

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ODONTOLOGIA

Daniel Alexandre Menezes
Pedrosa Malta

**REPARO DE CERÂMICA COM
RESINA COMPOSTA**

Florianópolis
2012

Daniel Alexandre Menezes
Pedrosa Malta

**REPARO DE CERÂMICA COM
RESINA COMPOSTA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior

Co-orientador: Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada

Florianópolis

2012

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária
da
Universidade Federal de Santa Catarina

M261r Malta, Daniel Alexandre Menezes Pedrosa
Reparo de cerâmica com resina composta [tese] / Daniel
Alexandre Menezes Pedrosa Malta ; orientador, Sylvio
Monteiro Júnior. - Florianópolis, SC , 2012.
129 p.: il., grafs., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina,
Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-graduação em
Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Adesão. 3. Dentes - Reparos e
reconstrução. 4. Cerâmica odontológica. 5. Lasers. I. Monteiro
Júnior, Sylvio. II. Universidade Federal de Santa Catarina.
Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314

Daniel Alexandre Menezes
Pedrosa Malta

**REPARO DE CERÂMICA COM
RESINA COMPOSTA**

Esta Tese foi julgada adequada para obtenção do Título de Doutor, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 9 de fevereiro de 2012.

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior
Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Dra. Carla Raquel Fontana
Universidade Estadual Paulista

Profa. Dra. Mônica Kina

Prof. Dr. Luiz Clóvis Cardoso Vieira
Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Dra. Renata Gondo Machado
Universidade Federal de Santa Catarina



Para os meus pais, exemplo de amor e perseverança.

Este estudo foi idealizado em Florianópolis, na Universidade Federal de Santa Catarina, sob a orientação do Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior e co-orientação do Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada. Os experimentos foram executados no Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo - IFSC-USP, na Universidade do Sul da Califórnia - USC (Estados Unidos da América) e na Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor **Dr. Sylvio Monteiro Junior**, meu orientador de Doutorado, pela confiança depositada em mim desde o princípio. Foi muito bom trabalhar com você. Aprendi muito nestes quatro anos de UFSC, não somente no campo técnico-científico, mas também no pessoal. Muito obrigado pela oportunidade de ir aos Estados Unidos. Não poderia imaginar isso nos meus melhores sonhos.

Ao Professor **Dr. Luiz Narciso Baratieri**, por ter me aceito em seu grupo quatro anos atrás. Naqueles dias, não poderia imaginar o que viria pela frente. Foram criadas muitas oportunidades. Abracei todas! Estarei do seu lado sempre! Defendo com unhas e dentes a equipe a qual você lidera. Sendo este também mais um aprendizado: liderar para crescer juntos. Muito obrigado por ter me ajudado no contato com o Professor Dr. Pascal Magne, o qual me levou à bolsa de Doutorado no exterior por um ano. Muito obrigado ter confiado em mim todas as vezes que o solicitei (e não foram poucas).

Ao Professor **Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, meu co-orientador. Sempre disponível e atento, tenho absoluta certeza que se tivesse precisado mais de você, não mediria esforços para me atender.

Aos demais Professores da Dentística **Luiz Clóvis Cardoso Vieira, Hamilton Pires Maia, Renata Gondo Machado, Jussara Bernardon e Guilherme Carpena Lopes**. Foi muito grande o aprendizado com vocês. Este, com certeza não ficou somente na esfera da Odontologia. Foram muitas as conversas na sala da Dentística e durante os seminários. Foi muito bom compartilhar com alguns de vocês, jantares, cafés e confraternizações que deixarão muita saudade.

Aos demais Professores, **Gilberto Müller Arcari, Élitó Araújo, Édson Araújo e Cléo Nunes de Souza** pela convivência harmoniosa e transmissão de conhecimentos sempre que foi necessário.

Agradecimento especial aos Professores **Alfredo Meyer Filho** e **Luiz Henrique Maykot Prates** pela ajuda com materiais para a execução da metodologia dos experimentos deste estudo. Sem vocês teria sido mais difícil a concretização do trabalho. Muito obrigado!

Ao **Prof. Dr. Ricardo Magini**, Coordenador da Pós-Graduação. Muito obrigado pela disponibilidade, principalmente na elaboração dos documentos e cartas para CAPES no momento da solicitação da bolsa de estudos para o exterior.

Aos meu colegas de Doutorado **Juan, Junio, Sheila, Sil, Marcelo, Max, Luana, Ju, Neimar e Renan**. Vocês foram inesquecíveis. Vou ter muitas saudades dos cafés, almoços, viagens, etc. Passamos muitos momentos juntos. Grande parte foi alegria, mas muitas vezes a tristeza veio à tona. Nestas horas, a função do amigo é fundamental na falta da família por perto. Valeu!

Agradecimento especial a **Silvana (Sil)**. Foi perfeito nosso ano nos EUA. Obrigado por ter segurando a onda por muitas vezes. Obrigado por ter me ouvido e por ter sido minha companhia. Muito obrigado por ter confiado em mim.

Outros também foram muito importantes nesta etapa da minha vida: **Adriano, Acir, Otto, Marquinhos Barros, Marcos Ximenes, Walberto, Carol, Ísis, Pâmela, Camila, Moira, Hugo, Ivone, Bê, André e Ângela Humeres, Laura, David e Susan Moriarty, Oscar e Flávia Munhoz, Rogério e Thalita Margonar, Paulo Kano e Débora**. A estes o meu muito obrigado. Vocês foram fundamentais em várias esferas. Cada um sabe o quanto foi importante. Nunca esquecerei de vocês.

Ao pessoal de São Carlos, **Mardô, Carla, Liza, Cristina e Vanderlei**. Obrigado pela ajuda com os lasers e por me receberem sempre com muita atenção.

A **todos** da Universidade do Sul da Califórnia. Em especial ao **Dr. Pascal Magne, Maria Paula Paranhos, Marcelo Freire, Silas Duarte Junior, Michel Magne, Odena, Ana Luíza e Mari**. Vocês fizeram de 2011 um ano inesquecível.

À **Ivoclar Vivadent** pela doação da maior parte dos materiais empregados neste estudo.

Agradecimento especial aos Professores **Luiz Clóvis Cardoso Vieira e Renata Gondo Machado** por terem aceito o convite de participar como membros da banca examinadora.

Agradecimento super especial as Professoras **Carla Raquel Fontana e Mônica Kina** por aceitarem deixar seus afazeres e o convívio junto aos seus familiares para virem a Florianópolis participarem desta Banca Examinadora.

À **Universidade Federal de Santa Catarina**.

À **FAPEAL e CAPES** - Agências fomentadoras de pesquisa.

A **todos** que direta ou indiretamente contribuíram para a concretização deste trabalho.

Meus agradecimentos especiais...

A toda minha **família, irmãos (Henrique, Christine e Marco), tios, primos e sobrinhos**. Muito obrigado pelo apoio sempre despendido em manifestações de carinho e incentivo para que continuasse a minha jornada. Vocês sabem que não foi fácil!! O apoio de vocês foi fundamental. Mesmo que não tenha sido direto, mas somente saber que vocês existem já foi um alento nos momentos difíceis.

Aos meus **pais**, que nunca mediram esforços para realizar minhas vontades. Muito obrigado pela educação sempre baseada no amor ao próximo e a si próprio. As missas aos domingos pela manhã fizeram muita diferença em toda minha vida. Minhas decisões sempre foram norteadas nos nobres conceitos religiosos. Sou fiel a estes valores.

A **Deus**. Tenho certeza que estou sendo guiado!!!

RESUMO

Malta, Daniel Alexandre Menezes Pedrosa. Reparo de cerâmica com resina composta. 2012. Tese (Doutorado em Odontologia – área de concentração: Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

A atual pesquisa objetivou encontrar a força de união ao cisalhamento do reparo de resina composta à cerâmica feldspática empregando três tratamentos de superfície com laser de Nd:YAG em comparação com quatro tratamentos convencionais. Três blocos de cerâmica para CAD/CAM (IPS Empress® CAD) foram cortados em 77 blocos menores com 2 mm de largura e 2 mm de profundidade. Estes foram incluídos em resina acrílica e as superfícies foram delimitadas com uma fita adesiva com um orifício central de 3 mm de diâmetro. Os tratamentos de superfície foram feitos de acordo com os seguintes Grupos (n=10): A - rugosidade com ponta diamantada mais ácido fosfórico; B - condicionamento com ácido hidrofluorídrico; C - jateamento com partículas de Al₂O₃ com 50 µm; D - jateamento com partículas de sílica com 30 µm; E - laser de Nd:YAG com pó de carbono; F - laser de Nd:YAG com pó de sílica; G - laser de Nd:YAG com pó de sílica mais condicionamento com ácido hidrofluorídrico. Silano (Monobond - S) seguido do adesivo (Tetric N-bond) foi aplicado após os tratamentos de superfície. O Grupo D recebeu um silano (ESPE-SIL) e um adesivo (Vision Bond) diferentes. As amostras foram reparadas com resina composta (Tetric N-ceram) usando uma matriz metálica. O adesivo N-bond foi fotopolimerizado por 10 segundos e o Vision Bond por 20 segundos. As camadas de resina composta foram fotopolimerizadas por 20 segundos. As amostras de cerâmica-resina foram estocadas em água destilada por 48 horas. Os espécimes foram então submetidos a força de

cisalhamento por meio de uma máquina de ensaios universais - Instron. Após os testes, as amostras fraturadas foram armazenadas para posterior análise do modo de falha por microscopia óptica. Uma amostra de cada Grupo e uma amostra sem tratamento de superfície não receberam os procedimentos adesivos restauradores e foram empregados para análise morfológica por microscopia eletrônica de varredura. Os dados dos testes de cisalhamento foram submetidos à análise de variância - ANOVA, seguido pelo teste de Tukey. Os resultados mostraram que a força de união ao cisalhamento do Grupo B foi 16,59 MPa, significativamente mais alta do que os demais Grupos. Os tratamentos com laser evidenciaram as menores médias (Grupo E - 3,87; Grupo F - 4,39; Grupo G - 7,41 MPa). O Grupo A alcançou 7,89 MPa, estatisticamente similar aos Grupos com laser. Os Grupos C e D foram estatisticamente similares com 10,01 e 11,42 MPa, respectivamente. Os modos de falha relatados foram do tipo adesivo e misto. A análise morfológica revelou coerência com os dados de força de união coletados. Foi determinado que o condicionamento com ácido fluorídrico rendeu melhor força de união ao cisalhamento.

PALAVRAS-CHAVE: Adesão; Reparo; Cerâmica; Laser de Nd:YAG.

ABSTRACT

Malta, Daniel Alexandre Menezes Pedrosa. Ceramic repair with composite resin. 2012. Thesis (PhD in Dentistry – Graduate Program in Dentistry - Operative Dentistry) – Graduate Program in Dentistry, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

The present research was reasoned in achieve the shear bond strength of a composite resin repair to a feldspathic ceramic using three Nd:YAG laser surface treatments in comparison with four conventional ways. Three ceramic blocks for CAD/CAM (IPS Empress® CAD) were cut in 77 smaller blocks with 2-mm width and 2-mm depth. Those blocks were included in acrylic resin and the surfaces were delimited with an adhesive tape with a hole of 3-mm diameter. The surface treatments were done in agreement with the following Groups (n=10): A - roughening with a diamond bur + phosphoric acid; B - etching with hydrofluoric acid; C - sandblasting with 50- μm Al_2O_3 ; D - sandblasting with 30- μm silica; E - Nd:YAG laser with carbon powder; F - Nd:YAG laser with 30- μm silica; G - Nd:YAG laser with 30- μm silica + etching with hydrofluoric acid. Silane (Monobond - S) followed by the adhesive (Tetric N-bond) was applied after the surface treatments. Group D received a different silane (ESPE-SIL) and adhesive (Vision Bond). The samples were repaired with composite resin (Tetric N-ceram) using a metal matrix. N-bond adhesive was lightpolymerized for 10 seconds and the Vision Bond for 20 seconds. Composite resin layers were lightpolymerized for 20 seconds. The ceramic-resin samples were stored in distilled water for 48 hours. The specimens were then subjected to a shear force via an Instron Machine. After testing, the fractured samples were stored for posterior analysis of the failure mode by optical microscopy. One sample of each Group and one more sample with no

surface treatment did not receive the restorative procedures and were used for morphological analysis by scanning electron microscopy. The shear bond strength data was submitted to one-way ANOVA followed by Tukey test. The results showed that the shear bond strength to Group B was 16,59 MPa, significantly higher than those others Groups. The laser treatments showed the lowest averages (Group E - 3,87; Group F - 4,39; and Group G - 7,41 MPa). Group A reached 7,89 MPa, statistically similar to the laser Groups. Groups C and D were statistically similar with 10,01 and 11,42 MPa, respectively. The failure modes reported were adhesive and mixed. The morphological analysis were coherent with the bond strength data collected. It was determined that the etching with hydrofluoric acid yielded better shear bond strength.

KEYWORDS: Bond strength; Repair; Ceramic; Nd:YAG laser.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Blocos de cerâmica	64
Figura 2 - Bloco de cerâmica sendo cortado	64
Figura 3 - Espessura dos blocos de cerâmica	65
Figura 4 - Blocos de cerâmica incluídos em resina	65
Figura 5 - Delimitação da área	66
Figura 6 - Tratamento de superfície com laser	68
Figura 7 - Matriz e reparo de resina composta	70
Figura 8 - Teste de cisalhamento	72
Figura 9 - Gráfico das médias de tensão	79
Figura 10 - Fratura adesiva	80
Figura 11 - Fratura mista	80
Figura 12 - Cerâmica sem tratamento (MEV)	83
Figura 13 - Cerâmica do Grupo A (MEV)	84
Figura 14 - Cerâmica do Grupo B (MEV)	85
Figura 15 - Cerâmica do Grupo C (MEV)	86
Figura 16 - Cerâmica do Grupo D (MEV)	87
Figura 17 - Cerâmica do Grupo E (MEV)	88
Figura 18 - Cerâmica do Grupo E (MEV)	89
Figura 19 - Cerâmica do Grupo F (MEV)	90
Figura 20 - Cerâmica do Grupo G (MEV)	91

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Materiais restauradores	62
Quadro 2 - Características do laseres	63
Quadro 3 - Parâmetros do laseres	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Estatística descritiva	75
Tabela 2 - Teste de normalidade	76
Tabela 3 - Análise de variância	76
Tabela 4 - Teste de Tukey	77
Tabela 5 - Médias aritméticas	78
Tabela 6 - Tipo de fratura	79
Tabela A1 - Dados relativos ao Grupo A	120
Tabela A2 - Dados relativos ao Grupo B	121
Tabela A3 - Dados relativos ao Grupo C	122
Tabela A4 - Dados relativos ao Grupo D	123
Tabela A5 - Dados relativos ao Grupo E	124
Tabela A6 - Dados relativos ao Grupo F	125
Tabela A7 - Dados relativos ao Grupo G	126

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

- * % - porcentagem;
- * μm - micrômetro;
- * nm - nanômetro;
- * mm - milímetro;
- * cm - centímetro;
- * π - *pi*;
- * α - alfa;
- * p - nível de significância;
- * *r* - *raio*
- * S - área;
- * F - força;
- * T - tensão;
- * E - energia;
- * J - Jaule;
- * cm^2 - centímetro quadrado;
- * J/cm^2 - Jaule por centímetro quadrado;
- * mJ - mili Jaule;
- * W - Watt;
- * kN - kilo Newton;
- * mm/min - milímetro por minuto;
- * mm/s - milímetro por segundo;
- * Hz - hertz;
- * μs - microsegundo;
- * *psi* - *pound per square inch* (libra por polegada quadrada)
- * MPa - mega Pascal;
- * $^{\circ}\text{C}$ - graus centígrados;

- * pH - potencial hidrogeniônico;
- * Nd:YAG - meio ativo do laser composto de Nd - neodímio, Y - ítrio, A - Alumínio e G - granada;
- * Er: YAG - meio ativo do laser composto de Er - érbio, Y - ítrio, A - Alumínio e G - granada;
- * CO₂ - gás carbônico;
- * Al₂O₃ - óxido de alumínio;
- * SiO₂ - sílica;
- * Na - sódio;
- * K - potássio;
- * Ca - cálcio;
- * Al - Alumínio;
- * Si - silício;
- * O - oxigênio;
- * H - hidrogênio.

SUMÁRIO

1. Introdução	33
2. Fundamentação científica	37
2.1 Tratamentos de superfície	38
3. Proposição	57
4. Material e método	60
4.1 Materiais	61
4.1.1 Materiais restauradores	61
4.1.2 Fotopolimerizador	61
4.1.3 Laser de Nd:YAG	61
4.1.4 Padronização da irradiação	61
4.2 Método	64
4.2.1 Confeção dos espécimes	64
4.2.2 Grupos de tratamento	65
4.2.3 Tratamentos de superfície	66
4.2.4 Procedimentos adesivos	69
4.2.5 Teste de cisalhamento	70
4.2.6 Análise fractográfica	71
4.2.7 Análise da superfície por MEV	71
5. Resultados	74
6. Discussão	93
7. Conclusão	102
8. Referências	105
9. Apêndice	117
I. Cálculo da fluência do laser	118
II. Cálculo da força em MPa	119
III. Resultados dos ensaios de cisalhamento	120

INTRODUÇÃO

1. Introdução

O alto padrão estético e a longevidade são os fatores que levam os Cirurgiões-Dentistas e pacientes a escolherem o tratamento restaurador baseado em cerâmicas para a reabilitação funcional [30,33,59,60,65,77]. As cerâmicas feldspáticas (de vidro), são largamente empregadas para restaurações indiretas parciais (*inlay*, *onlay*, faceta) ou totais (coroas) na região anterior ou posterior [30, 50,57,59,60,65,78]. A taxa de sobrevivência de *onlays* e *inlays* de cerâmica de vidro é de 84 % em 12 anos [30] e 88,7 % em 17 anos [65]. As restaurações em cerâmica feldspáticas são mais passíveis à fratura quando em comparação com os outros tipos de porcelana [60,84,85] e resina composta [50,82] mas, em compensação exibem alta translucidez e excelentes propriedades ópticas [59,60,77]. Apesar da grande evolução no desenvolvimento de novas cerâmicas (mais resistentes) [84,85] e técnicas adesivas [13,41,49], as restaurações ainda falham e podem necessitar de reparo ou substituição [33].

Um estudo clínico com 289 pacientes mostrou que 65 % das fraturas das restaurações de cerâmica ocorrem na arcada anterior e 35 % na arcada posterior. A maioria das fraturas ocorrem em função de mastigação (66 %); acidentes representam 10 %; intervenções cirúrgicas, devido a intubação para anestesia geral 6 %; e 18 % por fatores iatrogênicos, tais como durante ajustes oclusais, remoção de coroa ou tratamento endodôntico sem remoção da coroa [70]. Fatores adicionais como redução inadequada do elemento dental durante o preparo, fadiga e erros técnicos relacionados a confecção laboratorial (desenho estrutural inapropriado e microporosidades) podem contribuir para as fraturas nas restaurações de cerâmica [33,68]. As fraturas podem envolver somente a cerâmica, cerâmica e metal (quando existente) e o elemento dental [70].

As falhas por fratura podem não requerer a substituição ou reparo das restaurações de cerâmica, no entanto elas posam como um dilema estético e funcional para o paciente e dentista. A decisão de substituição adiciona custo e tempo de consultório e por isso pode não ser a solução mais prática [33,68,70].

Um reparo realizado de forma direta, com o emprego de resinas compostas, pode ser o mais apropriado. Quando possível, ele oferece muitas vantagens sobre a substituição da restauração, tais como: a obtenção de resultados imediatos, redução do tempo de consultório, menor custo e fácil aplicação. As desvantagens incluem menor resistência à fratura recorrente, especialmente em áreas de alta carga mastigatória, alto risco de desgaste e potencial decréscimo da qualidade da estética quando comparado com a porcelana [33].

Para as restaurações reparadas encontrarem as demandas estéticas e funcionais colocadas sobre elas, uma forte e durável união entre a cerâmica e a resina composta deve ser alcançada. Uma forte adesão baseia-se no travamento micromecânico e união química entre a resina e a cerâmica, a qual requer uma superfície rugosa e limpa [10,33,63,67,69,70,72,86].

Tradicionalmente, o pré-tratamento da superfície de cerâmica pode ser realizado com pontas diamantadas seguido ou não do ácido fosfórico [1,19,33,40,42,55,67,69,93,99], condicionamento com ácido fluorídrico [1,15,31,33,44,47,62,63,66,67,69,71,76,86,92,95,100], jateamento com partículas de óxido de alumínio [1,13,33,44,46,58,62,63,67,71,72,76,86,92], combinação do jateamento com óxido de alumínio seguido de ácido fluorídrico [33,58,62,63,67,86], e jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas com sílica (chamada silicatização) [1,22,24,31,33,36,46,55,67,69,71,72]. A união química da superfície da cerâmica com a resina composta é alcançada com a aplicação do agente silano [6,12,61,86,92,99].

A literatura mostra que o tratamento de superfície mais previsível é o jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas com sílica. A silicatização seguida da aplicação do agente silano pode ser empregada em todas as situações de reparo intra-oral [1,22,24 31,33,36,55,67,69,71,83]. Um estudo clínico evidenciou 89 % de sucesso após 3 anos quando a silicatização foi empregada [70]

Tentativas de inclusão dos lasers de Er:YAG [3,16,32,43,88], Nd:YAG [3,20,43,48,64,72,89] e CO₂ [72,34,23] como ferramenta para o pré-tratamento da superfície da cerâmica têm sido recentemente relatadas na literatura.

O uso dos lasers têm se tornado mais popular na Odontologia e por isso seu emprego é cada vez mais investigado. O laser de Er:YAG, por exemplo, é utilizado para remoção seletiva de tecido cariado [18, 37,45,73]. Enquanto os lasers de Nd:YAG e CO₂ são mais indicados para cirurgias periodontais [53,74,75].

O condicionamento das cerâmicas com laser de Nd:YAG poderá vir a ser um promissor tratamento de superfície com o objetivo de aumentar a retenção micromecânica das resinas compostas. Um estudo mostrou que o limiar de ablação das cerâmicas pelo laser de Nd:YAG é significativamente menor e distante do limiar de ablação do esmalte e dentina. Desta forma é possível uma interação entre o laser de Nd:YAG e a cerâmica sem interação com os tecidos dentários [89].

Diante da importância do tópico reparo de cerâmicas com resina composta, da possibilidade de encontrar novas técnicas, e contribuir para o entendimento da adesão resinosa à superfície da cerâmica; o alvo do presente estudo foi avaliar a resistência de união ao cisalhamento de três tratamentos de superfície em uma cerâmica feldspática empregando o laser de Nd:YAG, em comparação com quatro tratamentos convencionais.

2. Fundamentação científica

Para uma restauração reparada alcançar as demandas funcional e estética, uma forte e durável união entre a cerâmica e a resina composta deve ser encontrada. Esta forte adesão baseia-se no travamento micromecânico e união química das superfícies de cerâmica e substrato resinoso [10,11,33,63,67,69,70,72,86].

2.1 Tratamentos de superfície

De forma geral, os tratamentos de superfície, encontrados na literatura existente, mais empregados na cerâmica são: rugosidade com ponta diamantada seguida ou não da aplicação do ácido fosfórico [1,19,33,40,42,55,67,69,93,99], condicionamento com ácido fluorídrico [1,15,31,33,44,47,62,63,66,67,69,71,76,86,92,95,100], jateamento com partículas de Al_2O_3 com tamanho de 50 μm [1,13,33,44,46,58,62,63,67,71,72,76,86,92], combinação do jateamento com óxido de alumínio seguido de ácido fluorídrico [33,58,62,63,67,86] e jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas de sílica com tamanho de 30 μm [1,22,24,31,33,36,46,55,67,69,71,72].

A partir do ponto de vista clínico, o uso de pontas diamantadas seguido do ácido fosfórico ou o condicionamento da superfície com ácido fluorídrico não requer a aquisição de equipamentos adicionais. Por isso, estes métodos podem ser considerados de baixo custo e práticos [33, 40, 66, 69,71].

O ácido fosfórico pode ser aplicado em todas as situações de reparo. Sua função não é condicionar a cerâmica para modificar sua topografia, mas aumentar a energia de superfície por meio da sua limpeza [15,92]. A instrumentação da cerâmica com pontas diamantadas produz uma superfície áspera ou rugosa com mais área total, portanto,

mais energia de superfície do que um plano liso de idêntica composição [40,76,83]. No entanto, o uso de agentes mecânicos para esta finalidade pode levar a produção de lascas ou ao aparecimento de micro-rachaduras, aumentando, desta forma, o risco de fratura da cerâmica [33,42,67,83,99].

A combinação das pontas diamantadas com ácido fosfórico não é capaz de alcançar um padrão de retenção favorável, de alta força de união e durabilidade [1,19,33,67,69]. Um estudo clínico conduzido para avaliar uma técnica de reparo de cerâmica, empregando ácido fosfórico a 37 %, mostrou que a taxa de falhas foi de 50 % após doze meses. As falhas foram mais observadas na interface adesiva entre a coroa e o reparo resinoso [19].

A idéia de promover uma rugosidade com sulcos e cortes para reter a resina composta não traz resultados de longa duração ou previsíveis, no reparo da cerâmica fraturada. Este é considerado um procedimento provisório [67]. A abrasão com ponta diamantada é inconsistente e arbitrária [55]. Ainda assim, caso o uso de pontas para promover rugosidade não possa ser deixado de lado, a melhor combinação é o emprego em conjunto com o ácido hidrofúorídrico [93].

Outro gel de ácido, chamado bifluoreto de amônia, também pode ser aplicado à cerâmica com o objetivo de promover rugosidade. De forma geral, a microscopia eletrônica de varredura de uma cerâmica de vidro, que recebe este agente químico como tratamento de superfície, evidencia o ataque à fase vítrea com o aparecimento de pequenos canais de aproximadamente 1 μm de largura [4,76]. Porém, um teste de molhabilidade mostrou valores de ângulo de contato muito elevados evidenciando que esta morfologia não é favorável à adesão resinosa [76]. Um estudo exibiu que a força de união foi elevada

significativamente ($\pm 9 - 20$ MPa) quando o agente silano foi empregado [4].

Tentativas de pré-tratamento das superfícies de cerâmica também têm sido executadas com fluoreto de fosfato acidulado de 1,23 a 4 % de concentração. O mesmo empregado para aplicação tópica de flúor com o objetivo de prevenir cáries [11,12,15, 66,76].

Clinicamente, o fluoreto de fosfato acidulado provoca numa cerâmica feldspática um aspecto uniformemente fosco [76]. Este agente é capaz de modificar a morfologia das cerâmicas, tornando-a mais áspera. A micromorfologia têm evidenciado a formação de pequenos canais rasos ou microporosidades. O fluoreto de fosfato acidulado ataca a fase vítrea da cerâmica (SiO_2), resultando em uma mudança topográfica para uma aumentada retenção micromecânica. Os aspectos morfológicos são dependentes do tipo de cerâmica, concentração da solução e tempo de aplicação, que pode chegar a 10 minutos [11,12,15, 66,76].

Juntamente com hidrogênio e íons fluoreto, uma baixa concentração de ácido hidrófluorídrico está presente no fluoreto de fosfato acidulado. Por isso, sua ação é mais superficial, parecendo não ser favorável a retenção micromecânica [12,15,67]. A vantagem é que este ácido reduz o risco caustico para os tecidos moles quando comparado ao ácido hidrófluorídrico [15,66,67].

Estudos têm evidenciado que o condicionamento da cerâmica com ácidos é preferencialmente necessário com o ácido fluorídrico [47,67,92]. No entanto, este é perigoso e não deve ser aplicado em todas as situações de reparo intra-oral [1,15,33, 69, 67,66,95].

Dados evidenciando os efeitos danosos do ácido fluorídrico no campo da saúde odontológica não são encontrados na literatura existente. Todavia, relatos de outras áreas apresentam incidências de sintomas crônicos e agudos devido a exposição a este agente químico.

Os sintomas agudos podem incluir queimaduras na pele e unhas, enquanto os crônicos envolvem toxicidade sistêmica e injúrias oculares. Inalação e ingestão estão relacionados com sintomas que podem levar à morte [15,66].

Os efeitos perigosos não estão ligados ao valor do pH, mas a toxicidade do ácido fluorídrico, que é capaz de se difundir dentro das células e interromper o seu metabolismo, provocando a morte celular [66]. Dependendo da concentração, os sintomas podem ser imediatos ou mediatos [15,66]. Concentrações de 14,5 % produzem sintomas imediatamente, enquanto que de 12 % podem levar até uma hora. A reação de exposição ao ácido fluorídrico a 7 % ou menos, pode levar horas para evidenciar os primeiros sintomas, desta forma, com penetração mais profunda [66].

Os achados encontrados em outras áreas da saúde devem ser levados em consideração quando o uso do ácido fluorídrico for necessário na Odontologia, principalmente, quando este for empregado para reparo intra-oral de cerâmicas. Sendo isto necessário, algumas precauções devem ser levadas a cabo, tais como o uso do ácido na forma de gel, invés de líquido, do isolamento absoluto ou resinas de proteção gengival, e óculos de proteção para o paciente [15,66,67].

O ácido fluorídrico é normalmente empregado nas cerâmicas de vidro reforçadas ou não com leucita e dissilicato de lítio [1,15,31,47 63,66,71,92,100]. Cerâmicas feldspáticas ou de vidro podem ser reforçadas com alumina. Neste caso, o conteúdo de alumina, em torno de 10 a 50 %, não é capaz de ser condicionado pelo ácido [69,92].

A seletividade do ácido fluorídrico dissolve a matriz e os cristais das porcelanas de vidro expondo sua estrutura cristalina. O resultado é o aumento da área de superfície da cerâmica para adesão, podendo atingir, desta forma, uma rugosidade ideal para o travamento micromecânico do material resinoso [1,15,33,63,66,67,69,76,92]. Entre

os ácidos comumente empregados, o ácido fluorídrico parece ser o mais efetivo na criação de mudanças morfológicas distintas na cerâmica com a formação de canais e sulcos profundos diretamente associados a uma ótima molhabilidade, com menor ângulo de contato [1,62,76,86], e aumento da força de união dos compósitos [1,15,63,67,76]. Isto é baseado na afinidade do fluoreto à sílica que é maior do que ao oxigênio: $4HF + SiO_2 \rightarrow SiF_4 + 2H_2O$ [66,71].

Precipitados cristalinos (sais de fluoreto de sílica) insolúveis em água são encontrados na superfície da cerâmica após o uso do ácido fluorídrico [4]. Estes são produtos de reação do fluorsilicato e Na, K, Ca e Al. Os depósitos podem enfraquecer a adesão da resina à porcelana e levar à falha clínica da restauração ou reparo [76]. Para remover efetivamente o precipitado, a cerâmica deve ser submetida a um banho ultra-sônico [15]. A impossibilidade de se remover a restauração fraturada para o banho ultra-sônico pode ser considerada mais uma desvantagem, além da toxicidade, quando o uso do ácido fluorídrico é empregado para o reparo intra-oral [67].

Um estudo micromorfológico da dentina exposta ao ácido fluorídrico evidenciou que este não é capaz de remover a lama e expor os túbulos dentinários com a mesma eficácia do ácido fosfórico. A combinação dos dois ácidos revelou ser eficaz na exposição dos túbulos dentinários e evidenciou a precipitação de flúor na dentina exposta. Isto pode ser um importante achado para a prevenção de cáries e para adesão, mas o ácido fluorídrico para reparo intra-oral de cerâmicas deve ser evitado quando dentina se encontra aparente, devido à pouca informação existente sobre este tópico e a já conhecida toxicidade deste agente químico [95].

O ácido hidrófluorídrico pode ser encontrado em concentrações de 4 a 9,5 %. O tempo de condicionamento ideal pode variar de 20 segundos a 5 minutos a depender do tipo de cerâmica, da concentração

da solução e da adesão desejada [15,33,63,66,67,69]. O tempo de aplicação do ácido fluorídrico para as cerâmicas de vidro reforçadas com dissilicato de lítio, por exemplo, deve ser de no máximo 20 segundos. Neste caso, o aumento no tempo de condicionamento eleva a rugosidade, porém, em detrimento às propriedades mecânicas da cerâmica [100].

Um estudo com cerâmicas feldspáticas evidenciou que a aplicação do ácido fluorídrico por 4 minutos produziu irregularidades na superfície da porcelana, as quais podem causar concentração de estresse com conseqüente fratura. Além disso, o perigo de manter o ácido fluorídrico na boca por um longo período deve ser levado em consideração [15].

Baixas concentrações devem ser empregadas quando o uso, imprescindível, do isolamento absoluto não for permitido durante uma situação de reparo intra-oral [33]. Por outro lado, alta concentração e tempo maior de aplicação deve ser usado quando as cerâmicas são reforçadas com alumina ou zircônia. Estas partículas desempenham um importante papel no efeito provocado pelo ácido fluorídrico. A medida que aumentam as propriedades de flexão e tenacidade também é elevada a resistência ao condicionamento químico pelo agente em questão [33,63,67,69,92]. Sendo assim, uma alternativa ao ácido fluorídrico pode ser o jateamento com partículas de óxido de alumínio [33,44,63,67,71,72,92].

A vantagem desta técnica, jateamento com óxido de alumínio, é a compatibilidade do material e também a possibilidade de ser empregado para o reparo de porcelanas fraturadas onde há o aparecimento da fase metálica, quando existente. Não há limitação para o uso do jateamento com óxido de alumínio, e todas as cerâmicas, condicionáveis ou não, podem ser tratadas com este agente abrasivo, que normalmente é composto de partículas de 50 μm [1,33,44,63,67,71,72,92]. A utilização

de um micro-jateador é necessária para aplicação do óxido de alumínio. Isolamento absoluto, bomba de sucção à vácuo, óculos e proteção nas narinas são fundamentais para resguardar o paciente contra o pó de alumínio que é facilmente disperso no ar durante o emprego desta técnica [70].

Após o jateamento, de forma geral, a cerâmica é caracterizada por depressões rasas e anguladas, com micro-rachaduras ou cortes abaixo da superfície, resultado do impacto das partículas de óxido de alumínio sobre o substrato [1,44,62,63,71,72,76]. As irregularidades afiadas podem funcionar como concentradores de estresse, levando a fratura interna da cerâmica [76]. O jateamento excessivo pode levar ao lascamento ou perda em demasia do material cerâmico quando este é feldspático ou de vidro [13,46,83]. Possíveis fragmentos do pó de alumínio podem ser encontrados na superfície da cerâmica jateada. O papel destes fragmentos na adesão ainda não é conhecido [63,71,72,76].

A alteração morfológica provocada pelo jateamento não é ideal para adesão. O ângulo de contato ou a molhabilidade das superfícies de cerâmica abrasionadas com óxido de alumínio são considerados intermediários para uma boa dispersão dos sistemas adesivos [76]. A força de união das resinas compostas à cerâmica é menor quando comparada com o tratamento com ácido fluorídrico [33,58,63,76,92]. Somente a abrasão com óxido de alumínio tem se mostrado insuficiente para prover ótima adesão [13,33,58,63,62,67]. Pesquisadores têm mostrado que a associação com ácido fluorídrico pode render melhores resultados [33,58,62,63,67,86].

Um estudo com três cerâmicas de vidro reforçadas com fluorapatita, leucita, e dissilicato de lítio evidenciou que a combinação do jateamento com partículas de óxido de alumínio seguido da aplicação do ácido fluorídrico foi mais efetivo em aumentar a área de superfície e a molhabilidade. De forma geral, a micromorfologia superficial das

cerâmicas tratadas deste modo apresenta sulcos e fissuras mais suaves e isto mostrou-se mais representativo nos testes de molhabilidade que os sulcos profundos, característicos das cerâmicas de vidro apenas condicionadas com ácido fluorídrico [62]. Esta associação de técnicas também é mais favorável no aumento significativo da força de união quando comparado com o condicionamento ou o jateamento sozinhos [63,86].

O jateamento também pode ser feito com partículas de óxido de alumínio de 30 µm revestidas com sílica. A silicatização, nome dado à esta técnica, pode ser empregada para o reparo intra-oral de cerâmicas, condicionáveis ou não, com ou sem o aparecimento da fase metálica, caso exista [1,22,24,31,33,36,46,55,67,69,70,71,83]. Os cuidados são os mesmos descritos anteriormente para o jateamento com óxido de alumínio. Os riscos à saúde do paciente durante o procedimento de silicatização são considerados mínimos [22,70].

A deposição de uma camada de sílica na superfície da cerâmica ou metal ocorre por meio de um fenômeno conhecido como triboquímico, onde uma união química (sílica-cerâmica ou metal) resulta do emprego de uma energia mecânica. As partículas revestidas com sílica atingem a superfície a ser silicatizada com grande energia, temperaturas muito altas (até 1200 °C) são produzidas pela energia de impacto (triboplasma) [22,24,33,55,67]. Durante este processo, sílica é incorporada abaixo da superfície, sendo embebida pela cerâmica ou atingindo uma profundidade de 15 µm para os metais. Por causa do tamanho das partículas, a taxa de abrasão é muito menor que os abrasivos convencionais [24,46]. Após a silicatização, o próximo passo é a aplicação do silano, um agente químico para fazer a ligação entre a sílica e os monômeros da resina composta [22,24,33,55].

A rugosidade de superfície resultante do jateamento com sílica é capaz de prover uma maior área de superfície com aumentada

molhabilidade e simultaneamente uma estrutura micro-retentiva para adesão micromecânica do material de união [24,33,55]. De forma geral, a micromorfologia é caracterizada por uma superfície similar à aquela tratada com partículas de óxido de alumínio, embora caracterizada por uma textura mais suave [72]. A alteração morfológica pode ser muito sutil ou inexistente para cerâmicas mais resistentes, como as reforçadas com alumina [46] ou zirconia [72]. Mesmo assim, a adição de sílica é aumentada em torno de 20 %. Este conteúdo diminui para 16 % após a limpeza da superfície com banho ultra-sônico, evidenciando a firme aderência da sílica à cerâmica [46]. Possíveis pontos brancos, associados a deposição de sílica, podem ser vistos nas fotomicrografias por microscopia eletrônica de varredura [1].

A silicatização seguida da aplicação do silano é o tratamento mais adequado e previsível para o reparo intra-oral de cerâmicas puras ou apresentando a fase metálica [1,22,24,31,36,55,67,69,71,83]. A estabilidade da adesão após desafios térmicos (termo-ciclagem) é maior que nos métodos com ácido fluorídrico, óxido de alumínio ou abrasão com ponta diamantada [31,36,69]. Alguns estudos evidenciam que a força de união à cerâmica é igual ou superior às demais técnicas [31,36,69]. Resultados clínicos de reparos intra-orais conduzidos com esta técnica tem mostrado que ela apresenta uma alternativa de médio prazo (até 3 anos) à substituição da restauração [70,22]. Reparos envolvendo uma extensa exposição de metal podem ser beneficiados pelo uso da silicatização [36].

Os ótimos resultados da técnica de silicatização não se deve apenas a este passo. A aplicação do agente silano tem um importante papel na qualidade da adesão em termos de força e durabilidade [6,12,61,86,92,99]. A silanização aumenta a união da resina composta à porcelana em até 25 % [21,33,61,87].

Os silanos são promotores de adesão capazes de formar uniões químicas entre superfícies orgânicas e inorgânicas. Eles são empregados para melhorar e promover a adesão metal-compósito, cerâmica-compósito e compósito-compósito [22,54,55,86].

Este agente químico é composto de moléculas bi-funcionais que unem os grupos hidroxílicos na superfície da cerâmica com a matriz orgânica da resina composta (monômeros) [6,9,12,33,38,39,91]. Os silanos apresentam moléculas que reagem com a água formando grupos silanol (-Si-OH). Estes grupos reagem com os óxidos de sílica presentes na cerâmicas feldspáticas, ou adicionados artificialmente (por meio da silicatização) às cerâmicas ácido-resistentes e aos metais, formando os siloxanos (-Si-O-Si-O). Os siloxanos reagem com os grupos metacrilatos do material resinoso, fazendo a ligação da cerâmica à resina composta [12,38,39].

Como pôde ser visto, o processo de união entre a superfície da cerâmica e a resina ocorre, também, por meio de um processo químico entre os óxidos de sílica e o agente silano [12,38,39]. Esta ligação química é caracterizada por pontes de hidrogênio e ligações covalentes, sendo as últimas conhecidas por serem muito fortes [54].

Os silanos também elevam a adesão da cerâmica à resina por meio do aumento da molhabilidade, permitindo uma penetração mais completa do adesivo nas microporosidades da cerâmica previamente condicionada [33,39].

3-trimethoxysilylpropylmethacrylate (MPS) é o agente silano mais aplicado na Odontologia. Este pode ser apresentado em um ou dois frascos. Em um frasco, o silano já está pré-hidrolizado. A apresentação de dois frascos permite a hidrolização no momento da aplicação e tem duração de vida útil maior [54]. Produtos de um frasco têm limitado prazo de validade por estarem susceptíveis à rápida evaporação do solvente e à hidrolização. Uma boa indicação é a aparência do líquido:

uma solução clara é útil, enquanto uma aparência leitosa não deve ser empregada [9].

Silanos têm estrutura química diferente e por isso é importante permanecer dentro de um sistema de união e não inter-cambiar componentes que podem não ser compatíveis [44]. A aplicação do silano deve seguir as orientações dos fabricantes em relação ao número de camadas e a duração da aplicação. Mais camadas não representa necessariamente o melhor. Uma camada espessa pode ser intrinsecamente fraca, levando à falhas coesivas. Como regra geral, a aplicação de uma ou duas camadas são suficientes para a maioria dos sistemas [33].

Vários estudos evidenciam que para se obter uma melhor adesão às cerâmicas é necessário a combinação do ácido fluorídrico [1,6,9,12,22,38,39,86,92], fluoreto de fosfato acidulado [12], jateamento com óxido de alumínio [1,12,58,67,86,92] ou bifluoreto de amônia [4] com o silano. Longos períodos de termo-ciclagem e estocagem com água não diminuíram significativamente os resultados nos grupos silanizados [4,12,44,86,92]. A média de força de união foi comparável ao esmalte condicionado com ácido fosfórico, quando uma superfície de porcelana foi abrasionada com broca seguida da aplicação do silano [42]. Estes achados revelam a importância da adesão química obtida por meio do silano. Teoricamente a união com silano deve prover um reparo estável e confiável da cerâmica fraturada [6,33,54,61,86].

Um tratamento adicional e inovador para o desenvolvimento de rugosidade superficial nas cerâmicas é o condicionamento com laser. Em estado sólido, líquido ou gasoso, os lasers têm se tornado cada vez mais populares na Odontologia. A literatura evidencia os lasers de Er:YAG [3,16,32,43,88], Nd:YAG [3,20,43,48,64,72,89] e CO₂ [23,34,72] para o tratamento superficial das cerâmicas.

Os laseres de Er: YAG e Nd:YAG são produzidos por meio de um cristal sólido composto por ítrio, alumínio e granada, dopado por érbio ou neodímio [53,89].

Com um comprimento de onda de 2940 nm, o laser de Er:YAG está na faixa do infravermelho próximo. Sendo assim ele coincide com o pico máximo de absorção da água [37,45]. Este laser é empregado para remoção de tecido cariado. Seu uso foi aprovado pela Administração de Alimentos e Drogas (FDA) dos Estados Unidos em 1994 para preparo cavitário, após uma série de estudos clínicos e experimentais que evidenciaram segurança no uso deste equipamento [18,73]. O laser de Er:YAG age no substrato dental por ablação termo-mecânica. A água dentro dos tecidos é vaporizada rapidamente, gerando micro-explosões que ejetam as partículas de esmalte e dentina [37,45].

O laser de Nd:YAG possui um comprimento de onda de 1064 nm, na faixa do infravermelho próximo. Neste comprimento de onda, ele é absorvido com mais facilidade pela hemoglobina e pigmentos celulares [53,89].

Gás carbônico é o meio ativo que emite o laser CO₂. Este possui um comprimento de onda de 10600 nm, na faixa do infravermelho distante, facilmente absorvido pela água [53].

Ambos laseres de Nd:YAG e CO₂ têm efeito fototérmico com os tecidos. Este, é caracterizado pela transformação da energia eletromagnética em calor, que é absorvida, provocando a eliminação do tecido por vaporização [53,89], explosão de volume [89], ou a modificação da superfície por derretimento e re-cristalização, no caso do laser de Nd:YAG [27,52].

O uso clínico dos laseres de Nd:YAG e CO₂ está associado às cirurgias periodontais. Estes laseres são excelentes ferramentas cirúrgicas para ablação de lesões, frenectomias, gengivectomias, gengivoplastias, biópsias incisionais e excisionais, redução de

tuberosidade maxilar e aumento de coroa clínica com excelentes benefícios no pós-operatório [53,74,75].

A literatura tem mostrado que o laser de CO₂ melhora a ósseo-integração dos implantes biocerâmicos de zircônia [34], aumenta a resistência de união das resinas compostas ao esmalte (condicionamento com laser foi melhor que o ácido fosfórico) [97], a resistência à cárie em até 81 % [25] quando empregado sozinho ou em combinação com o flúor [79], a resistência do esmalte à abrasão [26], à adesão de braquetes ortodônticos à porcelana feldspática [2] e é capaz de remover resina composta, seletivamente, sem causar danos ao esmalte remanescente [17].

Pesquisas tem evidenciado a efetividade do laser de Nd:YAG para desinfecção de canais radiculares [98], tratamento da hipersensibilidade dentinária [7,8], selamento de fôssulas e fissuras, aumento da resistência ácida (ácidos bacterianos, com o objetivo de prevenção), da captação de flúor pelo esmalte irradiado [5], remoção seletiva e conservadora de tecido cariado [35] e clareamento dental [56]. Outros autores têm estudado o efeito do laser de Nd:YAG no derretimento e re-cristalização da dentina na presença de monômeros com o objetivo de melhorar a qualidade da adesão dos materiais resinosos à este tecido [27,52,80].

Três características são importantes nos estudos que envolvem laser: 1 - o comprimento de onda; 2 - o tecido alvo; e 3 - a fluência ou densidade de energia. Isto significa que um tipo de laser pode apresentar diferentes resultados à depender do alvo e da energia aplicada. Um estudo mostrou que o limiar de ablação (fluência mínima necessária para haver interação do laser com o tecido alvo) das cerâmicas irradiadas com laser de Nd:YAG é menor que 100 J/cm², significativamente menor que o limiar necessário para haver interação com a dentina (200 J/cm²) e o esmalte (300 J/cm²). Estes dados mostram que o laser de Nd:YAG

pode interagir com a cerâmica sem interagir com os tecidos dentários, à depender da fluência empregada [89].

De forma geral, os lasers de Er:YAG, CO₂ e Nd:YAG interagem com as cerâmicas e modificam sua morfologia de superfície [3,20,23,32,34,43,48,64,72,88,89]. A extensão das mudanças na superfícies de cerâmica depende da densidade de energia (fluência), bem como também no tipo de cerâmica irradiada [88].

O laser de Er:YAG mostrou-se inferior no aumento da rugosidade de uma cerâmica de vidro reforçada com dissilicato de lítio em comparação com o jateamento com óxido de alumínio. Entretanto, a rugosidade das superfícies tratadas com laser foi similar a àquela condicionada com ácido fluorídrico. Imagens por microscopia de força atômica das cerâmicas irradiada com laser de Er:YAG mostraram superfícies moderadamente irregulares com picos e vales [43].

O condicionamento das cerâmicas de vidro com laser de Er:YAG evidenciou baixa força de união à materiais resinosos, mostrando-se inadequado para o uso clínico. Nestes estudos as maiores forças de união obtidas foram quando o pré-tratamento de superfície foi realizado com ácido fluorídrico, jateamento com partículas de sílica e/ou jateamento com óxido de alumínio [3,32,88].

A baixa força de adesão dos materiais resinosos às cerâmicas irradiadas com o laser de Er:YAG pode ser devido aos danos térmicos causados pela irradiação com altas energias (400 - 900 mJ) [16,32]. Quando baixa energia foi aplicada (200 mJ) o dano térmico na morfologia de superfície foi menor [16]. A irradiação com energia de 300 mJ está associada com uma ótima adesão, similar à aquela quando o ácido fluorídrico foi empregado [32].

A micromorfologia das cerâmicas de vidro e reforçadas com alumina irradiadas com laser de CO₂ apresenta um aspecto vítreo de derretimento e re-cristalização, com o aparecimento de rachaduras e

bolhas [23,34]. Contudo, as cerâmicas reforçadas com zircônia irradiadas com CO₂ apresentaram-se lisas, com aparência similar à superfície não irradiada. No entanto com a presença de rachaduras [72].

A rugosidade de uma superfície de cerâmica reforçada com zircônia irradiada com laser de CO₂ mostrou-se similar à aquelas tratadas com jateamento de óxido de alumínio e sílica [72]. Resultados semelhantes foram encontrados para as cerâmicas reforçadas com alumina [23].

A força de união à resina de uma cerâmica reforçada com alumina irradiada com laser de CO₂ mostrou-se similar ao jateamento com partículas de óxido de alumínio. O mesmo estudo evidenciou que força de união não foi dependente da rugosidade de superfície [23].

O laser de Nd:YAG deixa a superfície da cerâmica irradiada com aspecto vítreo. O efeito fototérmico micromorfológico produzido nas cerâmicas é caracterizado pelo derretimento e re-cristalização, além do aparecimento de cavidades e rachaduras [3,20,48,72,89]. Também pode ser observado, com menor frequência, a presença de redeposição do material ablaçionado e gotas derretidas re-cristalizadas, formadas a partir da ejeção da área de ablação sob a ação de reativas forças de vapor [20,89].

Quanto a rugosidade, o laser de Nd:YAG mostrou-se similar ao tratamento com ácido fluorídrico e inferior ao jateamento com partículas de óxido de alumínio quando aplicado a uma cerâmica de vidro reforçada com dissilicato de lítio [43]. No entanto, para uma cerâmica reforçada com zircônia, a irradiação com laser de Nd:YAG evidenciou rugosidade significativamente maior que os métodos tradicionais, tais como silicatização e jateamento com óxido de alumínio [72]. O laser de Nd:YAG não foi efetivo em aumentar a rugosidade de uma cerâmica reforçada com alumina [64].

Quanto à adesão, o laser de Nd:YAG evidenciou melhores resultados em comparação com jateamento com óxido de alumínio ou sílica, quando empregado a uma cerâmica reforçada por zircônia [72] ou alumina [20]. Para uma cerâmica feldspática, a força de união foi menor quando comparada com o condicionamento com ácido fluorídrico, inclusive quando ambos foram empregados em conjunto [3].

A força de união das resinas compostas à cerâmica irradiada pelo laser de Nd:YAG pode estar associada a potência empregada. Baixa potência (0,6 W) está associada a baixa adesão, enquanto que alta potência (0,9 - 1,2 W) está associada com alta adesão, similar à aquela alcançada com ácido fluorídrico. Este estudo sugere que quanto maior for a potência empregada, maior será a força de união da resina composta à cerâmica irradiada com laser de Nd:YAG [48].

O sucesso clínico dos sistemas de reparo de porcelana é quase inteiramente dependente da integridade da adesão entre a cerâmica e a resina composta. A união é alcançada tanto pelos métodos químicos quanto pelos métodos mecânicos [86].

Como pôde ser visto, diferentes técnicas adesivas são empregadas na Odontologia para o reparo intra-oral de cerâmicas. Não há consenso na literatura a respeito da melhor técnica de pré-tratamento de superfície para uma ótima adesão entre compósito e cerâmica. O emprego do ácido hidrofluorídrico com ou sem a aplicação do silano parece ser uma técnica efetiva. No entanto, quando o potencial risco do ácido fluorídrico é considerado, o jateamento com partículas de sílica pode ser um método alternativo [1].

Desde o desenvolvimento do laser de rubi em 1960 [51], os laseres tem se tornado largamente empregados na Medicina e Odontologia. O laser de Nd:YAG é um dos mais usados na Odontologia. Sua interação com as cerâmicas provoca alteração da morfologia de superfície, que pode ser útil para o reparo no caso de fraturas. No

entanto, ainda não existe um protocolo claro sobre seu uso neste campo. Sendo, para isto, necessários mais trabalhos de pesquisa.

3. Proposição

A proposta deste estudo foi investigar a força de união ao cisalhamento, com o objetivo de reparo, de três pré-tratamentos de superfície de uma cerâmica feldspática reforçada com leucita, executados com laser de Nd:YAG (laser e pó de carbono, laser e sílica e, laser e sílica mais ácido fluorídrico), à uma resina composta, em comparação com quatro métodos convencionais (rugosidade com ponta diamantada, condicionamento com ácido fluorídrico, jateamento com partículas de Al_2O_3 e jateamento com sílica).

A hipótese nula avaliada foi que os métodos investigados com laser seriam similares aos métodos convencionais testados.

Adicionalmente foi executada a análise do padrão de fratura por microscopia óptica e a observação morfológica dos pré-tratamentos de superfície por microscopia eletrônica de varredura.

MATERIALE MÉTODO

4. Material e método

4.1 Materiais

4.1.1 Materiais restauradores

Os materiais restauradores empregados neste estudo estão especificados no Quadro 1.

4.1.2 Fotopolimerizador

O aparelho fotopolimerizador empregado durante os procedimentos restauradores foi o Elipar™ FreeLight 2 (3M/ESPE, Alemanha) com intensidade de aproximadamente 1000 mW/cm², avaliada por meio de um radiômetro (LM-10, Coherent HTD, EUA) acoplado a um multímetro (Fieldmaster, Coherent, EUA).

4.1.3 Laser de Nd:YAG

As características e os parâmetros do laser de Nd:YAG (Twinlight, Fotona, Eslovênia) empregado neste estudo podem ser encontrados nos Quadros 2 e 3, respectivamente.

4.1.4 Equipamento para padronização da irradiação

A irradiação com laser de Nd:YAG foi realizada com um equipamento desenvolvido no Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo - IFSC/USP. O dispositivo é controlado por computador e possui precisão micrométrica. Assim, evitou-se a necessidade de manuseio do feixe de laser, padronizando a irradiação

das amostras. A velocidade de irradiação foi ajustada para aproximadamente 4 mm/s.

Quadro 1. Materiais restauradores empregados no estudo.

Material		Composição	Fabricante
IPS Empress® CAD Multi BL1 C14		Cerâmica de vidro reforçada por leucita	Ivoclar Vivadent / Liechtenstein
Monobond S		Etanol, água e silano	Ivoclar Vivadent / Liechtenstein
Tetric N-bond		Adesivo constituído de acrilato do ácido fosfórico, HEMA, Bis-GMA, dimetacrilato de uretano, etanol, agente formador de película, catalizadores e estabilizadores	Ivoclar Vivadent / Liechtenstein
Tetric N-ceram A1		Resina composta nano-híbrida constituída de dimetacrilatos (19-20% em peso) e partículas de vidro de bário, trifluoreto de itérbio, óxidos mistos e copolímeros (80-81% em peso)	Ivoclar Vivadent / Liechtenstein
Condicionador de porcelanas		Gel a base de ácido fluorídrico na concentração de 10%	Dentsply / Brasil
Condac 37%		Gel de base aquosa contendo ácido fosfórico 37%	FGM / Brasil
Óxido de alumínio 50µm		Pó de óxido de alumínio com partículas de 50µm	Bio-art / Brasil
CoJet™ System	3M ESPE Sil	Etanol e silano	3M/ESPE / Alemanha
	CoJet Sand	Pó de óxido de alumínio revestido com sílica com partículas de 30µm	
	Visio-Bond	Bisacrilato, metacrilato, canforoquinona e estabilizadores	

Quadro 2. Características do laser.

Comprimento de onda	1,64 μm
Largura de pulso	120 - 160 μs
Diâmetro da secção transversal do feixe focalizado	0,4 mm
Distância de focalização	Contato ou não contato
Sistema de entrega	Fibra óptica
Sistema de refrigeração	Não possui

Quadro 3. Parâmetros do laser.

Energia por pulso	200 mJ
Potência média	2 W
Taxa de repetição	20 Hz
Fluência ou densidade de energia por pulso	200 J/cm ²
Distância do tecido alvo	1 mm
Modo de irradiação	Varredura padronizada por computador

4.2 Método

4.2.1 Confeção dos espécimes

Três blocos de cerâmica (IPS Empress® CAD Multi BL1 C14, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) usados para restaurações desenhadas e fresadas com auxílio de um computador (CAD/CAM - *Computer-aided design and computer-aided manufacturing*) foram empregados neste estudo. Os blocos de cerâmica (Figura 1) foram reduzidos, sob refrigeração, com o auxílio de uma máquina de cortes seriados (Isomet 1000, Buehler, EUA) e um disco de cortes (15LC, Buehler, EUA) (Figuras 2 e 3) em setenta e sete espécimes de aproximadamente 4 mm² de área e 2 mm de espessura.



Figura 1. Blocos de cerâmica.



Figura 2. Bloco de cerâmica sendo cortado.

Os espécimes foram inseridos em resina acrílica (Jet, Clássico, Brasil) com o auxílio de um cilindro de policloreto de vinila - PVC (Tigre, Brasil) (Figura 4).



Figura 3. Blocos de cerâmica com espessura de 2 mm e área de aproximadamente 7 mm², sendo cortados

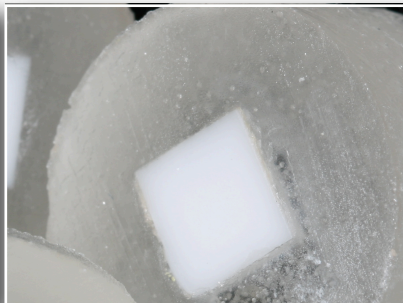


Figura 4. Cerâmica incluída em resina.

4.2.2 Grupos de tratamento

Os espécimes foram distribuídos aleatoriamente ($n = 10$) e nomeados de A a G de acordo com o tratamento executado. A: rugosidade com ponta diamantada esférica em alta rotação + ácido fosfórico; B: condicionamento com ácido fluorídrico; C: Jateamento com óxido de alumínio; D: Jateamento com sílica; E: Laser de Nd:YAG; F: Sílica + laser de Nd:YAG; G: Sílica + laser de Nd:YAG + ácido fluorídrico.

4.2.3 Tratamentos de superfície

Uma área esférica central com diâmetro de 3 mm ($A \cong 7 \text{ mm}^2$) foi demarcada com uma etiqueta adesiva (Figura 5) para receber os tratamentos propostos de acordo com cada grupo experimental, como pode ser visto abaixo:



Figura 5. Delimitação da área.

Grupo A: as superfícies de cerâmica foram asperizadas com uma broca diamantada esférica (1016, KG Sorensen, Brasil), sob refrigeração, em alta rotação e então tratadas com ácido fosfórico a 37% (Condac 37%, FGM, Brasil) por dois minutos, lavadas com água destilada por vinte segundos e secas com jatos de ar.

Grupo B: as superfícies de cerâmica foram condicionadas com ácido fluorídrico a 10% (Condicionador de Porcelanas, Dentsply, Brasil) por dois minutos, lavadas com água destilada por vinte segundos e secas com jatos de ar.

Grupo C: as superfícies de cerâmica foram levemente desgastadas por meio de um jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 μm (Óxido de Alumínio 50 μm , Bio-art, Brasil), a 80 psi, por cinco segundos com o auxílio de um microjato (Rondoflex 2013, Kavo, Alemanha) posicionado a aproximadamente 10 mm de distância, em ângulo reto. Após o tratamento, as amostras receberam um leve jato de ar para remoção dos excessos de pó. A força do jato de ar (80 psi) foi verificada por meio de um manômetro.

Grupo D: as superfícies de cerâmica receberam um jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas com sílica de 30 μm (CoJet Sand, 3M/ESPE, Alemanha) a 35 psi (verificado por meio de um manômetro), por cinco segundos do mesmo modo como descrito anteriormente no Grupo C. A força do jato de ar foi verificada por meio de um manômetro.

Grupo E: as superfícies de cerâmica foram irradiadas com laser de Nd:YAG (Twinlight, Fotona, Eslovênia). Com o objetivo de aumentar a interação do laser com o tecido, pó de carbono, foi pulverizado na superfície da cerâmica antes da irradiação. O laser foi aplicado na superfície da cerâmica com potência de 2 W e 20 Hz, com o auxílio de um dispositivo controlado por computador, para padronização da irradiação. Em seguida, as amostras receberam jatos de ar para remoção dos debrís de carbono.

Grupo F: as superfícies de cerâmica foram pulverizadas manualmente com pó de sílica (CoJet Sand, 3M/ESPE, Alemanha) e então irradiadas com o laser de Nd:YAG do mesmo modo como descrito

anteriormente. Após a irradiação, as amostras receberam jatos de ar para remoção dos debris sílica.

Grupo G: as superfícies de cerâmica foram pulverizadas manualmente com pó de sílica (CoJet Sand, 3M/ESPE, Alemanha), irradiadas com o laser de Nd:YAG do mesmo modo como descrito anteriormente e condicionadas com ácido fluorídrico a 10 % (Condicionador de Porcelanas, Dentsply, Brasil) por dois minutos, lavadas com água destilada por vinte segundos e secas com jatos de ar.

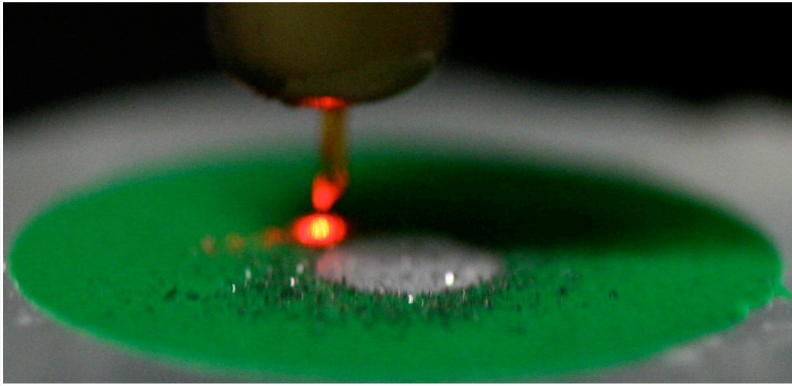


Figura 6. Tratamento de superfície com laser (Grupo E).

4.2.4 Procedimentos adesivos

Após os tratamentos de superfície, as amostras dos Grupos A, B, C, E, F e G foram silanizadas com o agente Monobond-S (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) por sessenta segundos, seguido de um leve jato de ar por cinco segundos. O Grupo D, foi silanizado com o agente ESPE-Sil (3M/ESPE, Alemanha) por trinta segundos.

Posteriormente a silanização, todas amostras dos Grupos A, B, C, E, F e G receberam uma camada do adesivo Tetric N-bond (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) aplicada com fricção por dez segundos seguido de um jato de ar suave por cinco segundos. Por último, o adesivo foi fotopolimerizado por dez segundos. As amostras do Grupo D receberam uma camada do adesivo Visio Bond (3M/ESPE, Alemanha), fotopolimerizada por vinte segundos.

Todas amostras foram restauradas com a resina composta Tetric N-ceram A1 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). As restaurações foram realizadas com o auxílio de uma matriz. A parte central da matriz é bipartida (em plástico branco) com orifício para a construção da restauração de 3 mm de diâmetro (o mesmo diâmetro da área demarcada anteriormente com a etiqueta adesiva) e 2 mm de altura. Portanto, a restauração foi executada com um incremento de 2 mm de espessura. O incremento único foi fotopolimerizado por vinte segundos.

A matriz foi cuidadosamente removida (Figura 7) e os excessos de adesivo foram retirados juntamente com a etiqueta demarcadora com o auxílio de uma lamina de bisturi afiada.

Após os procedimentos restauradores, as amostras foram imersas em água destilada.



Figura 7. Matriz parcialmente removida e reparo em resina composta.

4.2.5 Teste de cisalhamento

Após 48 horas de armazenamento em água destilada, em temperatura ambiente, as amostras de cada grupo experimental foram levadas para os ensaios de cisalhamento. Os testes foram realizados na máquina de ensaios Instron (4444, EUA), com uma célula de carga de 2 kN, a uma velocidade de 0,5 mm/min. Um dispositivo em forma de semi-círculo, de aproximadamente 3 mm de diâmetro, que se encaixava no reparo em forma de cilindro, construído anteriormente, foi empregado para auxiliar nos testes (Figura 8). A força máxima obtida no momento da fratura de cada espécime foi registrada. Os fragmentos advindos dos testes foram estocados para posterior análise do modo de fratura por microscopia óptica.

4.2.6 Análise fractográfica por microscopia óptica

A análise do modo de fratura foi realizada em um estereomicroscópio (Leica MZ125, Leica, Reino Unido) com aumento de dez vezes. As fraturas foram classificadas em: *adesiva*, quando ocorreu na linha adesiva; *coesiva da cerâmica*, quando ocorreu estritamente na cerâmica; *coesiva da resina*, quando ocorreu estritamente na resina composta; e *mista*, quando ocorreu na linha adesiva e na cerâmica ou resina composta, simultaneamente.

4.2.7 Análise das superfícies de tratamento por microscopia eletrônica de varredura

Uma amostra de cada Grupo experimental foi tratada do mesmo modo como descrito anteriormente, porém, sem etapa restauradora com resina composta. Após os tratamentos de superfície, os cilindros de resina acrílica foram reduzidos na máquina de cortes Isomet 1000 à discos de aproximadamente 2 mm de espessura. Com o propósito de ser empregada como controle, uma amostra de cerâmica não recebeu nenhum tratamento.

Todas as amostras foram limpas com a aplicação de um gel de ácido fosfórico a 37,5%, sem partículas de sílica (Ultra-Etch, Ultradent, EUA), por 5 segundos seguidas de lavagem com água destilada por 10 s e imersão em cuba ultra-sônica por 2 min. Após isso, as amostras foram irrigadas com álcool 90%, imediatamente secas com jatos de ar e armazenadas em micro-caixas plásticas fechadas. Seguido da colagem em suportes metálicos, as superfícies foram cobertas com 60 nm de ouro (Sputter Coater SCD 050, Balzers, Liechtenstein) e então levadas ao microscópio eletrônico de varredura (Philips XL 30, Philips, Holanda).

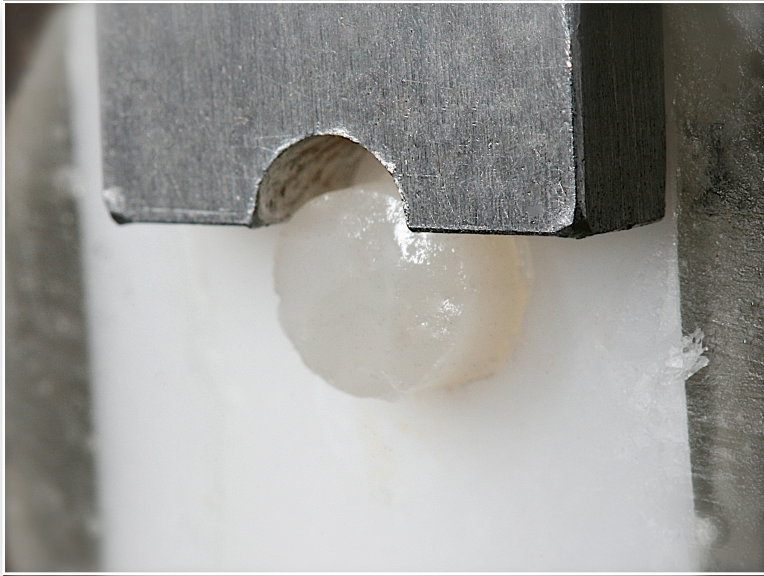


Figura 8. Teste de cisalhamento.

5. Resultados

5.1 Ensaio de adesão

A Tabela 1 exibe os dados relativos aos testes de adesão após a análise estatística descritiva. Também pode ser encontrado nesta Tabela os valores máximo e mínimo para cada Grupo experimental e o intervalo de confiança para as médias.

Tabela 1. Estatística descritiva das medidas de tensão (MPa).

	A	B	C	D	E	F	G
Média	7,89	16,59	10,01	11,42	3,87	4,39	7,41
Desvio padrão	±3,2	±3,23	±4,54	±5,03	±1,40	±1,68	2,62
CV*	40,64%	19,51%	45,39%	44,07%	36,32%	38,31%	35,34%
Máximo	12,58	21,34	19,24	21,22	6,92	8,21	11,40
Mínimo	3,22	12,15	6,42	5,78	2,32	1,89	3,36
<i>Intervalo de 95% de confiança para as médias</i>							
Limite superior	9,52	18,13	12,30	13,76	4,72	5,30	8,65
Limite inferior	6,14	14,70	7,62	8,47	3,09	3,47	5,95

* Coeficiente de variação (%).

A Tabela 2 exibe os dados relativos ao teste de normalidade. Todos os dados foram considerados normais.

Os dados também foram submetidos a análise de variância (ANOVA) (Tabela 3). Como foi encontrado diferença estatística significativa entre os Grupos, foi realizado o teste de Tukey (Tabela 4) para encontrar quais Grupos foram estatisticamente semelhantes ou

diferentes. O nível de significância para os testes foi de $\alpha = 5\%$ ($p = 0,05$). A Tabela 5 exibe as médias, o desvio padrão e o resultado dos testes ANOVA e Tukey.

Tabela 2. Dados referentes ao teste de normalidade de Lilliefors.

	A	B	C	D	E	F	G
n	10	10	10	10	10	10	10
Desvio máximo	0,1714	0,2081	0,2038	0,1535	0,1923	0,2552	0,1823
Valor crítico (0,05)	0,2580	0,2580	0,2580	0,2580	0,2580	0,2580	0,2580
Valor crítico (0,01)	0,2940	0,2940	0,2940	0,2940	0,2940	0,2940	0,2940
p (valor)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns

Tabela 3. Dados referentes à análise de variância (ANOVA).

Fontes de variação	GL	SQ	QM
Tratamentos	6	1154,41	192,402
Erro	63	705,971	11,206
F	17,1697	-	-
(p)	< 0,0001	-	-

Tabela 4. Dados referentes ao teste de Tukey.

Tukey	Diferença	Q	(p)
Médias (A e B)	8,696	8,2148	< 0,01
Médias (A e C)	2,119	2,0017	ns
Médias (A e D)	3,526	3,3309	ns
Médias (A e E)	4,021	3,7985	ns
Médias (A e F)	3,499	3,3054	ns
Médias (A e G)	0,48	0,4534	ns
Médias (B e C)	6,577	6,213	< 0,01
Médias (B e D)	5,17	4,8839	< 0,05
Médias (B e E)	12,717	12,0133	< 0,01
Médias (B e F)	12,195	11,5202	< 0,01
Médias (B e G)	9,176	8,6682	< 0,01
Médias (C e D)	1,407	1,3291	ns
Médias (C e E)	6,14	5,8002	< 0,01
Médias (C e F)	5,618	5,3071	< 0,01
Médias (C e G)	2,599	2,4552	ns
Médias (D e E)	7,547	7,1294	< 0,01
Médias (D e F)	7,025	6,6363	< 0,01
Médias (D e G)	4,006	3,7843	ns
Médias (E e F)	0,522	0,4931	ns
Médias (E e G)	3,541	3,3451	ns
Médias (F e G)	3,019	2,8519	ns

Tabela 5. Média aritmética com desvio padrão. Letras iguais significam similaridade estatística. Letras diferentes indicam diferença estatística entre os Grupos ($\alpha = 5\%$).

Grupos	Média (Desvio padrão)
A	7,89 ($\pm 3,20$)ab
B	16,59 ($\pm 3,23$)c
C	10,01 ($\pm 4,54$)b
D	11,42 ($\pm 5,03$)b
E	3,87 ($\pm 1,40$)a
F	4,39 ($\pm 1,68$)a
G	7,41 ($\pm 2,62$)ab

A Figura 9 exibe graficamente as médias com o seu intervalo de confiança de 95 %. Quanto maior a sobreposição desses intervalos, menor a evidência de diferença entre as médias.

Como pode ser visto, o Grupo B (ácido fluorídrico) alcançou a maior média de adesão, significativamente superior aos demais. Os Grupos onde o laser foi empregado alcançaram as mais baixas médias de união.

5.2 Análise fractográfica

O percentual e a frequência do padrão das fraturas para cada grupo experimental está exibido na Tabela 6. As Figuras 10 e 11 exibem as fotografias da microscopia óptica com aumento de dez vezes.

Observe que as fraturas do tipo adesiva estão mais associadas aos Grupos que registraram baixa força de união. Não foram encontradas fraturas coesivas da cerâmica e resina composta.

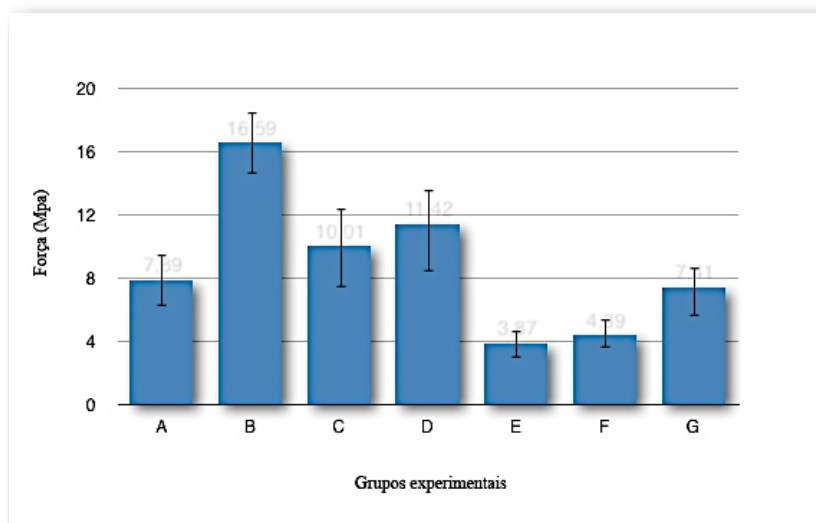


Figura 9. Médias de tensão em MPa. As barras verticais indicam o intervalo de confiança de 95 % para a média.

Tabela 6. Frequência e porcentagem dos tipos de fratura (F = frequência e P = porcentagem). Não foram encontradas fraturas coesivas.

	A		B		C		D		E		F		G	
	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P
Fratura adesiva	10	100%	-	-	7	70%	5	50%	10	100%	10	100%	6	60%
Fratura mista	-	-	10	100%	3	30%	5	50%	-	-	-	-	5	40%

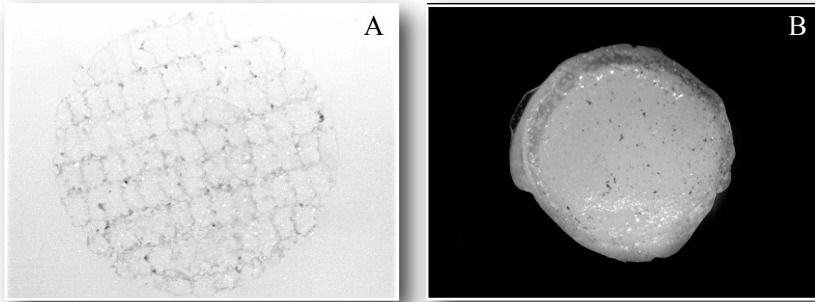


Figura 10. Fratura adesiva representativa do Grupo E - Laser, onde 100% das fraturas foram deste tipo. A - Cerâmica e B - Cilindro de resina composta. Aumento de 10X.

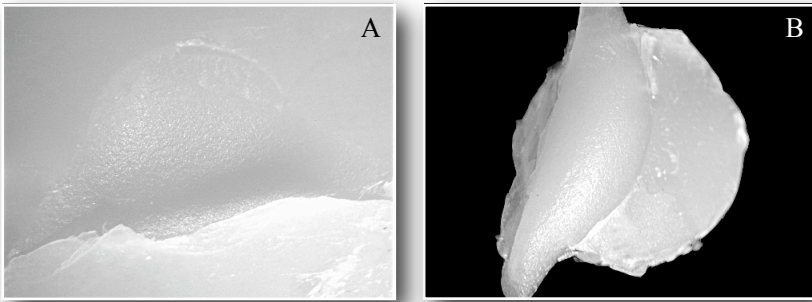


Figura 11. Fratura mista representativa do Grupo B - Ácido fluorídrico, onde 100% das fraturas foram deste tipo. A - Cerâmica e B - Cilindro de resina composta com fragmento de cerâmica. Aumento de 10X.

5.3 Análise por MEV

As fotomicrografias mais representativas da microscopia eletrônica de varredura - MEV - são apresentadas a seguir. Para cada Grupo experimental foram selecionadas três imagens com aumentos de 500, 1000 e 2000X. Devido a um número maior de artefactos encontrados, um aumento de 250X e mais três fotos foram selecionadas para o Grupo E - Laser.

A Figura 12 exibe as fotomicrografias da cerâmica sem tratamento de superfície. A morfologia encontrada mostra com nitidez as marcas, em forma de sulcos, deixadas pelo disco de corte e alguns pequenos e rasos orifícios, provavelmente associados ao destacamento de partículas de cerâmica durante o corte.

As fotomicrografias relacionadas ao Grupo A são exibidas na Figura 13. As imagens mostram uma rugosidade superficial com áreas rasas de abrasão.

A morfologia de superfície representativa do Grupo B é mostrada nas imagens da Figura 14. A caracterização é constituída de orifícios e sulcos profundos, devido a dissolução da fase vítrea da cerâmica.

O Grupo C (Figura 15) exibiu uma morfologia de superfície com abrasão angular, que pode levar à áreas concentradoras de estresse na cerâmica. Micro-rachaduras também podem ser vistas na sub-superfície. Ambos achados são provavelmente resultantes do alto impacto das partículas de óxido de alumínio na superfície da cerâmica.

Morfologia semelhante a anteriormente descrita, porém mais suave, sem a presença das angulações e micro-rachaduras, pode ser observada nas imagens da Figura 16, referentes ao Grupo D. É possível também visualizar a presença de pontos brancos por toda superfície, provavelmente associados à deposição do conteúdo de sílica.

A alta interação do laser (Grupo E) com a superfície da cerâmica evidenciou achados que podem ser vistos nas Figuras 17 e 18. As imagens mostram o aspecto vítreo característico do derretimento e re-cristalização da cerâmica. Orifícios, provavelmente associados à evaporação da cerâmica, também podem ser encontrados. Rachaduras, possivelmente causadas pelas fortes ondas de choque advindas da alta energia empregada pelo laser, podem ser visualizadas cruzando as imagens. A Figura 18 - B exibe material ejetado e re-depositado na superfície da cerâmica. Glóbulos ou gotas derretidas e re-cristalizadas podem ser vistas em todas as imagens. A imagem C da Figura 18, exibe um glóbulo em maior tamanho, provavelmente oriundo de forças de vapor a partir da área de ablação. Os glóbulos provavelmente formariam orifícios caso fossem evaporados ou ejetados.

A morfologia de superfície da silicatização com laser (Grupo F) é exibida nas imagens da Figura 19. É possível verificar muita semelhança com as imagens da Figura 16, representativas do Grupo D. Tal como a suavidade da abrasão e os pontos brancos, mesclados, por toda superfície, possivelmente advindos do processo de silicatização. Estes achados somente foram vistos nos Grupos D e F referentes à adição de sílica nas superfícies das cerâmicas. É preciso mencionar que as amostras foram limpas com ácido fosfórico, banho ultra-sônico e álcool antes de serem metalizadas para serem observadas no microscópio eletrônico de varredura. Estes achados confirmam a efetividade da forte aderência da sílica depositada nas superfícies das cerâmicas.

A Figura 20 exibe as imagens da morfologia de superfície da cerâmica do Grupo G. As imagens são muito semelhantes às do Grupo B, com a remoção da fase vítrea da cerâmica e formação de sulcos profundos, no entanto sem continuidade (orifícios).

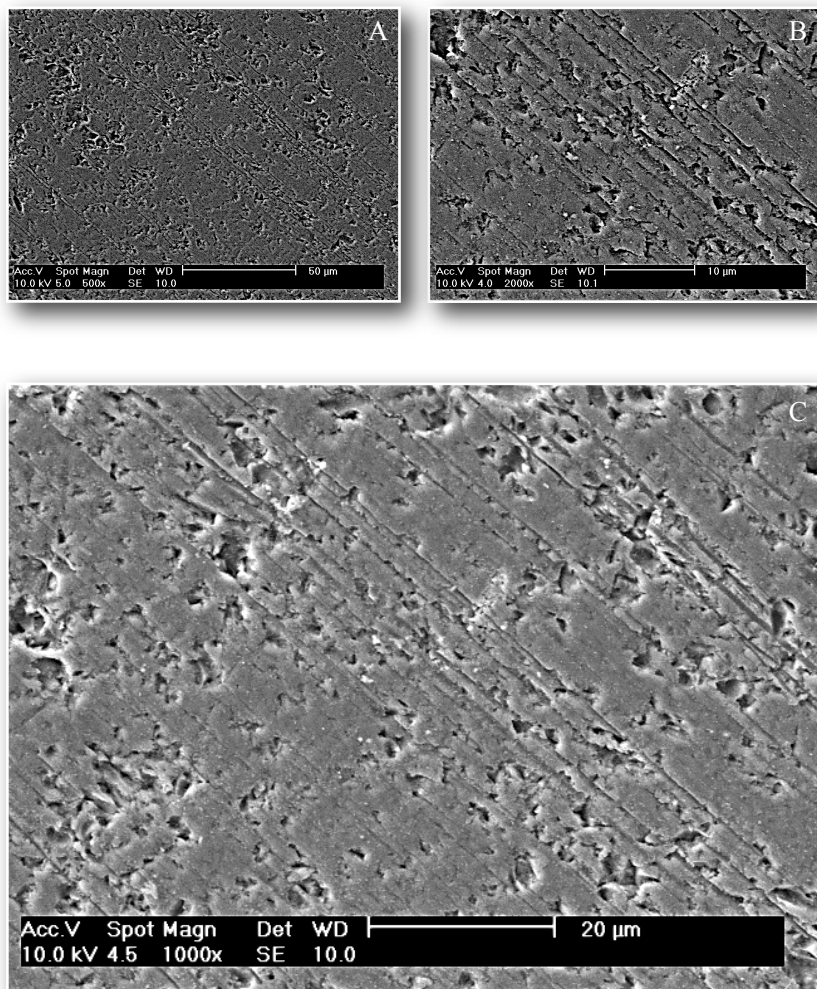


Figura 12. Cerâmica sem tratamento (Não foi empregada nos testes de cisalhamento. Sua observação tem o propósito de comparação às demais superfícies tratadas). A - Aumento de 500X, B - aumento de 2000X e C - aumento de 1000 X. Observe os defeitos de superfície e os sulcos devido ao disco de corte.

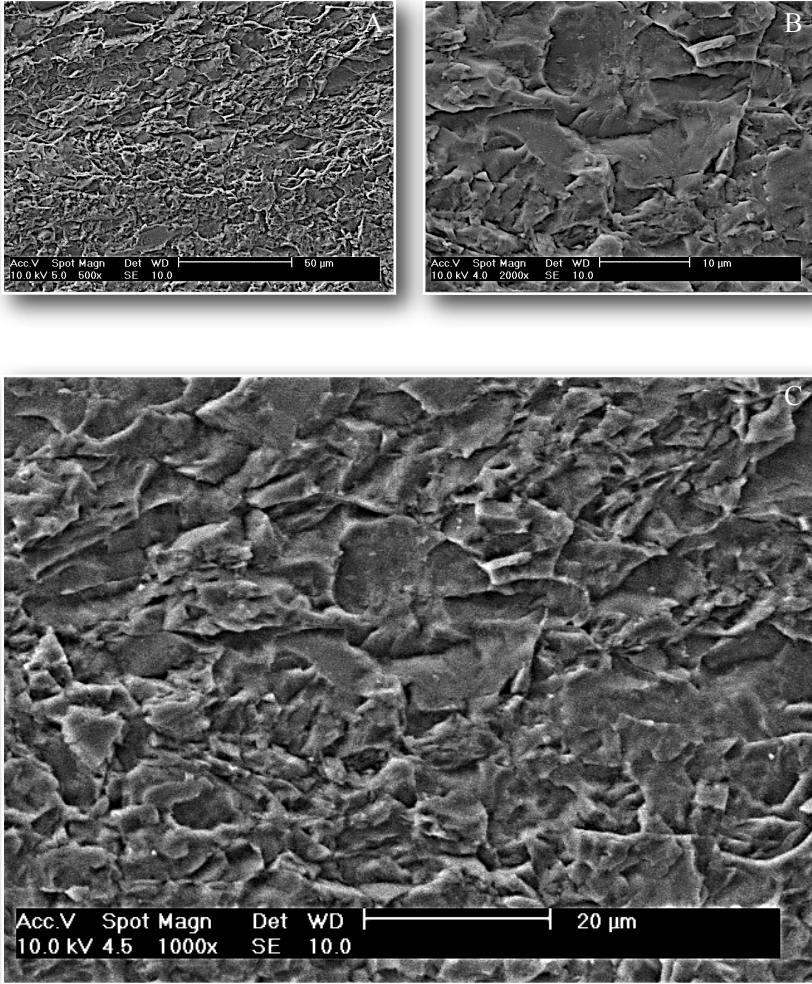


Figura 13. Grupo A - Ponta diamantada. A - Aumento de 500X, B - aumento de 2000X e C - aumento de 1000 X. Observe que há uma abrasão superficial com rasas depressões quando comparamos com a Figura 12.

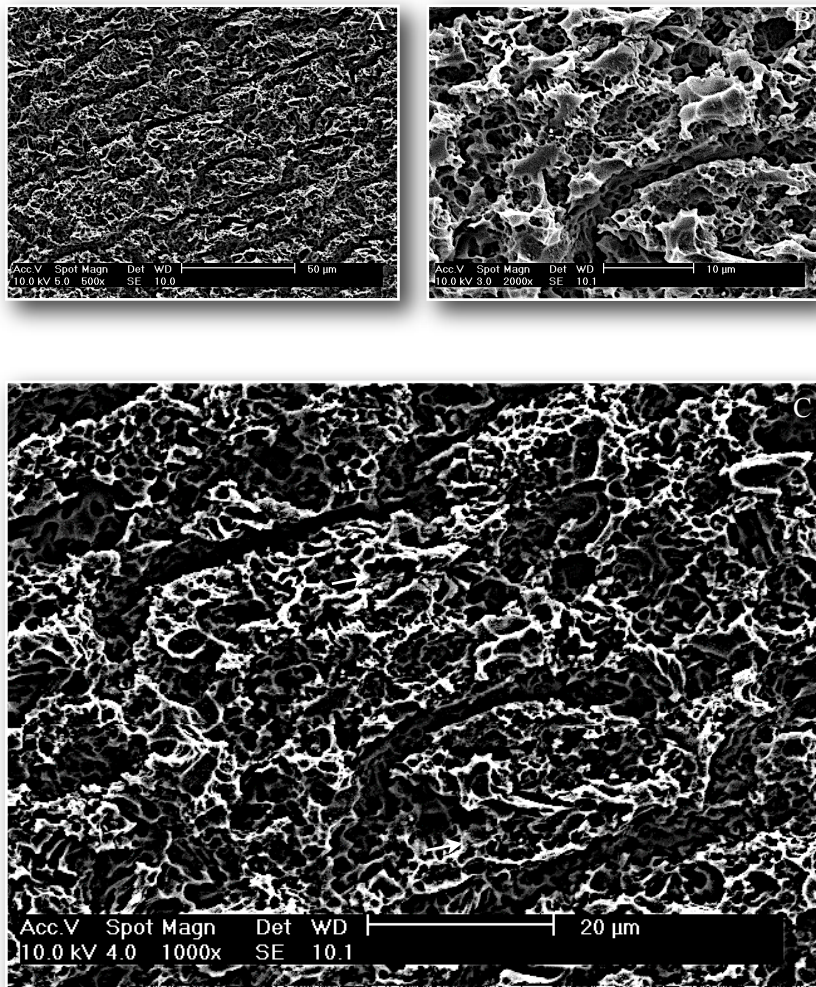


Figura 14. Grupo B - Ácido fluorídrico. A - Aumento de 500X, B - aumento de 2000X e C - aumento de 1000 X. Observe o aparecimento da estrutura cristalina e os sulcos profundos, com continuidade, devido a remoção da matriz de vidro.

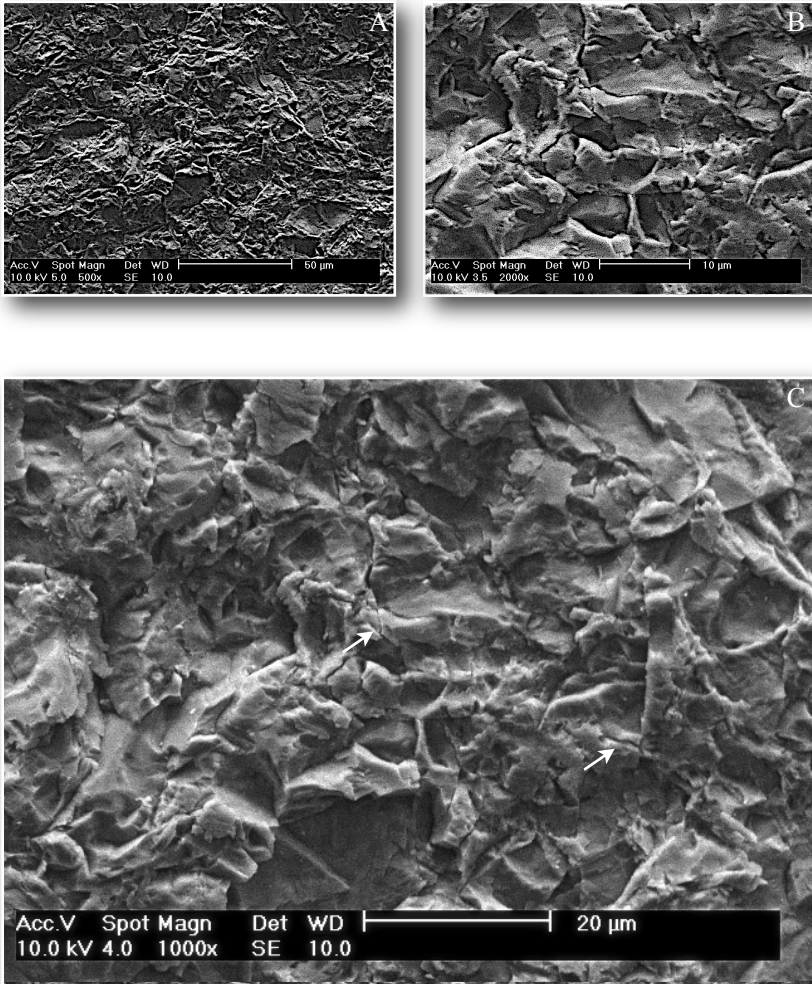


Figura 15. Grupo C - Óxido de alumínio. A - Aumento de 500X, B - aumento de 2000X e C - aumento de 1000 X. Observe a superfície muito angular, resultante do impacto das partículas, que pode levar a áreas concentradoras de estresse na cerâmica. Micro-rachaduras (setas) ou cortes abaixo da superfície também podem ser encontrados (B).

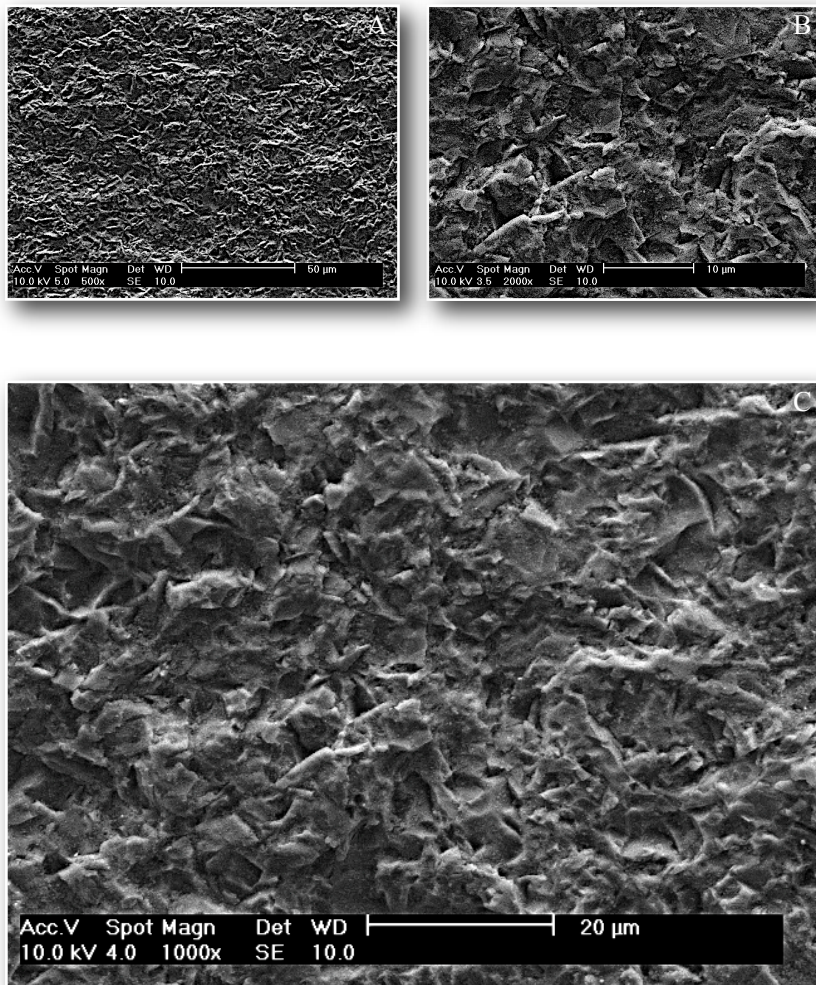


Figura 16. Grupo D - Silicatização. A - Aumento de 500X, B - aumento de 2000X e C - aumento de 1000 X. Observe o aspecto similar ao da Figura 15, porém mais suave, devido ao menor tamanho das partículas responsáveis pela abrasão. Pontos brancos, possivelmente referentes à deposição de sílica, podem ser vistos em toda superfície.

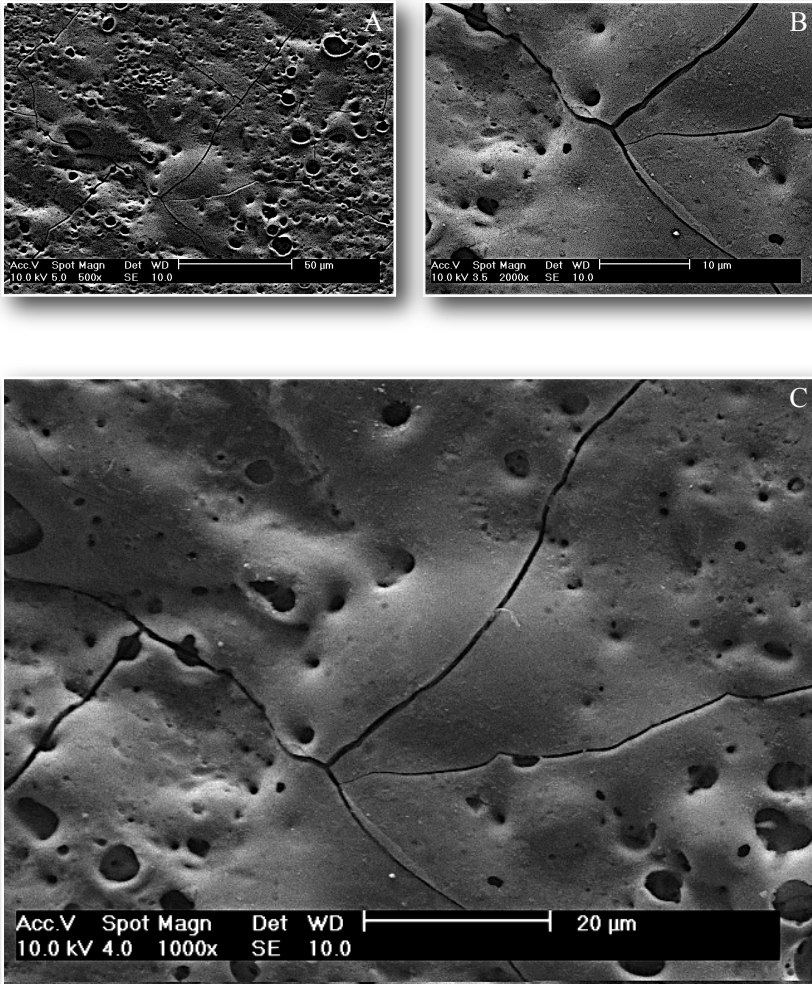


Figura 17. Grupo E - Laser. A - Aumento de 500X, B - aumento de 2000X e C - aumento de 1000 X. Observe o aspecto de derretimento e re-cristalização da superfície; as lacunas, resultantes da evaporação da cerâmica; e as rachaduras, causadas pelas fortes ondas de choque advindas da alta energia empregada pelo laser.

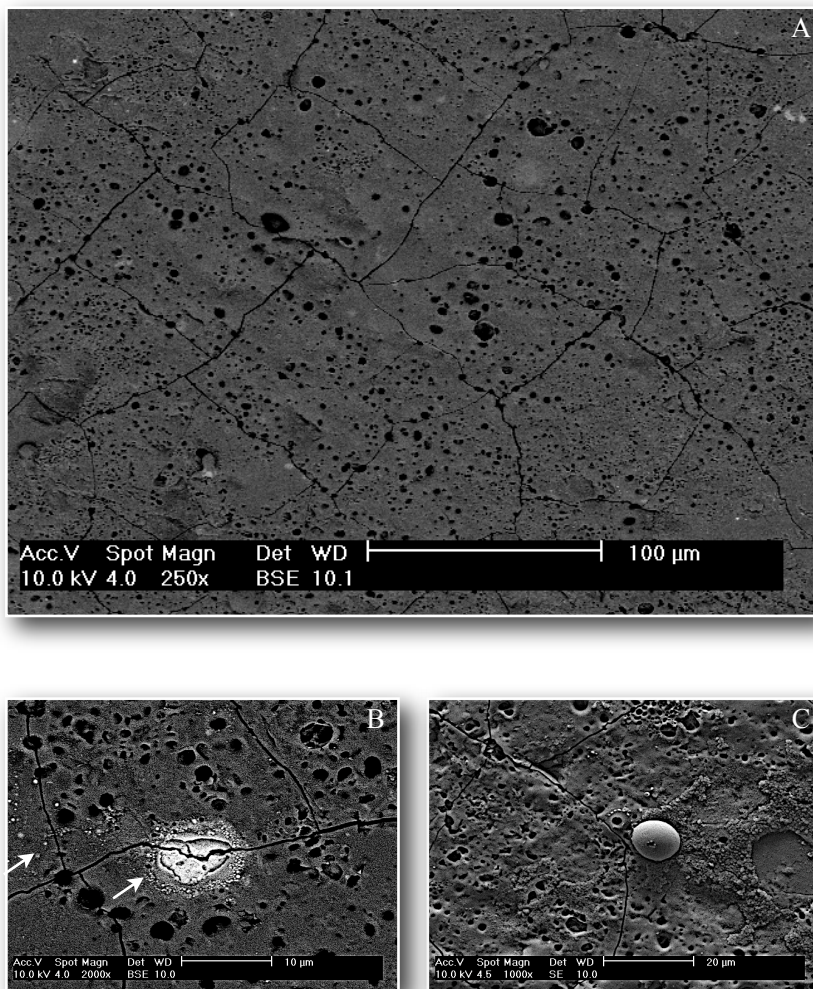


Figura 18. Grupo E - Laser. A - Aumento de 250X, B - aumento de 2000X e C - aumento de 1000X. Observe material evaporado e re-depositado (setas - B) e glóbulos ou gotas derretidas ejetadas a partir da área de ablação sob a ação de reativas forças de vapor.

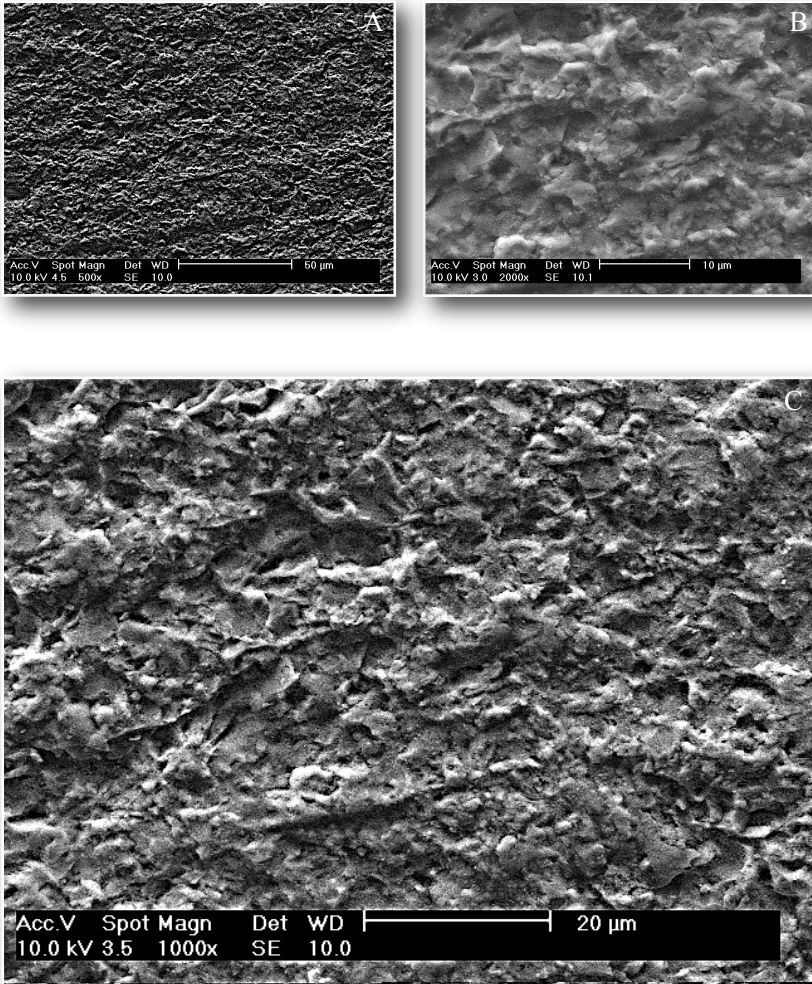


Figura 19. Grupo F - Silica + Laser. A - Aumento de 500X, B - aumento de 2000X e C - aumento de 1000 X. Observe o padrão morfológico com depressões rasas, semelhante ao Grupo D, porém mais suave, promovida pela irradiação com laser; e os pontos brancos, o quais também somente foram vistos no Grupo D, possivelmente referentes à deposição de sílica, por toda a superfície.

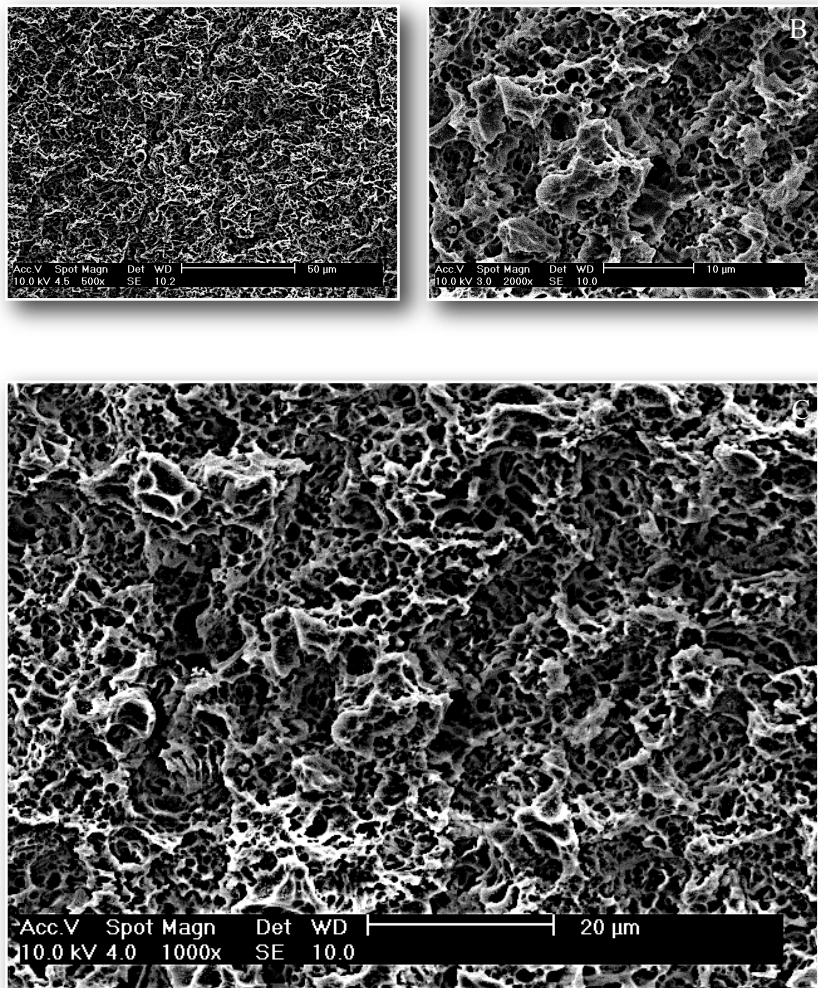


Figura 20. Grupo G - Sílica + Laser + Ácido Fluorídrico. A - Aumento de 500X, B - aumento de 2000X e C - aumento de 1000 X. Observe ao aspecto muito parecido com o encontrado no Grupo B com a formação de sulcos profundos, no entanto, sem continuidade.

6. Discussão

Este estudo avaliou o efeito de tratamentos com laser de Nd:YAG e métodos de abrasão convencionais na força de união ao cisalhamento de uma cerâmica feldspática à uma resina composta, com objetivo de reparo. Os presentes achados sugerem a rejeição parcial da hipótese nula desde que a força de união cerâmica-resina dos métodos empregados com laser foram similares ou diferentes à alguns métodos convencionais testados.

Os testes de cisalhamento são os mais populares para avaliação da resistência de união cerâmica-resina. Este método não requer o processamento da amostra após os procedimentos adesivos. Além disso, têm sido largamente empregado pela indústria e pesquisadores devido a fácil reprodutibilidade com o uso de matrizes padronizadas, tais como as da Ultradent (EUA) e SDI (Austrália) [96]. Adicionalmente, os estresses provocados pelo teste de cisalhamento são os principais envolvidos nas falhas adesivas de materiais restauradores, *in vivo* [90,94].

Na revisão da literatura do presente trabalho, a maior parte dos autores empregou os testes de cisalhamento [1,2,3,4,21,23,31,32,36,44,48,72,83,86,88,92,93,99]. Apenas três artigos relataram os testes de tração [47,58,63] e micro-tração [12,20,69]. Porém, os testes de cisalhamento entre resina e cerâmica são usualmente limitados pela distribuição irregular dos estresses na interface adesiva, o qual pode gerar falhas coesivas na base da cerâmica e levar a uma interpretação errônea dos resultados reais de força de união [11,81]. Para Bonna e Van-Noort, em 1995 [11], fraturas coesivas da cerâmica são inerentes aos testes de cisalhamento devido a geometria do ensaio. Portanto, este método seria inadequado para avaliar a qualidade da adesão, sendo os testes de tração mais indicados por que as falhas ocorreriam com mais previsibilidade dentro do complexo da interface

adesiva. Para Scherrer e colaboradores, em 2010 [81], as falhas coesivas devem ser descartadas por não representarem a real força de adesão e sim uma mistura das propriedades mecânicas dos materiais em envolvidos. Nosso estudo não apresentou este inconveniente, uma vez que todas as falhas foram do tipo adesiva ou mista (Tabela 6), sendo assim, ocorreram na linha adesiva, com total ausência das fraturas do tipo coesiva da cerâmica ou resina composta. Outros autores também encontraram resultados similares com ausência de fraturas coesivas em seus estudos [32,72].

A dureza da resina composta empregada no reparo pode ter tido influência e contribuído para a ausência de fraturas do tipo coesiva. A dureza do compósito resulta em diferentes distribuições de estresse na interface de adesão. Um compósito mais duro resulta em uma aparente maior força adesiva. Uma correlação positiva foi encontrada entre o módulo de elasticidade dos compósitos e a força de união [96].

O reparo de cerâmica com resina composta requer um aumento da energia de superfície com maior área total para adesão e molhabilidade. Isto pode ser alcançado com estratégias diferentes que levem a uma adesão confiável. Uma forte união entre a cerâmica e a resina composta é baseada no travamento micromecânico e adesão química [33,63,67,69,70,72,86].

No presente trabalho o pré-tratamento da superfície de cerâmica foi realizado com pontas diamantadas [1,19,33,40,42,55,67,69,93,99], condicionamento com ácido fluorídrico [1,15,31,33,44,47,62,63,66,67,69,71,76,86,92,95,100], jateamento com partículas de óxido de alumínio [1,13,33,44,46,58,62,63,67,71,72,76,86,92], jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas com sílica (chamada silicatização) [1,22,24,31,33,36,46,55,67,69,71,72] e condicionamento com laser de

Nd:YAG [3,20,43,48,64,72,89]. A união química foi executada com a aplicação do agente silano [6,12,61,86,92,99].

Os resultados dos testes de cisalhamento entre a resina composta e a cerâmica feldspática evidenciaram que o tratamento com ácido fluorídrico obteve significativamente a mais alta força de união (16,59 MPa) enquanto os Grupos com laser de Nd:YAG, as mais baixas (3,87 - 7,41 MPa).

A análise micromorfológica por microscopia eletrônica de varredura mostrou que o ácido fluorídrico removeu a fase vítrea da cerâmica expondo sua estrutura cristalina e deixando um arcabouço com a presença de sulcos e orifícios profundos. Esta morfologia de superfície provocada pelo condicionamento com ácido fluorídrico também foi vista por outros autores e está associada a uma ótima molhabilidade [62,76,86] e rugosidade ideal para o travamento micromecânico do material resinoso [15,33,63,66,67,69,76,92].

As superfícies do Grupo E, condicionadas com laser de Nd:YAG apresentaram um aspecto vítreo, com derretimento e re-cristalização da cerâmica e presença de glóbulos, rachaduras e poucos orifícios. Este aspecto é característico do efeito foto-térmico do laser de Nd:YAG e também foi observado por outros autores [3,20,48,72,89]. Em nosso estudo, o laser de Nd:YAG foi irradiado com fluência de 200 J/cm² (Quadro 3), o dobro do mínimo necessário para haver interação com as cerâmicas [89]. Um estudo sugeriu que fluências baixas resultariam em menor força de união [48]. Na presente pesquisa, pó de carbono foi pulverizado sobre as superfícies do Grupo E para aumentar a interação laser-cerâmica [20,64]. Esta medida pode ter diminuído em demasia o limiar de ablação da cerâmica, levando ao aparecimento de danos térmicos e conseqüentemente aos baixos valores de adesão. Estas características morfológicas não foram observadas nos Grupos F e G,

também irradiados com laser de Nd:YAG, no entanto, sem a pulverização prévia com o pó de carbono.

No Grupo F o laser de Nd:YAG irradiou as superfícies de cerâmica previamente pulverizadas com pó de partículas de óxido de alumínio revestidas com sílica, com o objetivo de promover a silicatização com laser. A silicatização é caracterizada por um fenômeno denominado triboquímico, onde uma energia mecânica resulta numa união química (sílica-cerâmica) [22,24,33,55,67]. Neste estudo, a incorporação de sílica na superfície das cerâmicas pôde ser observada pela presença de partículas brancas, vistas nas imagens por microscopia eletrônica de varredura [1] (Figura 19). Com uma maior quantidade de sílica na superfície da cerâmica, era esperado um aumento significativo na força de união, porém, isto não foi encontrado. A força de união do Grupo F (4,39 MPa) foi estatisticamente semelhante ao Grupo E e significativamente mais baixa que o Grupo D (11,42 MPa), onde a silicatização foi realizada pelo modo tradicional com microjateador.

O último Grupo irradiado com laser (Grupo G) recebeu o mesmo tratamento do Grupo F mais o condicionamento com ácido fluorídrico. Este tratamento aumentou a força de união para 7,41 MPa, inferior, mas, estatisticamente semelhante aos Grupos que receberam jateamento com partículas de Al_2O_3 (10,01 MPa) e sílica (11,42 MPa). Adicionalmente, este Grupo apresentou-se significativamente inferior ao Grupo B, onde as cerâmicas também foram condicionadas com ácido fluorídrico. É provável (Hipótese 1) que este resultado tenha sido influenciado por um enfraquecimento da estrutura organizacional da cerâmica devido a irradiação com laser de Nd:YAG. Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de Akyil e colaboradores (2009) [3], onde a força de união ao cisalhamento de uma cerâmica feldspática à uma resina composta foi aumentada quando o condicionamento com ácido fluorídrico foi aplicado após a irradiação com laser de Nd:YAG, porém,

a força de união permaneceu ainda menor do que aquela onde o ácido fluorídrico foi aplicado sozinho [3].

Apesar de diferentes valores de adesão, os Grupos B e G, que receberam o condicionamento com ácido fluorídrico apresentaram micromorfologia muito semelhante com o aparecimento de uma estrutura que permite o travamento micromecânico em profundidade. No entanto, no Grupo G, onde o laser foi irradiado previamente e a média de adesão foi menor, não é possível a identificação de sulcos longos e contínuos. Neste caso, a estrutura remanescente, após a remoção da fase vítrea, parece ser formada apenas por orifícios. Esta evidência pode nos levar a uma segunda hipótese, de que a irradiação com laser modificou a estrutura cristalina da cerâmica tornando-a mais ácido resistente. O mesmo acontece com o esmalte, quando irradiado pelo laser de Nd:YAG [5].

O jateamento com partículas de Al_2O_3 e sílica, Grupos C e D, respectivamente, obtiveram média de força de união estatisticamente semelhantes. Após o jateamento com partículas de óxido de alumínio, a micromorfologia exibida foi caracterizada por depressões rasas e anguladas, com micro-rachaduras, resultado do forte impacto das partículas sobre o substrato [44,62,63,71,72,76]. Estes achados angulados podem funcionar como concentradores de estresse, levando a fratura interna da cerâmica [76]. As características observadas sobre microscopia eletrônica de varredura para o Grupo D, jateado com sílica, exibem similaridade morfológica, porém o jateamento com partículas de sílica mostra uma superfície com características mais suaves, sem a presença de ângulos e com menos micro-rachaduras [72]. É muito provável que isto tenha ocorrido por que o tamanho das partículas e a pressão empregadas foram diferentes. Enquanto que para o Grupo C, as partículas se apresentavam com 50 μm e foram jateadas com pressão de 80 psi [1], para o Grupo D, as partículas empregadas tinham 30 μm e

foram jateadas com pressão de 35 psi [1]. O jateamento excessivo das cerâmicas feldspáticas com partículas de óxido de alumínio pode levar ao lascamento ou perda em demasia do material [13,46]. O preparo das amostras para visualização sob microscopia eletrônica de varredura envolveu uma limpeza com ácido fosfórico, banho ultra-sônico e lavagem com álcool, além da usual metalização. Mesmo após estes procedimentos ainda foi possível a visualização de pontos brancos por toda a fotomicrografia, possivelmente representativos das partículas de sílica incorporadas à superfície da cerâmica [1], assim como foi observado, também no Grupo F, onde a silicatização foi realizada com laser de Nd:YAG. A adição de sílica é aumentada em 20 % com a silicatização e reduzida para 16 % após o banho ultra-sônico [46], evidenciando sua firme aderência à cerâmica.

No Grupo A, ácido fosfórico a 37 % foi aplicado após o desgaste com ponta diamantada. Este agente não condiciona a cerâmica, mas promove o aumento da energia de superfície por meio de sua limpeza [15,92]. A instrumentação da cerâmica com pontas diamantadas produz uma superfície áspera ou rugosa com mais área total, portanto, mais energia de superfície do que um plano liso de idêntica composição [40,76,83]. Neste Grupo a força de união (7,89 MPa) foi estatisticamente semelhante aos Grupos onde o laser foi aplicado. A rugosidade com ponta diamantada seguida da aplicação do ácido fosfórico não é favorável a uma alta e durável força de união [19,33,69,67]. Este é considerado um tratamento provisório [67]. Adicionalmente, pode causar o aparecimento de lascas ou micro-rachaduras, aumentando desta forma o risco de fratura da cerâmica [33,42,67,99].

Os resultados do presente estudo evidenciam que o condicionamento com ácido fluorídrico obteve significativamente a mais alta média de união seguido da silicatização e jateamento com

óxido de alumínio. No entanto, devemos levar em consideração a incompatibilidade do ácido fluorídrico com os tecidos biológicos [15,66].

A silicatização seguida da aplicação do agente silano tem sido apontada como o tratamento de superfície mais previsível. Além disso, pode ser empregado em todas as situações de reparo intra-oral [1,22,24 31,33,36,55,67, 69,70,71,83].

O uso do laser de Nd:YAG mostrou melhores resultados de adesão quando irradiou cerâmicas reforçadas com Zircônia [72] ou alumina [20] em comparação com o jateamento com óxido de alumínio e sílica. Para uma cerâmica feldspática o tratamento com laser de Nd:YAG resultou em adesão estatisticamente similar [48] ou inferior (em acordo com nosso estudo) quando comparado com o ácido fluorídrico [3,48].

A irradiação com laser de Nd:YAG é um promissor tratamento de superfície. No entanto, mais estudos são necessários com o objetivo de alcançar a fluência ideal para cada tipo de cerâmica.

7. Conclusão

Dentro das limitações do estudo, foi possível concluir que:

- O tratamento com ácido fluorídrico obteve significativamente os melhores resultados de força de união, seguido pelo jateamento com sílica e óxido de alumínio;
- Os Grupos com laser obtiveram força de união menor ou similar ao tratamento com ponta diamantada;
- Micro-rachaduras significantes foram encontradas na superfície da cerâmica após a irradiação com laser (Grupo E), o que contra-indica seu uso.

8. Referências

1. AKOVA, T.; AYTUTULDU, N.; YOLDAS, O. The evaluation of different surface treatment methods for porcelain-composite bonding. *Int J Adhes Adhes*, vol. 27, p. 20-25, 2007.
2. AKOVA, T. et al. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, vol. 128, p. 630-7, 2005.
3. AKYIL, M.S. et al. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg*, vol. 28, p. 539-45, 2010.
4. BAILEY, L.F.; BENNETT, R.J. DICOR surface treatments for enhanced bonding. *J Dent Res*, vol. 67, p. 925-31, 1988.
5. BAHAR, A.; TAGOMORI, S. The effect of normal pulsed Nd-YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. *Caries Res*, vol. 28, p. 460-7, 1994.
6. BARGHI, N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compend Contin Educ Dent*, vol. 21, p. 659-62, 2000.
7. BIRANG, R. et al. Comparative evaluation of the effects of Nd:YAG and Er:YAG laser in dentin hypersensitivity treatment. *Lasers Med Sci*, vol. 22, p. 21-4, 2007.
8. BIRANG, R. et al. Evaluation of Nd:YAG laser on partial oxygen saturation of pulpal blood in anterior hypersensitive teeth. *Lasers Med Sci*, vol. 23, p. 291-4, 2008.
9. BLATZ, M.B.; SADAN, A.; KERN, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, vol. 89, p. 268-74, 2003.
10. BONNA, A.D. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas. 2009. 247p.

11. BONNA, A.D.; VAN-NOORT, R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dental Res*, vol. 74, p. 1591-6, 1995.
12. BRENTTEL, A.S. et al. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mat*, vol. 23, p. 1323-31, 2007.
13. CALAMIA, J.R. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int*, vol. 16, p. 5-12, 1985.
14. CALAMIA, J.R.; CALAMIA, C.S. Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dent Clin North Am*, vol. 51, p. 399-417, 2007.
15. CANAY, S.; HERSEK, N.; ERTAN, A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil*, vol. 28, p. 95-101, 2001.
16. CAVALCANTI, A.M. et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, vol. 27, p. 473-9, 2009.
17. CHAN, K.H.; HIRASUNA, K.; FRIED, D. Rapid and selective removal of composite from tooth surfaces with a 9.3 μm CO₂ laser using spectral feedback. *Lasers Surg Med*, vol. 43, p. 824-32, 2011.
18. COZEAN, C. et al. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc*, vol. 128, p. 1080-7, 1997.
19. CREUGERS, N.H.; SNOEK, P.A.; KÄYSER, A.F. An experimental porcelain repair system evaluated under controlled clinical conditions. *J Prosthet Dent*, vol. 68, p. 724-7, 1992.
20. DA SILVEIRA, B.L. et al. Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd:YAG laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomed Laser Surg*, vol. 23, p. 543-8, 2005.

21. DIAZ-ARNOLD, A.M.; SCHNEIDER, R.L.; AQUILINO, S.A. Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. *J Prosthet Dent*, vol. 61, p. 305-9, 1989.
22. EDELHOFF, D. et al. Clinical use of an intraoral silicoating technique. *J Esthet Restor Dent*, vol. 13, p. 350-6, 2001.
23. ERSU, B. et al. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent*, vol. 37, p. 848-56, 2009.
24. ESPE. Product Dossier: CoJet. Disponível em: <http://multimedia.3m.com/mws/media/webserver?mwsId=SSSSSu7zK1fslxtUMx_GMx_Gev7qe17zHvTSevTSeSSSSSS--&fn=cojet_tp_en.pdf>. Acesso em 5 janeiro 2012.
25. ESTEVES-OLIVEIRA, M. et al. CO₂ Laser (10.6 microm) parameters for caries prevention in dental enamel. *Caries Res*, vol. 43, p. 261-8, 2009.
26. ESTEVES-OLIVEIRA, M. et al. Prevention of toothbrushing abrasion of acid-softened enamel by CO₂ laser irradiation. *J Dent*, vol. 39, p. 604-11, 2011.
27. FERREIRA, L.S. et al. Effects of Nd:YAG laser irradiation on the hybrid layer of different adhesive systems. *J Adhes Dent*, vol. 11, p. 117-25, 2009.
28. FOLWACZNY, M et al. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mat*, vol. 14, p. 186-93, 1998.
29. FONTANA, C.R. et al. Study of the morphological alterations to enamel and dentin in human and bovine teeth after irradiation with Er : YAG laser. *Laser Phys Lett*, vol. 1, p. 411-16, 2004.
30. FRANKENBERGER, R. et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *J Adhes Dent*, vol. 10, p. 393-8, 2008.

31. FRANKENBERGER, R.; KRÄMER, N.; SINDEL, S. Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent*, vol. 25, p. 209-15, 2000.
32. GÖKÇE B. et al. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*, vol. 32, p. 173-8, 2007.
33. HAMMOND, B.D.; SWIFT, E.J.; BRACKETT, W.W. Intraoral repair of fractured ceramic restorations. *J Esthet Restor Dent*, vol. 21, p. 275-84, 2009.
34. HAO, L.; LAWRENCE, J.; CHIAN, K.S. Effects of CO₂ laser irradiation on the surface properties of magnesia-partially stabilised zirconia (MgO-PSZ) bioceramic and the subsequent improvements in human osteoblast cell adhesion. *J Biomater Appl*, vol. 19, p. 81-105, 2004.
35. HARRIS, D.M. et al. Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd:YAG dental laser. *Lasers Surg Med*, vol. 30, p. 342-50, 2002.
36. HASELTON, D.R.; DIAZ-ARNOLD, A.M.; DUNNE, J.T. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 86, p. 526-31, 2001.
37. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*, vol. 9, p. 338-44, 1989.
38. JARDEL, V. et al. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *Int J Prosthodont*, vol. 12, p. 59-64, 1999.
39. JARDEL, V. et al. Surface energy of etched ceramic. *Int J Prosthodont*, vol. 12, p. 415-8, 1999.
40. JOCHEN, D.G.; CAPUTO, A.A. Composite resin repair of porcelain denture teeth. *J Prosthet Dent* (1977) vol. 38 (6) pp. 673-9.

41. KANCA, J 3rd. Adhesion to enamel, dentin, metal, and porcelain. *Curr Opin Cosmet Dent*, p. 13-22, 1994.
42. KAO, E.C.; BOLTZ, K.C.; JOHNSTON, W.M. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, vol. 94, p. 458-68, 1988.
43. KARA, H.B. et al. Effect of different surface treatments on roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Lasers Med Sci*, p. 1-6, 2010.
44. KATO, H. et al. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. *J Prosthet Dent*, vol. 75, p. 163-8, 1996.
45. KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med*, vol. 9, p. 345-51, 1989.
46. KERN, M.; THOMPSON, V.P. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*, vol. 71, p. 453-61, 1994.
47. KLOSA, K. et al. The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *J Adhes Dent*, vol. 11, p. 127-35, 2009.
48. LI, R.; REN, Y.; HAN, J. Effects of pulsed Nd: YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi*, vol. 18, p. 377-9, 2000.
49. MAGNE, P.; CASCIONE, D. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, vol. 96, p. 354-61, 2006.
50. MAGNE, P. et al. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 104, p. 149-57, 2010.

51. MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, vol. 187, p. 493, 1960.
52. MALTA, DAMP et al. Bond strength of an adhesive system irradiated with Nd : YAG laser in dentin treated with Er : YAG laser. *Laser Phys Lett*, vol. 5, p. 144-150, 2008.
53. MALTA, DAMP et al. Vantagens no uso dos lasers de CO₂ e Nd:YAG nas frenectomias. *Dental Science - Clin e Pesq Integrada*, vol. 1, p. 265-271, 2007.
54. MATINLINNA, J.P. et al. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, vol. 17, p. 155-64, 2004.
55. MATINLINNA, J.P.; VALLITTU, P.K. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*, vol. 34, p. 622-30, 2007.
56. MARCONDES, M. et al. The influence of the Nd:YAG laser bleaching on physical and mechanical properties of the dental enamel. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, vol. 90, p. 388-95, 2009.
57. MEYER-FILHO, A. et al. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *J Esthet Restor Dent*, vol. 15, p. 338-51, 2003.
58. MEYER-FILHO, A. et al. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont*, vol. 13, p. 28-35, 2004.
59. MEYER-FILHO, A. et al. Porcelain veneers as an alternative for the esthetic treatment of stained anterior teeth: clinical report. *Quintessence Int* (2005) vol. 36 (3) pp. 191-6.
60. MIZRAHI, B. All-ceramic silica/glass-based crowns--clinical protocols. *Br Dent J*, vol. 211, p. 257-62, 2011.

61. NEWBURG, R.; PAMEIJER, C.H. Composite resins bonded to porcelain with silane solution. *J Am Dent Assoc*, vol. 96, p. 288-91, 1978.
62. OH, WON-SUCK et al. Wetting characteristic of ceramic to water and adhesive resin. *J Prosthet Dent*, vol. 88, p. 616-21, 2002.
63. OH, WON-SUCK; SHEN, C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent*, vol. 90, p. 241-6, 2003.
64. OSORIO, E. et al. Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study. *J Dent*, vol. 38, p. 118-22, 2010.
65. OTTO, T.; SCHNEIDER, D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont*, vol. 21, p. 53-9, 2008.
66. ÖZCAN, M.; ALLAHBEICKARAGHI, A.; DÜNDAR, M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Invest*, p. 1-9, 2011.
67. ÖZCAN, M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*, vol. 30, pp. 194-203, 2003.
68. ÖZCAN, M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*, vol. 30, p. 265-269, 2003.
69. ÖZCAN, M. et al. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater*, vol. 25, p. 1477-83, 2009.
70. ÖZCAN, M.; NIEDERMEIER, W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont*, vol. 15, p. 299-302, 2002.
71. ÖZCAN, M.; PFEIFFER, P.; NERGIZ, I. A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int*, vol. 29, p. 713-24, 1998.

72. PARANHOS, M. P. G.; BURNETT-JR, L.H. Effect Of Nd:YAG laser and CO₂ laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int*, vol. 42, p. 79-89, 2011.
73. PELAGALLI, J. et al. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation - phase I. *J Clin Laser Med Surg*, vol. 15, p. 109-15, 1997.
74. PICK, R.M.; COLVARD, M.D. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol*, vol. 64, p. 589-602, 1993.
75. PICK, R.M.; POWELL, G.L. Laser in dentistry. Soft-tissue procedures. *Dent Clin North Am*, vol. 37, p. 281-96, 1993.
76. PHOENIX, R.D.; SHEN, C. Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *Int J Prosthodont*, vol. 8, p. 187-94, 1995.
77. RAPTIS, N.V.; MICHALAKIS, K.X.; HIRAYAMA, H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*, vol. 26, p. 31-41, 2006.
78. RITTER, A.V.; BARATIERI, L.N. Ceramic restorations for posterior teeth: guidelines for the clinician. *J Esthet Dent*, vol. 11, p. 72-86, 1999.
79. RODRIGUES, L.K.A. et al. Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *J Dent*, vol. 32, p. 531-40, 2004.
80. RUSCHEL, V.C. et al. Resistência de união de um sistema adesivo aplicado à dentina irradiado com laser de Nd:YAG. *Braz Oral Res*, vol. 24, Suppl. 1, p. 235, 2010.
81. SCHERRER, S.S.; CESAR, P.F.; SWAIN, M.V. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mat*, vol. 26, p. 78-93, 2010.
82. SCHLICHTING, L.H. et al. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent*, vol. 105, p. 217-26, 2011.

83. SCHMAGE, P. et al. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, vol. 123, p. 540-6, 2003.
84. SEGHI, R.R.; DAHER, T.; CAPUTO, A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mat*, vol. 6, p. 181-4, 1990.
85. SEGHI, R.R.; SORENSEN, J.A. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, vol. 8, p. 239-46, 1995.
86. SHAHVERDI, S. et al. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil*, vol. 25, p. 699-705, 1998.
87. SHETH, J.; JENSEN, M.; TOLLIVER, D. Effect of surface treatment on etched porcelain bond strength to enamel. *Dent Mat*, vol. 4, p. 328-37, 1988.
88. SHIU P. et al. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg*, vol. 25, p. 291-6, 2007.
89. SINIAEVA, M.L. et al. Laser ablation of dental materials using a microsecond Nd:YAG laser. *Laser Phys*, vol. 19, p. 1056-60, 2009.
90. SÖDERHOLM, K.-J.M. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mat*, vol. 7, p. 74-83, 1991.
91. SÖDERHOLM, K.-J.M.; SHANG, S.-W. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res*, vol. 72, p. 1050-4, 1993.
92. STEWART, G.P.; JAIN, P.; HODGES, J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 88, p. 277-84, 2002.

93. SULIMAN, A.A.; SWIFT, E.J.; PERDIGÃO, J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent*, vol. 70, p. 118-20, 1993.
94. SWIFT, E.J.; PERDIGÃO, J.; HEYMANN, H.O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int*, vol. 26, p. 95-110, 1995.
95. SZEP, S. et al. In vitro dentinal surface reaction of 9.5% buffered hydrofluoric acid in repair of ceramic restorations: a scanning electron microscopic investigation. *J Prosthet Dent*, vol. 83, p. 668-74, 2000.
96. VAN MEERBEEK, B. et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mat*, vol. 26, p. 100-21, 2010.
97. WALSH, L.J.; ABOOD, D.; BROCKHURST, P.J. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dent Mat*, vol. 10, p. 162-6, 1994.
98. WANG, QIAN-QIAN; ZHANG, CHENG-FEI; YIN, XING-ZHE. Evaluation of the bactericidal effect of Er,Cr:YSGG, and Nd:YAG lasers in experimentally infected root canals. *J Endodont*, vol. 33, p. 830-2, 2007.
99. WOOD, D.P. et al. Bonding to porcelain and gold. *Am J Orthod*, vol. 89, p. 194-205, 1986.
100. ZOGHEIB, L.V. et al. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*, vol. 22, p. 45-50, 2011.

9. Apêndice

Apêndice I - Cálculo da fluência do laser de Nd:YAG

Em nosso estudo, o laser de Nd:YAG foi empregado com uma energia por pulso de 200 mJ (0,2 J). O diâmetro da seção transversal, do feixe focalizado deste laser é 0,4 mm (0,04 cm).

A área de um círculo é calculada pela seguinte expressão:

$$S = \pi \cdot r^2$$

A letra grega minúscula *pi* (π) é um valor constante igual a 3,14 e o raio (r) é o diâmetro dividido por dois ($r = 0,02$ cm).

$$S = 3,14 \cdot 0,02^2$$

$$S = \sim 0,001 \text{ cm}^2$$

Desta forma, a área da seção transversal, do feixe focalizado, do laser de Nd:YAG empregado no estudo, é igual a aproximadamente 0,001 cm².

Fluência ou densidade é a razão entre a quantidade de energia irradiada e a área da seção transversal do feixe de laser. A fluência é expressa em J/cm², por meio da seguinte equação:

$$F = E \text{ (J)} / S \text{ (cm}^2\text{)}$$

$$F = 0,2 / 0,001$$

$$F = 200 \text{ J/cm}^2$$

A p ê n d i c e II - Cálculo da força em Mega Pascal (MPa)

Os valores de tensão do teste de cisalhamento foram calculados de acordo com a seguinte equação:

$$T(\text{MPa}) = F(\text{N}) / S(\text{mm}^2)$$

Onde F é o valor da força obtida durante o teste de cisalhamento e S é o valor da área da secção transversal do cilindro de resina composta aderido à cerâmica. Em nosso estudo, o diâmetro do cilindro de resina composta foi igual a 3 mm. Portanto, de acordo com a equação anteriormente descrita para o cálculo da área de um círculo: $S = \sim 7 \text{ mm}^2$.

O exemplo abaixo, referente a amostra 10 do Grupo A, exhibe como os valores foram obtidos:

$$T(\text{MPa}) = 88,1(\text{N}) / 7(\text{mm}^2)$$

$$T = 12,58 \text{ MPa}$$

Apêndice III - Resultados do ensaio de cisalhamento

O Apêndice III traz os resultados dos testes de cisalhamento acompanhados da análise estatística descritiva de cada Grupo.

Tabela A1. Dados relativos ao Grupo A.

Amostra	Força (N)	Força (MPa)	Fratura
1	63,35	9,05	Adesiva
2	45,29	6,47	Adesiva
3	22,6	3,22	Adesiva
4	78,7	11,24	Adesiva
5	55,0	7,85	Adesiva
6	34,58	4,94	Adesiva
7	83,7	11,95	Adesiva
8	44,24	6,32	Adesiva
9	37,3	5,32	Adesiva
10	88,1	12,58	Adesiva
Análise estatística descritiva			
Média		7,89	
DP*		3,20	
CV**		40,64%	
Intervalo de confiança de 95% para a média (Técnica de reamostragem - Bootstrap)			
Limite superior		9,52	
Limite inferior		6,14	

* Desvio padrão; ** Coeficiente de variação (%).

Tabela A2. Dados relativos ao Grupo B.

Amostra	Força (N)	Força (MPa)	Fratura
1	143,7	20,52	Mista
2	95,8	13,68	Mista
3	132,9	18,98	Mista
4	85,1	12,15	Mista
5	116,5	16,64	Mista
6	96,4	13,77	Mista
7	133,5	19,07	Mista
8	96,4	13,77	Mista
9	111,9	15,98	Mista
10	149,4	21,34	Mista
Análise estatística descritiva			
Média		16,59	
DP*		3,23	
CV**		19,51%	
Intervalo de confiança de 95% para a média (Técnica de reamostragem - Bootstrap)			
Limite superior		18,13	
Limite inferior		14,70	

* Desvio padrão; ** Coeficiente de variação (%).

Tabela A3. Dados relativos ao Grupo C.

Amostra	Força (N)	Força (MPa)	Fratura
1	45	6,42	Adesiva
2	71,2	10,17	Adesiva
3	53,1	7,58	Adesiva
4	51,8	7,4	Adesiva
5	34,4	4,91	Adesiva
6	86,2	12,31	Mista
7	110,7	15,81	Mista
8	65,87	9,41	Adesiva
9	48,2	6,88	Adesiva
10	134,7	19,24	Mista
Análise estatística descritiva			
Média		10,01	
DP*		4,54	
CV**		45,39%	
Intervalo de confiança de 95% para a média (Técnica de reamostragem - Bootstrap)			
Limite superior		12,30	
Limite inferior		7,62	

* Desvio padrão; ** Coeficiente de variação (%).

Tabela A4. Dados relativos ao Grupo D.

Amostra	Força (N)	Força (MPa)	Fratura
1	40,5	5,78	Adesiva
2	148,6	21,22	Mista
3	94,5	13,5	Mista
4	55,8	7,97	Mista
5	94,2	13,45	Adesiva
6	41,6	5,94	Mista
7	45,5	6,5	Adesiva
8	83,9	11,98	Adesiva
9	115,1	16,44	Mista
10	80,0	11,42	Adesiva
Análise estatística descritiva			
Média		11,42	
DP*		5,03	
CV**		44,07%	
Intervalo de confiança de 95% para a média (Técnica de reamostragem - Bootstrap)			
Limite superior		13,76	
Limite inferior		8,47	

* Desvio padrão; ** Coeficiente de variação (%).

Tabela A5. Dados relativos ao Grupo E.

Amostra	Força (N)	Força (MPa)	Fratura
1	21,5	3,07	Adesiva
2	21,3	3,04	Adesiva
3	17,5	2,5	Adesiva
4	37,8	5,4	Adesiva
5	48,5	6,92	Adesiva
6	24,8	3,54	Adesiva
7	16,3	2,32	Adesiva
8	27,3	3,9	Adesiva
9	25,0	3,57	Adesiva
10	31,29	4,47	Adesiva
Análise estatística descritiva			
Média		3,87	
DP*		1,40	
CV**		36,32%	
Intervalo de confiança de 95% para a média (Técnica de reamostragem - Bootstrap)			
Limite superior		4,72	
Limite inferior		3,09	

* Desvio padrão; ** Coeficiente de variação (%).

Tabela A6. Dados relativos ao Grupo F.

Amostra	Força (N)	Força (MPa)	Fratura
1	32,4	4,63	Adesiva
2	20,1	2,87	Adesiva
3	13,2	1,89	Adesiva
4	57,5	8,21	Adesiva
5	25,0	3,57	Adesiva
6	34,6	4,94	Adesiva
7	35,14	5,02	Adesiva
8	31,1	4,44	Adesiva
9	24,8	3,54	Adesiva
10	33,9	4,84	Adesiva
Análise estatística descritiva			
Média		4,39	
DP*		1,68	
CV**		38,31%	
Intervalo de confiança de 95% para a média (Técnica de reamostragem - Bootstrap)			
Limite superior		5,30	
Limite inferior		3,47	

* Desvio padrão; ** Coeficiente de variação (%).

Tabela A7. Dados relativos ao Grupo G.

Amostra	Força (N)	Força (MPa)	Fratura
1	64,3	9,19	Mista
2	79,8	11,40	Mista
3	23,5	3,36	Adesiva
4	35,6	5,09	Adesiva
5	59,43	8,49	Mista
6	67,34	9,62	Mista
7	67,2	9,60	Adesiva
8	35,1	5,01	Adesiva
9	37,6	5,37	Adesiva
10	49,1	7,01	Adesiva
Análise estatística descritiva			
Média		7,41	
DP*		2,62	
CV**		35,34%	
Intervalo de confiança de 95% para a média (Técnica de reamostragem - Bootstrap)			
Limite superior		8,65	
Limite inferior		5,95	

* Desvio padrão; ** Coeficiente de variação (%).