato de lítio e molares humanos.”, a ser realizado pela pesquisador Prof. Dr. Cesar Rogério Pucci orientados pelo Prof. Dr. Cesar Rogério Pucci.

São Paulo ,10 de março de 2015

---

**José Carlos Pettorossi Imparato**  
Coordenador Geral BDH