



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

BARBARA FERNANDES CARDOSO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E COMPORTAMENTO EM
FADIGA DE LAMINADOS CERÂMICOS RECIMENTADOS APÓS
REMOÇÃO COM LASER ER:YAG**

São José dos Campos

2022

BARBARA FERNANDES CARDOSO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E
COMPORTAMENTO EM FADIGA DE LAMINADOS CERÂMICOS
RECIMENTADOS APÓS REMOÇÃO COM LASER ER:YAG**

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

Área: Prótese Dentária. Linha de Pesquisa: Desenvolvimento de materiais e novas tecnologias em odontologia.

Orientador: Prof. Assoc. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Coorientador: Prof. Dr. Júlio Nogueira Luz

São José dos Campos

2022

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2022]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

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

Cardoso, Barbara Fernandes

Avaliação da resistência de união e comportamento em fadiga de laminados cerâmicos recimentados após remoção com laser Er:YAG / Barbara Fernandes Cardoso. – São José dos Campos : [s.n.], 2022.
60 f.: il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Pós-Graduação em Odontologia Restauradora – Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2022.

Orientador: Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Coorientador: Julio Nogueira Luz

1. Laminados dentários. 2. Porcelana dentária. 3. Laser Er YAG. I. Saavedra, Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni, orient. II. Luz, Julio Nogueira, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' – Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dra. Nathália de Carvalho Ramos

Universidade São Francisco

Campus de Bragança Paulista

São José dos Campos, 2 de agosto de 2022.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais **Shirley Fernandes** e **Antonio Venancio Cardoso**, aos meus avós paternos, **Maria Venancio Cardoso** e **Manoel Aparecido Cardoso**, e maternos, **Ivanete Motta Fernandes** e **Moacyr Augusto Fernandes**, por serem os maiores e melhores exemplos que poderia ter nesta vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a **Deus**, que em seu infinito amor me deu forças para continuar, mesmo nos momentos de angústia em que não tive esperanças. Por mostrar que tudo acontece em seu tempo e sua razão. O senhor é bom o tempo todo.

Aos meus pais **Shirley Fernandes** e **Antonio Venancio Cardoso**, por sempre apoiarem meus sonhos, acreditarem no meu potencial quando eu mesma não conseguia enxergá-lo e por me passarem os valores mais preciosos que aprenderam na vida. Vocês são a razão a qual busco ser alguém melhor todos os dias, minha imensa gratidão a Deus por ter vindo nesta vida como filha de vocês. Ao meu irmão **Manoel Leone Cardoso**, por completar minha vida sempre de forma leve e alegre, você é meu eterno presente.

A toda minha família, meus avós **Maria Venancio Cardoso** e **Manoel Aparecido Cardoso**, meus maiores exemplos de força, humildade e dedicação, que sempre se fizeram presentes em minha vida com todo amor e acolhimento nas horas que mais necessitei. Aos meus avós que agora me acompanham de outro plano, **Ivanete Motta Fernandes**, que com pouco tempo em minha vida me ensinou a base do que carrego hoje, e **Moacyr Augusto Fernandes** por me mostrar que o perdão é a melhor das dádivas. Aos meus tios, **Andreia, Angela, Anselmo, Ana Ligia, Samuel, Sandra, Mônica, Scheila e Maurício** por irem além de seus papéis e serem como pais para mim, obrigada por sempre vibrarem com minhas conquistas como se fossem próprias. Aos meus primos **Laura, Samuckinha e Pietro** por colorirem minha vida e me inspirarem a ser exemplo.

Agradeço ao meu professor e orientador **Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, por ter confiado a mim o desenvolvimento deste trabalho e por me inspirar a ser uma profissional melhor e mais dedicada a cada dia. Obrigada por me transmitir valores que serão carregados eternamente em minha vida, com imensa gratidão.

À **Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP)** **Campus de São José dos Campos**, e ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, por abrir as portas a mim e permitir que realizasse o sonho de estudar nesta instituição e principalmente por me proporcionar grande crescimento profissional dentro da área que tanto amo. Agradeço também a **Ivoclar Vivadent** por confiar em meu trabalho e ao fornecimento de todo o material necessário para a execução deste estudo.

Aos professores da banca examinadora **Alexandre Luiz Souto Borges** e **Nathália de Carvalho Ramos** por disporem de seu tempo e dedicação a examinar meu trabalho e me permitirem absorver seu conhecimento e experiência para minha evolução profissional e pessoal.

Ao meu coorientador **Júlio Nogueira Luz** por me guiar nos percalços de desenvolvimento deste trabalho, por me corrigir com leveza e seriedade ao mesmo tempo e principalmente, ser grande exemplo em minha carreira clínica e acadêmica na odontologia.

Agradeço a minha colega de pós-graduação e grande colaboradora deste trabalho, **Ana Beatriz Gomes de Carvalho**, por sua paciência e delicadeza em me orientar neste percurso, por sua disposição em me transmitir sua experiência e por me inspirar com seu empenho. Sou infinitamente grata por todo seu apoio durante este desenvolvimento.

Ao professor **Luiz Felipe Valandro** e toda sua equipe de pesquisa da Universidade Federal de Santa Maria – RS por colaborarem com o desenvolvimento e resultados desta pesquisa. Agradeço também ao Dr. **Demetrio Taketa** por dispor de seu tempo, dedicação e conhecimento para que este estudo pudesse se concretizar.

Aos meus colegas de profissão, professores e integrantes do grupo de pesquisa de orientação do professor Guilherme, **Elisa Donária Abocauch**, amiga que carrego desde a UEL, a qual seu suporte e amor se estenderam a pós-

graduação, e **Guilherme Schmitt de Andrade**, a quem além da imensa admiração profissional, pude aprender a persistir no que sonhava mesmo em momentos difíceis, obrigada por acreditar na minha capacidade.

As amigas que a pós-graduação me proporcionou conhecer **Alana, Priscila e Larissa**, que eu possa levar a amizade de vocês para sempre comigo. Obrigada por tornarem essa experiência na minha vida melhor ainda do que poderia ser.

A minha chefe e mentora **Prof. Dra. Maria de Lourdes Rodrigues Accorinte**, a qual tenho o privilégio de poder aprender diariamente a praticar uma odontologia ética, baseada na ciência e acima de tudo, humanizada. Obrigada por abrir as portas a mim e me permitir acompanhá-la nesta profissão.

Aos meus amigos **Júlia, Natália, Gustavo, Larissa Dantas, Larissa Sales e Aláina**, por me acompanharem desde quando esta jornada ainda era um sonho. A amizade, apoio e amor de vocês foi essencial para que isto se tornasse uma realidade.

*"O fardo é proporcional às forças, como a recompensa será proporcional à
resignação e à coragem"*

Allan Kardec

SUMÁRIO

RESUMO	10
ABSTRACT	11
1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 Cerâmicas	14
2.2 Laminados cerâmicos	16
2.3 Aplicações diversas dos lasers na odontologia	17
2.4 Remoção de laminados cerâmicos e o laser Er:YAG.....	20
3 PROPOSIÇÃO	23
4 MATERIAL E MÉTODOS	24
4.1 Descrição dos grupos	24
4.2 Preparo das amostras	25
4.3 Avaliação da resistência de união	34
4.3.1 Envelhecimento térmico	34
4.3.2 Teste de cisalhamento	35
4.3.3 Análise de falha	35
4.3.4 Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV)	36
4.3.5 Análise estatística	36
4.4 Comportamento em fadiga	36
4.4.1 Análise estatística	37
5 RESULTADOS	38
5.1 Teste de cisalhamento	38
5.1.1 Análise de falha	39
5.1.2 Análise em microscópio eletrônico de varredura (MEV).....	42
5.2 Comportamento em fadiga	48
6 DISCUSSÃO	51
7 CONCLUSÕES	55
REFERÊNCIAS	56
ANEXO	60

Cardoso BF. Avaliação da resistência de união e comportamento em fadiga de laminados cerâmicos recimentados após remoção com laser Er:YAG [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2022.

RESUMO

Este trabalho teve como finalidade avaliar a resistência de união adesiva e o comportamento em fadiga de laminados cerâmicos recimentados após sua remoção utilizando laser Er:YAG. 62 amostras foram divididas em dois grupos: controle (C), e Er:YAG (L). Incisivos centrais bovinos (N=62), foram fixados com resina acrílica no interior de tubos de PVC, com a face vestibular do esmalte exposta. Estas foram polidas, em máquina de polimento semiautomática com lixas de granulação 600, 800, 1200 e 2500 para obtenção de uma superfície plana. Discos de cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita (Empress CAD, Ivoclar Vivadent) foram confeccionados em duas dimensões, 10 mm x 1 mm destinados ao teste de fadiga (n=30), e 3 mm x 1 mm para o teste de resistência de união por cisalhamento (n=32). Os discos foram polidos em máquina de polimento semiautomática com lixas de granulação 600, 800, 1200 e 2500 e cimentados sob as superfícies de esmalte, utilizando cimento resinoso fotopolimerizável (Variolink Esthetic LC, Ivoclar Vivadent). Os conjuntos obtidos foram mantidos em estufa a 37°C por 7 dias. As amostras dos grupos Controle passaram pelos testes de cisalhamento e fadiga logo após este período. As dos grupos Er:YAG, foram submetidas a aplicação do laser (3.6W - 18 Hz x 200 mJ - 2940 nm) sobre a superfície cerâmica, a fim de promover seu descolamento. Em seguida, as superfícies foram submetidas ao processo de limpeza adequado, e recimentadas sob o mesmo protocolo anterior. Para o teste de cisalhamento foi utilizado um dispositivo em forma de faca, com célula de carga de 1000 kgf (1 mm/min) e a análise estatística obtida através dos testes ANOVA e Tukey (95%). Para a classificação dos modos de falha, as amostras foram observadas em estereomicroscópio óptico. A análise do comportamento em fadiga se deu através do método Stepwise stress, com carga inicial de 300 N (5.000 ciclos), steps incrementais de 100 a 700 N (10.000 ciclos/step), seguido de steps de 50 N (10.000 ciclos/step). Para a análise estatística, os testes Kaplan-Meier e Mantel-Cox, seguidos da comparação múltipla aos pares (5%), foram empregados. Os dados obtidos no teste de cisalhamento demonstraram não haver significância estatística para o fator laser ($p=0.444$), porém, no fator envelhecimento o valor foi significativamente menor ($p=0.031$). As amostras do grupo laser apresentaram valores significativamente menores em relação ao teste de resistência a fadiga quando comparadas as do grupo controle ($p=0,007$), que apresentou maiores valores de falha em carga (FFL) e número de ciclos (CFF). Entretanto, o módulo de Weibull para FFL e CCL não foi estatisticamente significativo entre os grupos. Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que, a resistência de união não foi afetada enquanto sobrevida em fadiga foi significativamente reduzida em laminados cerâmicos recimentados após exposição ao laser Er:YAG.

Palavras-chave: Laminados dentários. Porcelana dentária. Laser Er YAG.

Cardoso BF. Evaluation of bond strength and fatigue behavior of rebonding ceramic laminates after removal with Er: YAG laser [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2022.

ABSTRACT

This work aimed to evaluate the adhesive bond strength and fatigue behavior of cemented ceramic laminates after their removal using Er:YAG laser. 62 samples were divided into two groups: control (C), and Er:YAG (L). Bovine central incisors (N=62) were fixed with acrylic resin inside of PVC tubes, with the buccal surface of the enamel exposed. These were polished in a semi-automatic polishing machine with #600, 800, 1200 and 2500 grit sandpaper to obtain a flat and polished surface. Discs of a leucite reinforced glass ceramic (Empress CAD, Ivoclar Vivadent) were made in two dimensions, 10 mm x 1 mm for the fatigue test (n=30), and 3 mm x 1 mm for the shear bond strength test (n=32). The discs were polished in a semiautomatic polishing machine with #600, 800, 1200 and 2500 grit sandpaper and cemented on the enamel surfaces using a light-curing resin cement (Variolink Esthetic LC, Ivoclar Vivadent). The sets obtained were stored at 37°C for 7 days. The samples from the Control groups underwent the shear and fatigue tests shortly after this period. The Er:YAG groups were submitted to laser application (3.6W - 18 Hz x 200 mJ - 2940 nm) on the ceramic surface, in order to promote its debonding. Then, the surfaces were subjected to the appropriate cleaning process, and re-cemented following the same previous protocol. For the shear bond strength test, a knife-shaped device was used, with a load cell of 1000 kgf (1 mm/min) and the statistical analysis was obtained through the ANOVA and Tukey tests (95%). For the classification of failure modes, the samples were observed in an optical stereomicroscope. The analysis of fatigue behavior was performed using the Stepwise stress method, with an initial load of 300 N (5,000 cycles), incremental steps from 100 to 700 N (10,000 cycles/step), followed by 50 N steps (10,000 cycles/step). For statistical analysis, the Kaplan-Meier and Mantel-Cox tests, followed by multiple pairwise comparisons (5%), were used. The data obtained in the shear bond strength test showed no statistical significance for the laser factor ($p=0.444$), however, the aging factor the value was significantly lower ($p=0.031$). In the fatigue test, laser group showed significantly lower values in relation to the control group ($p=0.007$), which showed higher values of failure under load (FFL) and number of cycles (CFF). However, the Weibull modulus for FFL and CCL was not statistically significant between groups. Based on the results obtained, it can be concluded that the bond strength was not affected while fatigue survival was significantly reduced in ceramic laminates re-cemented after exposure to Er:YAG laser.

Keywords: Dental veneers. Dental porcelain. Erbium YAG laser.

1 INTRODUÇÃO

Do ponto de vista estético, as restaurações cerâmicas destacam-se como uma escolha favorável tanto em tratamentos na região anterior como posterior. As cerâmicas são materiais que apresentam, dentre diversas vantagens, biocompatibilidade com os tecidos dentários e características mecânicas favoráveis para a reabilitações orais, o que levam a sua alta aplicabilidade clínica. Estes materiais são indicados para a confecção de laminados cerâmicos, inlays e onlays, coroas unitárias e múltiplas anteriores ou posteriores (Ghazanfari et al., 2019; Saavedra et al., 2009; Zarone et al., 2016).

Os laminados cerâmicos podem ser considerados como restaurações minimamente invasivas, e quando cimentadas em esmalte, sua adesão é tida como altamente previsível, levando muitas vezes à dificuldade em sua remoção quando necessária, tornando este um procedimento complexo e demorado. Este processo é comumente executado através da secção das peças, com auxílio de pontas diamantadas, ou de brocas de carboneto de tungstênio (Albalkhi et al., 2018; Kellesarian et al., 2018).

A necessidade da remoção das peças pode surgir em virtude de ocorrências, durante e após o processo de cimentação, tais como: posicionamento espacial inadequado do laminado, fratura, contaminação por sangue e/ou saliva, assim como de fluidos do aerossol por compressor de ar, e ainda, sensibilidade pós operatória devido a extensão e profundidade variáveis, de acordo com o preparo executado. Além disto, há uma grande complexidade encontrada pelo operador durante o processo de remoção mecânica das cerâmicas, que envolve a dificuldade na diferenciação visual do material e do cimento resinoso utilizado na cimentação, levando em consideração que a cor das duas superfícies é relativamente semelhante, juntamente a estrutura dentária (Ghazanfari et al., 2019; Karagoz-Yildirak, Gozneli, 2019; Sapth, Smith, 2017).

Frente a estas complexidades, recentemente uma nova técnica de remoção de laminados cerâmicos foi desenvolvida, empregando o laser de érbio para a exucação destas remoções. São exemplos deste laser: erbium: chromium-yttrium-scandium-galliumgarnet (Er:CrYSGG) e o erbium: yttrium-aluminum-garnet

(Er:YAG). Na literatura, há numerosos relatos sobre a utilização de diversos tipos de laser para a remoção de laminados cerâmicos e outras peças, como braquetes ortodônticos cerâmicos, e entre as várias categorias de lasers existentes, o laser YAG destaca-se devido às suas múltiplas vantagens, como a boa absorção pelos tecidos biológicos (Alakus et al., 2016; Tocchio et al., 1993). Diversos estudos confirmam que as cerâmicas não absorvem H_2O , enquanto o material utilizado para sua cimentação, possuem uma ampla faixa de absorção desta, o que causaria então a ablação dos laminados cerâmicos (Alakus Sabuncuoglu et al., 2016; Iseri et al., 2014; Kellesarian et al., 2018; Mirhashemi et al., 2019; Morford et al., 2011).

Inspirada em outra técnica previamente utilizada na odontologia, na retirada de braquetes cerâmicos ortodônticos, esta alternativa diminui significativamente as forças desfavoráveis de descolamento, através da ablação térmica do cimento resinoso utilizado, causando a decomposição do mesmo devido a transmissão de calor através da cerâmica, facilitando e agilizando consideravelmente este procedimento (Albalkhi et al., 2018; Iseri et al., 2014). Este fenômeno ocorre quando a luz, proveniente do laser de energia muito alta, interage com o material adesivo, causando esta decomposição. Crê-se que, a transmissão de luz do laser, sem a perda de sua energia através da cerâmica para o cimento resinoso, seja o fator responsável para o descolamento da cerâmica do elemento dentário. Neste processo, o aumento da taxa de repetição do pulso durante a remoção do cimento resinoso resulta em um aumento linear na temperatura pulpar, mas ainda não causa um aumento de temperatura acima do limite de + 5.5°C considerado seguro para sua vitalidade (Correa-Afonso et al., 2008; Tocchio et al., 1993).

Apesar desta técnica de remoção com laser de érbio já ser utilizada na prática clínica, ainda existem poucos relatos na literatura sobre a comprovação de seu uso, bem como as consequências deste no tecido dentário e materiais restauradores como a cerâmica. Sendo assim, se fazem necessários mais estudos como este, que visam elucidar e compreender o efeito do laser nas estruturas dentárias, e também elucidar a hipótese deste tratamento afetar a adesão e a sobrevivência em fadiga em casos de recimentação de laminados cerâmicos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cerâmicas

A introdução do uso das cerâmicas no meio odontológico se deu como um grande marco do avanço dos materiais dentários nos últimos anos. A busca por materiais restauradores que oferecessem, além de um desempenho mecânico ideal, características ópticas que os aproximassem da estrutura dentária, levaram ao aprimoramento das propriedades das cerâmicas, que demonstraram uma performance cada vez mais satisfatória, apresentando qualidades superiores às dos materiais metálicos, anteriormente muito utilizados em restaurações indiretas (Bayne et al., 2019). Com isto, múltiplas apresentações deste material passaram a ser disponibilizadas no mercado, que buscaram suprir as necessidades clínicas que foram sendo apresentadas ao longo do tempo, de acordo com a indicação e aplicabilidade do material (Abu-Izze et al., 2018; Belser et al., 1997).

As taxas de sobrevivência da cerâmica no meio bucal diferem de acordo com seu tipo, método de fabricação e sua denominação. Atualmente, suas formas mais conhecidas e empregadas clinicamente são, a zircônia e o dissilicato de lítio, por apresentarem menores taxas de falha e estética satisfatória (Butt et al., 2019).

Os tipos de cerâmica podem ser categorizados de acordo com sua constituição: sendo a primeira com predominância de vidro em sua composição (feldspásticas e leucíticas - vítreas), a segunda com partículas de vidro (vitrocerâmicas), e a terceira, policristalina. O principal critério para a divisão dos materiais cerâmicos nestas subdivisões se enquadra na(s) fase(s) presentes em sua composição química. O autor ainda indica a classificação das cerâmicas de matriz resinosa, apontadas como uma das principais divisões. O desenvolvimento de cerâmicas envolve um aumento no conteúdo cristalino variando de aproximadamente 55% de cristalino a totalmente policristalino (Gracis et al., 2016; Kelly, 2008).

O conhecimento sobre estas definições é fundamental ao cirurgião-dentista, em virtude principalmente ao fato de que estas classificações designam o

desempenho e a apresentação do material em meio bucal. Além disto, é importante fundamentar que as cerâmicas que possuem melhor apresentação estética possuem uma alta concentração de matriz vítrea e subestrutura de menor resistência. Exemplificando este último fundamento, se encontram as cerâmicas do tipo vítreas, e como a própria nomenclatura indica, estas possuem pequenas quantidades de cristais, que influenciam diretamente no resultado da opacidade e opalescência do material. Já nas vitrocerâmicas, cristais são adicionados à composição de base vítrea para fornecer ao compósito maior resistência mecânica e à contração e expansão sofrida pelo material, que se mantém estável nas temperaturas de queima da cerâmica (Kelly, 2008). Em cerâmicas denominadas como policristalinas, encontramos um material cristalino com alta resistência à fratura em sua estrutura, porém esta característica vem acompanhada de uma menor translucidez. Além disto, a ausência de uma matriz vítrea em sua composição torna ineficiente a ação do ácido fluorídrico como condicionamento de superfície, e por isso, visando uma posterior cimentação, o tratamento indicado é o de jateamento com óxido de alumínio (Gracis et al., 2016; Kelly, 2008).

Para que restaurações cerâmicas obtenham sucesso e longevidade, sua adequada adesão à estrutura dentária é fundamental. Para alcançar isto, ambas as superfícies necessitam de tratamento apropriado para assim selar a interface, e consequentemente, aumentar sua resistência. A preservação de maior estrutura de esmalte também é de extrema importância no fator adesão, já que a restauração apresenta maior durabilidade, e a retenção a esta superfície é mais eficaz quando comparada a da dentina (Blunck et al., 2020).

Este processo de tratamento de superfície, em cerâmicas que possuem conteúdo vítreo em sua composição, age através de dois mecanismos sinérgicos de ligação: por meio de retenção micromecânica, onde há infiltração de *tags* de resina nas porosidades cerâmicas criadas pelo condicionamento ácido, levando a uma dissolução da fase amorfa vítrea de sílica e, por meio da adesão química, onde há condensação dos grupos silanol do silano, ativado com os grupos sílica hidroxilada da cerâmica condicionada com ácido, que é posteriormente estabilizada através da condensação intermolecular do silanol (Dimitriadi et al., 2019).

2.2 Laminados cerâmicos

Com o decorrer dos anos e a evolução da odontologia no campo das restaurações estéticas, soluções minimamente invasivas surgiram para a correção de imperfeições em elementos anteriores, evitando assim, preparos totais de coroa e desgastes agressivos, visando a preservação do substrato dentário (Peumans et al., 2000; Shetty et al., 2011; Türkaslan, Ulusoy, 2009). Além disto, as crescentes demandas e expectativas dos pacientes em estética levaram a prática odontológica contemporânea a buscar a execução de restaurações totalmente em cerâmica. Caminhando nesta crescente, os laminados cerâmicos trouxeram uma forma de realizar isto com preparos cada vez mais conservadores e acompanhados de uma enorme evolução nos estudos em adesão destes materiais, resultando em sistemas adesivos e cimentos resinosos progressivamente mais eficientes (Deeb et al., 2019; Shetty et al., 2011). O uso de laminados cerâmicos como escolha no tratamento estético dentário se popularizou na década de 80 e 90, isto se deu principalmente, pelo desenvolvimento de peças cerâmicas estratificadas reforçadas por leucita, juntamente ao avanço na cimentação do tipo adesiva, levando a peças com menor espessura e melhor resistência biomecânica. Este perfil de preparo tem como característica principal uma adesão maior da cerâmica ao substrato dentário quando comparado ao mesmo procedimento executado em superfície de dentina, isto porque a superfície de esmalte possui uma menor constituição orgânica e desta forma, detém menos umidade em sua estrutura (Guess et al., 2011; Türkaslan, Ulusoy, 2009).

As principais indicações dos laminados cerâmicos são: resolução de alterações morfológicas em dentes anteriores, clareamento dentário (interno ou externo) sem sucesso clínico e reabilitação de dentes anteriores que foram comprometidos. Entretanto, sua indicação pode ainda abranger casos como por exemplo, dentes com restaurações em resina composta que não são eficientes, em que há presença de cárie secundária, alterações marginais ou superficiais graves. Casos em que não há qualquer tipo de alteração morfológica notável nos elementos, no entanto, o paciente busca melhorar a estética e corrigir leves distorções, os laminados cerâmicos podem ainda serem indicados (Belser et al., 1997; Drummond,

2008; Peumans et al., 2000; Strassler, Nathanson, 1989).

Inicialmente, a cerâmica possuía adesão a superfície dentária sem a execução de qualquer tipo de desgaste, entretanto, embora ainda não haja consenso sobre estas alternativas, atualmente, preparações conservadoras têm sido mais preconizadas. A retenção dos laminados a superfície dentária depende unicamente de sua adesão, o que torna essencial o papel dos cimentos resinosos no sucesso deste tipo de restauração. No entanto, a estabilidade da interface não depende exclusivamente do cimento utilizado, mas da compreensão sobre mais dois importantes fatores envolvidos neste processo, o tipo de substrato dental a ser restaurado e o tipo de cerâmica utilizada. De extrema importância e, quando adequadamente preparados, os substratos de esmalte fornecem a superfície ideal para cimentação (Gresnigt et al., 2013; Gurel et al., 2012). Diversos estudos mostram ainda que, comparado a outros materiais restauradores e ao próprio esmalte dentário, a porcelana retém menos placa bacteriana em sua superfície, e a vitalidade destas bactérias nesta superfície é menor. A baixa rugosidade da porcelana vitrificada pode, em grande parte, ser responsável por esse fenômeno, levando a lógica de uma reação positiva dos tecidos gengivais para estas facetas (Shetty et al., 2011).

2.3 Aplicações diversas dos lasers na odontologia

Os primeiros registros de pesquisas sobre o uso de lasers na odontologia ocorreram no ano de 1964, onde houve a análise sobre as possibilidades de uso do laser rubi em tecidos dentários duros, investigando seu uso para a redução da desmineralização na superfície dentária (Stern, Sognnaes, 1964).

Para se compreender de forma mais clara como os lasers funcionam, sua composição consiste em: meio laser ativo, cavidade óptica e uma fonte de energia. Um raio laser é gerado quando uma fonte de energia externa estimula a câmara de um meio laser (sólido, líquido ou gasoso). A emissão espontânea resultante de fótons ressoa entre as extremidades espelhadas da câmara do laser e estes fótons saltitantes excitam ainda mais outros átomos no meio laser (Hegde, 2018). O

momento se acumula até que um feixe de luz altamente concentrado passe através do espelho parcialmente transmissivo em uma extremidade da câmara. Quando a energia emitida pelo laser atinge o tecido, ela pode ser absorvida, transmitida, espalhada ou refletida por ele. A energia do laser absorvido causa a vaporização e carbonização do tecido com maior eficiência. Os lasers podem ainda ser ajustados para variar sua potência e tamanho do ponto focal, de acordo com a sua finalidade Tocchio et al. (1993).

Apesar da larga escala de benefícios que o uso de lasers traz, há também um grande risco de ocorrência de lesões graves ao operador e demais indivíduos se o aparelho não for utilizado corretamente. Os principais pilares de segurança da utilização do laser são: processo de fabricação do instrumento, operação correta do dispositivo, proteção pessoal do paciente e da equipe cirúrgica e uso dos óculos de proteção para qualquer pessoa próxima à área de operação, incluindo principalmente o paciente e os operadores (Green et al., 2011; Hibst, Keller, 1989).

Na odontologia, lasers de diferentes comprimentos de onda são utilizados para realizar variados procedimentos. Lasers azuis, diodos, Nd:YAG lasers (composto por íons de neodímio e cristal de granada de ítrio-alumínio-granada) e CO₂ (laser de gás que incorpora dióxido de carbono, nitrogênio e hélio) são usados principalmente na cirurgia de tecidos moles para proporcionar uma boa coagulação, devido a sua alta absorção pela água presente no tecido. Os lasers de érbio, operando no modo de pulso de corrida livre, também possuem maior absorção de água, possibilitando seu uso na ablação de tecidos moles, bem como no esmalte e em preparação óssea. Embora os lasers de érbio também possam ser usados para procedimentos de tecidos moles, o controle do sangramento é menos eficaz do que com lasers de diodo e CO₂ por exemplo, que oferecem melhor visualização do local cirúrgico (Green et al., 2011; Luk et al., 2019).

Preparos cavitários, remoção de restaurações, tratamento de hipersensibilidade dentinária, condicionamento a laser de dentina, terapia fotodinâmica para tumores em tecidos moles, reparação e regeneração neural, desinfecção pulpar, remoção de cálculo dentário, biópsias, são algumas das principais formas de utilização dos lasers na odontologia.

Devido às suas muitas vantagens, os lasers são indicados para uma ampla variedade de procedimentos, são alguns deles:

Bioestímulo e efeito curativo

Sistemas de lasers como hélio-néon, argônio e criptônio, e principalmente diodos a laser semicondutores, incluindo arseneto de gálio e arseneto de alumínio e gálio, podem ser usados neste caso. As principais aplicações são para cicatrização de feridas após extração dentária, reabilitação da articulação temporomandibular, cicatrização de tecidos moles, herpes labial, glossodinia e queilite angular. A radiação laser influencia diretamente a estimulação da cura e a redução da dor assim como efeitos anti-inflamatórios, analgésicos e bioestimulantes (Dostalova, Jelinkova, 2013).

Remoção de tecido cariado

O tecido cariado contém um maior teor de água em comparação aos tecidos circundantes, conseqüentemente, a eficiência da ablação de cárie é maior do que para tecidos saudáveis. O laser Er: YAG mostrou-se eficiente na remoção seletiva devido à necessidade de energia diferente para eliminar tecido cariado e tecido sadio deixando os tecidos saudáveis minimamente afetados. Estudos como o de Hibst, R., mostram que o laser é capaz de remover vírus infectados e dentina cariada amolecida no mesmo grau que o tratamento realizado manualmente. Além disso, um menor grau de vibração da superfície foi observado com o tratamento utilizando laser Er: YAG (Green et al., 2011; Hibst, Keller, 1989).

Procedimentos cirúrgicos em tecidos moles

Gengivectomia, frenectomia e outros procedimentos de mesma natureza podem ser executados utilizando lasers como CO₂ ou diodo. O modo pulsado lento a médio permite ao operador remover verticalmente a quantidade de tecido necessária e obter o contorno necessário. O procedimento promove menor sangramento, com um controle mais preciso do que a eletrocirurgia, excelente cicatrização e não possui necessidade de suturas ou curativos pós-operatórios (Hegde, 2018).

Desinfecção por corantes fotoativados utilizando radiação a laser

Esta técnica é eficaz na eliminação de bactérias em biofilmes complexos, como placa subgengival e lesões de cárie, pois a luz vermelha visível possui boa transmissão através da dentina. A técnica de corante fotoativado pode ser realizada com uma variedade de lasers visíveis vermelhos e infravermelhos próximos, e sistemas usando He-Ne de baixa potência (100mW) ou lasers visíveis de diodo semiconductor vermelho. As principais aplicações clínicas incluem a desinfecção de canais radiculares, bolsas periodontais, lesões de cárie profundas e locais de peri-implantite, sem causar efeitos térmicos (Dostalova, Jelinkova, 2013).

2.4 Remoção de laminados cerâmicos e o laser Er:YAG

A adesão de laminados cerâmicos ao remanescente dentário é tida como altamente resistente, isto se deve principalmente pela união estabelecida entre o cimento resinoso com a superfície dentária. Devido a isto, quando necessária, a remoção destes laminados torna este procedimento complexo, demorado e desconfortável ao paciente (Karagoz-Yildirak, Gozneli, 2019).

A necessidade de remoção de peças cerâmicas cimentadas passou a levantar questionamentos sobre a melhor forma de executar este procedimento causando o menor dano possível à estrutura dentária. O surgimento de falhas nestes tipos de restaurações, torna muitas vezes impossível o seu reparo sem que haja uma remoção completa das mesmas (El-Mowafy et al., 2018). Usualmente este procedimento leva a perda da peça, já que durante este processo é necessária à sua secção, devido à sua alta resistência de união. Bayne (2019) conduziu estudo sobre as aplicações de materiais dentários no desenvolvimento de pesquisas clínicas, e levanta o conceito já consolidado sobre a forte adesão formada entre as interfaces dente, cimento e cerâmica, e as forças necessárias para a quebra da resistência de união entre estes (Bayne et al., 2019; Stacey et al., 1993).

Infiltrações marginais e manchamento das estruturas, erro na escolha da cor do cimento resinoso, trincas e descolamento do material, assim como hipersensibilidade pós operatória, são complicações comuns que podem se manifestar a curto, médio ou longo prazo, e surgem devido a falhas desde o erro na

indicação do material a ser utilizado, até os defeitos no processo de cimentação, ou até mesmo ao desgaste natural já esperado (Ghazanfari et al., 2019; Karagöz, Yildirak et al., 2019; Kursoglu; Gursoy, 2013). A necessidade de remoção pode ocorrer por fins funcionais, biológicos ou estéticos, e é executada comumente através da secção das peças utilizando de pontas diamantadas, ou de brocas de carboneto de tungstênio. Estudos como o de Hibst (1989) demonstram que o uso de força excessiva para o descolamento dos laminados pode causar trincas na estrutura do esmalte, além da grande dificuldade na diferenciação entre a cerâmica sobre o cimento utilizado na cimentação dos laminados, ou até mesmo a própria estrutura do dente, levando em consideração que a cor das três superfícies é relativamente semelhante, e realizar uma diferenciação visual pode se tornar uma tarefa complexa a depender do julgamento do profissional que a está executando (Albalkhi et al., 2018; Bishara et al., 1995; Karagöz, Yildirak et al., 2019; Kellesarian et al., 2018; Oztoprak et al., 2012; Hibst, Keller, 1989).

Recentemente, o uso do laser de érbio como técnica de descolamento de laminados cerâmicos passou a ser uma alternativa que minimiza os possíveis efeitos nocivos causados pela técnica convencional. Os lasers de érbio podem ser encontrados em duas formas: erbium: chromium-scandium-gallium-garnet (Er:CrYSGG) e o erbium: yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG). A introdução do uso de lasers com a finalidade de remoção de peças cerâmicas trouxe uma nova perspectiva para este procedimento, sendo inicialmente aplicada a ortodontia. Tocchio (1993) foi pioneiro na pesquisa de remoção de cerâmica através de lasers, tendo como objeto de estudo, os braquetes cerâmicos. Sua pesquisa foi impulsionada pela questão acerca da manutenção da integridade tanto da superfície do esmalte, quanto do braquete, visando sua possível reutilização. Para isto, o autor utilizou da aplicação do laser de neodímio: dopado por granada de ítrio e alumínio (Nd:YAG) sobre braquetes cimentados em esmalte de incisivos bovinos. O mesmo conclui que, além de promover a ablação da peça de forma rápida (entre 5 e 24 segundos), o procedimento não causou danos físicos nas superfícies envolvidas. Com isto, houve uma comprovação inicial de que a aplicação do laser evitaria danos ao esmalte, diminuiria o tempo operatório e também poderia propiciar um possível reaproveitamento da peça removida (Tocchio et al., 1993).

Estudos como os de Hayakawa (2005) e Oztoprak (2014) somam-se a

outros que abordam o uso de lasers na odontologia, principalmente na capacidade deles em promover a ablação entre cerâmicas e o substrato dentário, especificamente do utilizado neste presente estudo, Er:YAG. Mimura (1995) comparou duas formas de cimentação de braquetes cerâmicos e suas alterações no esmalte dentário após remoção com laser, chegando à conclusão que este processo, mesmo com a interação sobre diferentes materiais, não alterava as superfícies cimentadas. Porém, isto leva a busca de mais estudos que possam assegurar quais parâmetros seriam ideais, tendo em vista que há mudanças nas dimensões das peças cerâmicas e podem ser necessárias mudanças nestes protocolos (Hayakawa, 2005; Oztoprak et al., 2014; Mimura et al., 1995; Albalkhi et al., 2018).

Desde o uso de lasers na remoção de braquetes cerâmicos ortodônticos, esta técnica ganhou espaço na odontologia restauradora por proporcionar uma remoção de laminados em menor tempo, causando menor desconforto ao paciente. A remoção é promovida através da transmissão da luz do laser sobre a cerâmica e absorvida seletivamente por moléculas de água e monômeros residuais nos cimentos resinosos, resultando em forças de ligação reduzidas promovendo o descolamento da cerâmica das superfícies do dente. Este laser possui comprimento de onda de 2940 nm, que coincide com a principal banda de absorção de água e devido à sua boa absorção deste componente e grupos OH na hidroxiapatita, mostra-se eficiente na remoção de tecidos mais mineralizados. Frente a isto, diversos estudos confirmam que laminados os cerâmicos não apresentam absorção de água, enquanto o material utilizado para sua cimentação, apresenta uma ampla faixa de absorção de H₂O/OH o que causaria então, a fragilização do cimento (Iseri et al., 2014; Kellesarian et al., 2018; Kursoglu, Gursoy, 2013; Morford et al., 2011). Apesar da técnica de remoção de laminados cerâmicos com laser de érbio já ser utilizada na prática, ainda existem poucos relatos na literatura sobre seus efeitos sobre a estrutura cerâmica.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar o efeito do laser Er:YAG na resistência de união e comportamento em fadiga de uma cerâmica vítrea simulando laminados cerâmicos, visando sua recimentação.

As hipóteses testadas foram:

a) H0 – O uso do laser Er: YAG para remoção de laminados cerâmicos não afetou a resistência de união e o comportamento em fadiga da cerâmica exposta e recimentada em superfície de esmalte.

b) H1 – O uso do laser Er: YAG para remoção de laminados cerâmicos afetou a resistência de união e o comportamento em fadiga da cerâmica exposta e recimentada em superfície de esmalte.

4 MATERIAL E MÉTODOS

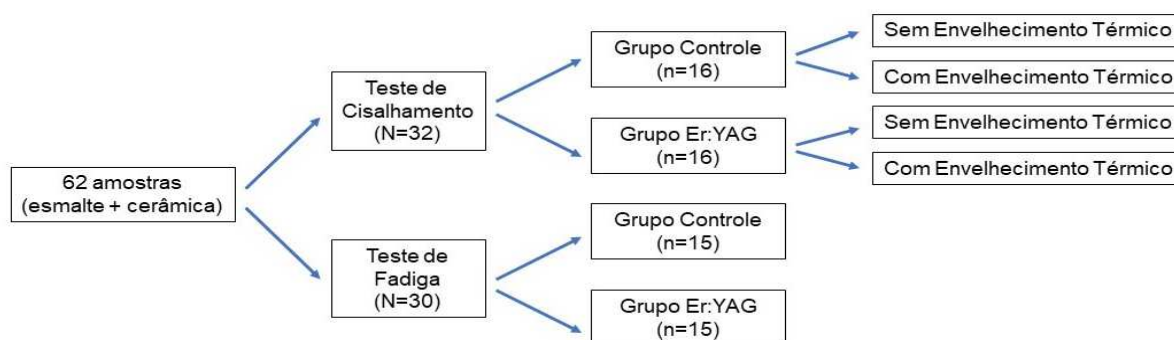
4.1 Descrição dos grupos

Para este estudo, foram utilizadas 62 amostras divididas em dois grupos: o grupo C (controle), o qual não sofreu nenhum tipo de tratamento com laser Er:YAG; e o grupo Er:YAG, o qual foi submetido ao tratamento utilizando o laser.

Para a avaliação da resistência de união adesiva, o estudo consistiu em um delineamento fatorial 2×2 ($n=16$), considerando os fatores experimentais: uso do laser Er:YAG em dois níveis (Grupo controle e Grupo Er:YAG); e envelhecimento térmico em dois níveis (com e sem envelhecimento). A resistência de união foi avaliada utilizando o teste de cisalhamento, sendo os valores obtidos em MPa.

Para a avaliação do comportamento em fadiga, o delineamento fatorial consistiu em 2×1 ($n=15$), onde os fatores experimentais considerados foram o uso do laser Er: YAG em dois níveis (Grupo controle e Grupo Er: YAG). Os grupos foram avaliados quanto a sobrevivência, carga e número de ciclos para a falha em fadiga através do teste de vida acelerado *stepwise stress*. Os espécimes para ambos os testes foram distribuídos de acordo com o esquema a seguir (Figura 1).

Figura 1 – Descrição dos grupos experimentais



Legenda: Esquema da distribuição das amostras em seus respectivos grupos com seus números de espécimes correspondentes.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 Preparo das amostras

Para a análise de resistência de união foram utilizados 32 incisivos bovinos (N=32) destinados ao teste de cisalhamento, e para a análise do comportamento em fadiga, 30 incisivos bovinos (n=30), destinados ao teste de fadiga Stepwise stress. Para ambos os testes, foi utilizada apenas a porção coronária dos dentes. Para isto, os dentes foram seccionados perpendicularmente ao seu longo eixo a uma distância de 2 mm da junção cimento esmalte (Figura 2), utilizando disco diamantado (American Burrs, Porto Alegre, RS, Brasil) montado em baixa rotação sob irrigação constante e as raízes foram desprezadas.

As coroas foram colocadas em um tubo de PVC, com a face vestibular voltada para baixo, e em seguida, fixadas com resina acrílica incolor ativada quimicamente (Jet-Clássico, São Paulo, SP, Brasil) dentro do tubo PVC. Após a polimerização da resina, a porção do conjunto voltada para o dente natural foi lixada em máquina de polimento semiautomática (Ecomet 250 Grinder Polisher, Buehler, Illinois, USA) com lixas de carbeto de silício de granulações #600, #800, #1200 e #2500, a fim de se obter uma superfície plana apenas de esmalte exposto (Figura 3).

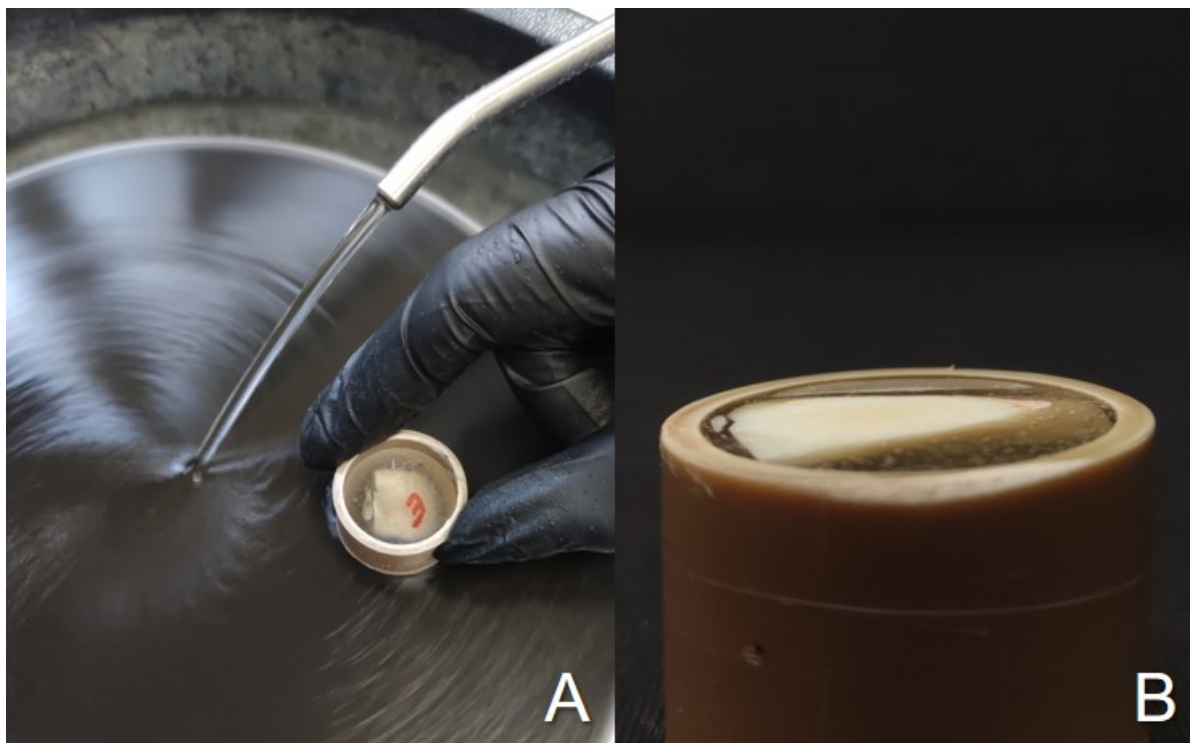
Figura 2 - Incisivo bovino íntegro e após sua secção



Legenda: a) Incisivo bovino selecionado para amostra de esmalte em sua forma íntegra; b) e após sua secção perpendicular dividindo-os em coroa e raiz.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3 – Polimento da superfície de esmalte e sua planificação pós procedimento

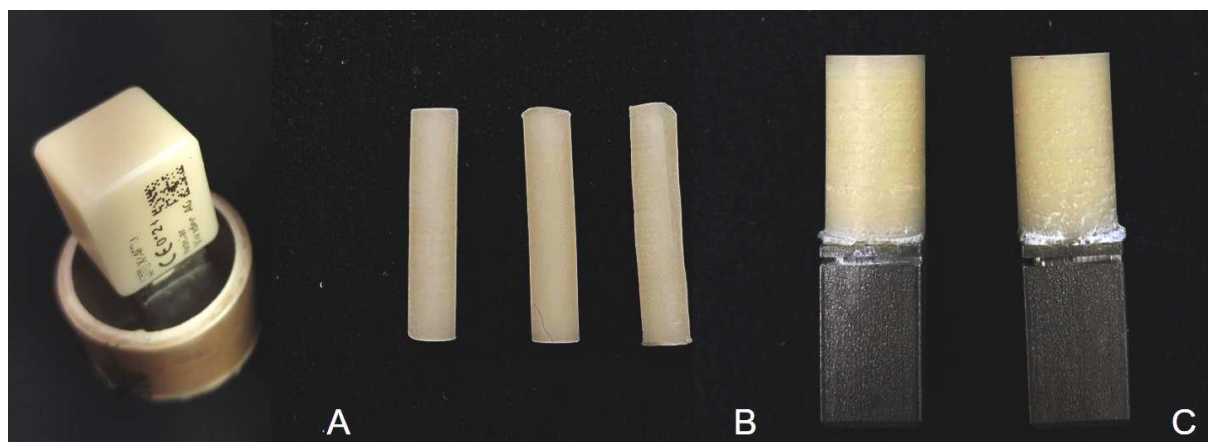


Legenda: a) Amostra de esmalte bovino sendo polida em máquina de polimento semiautomática; b) Superfície de esmalte planificada após o procedimento de polimento.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Em seguida, quatro blocos de cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita (Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Shan, Liechtenstein) foram acoplados em máquina de corte de amostras circulares (MicroMill, MicroStep, Bratislava, Eslováquia) para obtenção de cilindros de cerâmica com diâmetros de 3 mm para as amostras destinadas ao teste de cisalhamento, e 10 mm para as amostras do teste de fadiga (Figura 4). Os cilindros de 3 mm de diâmetro foram fixados em placa de acrílico com cera pegajosa, e os de 10 mm, envolvidos em silicone de adição Virtual Putty Regular (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) a fim de estabilizá-los para a realização do corte e obtenção dos discos. Para isto, os conjuntos foram acoplados em máquina de corte de precisão (IsoMet, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) e os discos confeccionados com 1 mm de espessura (Figuras 5 e 6).

Logo após, foi realizado o polimento das superfícies dos discos, com lixa de carbetto de silício de granulação crescente (#600, #800, #1200 e #2500), em máquina de polimento semiautomática Politriz (EcoMet, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) sob resfriamento com água.

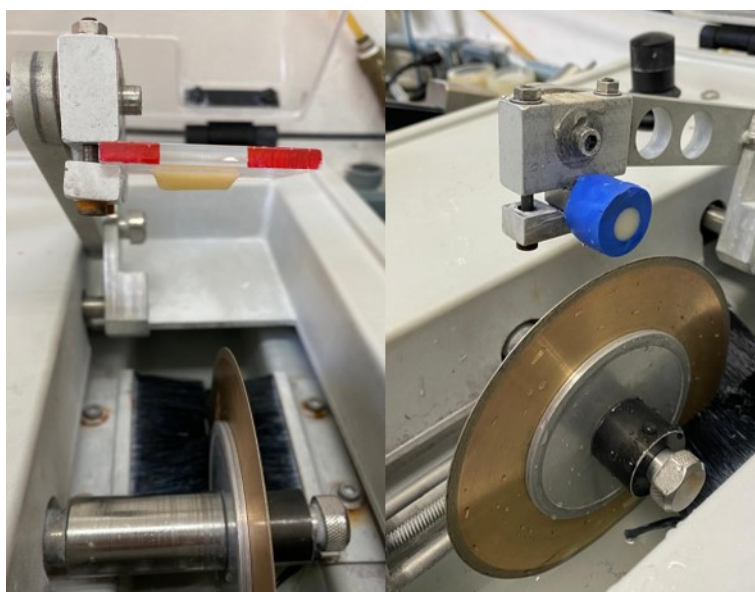
Figura 4 – Blocos de cerâmica e cilindros obtidos após seu corte



Legenda: a) Bloco de cerâmica incluso em tubo de PVC com resina acrílica; b) Cilindros de 3 mm de diâmetro obtidos após corte do bloco cerâmico; c) Cilindros de 10 mm de diâmetro após o mesmo procedimento.

Fonte: Elaborado pelo autor.

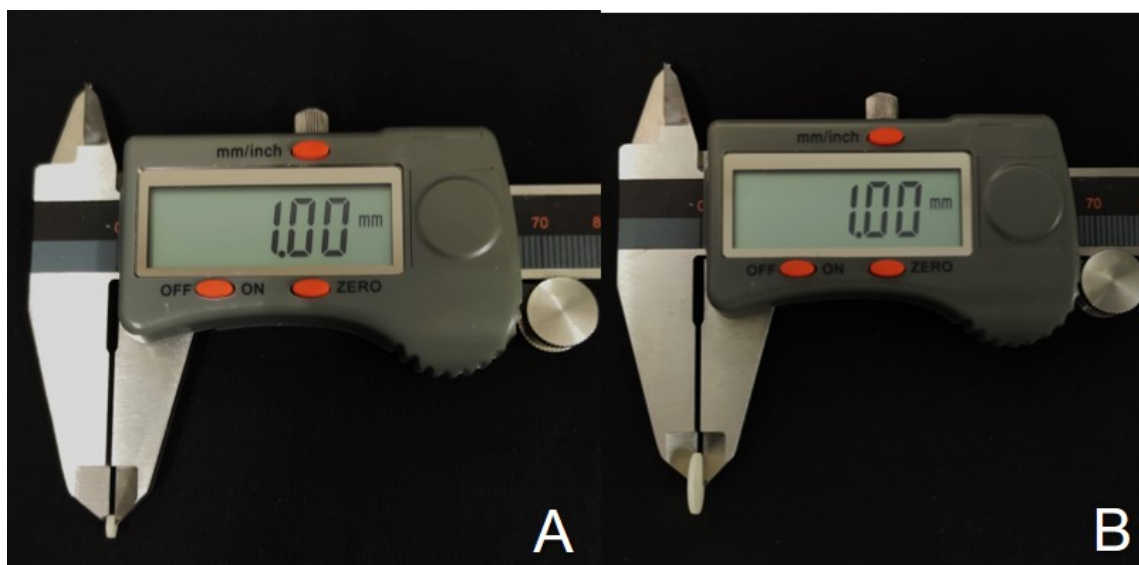
Figura 5 – Cilindros de cerâmica acoplados a máquina de corte de precisão



Legenda: Cilindro de cerâmica fixado a placa de acrílico em posicionamento para corte dos discos de 3 mm de diâmetro (A). Cilindro de cerâmica envolvido com silicone de adição, em posicionamento para corte dos discos de 10 mm de diâmetro(B).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 6 – Espessura dos discos obtida após o corte dos cilindros



Legenda: a) Paquímetro demonstrando espessura de 1 mm dos discos obtidos após corte dos cilindros de cerâmica com 3 mm; b) e 10 mm de diâmetro.

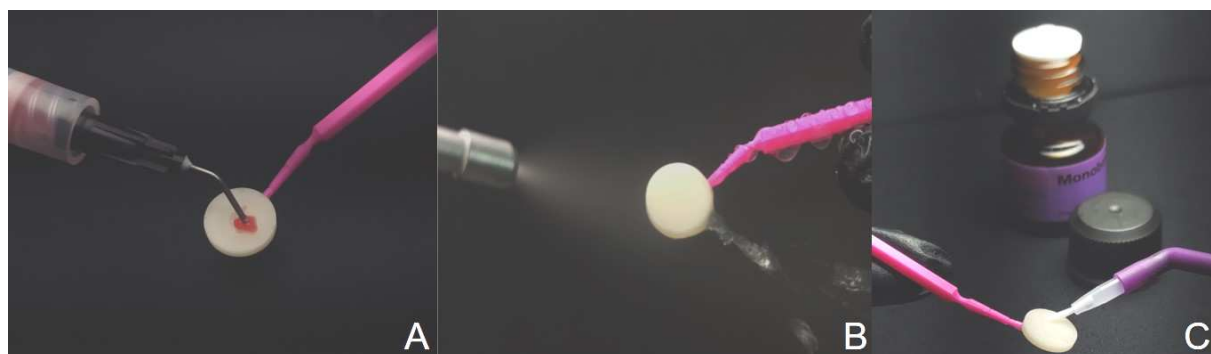
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para realizar a cimentação adesiva entre os dois materiais (esmalte e cerâmica), foi realizado tratamento de superfície da cerâmica com ácido fluorídrico 5% durante 60 segundos. Após aplicação do ácido pelo tempo determinado, o mesmo foi removido com jato de ar e água abundante durante 30 segundos, e lavado em cuba ultrassônica (Lavadora Ultrassônica Cristófoli, Campo Mourão, Paraná, Brasil) durante 5 minutos, para garantir que todo o resíduo de ácido fluorídrico fosse removido. Então, foi aplicada uma fina camada do agente de união Monobond N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) com auxílio de aplicador microbrush, deixando o material reagir durante 60 segundos. Em seguida, foi aplicado um forte fluxo de ar para dispersar qualquer excesso remanescente, seguindo as recomendações do fabricante (Figura 7).

Já na região de esmalte dentário, foi realizado condicionamento com ácido fosfórico 37% Total-Etch (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durante 30 segundos, e em seguida, a superfície lavada com jato de ar e água durante 1 minuto. Uma camada de adesivo Tetric N-Bond Universal (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicada de forma ativa sobre o esmalte utilizando um aplicador microbrush, durante 20 segundos. Em seguida foi aplicado um leve jato de ar sobre

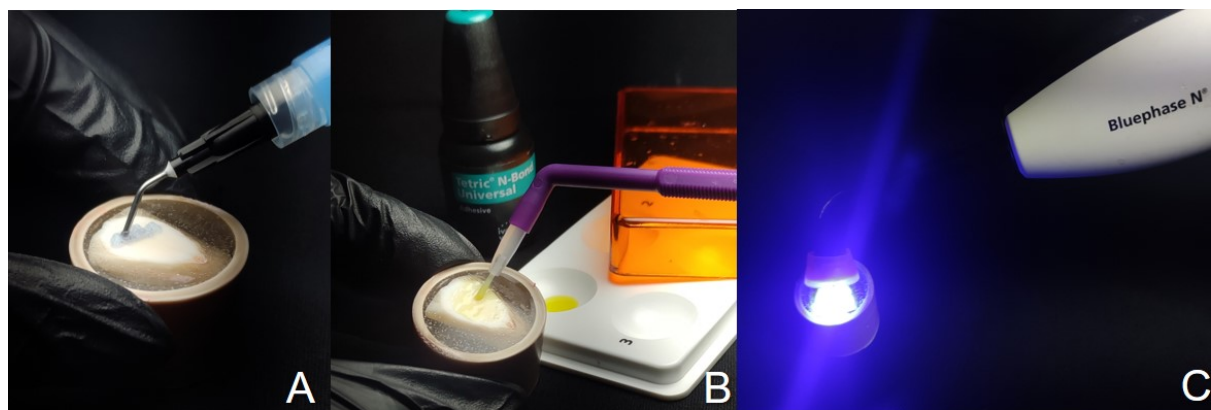
a camada de adesivo para adequada evaporação do solvente da superfície, e então fotopolimerizado por 10 segundos (1200 mW/cm²; Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) (Figura 8).

Figura 7 – Tratamento de superfície da amostra cerâmica



Legenda: a) Condicionamento com ácido fluorídrico 5% do disco de cerâmica; b) Limpeza com jato de água e ar; c) Aplicação do agente de união Monobond N sobre a superfície do disco.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 8 – Tratamento de superfície da amostra de esmalte

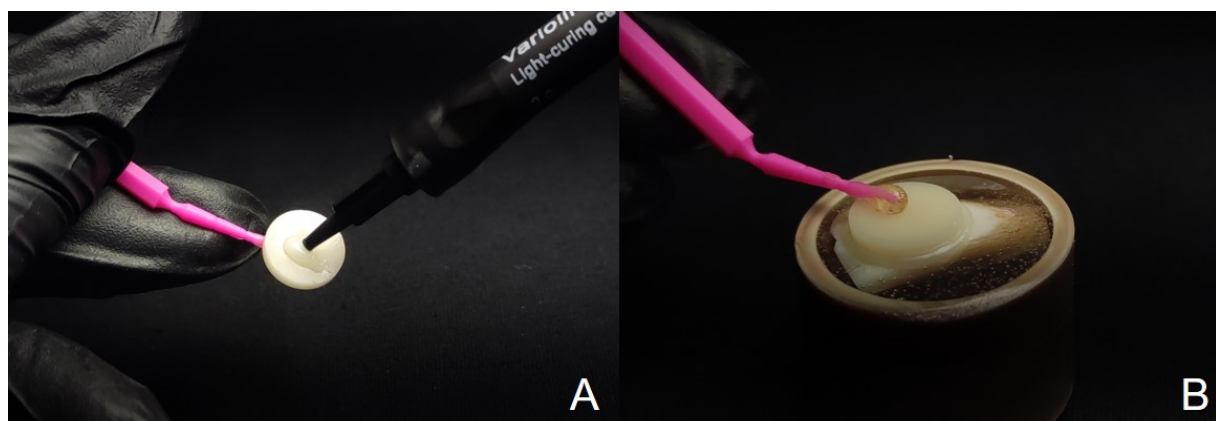


Legenda: a) Condicionamento da superfície de esmalte com ácido fosfórico 37%; b) Aplicação de camada de adesivo Tetric N-Bond Universal sobre a amostra; c) Fotopolimerização do adesivo.
Fonte: Elaborado pelo autor.

As duas superfícies foram unidas com o cimento resinoso fotopolimerizável Variolink Esthetic LC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), o qual foi aplicado sobre a superfície condicionada da cerâmica e então levada sob a superfície dentária. Após o processo de cimentação, o conjunto foi mantido sob pressão de

750 g durante 60 segundos, com a finalidade de manter uma padronização da película de cimento. Os excessos de cimento resinoso foram removidos com auxílio de um pincel. Em seguida, foi aplicado gel inibidor de oxigênio Liquid Strip (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nas bordas da região de união, e então realizados 5 ciclos de fotopolimerização durante 40 segundos ao redor do cilindro, de acordo com as seguintes angulações: 0°, 90°, 180° e 270°, utilizando fotopolimerizador (1200 mW/cm²; Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) (Figuras 9 e 10). As amostras do grupo controle (C) permaneceram durante 7 dias em água destilada a 37°C e depois foram testadas (Titley et al., 1993).

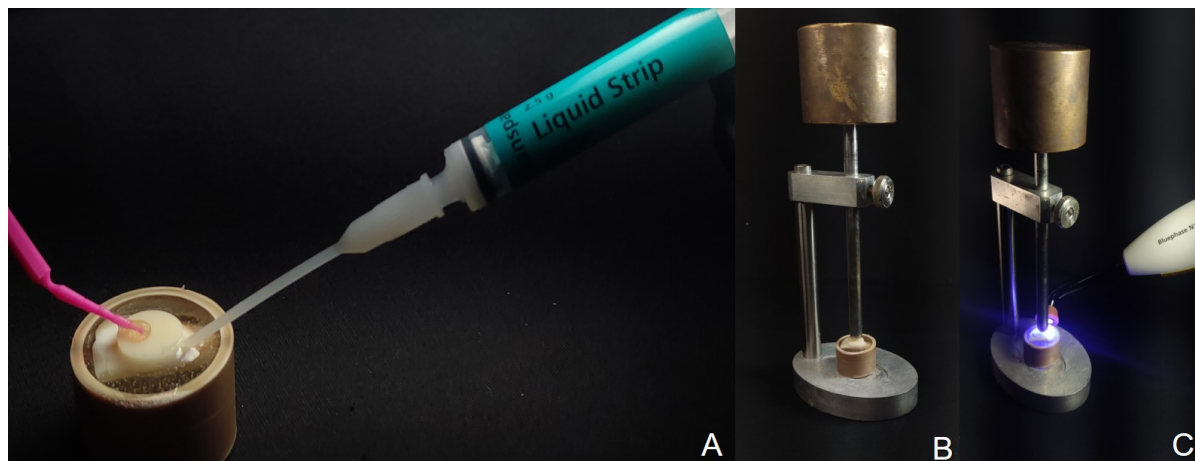
Figura 9 – Aplicação do cimento resinoso sobre amostra cerâmica



Legenda: a) Cimento resinoso Variolink Esthetic LC sendo aplicado sobre a superfície do disco cerâmico; b) e sua colocação sobre a superfície da amostra de esmalte com auxílio de aplicador de ponta adesiva.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 10 – Aplicação do inibidor de oxigênio e união das amostras sobre dispositivo de pressão

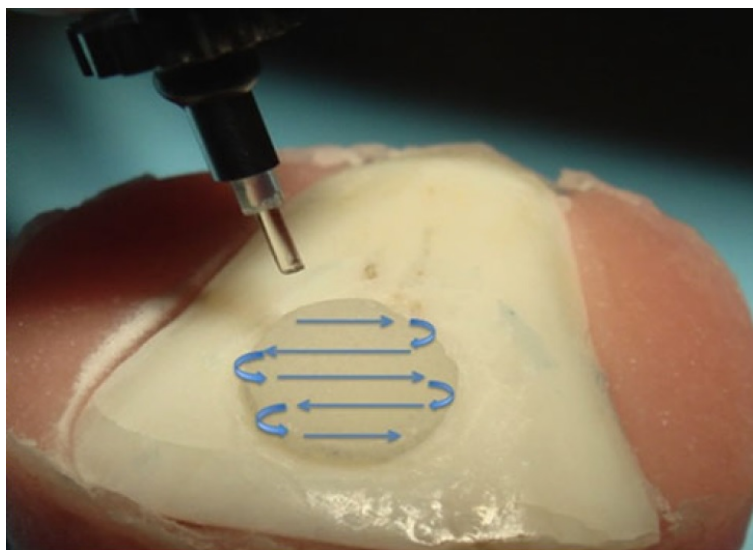


Legenda: a) Aplicação do inibidor de oxigênio Liquid Strip nas margens do disco de cerâmica; b) Conjunto das amostras de cerâmica e esmalte, unidas sobre dispositivo de pressão, para distribuição uniforme do cimento resinoso nas superfícies; c) Fotopolimerização do conjunto das amostras.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Já as amostras do grupo experimental Er: YAG permaneceram durante 7 dias em água destilada a 37°C, e então foram expostas ao laser Er:YAG para realização do descolamento entre as superfícies. A aplicação do laser foi realizada seguindo a metodologia de Oztoprak et al. 2012 em que o laser Er: YAG foi aplicado em cada amostra por 9 segundos, utilizando o método de varredura que consiste em realizar movimentos horizontais paralelos à superfície (Figura 11). O laser selecionado para este estudo foi o laser Er: YAG (LiteTouch, Syneron, Yokneam, Israel) na potência de 3.6 W (18 Hz × 200 mJ) com comprimento de onda de 2.940nm. A ponta de aplicação, com um diâmetro de 1 mm, foi posicionada perpendicularmente a uma distância de 2mm dos cilindros de cerâmica, para descolá-los da superfície do substrato dental. Em seguida, nas superfícies das amostras de esmalte, foram utilizadas pontas diamantadas de acabamento e polimento para remoção do remanescente de cimento resinoso ainda presente. Os discos de cerâmica foram limpos através de repolimento de sua superfície utilizando lixa de papel de carboneto de silício, de granulações #600, #800, #1200 e #2500, visando obter uma superfície plana padronizada para os procedimentos subsequentes. Após a limpeza das superfícies, as amostras foram recimentadas

seguindo o protocolo de cimentação adesiva descrito anteriormente. Em seguida, as amostras também foram armazenadas em água a 37°C por 7 dias e subsequentemente testadas.

Figura 11 - Método de varredura para aplicação do laser



Legenda: Esquema ilustrativo do método de manuseio do laser Er:YAG em sua aplicação sobre amostra cerâmica cimentada em esmalte.
Fonte: Oztoprak et al. (2012).

Figura 12 – Laser Er: YAG



Legenda: Imagem ilustrativa do Laser Er: YAG (*Erbium Yttrium Aluminium Garnet*) LiteTouch™ utilizado neste presente estudo.
Fonte: Light Instruments Ltd.

Figura 13 – Parâmetros de potência do laser Er: YAG



Legenda: Imagem do painel de parâmetros de utilização do laser Er:YAG, demonstrando os valores de potência (W), energia (mJ) e frequência de onda (Hz) utilizados neste presente estudo.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 14 – Aplicação do laser Er: YAG sobre a amostra de cerâmica



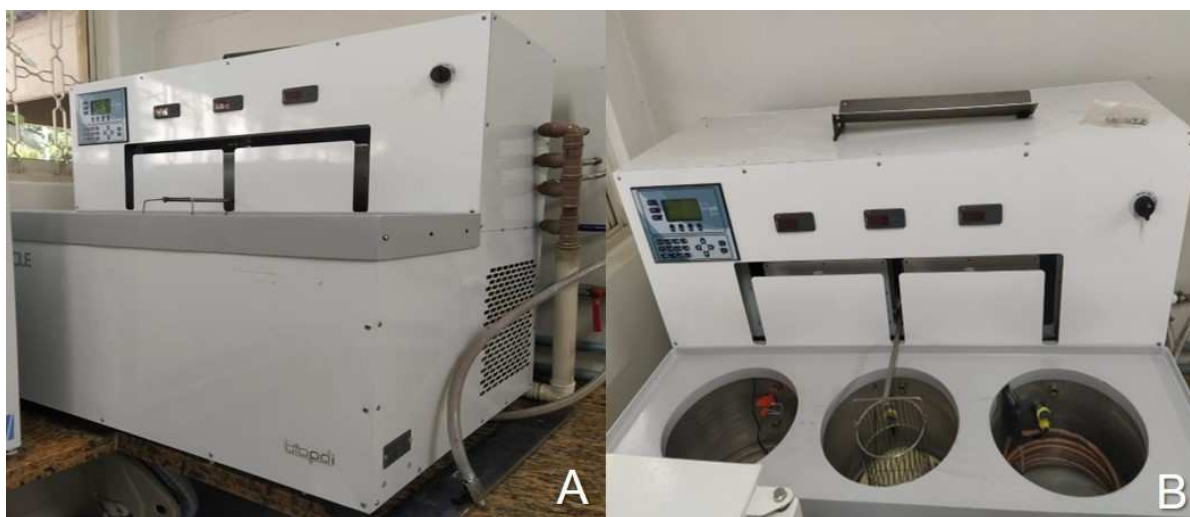
Legenda: Aplicação do laser Er: YAG sobre amostra cerâmica cimentada em esmalte.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Avaliação da resistência de união

4.3.1 Envelhecimento térmico

Metade das amostras de cada grupo destinado a avaliação de resistência de união ($n=16$) foram submetidas ao envelhecimento térmico antes da realização do teste de cisalhamento. A ciclagem térmica foi realizada em termocicladora (Nova Ética, Vargem Grande do Sul, SP, Brasil) (Figura 15), por 6.000 ciclos, com temperatura variando de $(5 \pm 1) ^\circ\text{C}$ a $(55 \pm 1) ^\circ\text{C}$, com 30 segundos de imersão a cada banho e 2 segundos de escoamento da água, formando um ciclo térmico de 62 segundos.

Figura 15 – Termocicladora utilizada para ensaio de ciclagem térmica das amostras no estudo



Legenda: a) Vista lateral; b) e superior da termocicladora e as cubas utilizadas para os banhos de imersão das amostras em diferentes temperaturas.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3.2 Teste de cisalhamento

A resistência ao cisalhamento entre o substrato dentário e cerâmica foi avaliada utilizando máquina de teste universal (DL-1000, EMIC, São José dos Campos, Brasil). Para esta análise, os espécimes foram montados em um suporte, e compelidos por um instrumento em forma de faca, que foi posicionado diretamente em contato com a superfície superior dos cilindros, na região da interface adesiva (Iseri et al., 2014). Foi utilizada célula de carga de 100kgf., no qual os cilindros de cerâmica foram impelidos com tensão crescente e velocidade constante (1mm/min), até que a ruptura ocorresse. A força de resistência de união obtida foi registrada diretamente em Newtons (N), e depois transformada para Mega Pascal (MPa).

4.3.3 Análise de falha

Após a realização do teste de cisalhamento, com ou sem envelhecimento, as duas superfícies de todos os espécimes fraturados foram analisadas em estereomicroscópio óptico (Discovery V20, Karl Zeiss, Jena, Alemanha) com aumento de 40X, e os padrões de fratura classificados como:

- a) Predominantemente adesiva entre cimento e cerâmica (maior quantidade de cimento na cerâmica);
- b) Predominantemente adesiva entre cimento e dente (maior quantidade de cimento na superfície do dente);
- c) Adesiva entre cimento e dente (cimento resinoso presente totalmente na cerâmica);
- d) Adesiva entre cimento e cerâmica (cimento resinoso presente totalmente no dente);
- e) Coesiva do cimento (fratura do cimento);
- f) Coesiva da cerâmica (fratura da cerâmica);
- g) Coesiva do dente (fratura do dente natural).

4.3.4 Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV)

Foram selecionados espécimes dos discos de cerâmica submetidos ao teste de cisalhamento, de cada classificação de modo de falha encontrado, para observação de sua superfície em microscópio eletrônico de varredura (Inspect S50; FEI, Hillsboro, EUA). Para isto, as amostras foram inicialmente submetidas ao procedimento de limpeza em cuba ultrassônica com água destilada por 5 minutos e desidratação da superfície com álcool isopropílico. Em seguida, foram fixadas com fita carbono e cola de prata em *stubs* de alumínio, e então submetidas ao procedimento de metalização com ouro sob baixa pressão (Emitech SC7620 Sputter Coater; Emitech, Montigny-le-Bretonneux, França) para serem observadas em MEV, operando em 15 a 20 kV, e em 30 kV para imagens retroespalhadas de elétrons (BSE).

4.3.5 Análise estatística

Os valores obtidos no teste de resistência ao cisalhamento foram registrados e submetidos a análise estatística por Análise de Variância (ANOVA 2 fatores), complementada pelo Teste de Tukey com 95% de confiança, para comparação múltipla de médias.

4.4 Comportamento em fadiga

Os espécimes de cada grupo ($n= 15$) foram testados em fadiga utilizando a metodologia step-stress em uma máquina elétrica de ensaios mecânicos (Instron ElectroPuls E3000, Instron, Norwood, USA). A carga foi aplicada no centro da superfície do disco cerâmico através de um pistão de aço inoxidável ($\varnothing= 40$ mm) (Kelly et al., 2010), com uma frequência de 20 Hz e imerso em água destilada. Uma fita adesiva (110 μm) foi fixada entre o pistão e a cerâmica a fim de prevenir danos

de contato (Kelly, 1999; Wachtman et al., 1972). Inicialmente, foi aplicada uma carga de 300 N por 5,000 ciclos, a fim de acomodar a relação entre espécime e pistão, e após foram realizados steps incrementais de 100 N por 10,000 ciclos por step até a carga de 700 N. Em seguida, foram realizados steps incrementais de 50 N até a falha (fratura ou trinca radial) do espécime. Os espécimes eram verificados através de transiluminação oblíqua a cada final dos 10,000 ciclos por step. Os dados de cada espécime (carga para falha em fadiga – FFL; e número de ciclos para falha em fadiga – CFF) foram registrados para análise estatística.

4.4.1 Análise estatística

O software estatístico SPSS (IBM SPSS Software, v. 21, IBM, Armonk, USA) foi utilizado para realização das análises. O teste de Shapiro-Wilk foi realizado para verificar a normalidade dos dados (FFL – Controle $p=0,044$, Laser $p=0,326$; CFF – Controle $p=0,044$, Laser $p=0,226$). Os dados de fadiga foram submetidos à análise de sobrevivência de acordo com o teste de Kaplan-Meier e Log-Rank (Mantel-Cox), assim como a probabilidade de sobrevivência foi analisada para cada step do teste. Além disso, os dados de FFL e CFF foram submetidos à análise de Weibull utilizando o Software Super SMITH Weibull 4.0k-32 (Wes Fulton, Torrance, United States) de acordo com o método de máxima verossimilhança para obter o Módulo de Weibull para cada condição.

5 RESULTADOS

5.1 Teste de cisalhamento

Na análise estatística da avaliação de resistência de união, o grupo Controle sem envelhecimento térmico apresentou o maior valor de média (12,263), enquanto o grupo Laser com envelhecimento térmico apresentou o menor valor deste. A média mais alta obtida no teste foi do grupo Controle sem envelhecimento térmico, sucedida pelo grupo Laser, também sem submissão ao envelhecimento. Foram registradas as médias, seguidas do desvio padrão de cada grupo (Tabela 1).

Tabela 1 - Análise descritiva com média e desvio padrão para o teste cisalhamento (SBS) dos grupos Controle e Laser Er: YAG – Fator envelhecimento

	<i>SBS</i> <i>Média MegaPascal</i>	<i>SBS</i> <i>Desvio Padrão</i>
Controle		
COM env.	11,79	7,478
SEM	21,99	12,263
Laser		
COM env.	17,02	7,257
SEM	21,91	9,712

Fonte: Elaborado pelo autor.

Com base nos resultados da Tabela 2 do teste ANOVA – 2 fatores, pode-se concluir que, o fator Laser foi considerado não significativo ($p= 0,444$) assim como fator Laser Env. ($p=0,431$). Por outro lado, o fator Envelhecimento apresentou grande significância estatística ($p= 0,031$).

Tabela 2 - Análise de Variância ANOVA 2 fatores para o teste de cisalhamento (SBS)

Fonte	GL	SQ (Aj.)	QM (Aj.)	Valor F	Valor P
Laser	1	53,13	53,13	0,60	0,444
Envelhecimento	1	454,60	454,60	5,15	0,031
Laser* Env.	1	56,26	56,26	0,64	0,431
ERRO	28	2472,92	88,32		
TOTAL	31	3036,92			

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os valores obtidos nos grupos Laser (19,4672 A) e Controle (16,8900 A) sem envelhecimento apresentaram médias que compartilham mesma letra, portanto, não houve diferença estatística significativa.

Nas comparações entre os mesmos grupos, Laser e Controle, sendo determinante o fator envelhecimento, os valores de média compartilham diferenças estatísticas significantes com valores de Envelhecimento (14,4095 B) e Sem Envelhecimento (21,9477 A) e médias que não compartilham mesma letra.

5.1.1 Análise de falha

Após os testes, as amostras foram submetidas a análise em microscópio óptico, sendo classificadas de acordo com o modo de falha observado. Como descrito anteriormente na metodologia, as falhas foram classificadas em: predominantemente adesiva entre cimento e cerâmica (A), predominantemente adesiva entre cimento e dente (B), adesiva entre cimento e dente (C), adesiva entre cimento e cerâmica (D), coesiva do cimento (E), coesiva da cerâmica (F) e coesiva do dente (G), sendo que neste estudo, foram observados somente as classificações A, B, C, F e G (Figuras 16 e 17).

Na tabela 3 pode-se observar que, no grupo Controle com envelhecimento, houve uma maior porcentagem para as amostras com falhas do tipo adesiva entre cimento e cerâmica (50%), enquanto no grupo Laser com envelhecimento houve uma maior incidência de falha adesiva entre cimento e dente (50%), assim como

também no grupo Controle sem envelhecimento (62,5%). Já o grupo Laser sem envelhecimento apresentou maior falha do tipo predominantemente adesiva entre cimento e dente (50%).

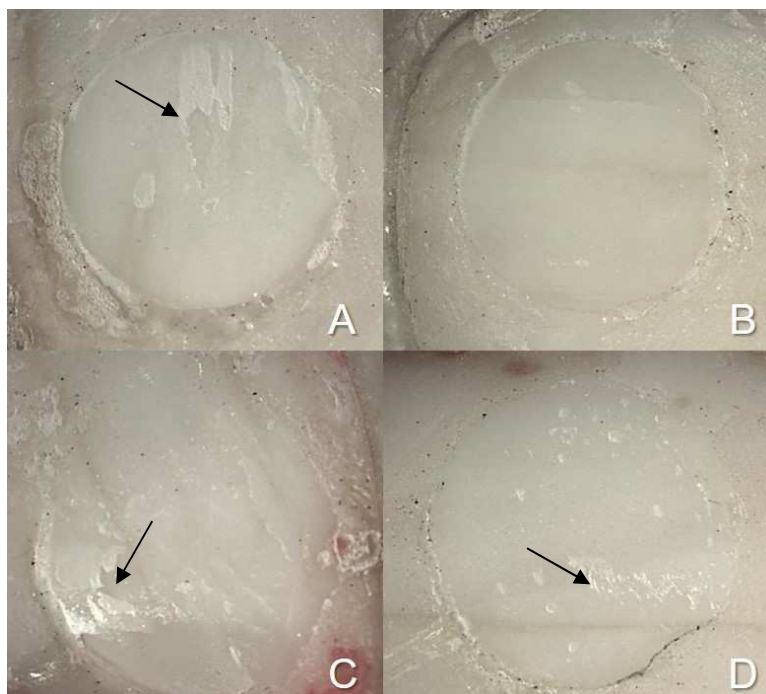
Figura 16 – Análise em estereomicroscópio da classificação de modo de falha do tipo A



Legenda: Disco de cerâmica observado após submissão ao teste de cisalhamento, ao lado de seu local de cimentação em esmalte, demonstrando falha do tipo predominantemente adesiva entre cimento e esmalte com aumento de 16x de magnitude.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 17 – Análise em estereomicroscópio das classificações de modos de falha do tipo B, C, F e G



Legenda: a) Superfície de esmalte após teste de cisalhamento demonstrando os modos de falha encontrados: tipo B, predominantemente adesiva entre cimento e dente; b) tipo C, adesiva entre cimento e dente; c) tipo F, coesiva da cerâmica; d) e tipo G coesiva do dente observados em estereomicroscopia com aumento de 16x de magnitude.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 3 - Tabulação dos modos de falha

		Modo de Falha							TOTAL
		A	B	C	D	E	F	G	
Controle com env.	Quantidade	4	-	3	-	-	-	1	8
	% no grupo	50%	0%	37%	0%	0%	0%	12,5%	100%
Laser com env.	Quantidade	1	1	4	-	-	1	1	8
	% no grupo	12,5%	12,5%	50%	0%	0%	12,5%	12,5%	100%
Controle sem env.	Quantidade	2	-	5	-	-	-	1	8
	% no grupo	25%	0%	62,5%	-	-	-	12,5%	100%
Laser sem env.	Quantidade	2	4	2	-	-	-	-	8
	% no grupo	25%	50%	25%	-	-	-	-	100%

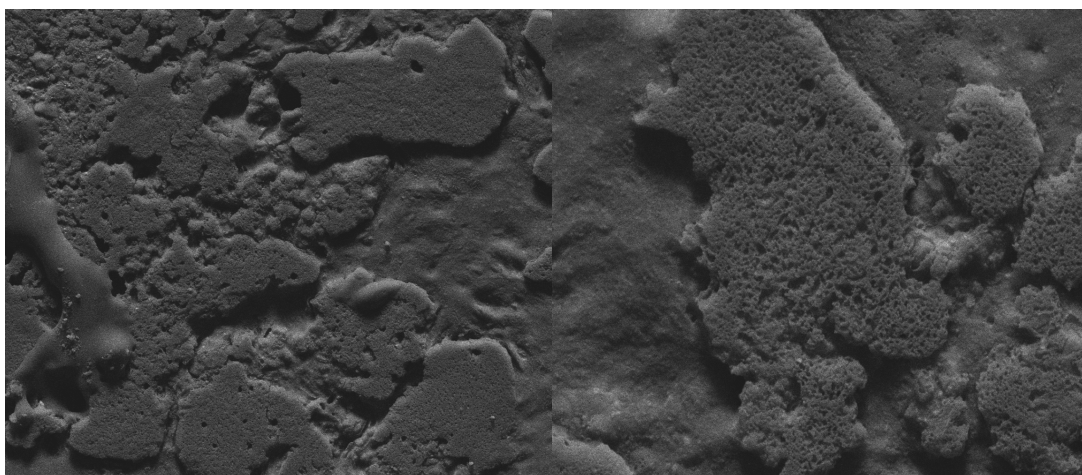
Legenda: Classificação do modo de falha de cada amostra de acordo com seu grupo e sua porcentagem de resultado correspondente a ele.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1.2 Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV)

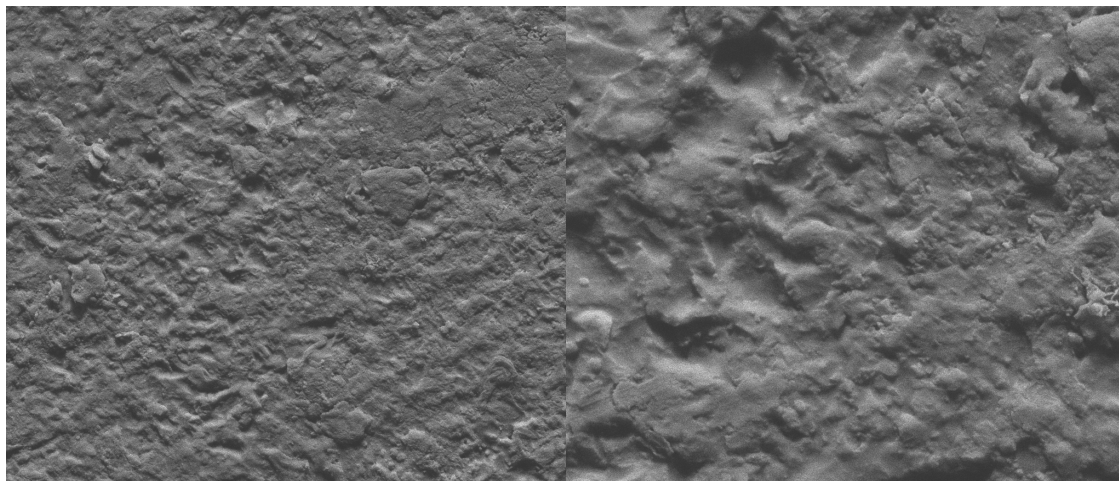
Para avaliação qualitativa da morfologia da superfície descolada dos discos de cerâmica, os espécimes dos grupos Controle e Laser Er:YAG foram analisados em microscópio eletrônico de varredura (MEV).

Figura 18 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo controle



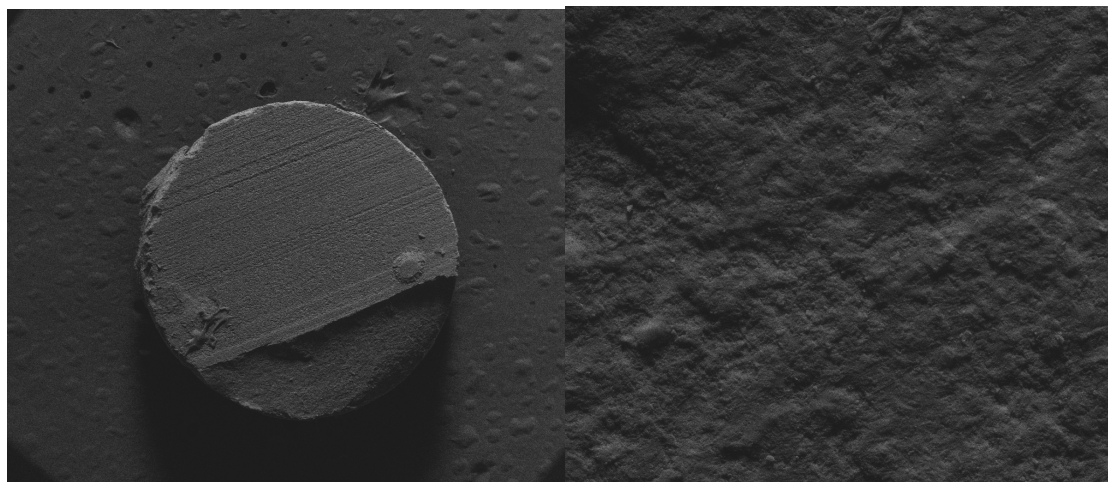
Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo controle. À esquerda, a imagem está com 1000x de magnificação, e à direita com 3000x
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo controle



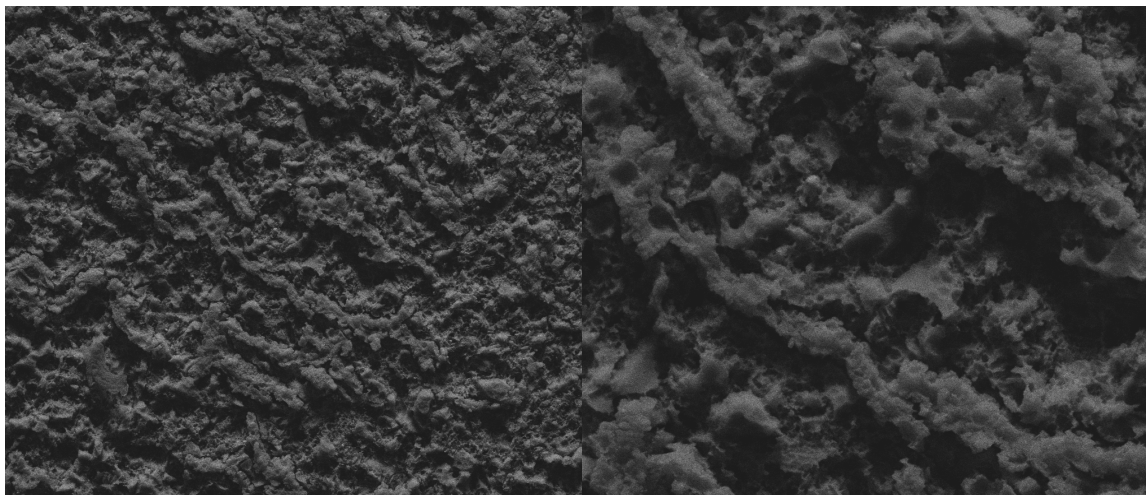
Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo controle. À esquerda, a imagem está com 1000x de magnificação, e à direita com 3000x.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 20 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo controle em região que houve lasca da cerâmica



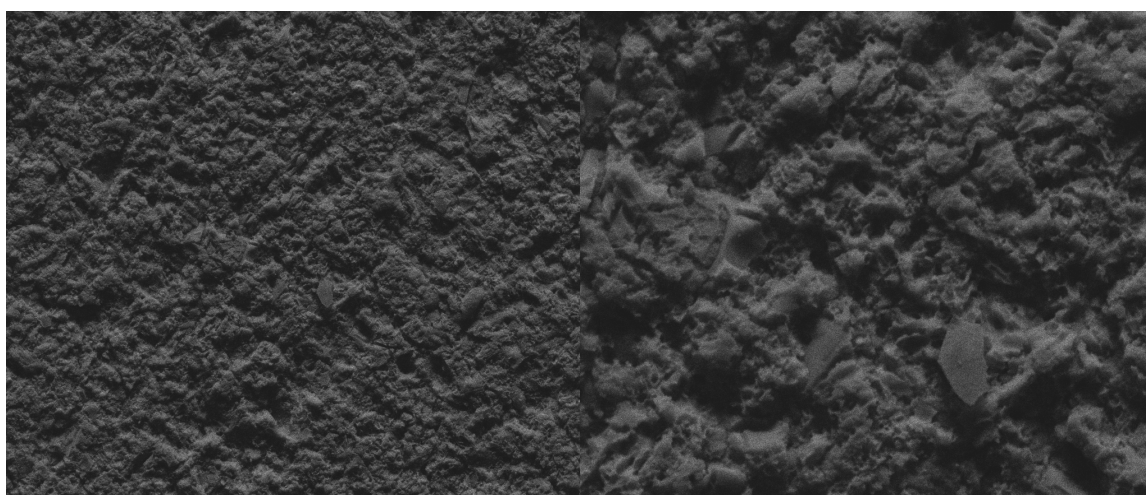
Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo controle. À esquerda, a imagem está em menor aumento, com 50x de magnificação, para melhor visualização da região em que houve a fratura (lasca) da superfície. À direita, a imagem da superfície na região inferior do disco, com 1000x de magnificação.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 21 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo controle - submetido a envelhecimento térmico



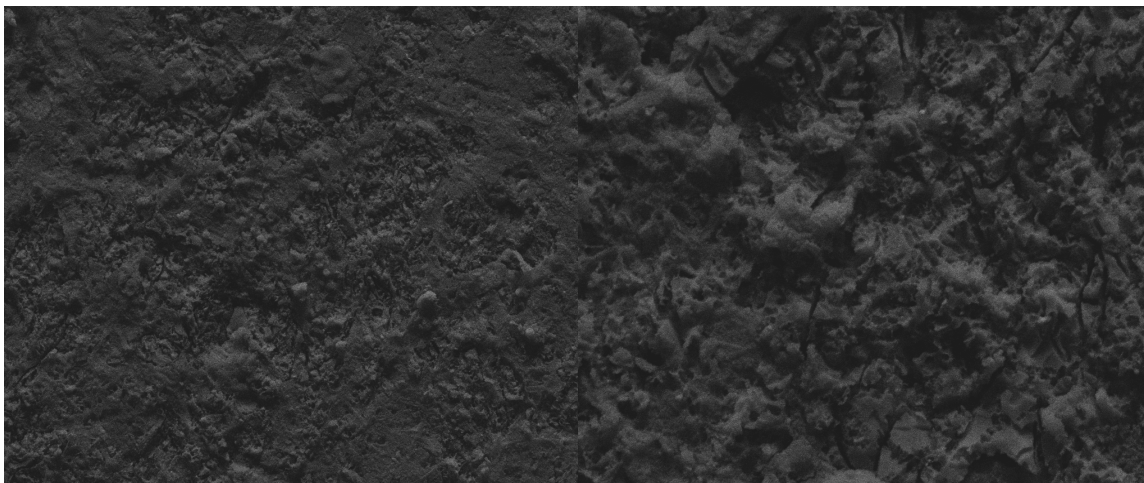
Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo controle submetidos ao processo de envelhecimento térmico. À esquerda, a imagem está com 1000x de magnificação, e à direita com 3000x.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 22 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo controle submetido a envelhecimento térmico



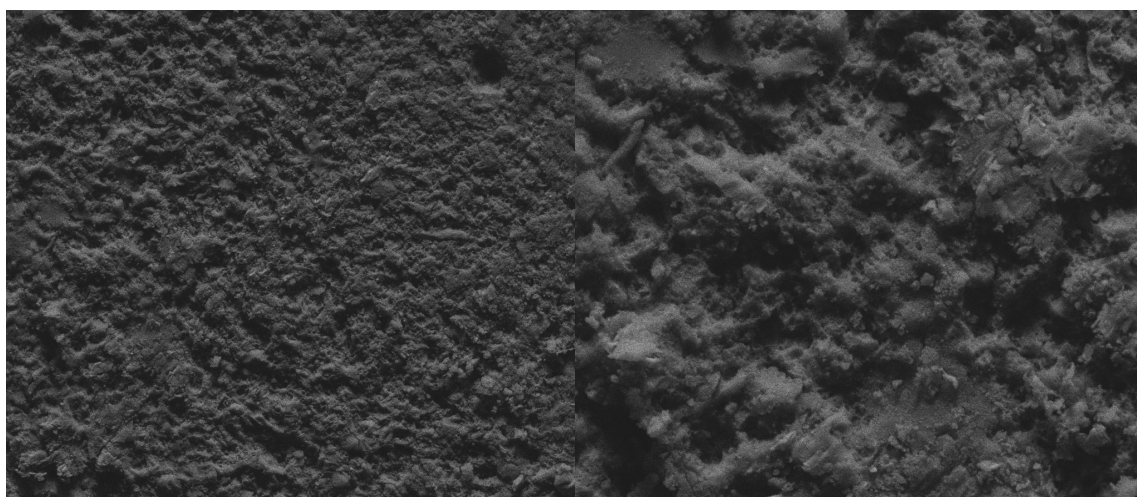
Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo controle submetidos ao processo de envelhecimento térmico. À esquerda, a imagem está com 1000x de magnificação, e à direita com 3000x.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 23 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo laser



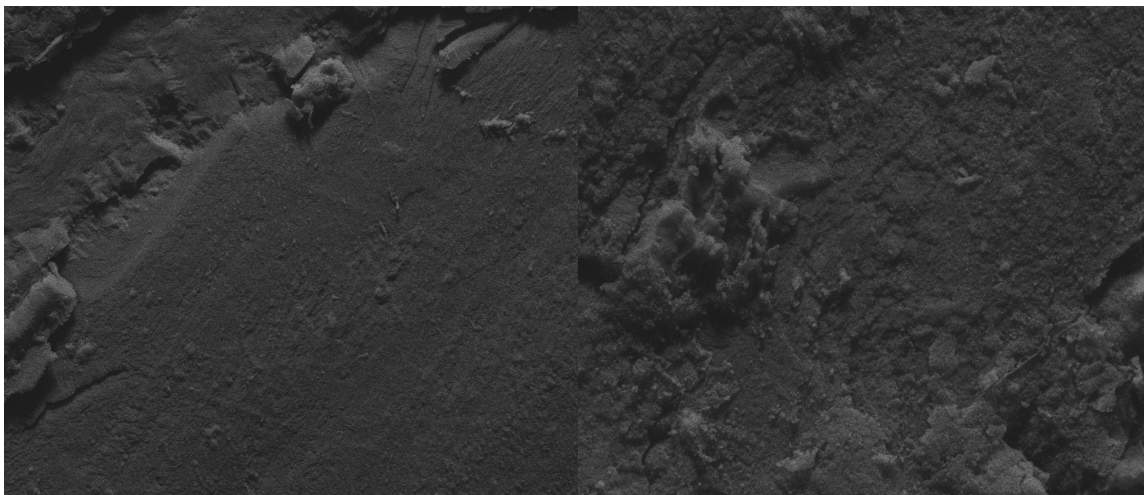
Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo laser. À esquerda, a imagem está com 1000x de magnificação, e à direita com 3000x.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 24 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo laser



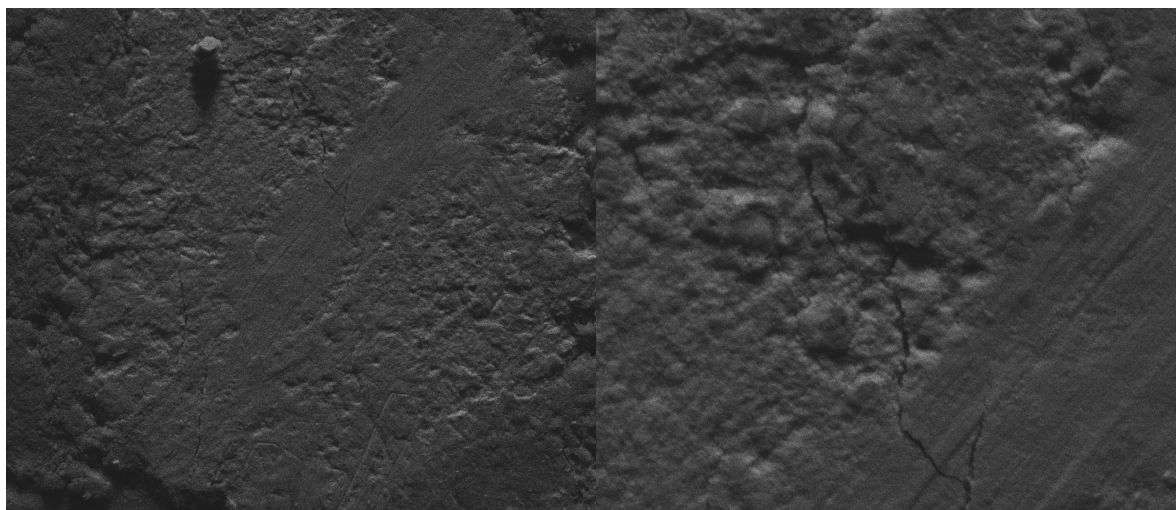
Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo laser. À esquerda, a imagem está com 1000x de magnificação, e à direita com 3000x.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 25 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo laser



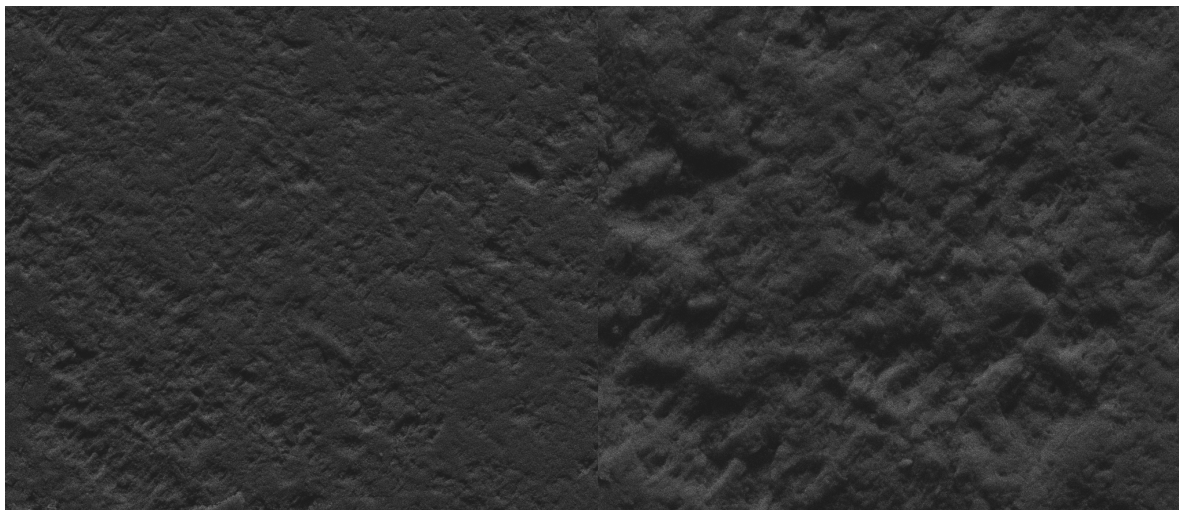
Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo laser. À esquerda, a imagem está com 1000x de magnificação e apresenta resíduos de cimento resinoso em sua superfície. À direita a mesma área aproximada com 3000x de magnificação
Fonte: elaborado pelo autor.

Figura 26 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo laser - submetido a envelhecimento térmico



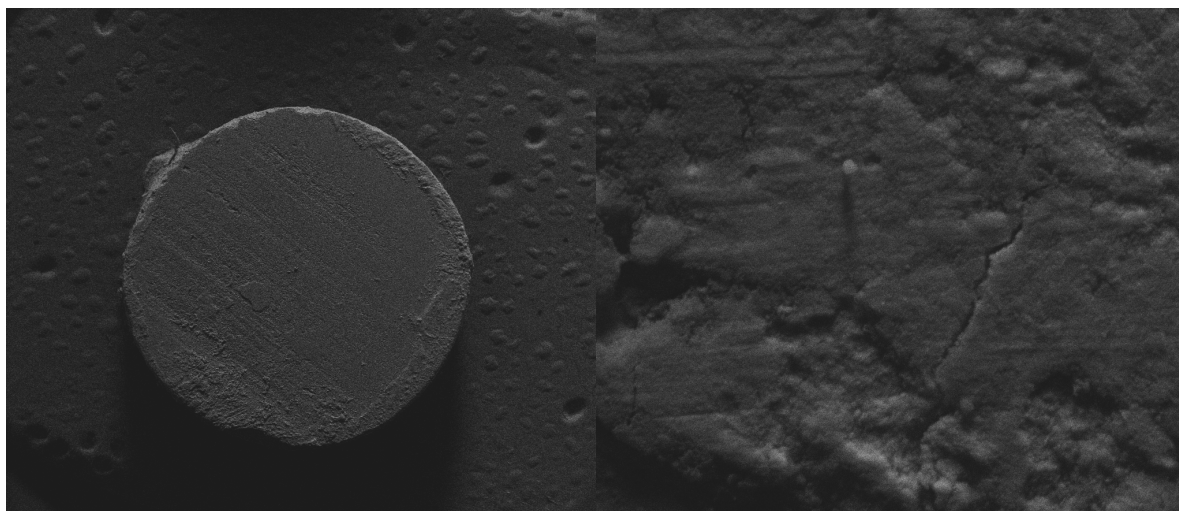
Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo laser submetido a envelhecimento térmico. À esquerda, a imagem está com 1000x de magnificação, apresentando resíduo sugestivo de silano em sua superfície. À direita a mesma área aproximada com 3000x de magnificação evidenciando uma trinca em sua estrutura.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 27 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo laser - submetido a envelhecimento térmico



Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo laser. À esquerda, a imagem está com 1000x de magnificação e à direita, com 3000x.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 28 - Micrografias das superfícies de cerâmica descolada dos espécimes (discos) do grupo laser - submetido a envelhecimento térmico



Legenda: Microscopia (MEV) da superfície descolada do disco de cerâmica do grupo laser submetido a envelhecimento térmico. À esquerda, a imagem está com 50x de magnificação. À direita, com 3000x de magnificação, observa-se evidenciada uma trinca encontrada estrutura da cerâmica.
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Comportamento em fadiga

Os métodos aferidos afetaram significativamente o comportamento em fadiga (FFL e CFF) dos espécimes cimentados ($p= 0,007$). O grupo Controle apresentou os maiores valores de FFL e CFF em comparação com o grupo Laser (Tabela 4), assim como demonstrou falhas em cargas maiores (Tabela 5 e Figuras 14 e 15). Apesar disso, o módulo de Weibull tanto para FFL quanto para CFF foi similar entre os grupos (Tabela 4).

Tabela 4 - Média e intervalo de confiança da carga para falha em fadiga (FFL em Newtons) e número de ciclos para falha dos diferentes grupos

Grupo	FFL	Módulo de Weibull para FFL	CFF	Módulo de Weibull para CFF
Controle	1076,67 A (956,03 – 1197,30)	5,18 a (3,43 – 7,27)	120.333,33 A (96.206,66 – 1444.460,01)	3,03 a (1,99 – 4,27)
Laser	866,67 B (773,84 – 959,49)	6,31 a (4,03 – 9,19)	79.666,67 B (62.296,90 – 97.036,43)	2,96 a (1,88 – 4,33)

Legenda: Diferentes letras maiúsculas indicam diferenças estatísticas pelo teste Kaplan-Meier e Log Rank (Mantel-Cox)

Diferentes letras minúsculas indicam diferenças estatísticas por sobreposição dos intervalos de confiança (95%) para o Módulo de Weibull

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 5 - Taxas de sobrevivência (probabilidade de o espécime sobreviver à respectiva carga para falha em fadiga – FFL em Newtons, e número de ciclos para fadiga – CFF sem a ocorrência de trincas) e os respectivos erros padrão para os diferentes grupos

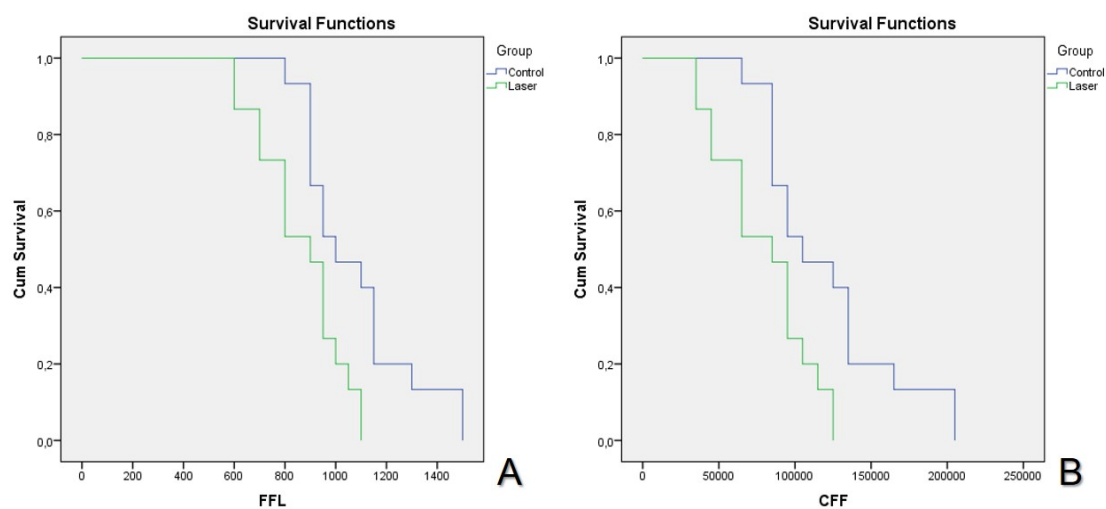
Grupo	300	400	500	600	700	750	800	850	900
	5,000	15,000	25,000	35,000	45,000	55,000	65,000	75,000	85,000
Controle	1	1	1	1	1	1	0,93 (0,06)	0,93 (0,06)	0,67 (0,12)
Laser	1	1	1	0,87 (0,09)	0,73 (0,11)	0,73 (0,11)	0,53 (0,13)	0,53 (0,13)	0,47 (0,13)
Grupo	950	1000	1050	1100	1150	1200	1250	1300	
	95,000	105,000	115,000	125,000	135,000	145,000	155,000	165,000	
Controle	0,53 (0,13)	0,47 (0,13)	0,47 (0,13)	0,40 (0,13)	0,20 (0,10)	0,20 (0,10)	0,20 (0,10)	0,13 (0,09)	
Laser	0,27 (0,11)	0,20 (0,10)	0,13 (0,09)	0,0 (0,0)	-	-	-	-	
Grupo	1350	1400	1450	1500	1550				
	175,000	185,000	195,000	205,000	215,000				
Controle	0,13 (0,09)	0,13 (0,09)	0,13 (0,09)	0,0 (0,0)	-				
Laser	-	-	-	-	-				

Legenda: *Análise de Sobrevivência pelo teste de Kaplan-Meier e Log-rank (Mantel-Cox)

**O símbolo '-' indica que não há espécimes sobreviventes no respectivo step.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 26 - Curvas de probabilidade de sobrevivência (%) para carga para falha em fadiga (FFL, em Newtons) (A). Número de ciclos para falha (CFF) durante o teste de fadiga (B)



Legenda: Gráficos de plot, demonstrando as curvas referentes a falha em fadiga de acordo com a carga aplicada (FFL) e número de ciclos (CCF), dos grupos controle (azul) e laser (verde).

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Os resultados obtidos neste estudo levaram ao aceite parcial da hipótese nula levantada, em que o uso de laser Er: YAG não afeta o desempenho da cerâmica recimentada em esmalte após remoção promovida pela sua utilização. Considerando que o teste de resistência de união apresentou valores similares entre os grupos Controle e Laser ($p>0.05$), entretanto, apresentou valores menores de resistência ao cisalhamento ($p<0.05$) nos grupos os quais foram submetidos a envelhecimento térmico, crê-se que à longo prazo estas restaurações podem apresentar falha em sua interface com a superfície de esmalte, principalmente quando avaliadas as porcentagens de classificação dos modos de falha destes grupos, sendo a maioria apresentando falha adesiva ou predominantemente adesiva entre o cimento resinoso e o esmalte dentário.

As conclusões da análise do comportamento em fadiga da cerâmica exposta ao laser corroboram com os achados do teste de cisalhamento, já que, apesar de terem diferentes finalidades de avaliação de desempenho do material, o teste demonstra que foi necessária uma quantidade menor de ciclos e de cargas aplicadas as amostras do grupo Laser, quando comparados os mesmos dados no grupo Controle levando em consideração o surgimento de trincas em suas superfícies, demonstrando uma menor resistência mecânica do material que foi exposto ao laser de érbio anteriormente.

Os parâmetros utilizados no laser podem ser um fator a justificar os resultados encontrados. Zanini et al. (2022) afirmam que a propagação do calor promovido durante a aplicação do laser de érbio para os tecidos adjacentes, causa alterações químicas no esmalte, observadas pelas alterações nos coeficientes de atenuação. A profundidade de penetração óptica dos lasers de érbio é de apenas alguns micromômetros: 7 μm em esmalte e 5 μm em dentina, mas a penetração térmica se apresenta maior que a penetração óptica, podendo causar um maior aumento na temperatura das superfícies (Mehl et al., 1997; Rechmann et al., 2015; Zanini et al., 2022). Alterações na superfície de esmalte podem causar uma diminuição da adesão da mesma aos cimentos resinosos, principalmente frente as

variações na composição deste material e no tratamento empregado nas superfícies a serem cimentadas (Kumbuloglu et al., 2005).

Ainda sobre a temperatura a que o laser Er: YAG pode alcançar quando aplicado e a capacidade de penetração desta variável sobre a estrutura dentária cimentada e a cerâmica, o questionamento sobre quais seriam os parâmetros ideais de utilização para sua aplicação, e que poderiam ser empregues para que este possível dano possa ser evitado, ou diminuído, são levantados para além dos danos que este pode trazer a adesão das superfícies, apontando principalmente questões relacionadas às consequências irreversíveis que podem causar a polpa dentária (Correa-Afonso et al., 2008 ; Mehl et al., 1997; Nalbantgil et al., 2014; Rechmann et al., 2015).

Neste presente estudo o laser foi aplicado na potência de 3.6 W (200 mJ x 18 Hz) com comprimento de onda de 2.940 nm. Em parâmetros próximos, Grzech-Leśniak (2018) comparou técnicas de aplicação do laser de érbio para remoção de braquetes cerâmicos, onde o autor verificou que o método de aplicação por varredura, o mesmo utilizado neste estudo, causou um aumento médio de temperatura de 0,83°C, sendo significativamente menor comparado a técnica de movimento circular. (Grzech-Leśniak et al., 2018; Nalbantgil et al., 2014). Apesar de confrontar os resultados obtidos, um menor aumento na temperatura causado pela técnica aplicada de varredura, não necessariamente assegura que a variável alcançada não possa ter alterado a morfologia da superfície do esmalte, desta forma, faz-se necessário que mais estudos sejam desenvolvidos com enfoque nas alterações promovidas na estrutura cerâmica exposta ao laser de érbio e como o protocolo de aplicação do laser utilizado e o aumento variável de temperatura podem influenciar nestes resultados. Karagoz-Yildirak (2019) afirmou que questões sobre o tipo de material cerâmico a ser analisado, seu diâmetro e espessura; a superfície a ser cimentada, sendo esta, esmalte ou dentina; ou mesmo o agente cimentante utilizado, são variáveis que influenciam a definição dos diferentes parâmetros de aplicação do laser, e consequentemente, fatores determinantes sobre o aumento de temperatura promovido durante a aplicação (Karagoz-Yildirak et al., 2019; Grzech-Leśniak et al., 2018; Karagoz-Yildirak et al., 2019).

Além da possível influência do fator temperatura, algumas complicações relacionadas a falhas desenvolvidas na superfície de cimentação foram relatadas

por Calamia (1989), como por exemplo, a contração de polimerização do cimento resinoso, que leva a abertura marginal e perda de vedação, causando desgastes e microinfiltrações em sua interface, podendo esta circunstância também tendo influenciado nos resultados, devido processo de envelhecimento térmico a que as amostras recimentadas foram submetidas (Calamia et al., 1989).

Visando a aplicação clínica que este presente estudo propõe, outro aspecto importante apresentado é a definição de um protocolo adequado de recondicionamento e limpeza das superfícies de cerâmica e esmalte, já que poucos estudos foram desenvolvidos para definição de padrões seguros de desenvolvimento desta etapa na prática, diretamente aplicáveis a esta técnica (Karagoz-Yildirak et al., 2019). Como método eficaz de recondicionamento de superfícies já cimentadas, o uso de recursos como, curetas manuais, sistemas de pontas para polimento, ultrassom, jato de óxido de alumínio, pedra pomes em escova de polimento e brocas de tungstênio para a preparação das superfícies visando uma recimentação já foram apontados na literatura, como o estudo de Chen (1982), que preconizou o uso de asperização por jato de alumínio, como sendo uma alternativa viável e recomendada para recondicionamento da estrutura cerâmica sem o desgaste de sua estrutura. Focando unicamente no reparo desta mesma estrutura, a carbonização do cimento resinoso em forno foi trazida por Román-Rodríguez (2015) como uma alternativa neste processo, porém refutada por estudo de St. Germain (2015) que afirmou ser pouco viável ao clínico aplicar este protocolo no dia a dia, devido ao maior custo que este procedimento traria, além de dispor um maior tempo de trabalho do profissional e disponibilidade do paciente (Chen et al., 1982; Román-Rodríguez et al., 2015; St. Germain et al., 2015).

A maioria dos estudos desenvolvidos com a utilização do laser Er:YAG, em remoção de peças cerâmicas do substrato dental, são focados somente nas análises relacionadas à remoção propriamente dita, não na avaliação do material cerâmico após exposição ao laser. Suas aplicações em braquetes, coroas, facetas e laminados cerâmicos; os diferentes parâmetros a serem utilizados, seus efeitos sobre a temperatura pulpar; os possíveis danos causados na superfície dentária são frequentemente objetos de estudos, porém a investigação sobre os efeitos da exposição deste laser na estrutura e desempenho do material cerâmico, visando manter suas propriedades físico-mecânicas para uma possível recimentação desta

mesma peça, ainda são muito escassos e quase inexistentes. Desta forma, por este trabalho tratar-se de um estudo *in vitro*, com determinadas limitações técnicas ainda são necessários mais estudos na área, com informações mais concretas sobre o tema, com enfoque em seu desempenho após exposição visando seu reaproveitamento.

7 CONCLUSÕES

Com base na análise dos resultados deste estudo, pode-se concluir que:

1. Laminados cerâmicos, recimentados após remoção com exposição ao laser Er: YAG, apresentaram valores de resistência de união imediata semelhantes aos espécimes que não foram expostos ao laser.
2. A resistência de união foi significativamente menor nas amostras submetidas ao processo de envelhecimento térmico e posteriormente recimentadas após remoção com o laser Er: YAG.
3. O uso do laser Er: YAG reduziu a sobrevivência em fadiga dos laminados cerâmicos recimentados após exposição ao mesmo, mas não afetou

REFERÊNCIAS

- Abu-Izze FO, Ramos GF, Borges ALS, Anami LC, Bottino MA. Fatigue behavior of ultrafine tabletop ceramic restorations. *Dent Mater*. 2018 Sep;34(9):1401–9. doi: 10.1016/j.dental.2018.06.017. Epub 2018 Jun 19. PMID: 29934124.
- Alakuş Sabuncuoğlu F, Erşahan S, Ertürk E. Debonding of ceramic brackets by er:yag laser. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2016 Apr; 1;50(2):24-30.doi: 10.17096/jiufd.39114. eCollection 2016.
- Albalkhi M, Swed E, Hamadah O. Efficiency of er:yag laser in debonding of porcelain laminate veneers by contact and non-contact laser application modes (in vitro study). *J Esthet Restor Dent*. 2018 May;30(3):223-228. doi: 10.1111/jerd.12361. Epub 2018 Jan 11.
- Anami L C, Lima JMC, Valandro LF, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Bottino MA. Fatigue resistance of Y-TZP/Porcelain crowns is not influenced by the conditioning of the intaglio surface. *Oper Dent*. 2016 Jan-Feb;41(1):E1-12.doi: 10.2341/14-166-L. Epub 2015 Aug 12.
- Andrade GS, Tribst JPM, Orozco EI, Augusto MG, Bottino MA, Borges AL, et al. Influence of different post-endodontic restorations on the fatigue survival and biomechanical behavior of central incisors. *Am J Dent*. 2020 Oct;33(5):227-234.
- Belser UC, Macne P, Macne M. Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. *J Esthet Dent*. 1997;9(4):197-207.doi: 10.1111/j.1708-8240.1997.tb00941.x.
- Bishara SE, Fonseca JM, Boyer DB. The use of debonding pliers in the removal of ceramic brackets: force levels and enamel cracks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995 Sep;108(3):242-8.doi: 10.1016/s0889-5406(95)70016-1.
- Correa-Afonso AM, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Influence of pulse repetition rate on temperature rise and working time during composite filling removal with the er:yag laser. *Photomed Laser Surg*. 2008 Jun;26(3):221-5.doi: 10.1089/pho.2007.2120.
- Deeb JG, Bencharit S, Dalal N, Abdulmajeed A, Grzech-Leśniak K. Using er:yag laser to remove lithium disilicate crowns from zirconia implant abutments: an in vitro study. *PLoS One*. 2019 Nov 5;14(11):e0223924.doi: 10.1371/journal.pone.0223924. eCollection 2019.
- Dostalova T, Jelinkova H. Lasers in dentistry: overview and perspectives. *Photomed Laser Surg*. 2013 Apr;31(4):147-9.doi: 10.1089/pho.2013.3493.

Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res*. 2008 Aug;87(8):710-9.doi: 10.1177/154405910808700802.

Ghazanfari R, Azimi N, Nokhbatolfoghahaei H, Alikhasi M. Laser aided ceramic restoration removal: a comprehensive review. *J Lasers Med Sci*. 2019 Feb;10(2): 86–91. <https://doi.org/10.15171/jlms.2019.14>.

Green J, Weiss A, Stern A. Lasers and radiofrequency devices in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011 Jul;55(3):585-97, ix-x.doi: 10.1016/j.cden.2011.02.017.

Gresnigt MMM, Kalk W, Özcan M. Clinical longevity of ceramic laminate veneers bonded to teeth with and without existing composite restorations up to 40 months. *Clin Oral Investig*. 2013 Apr;17(3):823-32.doi: 10.1007/s00784-012-0790-5. Epub 2012 Jul 21.

Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011 Apr;55(2):333-52, ix. doi: 10.1016/j.cden.2011.01.005. Epub 2011 Mar 3.

Gurel G, Morimoto S, Calamita MA, Coachman C, Sesma N. Clinical performance of porcelain laminate veneers: outcomes of the aesthetic pre-evaluative temporary (apt) technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2012 Dec;32(6):625-35. <https://doi.org/10.11607/prd.00.1119>.

Hegde MN. Lasers in dentistry: an uncreasing evolution. *J Otolaryngol ENT Res*. 2018;10(6):422–426. <https://doi.org/10.15406/joentr.2018.10.00395>.

Iseri U, Oztoprak MO, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Tulin A. Effect of er: yag laser on debonding strength of laminate veneers. *Eur J Dent*. 2014 Jan;8(1):58-62. doi: 10.4103/1305-7456.126243.. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.126243>.

Karagoz-Yildirak M, Gozneli R. Evaluation of rebonding strengths of leucite and lithium disilicate veneers debonded with an er:yag laser. *Lasers Med Sci*. 2020 Jun;35(4):853-860. doi: 10.1007/s10103-019-02872-8. Epub 2019 Sep 5.

Karagoz-Yildirak M, OK S, Kulak Y, Gozneli R. Effects of different er:yag laser parameters on debonding forces of lithium disilicate veneers: a pilot study. *Marmara Dent J*. 2019;1(3):8–13. <https://doi.org/10.35333/erd.2019.7>.

Kellesarian SV, Malignaggi VR, Aldosary KM, Javed F. Laser-assisted removal of all ceramic fixed dental prostheses: a comprehensive review. *J Esthet Restor Dent*. 2018 May;30(3):216-222.doi: 10.1111/jerd.12360.

Kursoglu P, Gursoy H. Removal of fractured laminate veneers with er:yag laser: report of two cases. *Photomed Laser Surg*. 2013 Jan;31(1):41-3.doi: 10.1089/pho.2012.3410. Epub 2012 Dec 18.

LeSage B. Establishing a classification system and criteria for veneer preparations. *Compend Contin Educ Dent*. 2013 Feb;34(2):104-12, 114-5; quiz 116-7.

Light Instruments Ltd. Laser Er: YAG (Erbium Yttrium Aluminium Garnet) LiteTouch™, Laser is used to remove the granulation tissue and disinfect the implant surface and the surrounding tissue [Internet].[cited 2022 Oct 03]. Available from: <https://www.lightinst.com/applications/implantology>.

Luk K, Zhao IS, Gutknecht N, Chu CH. Use of carbon dioxide lasers in dentistry. *Lasers in Dent Scien*. 2019; 3(1):1–9. <https://doi.org/10.1007/s41547-018-0047-y>.

Miller M, Truhe T. Lasers in dentistry: an overview. *J Am Dent Assoc*. 1993 Feb;124(2):32-5.doi: 10.14219/jada.archive.1993.0034.

Mirhashemi AH, Hossaini SMH, Etemadi A, Kharazifard MJ, Bahador A, Soudi A. Effect of er:yag and er:cr:yagg lasers on ceramic bracket debonding from composite blocks. *Front Dent*. 2019 Mar-Apr; 16(2):88-95.

Mohammad A, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic. *J Prosthet Dent*. 2003 Apr;89(4):374-80.doi: 10.1067/mpr.2003.42.

Morford CK, Buu NCH, Rechmann BMT, Finzen FC, Sharma AB, Rechmann P. Er:yag laser debonding of porcelain veneers. *Lasers Surg Med*. 2011 Dec;43(10):965-74.doi: 10.1002/lsm.21144. Epub 2011 Nov 29.

Oztoprak MO, Tozlu M, Iseri U, Ulkur F, Arun T. Effects of different application durations of scanning laser method on debonding strength of laminate veneers. *Lasers Med Sci*. 2012 Jul;27(4):713-6.doi: 10.1007/s10103-011-0959-1. Epub 2011 Jul 12.

Peumans M, Meerbeek BV, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 2000 Mar;28(3):163-77.doi: 10.1016/s0300-5712(99)00066-4.

Saavedra G, Ariki EK, Federico CD, Galhano G, Zamboni S, Baldissara P, et al. Effect of acid neutralization and mechanical cycling on the microtensile bond strength of glass-ceramic inlays. *Oper Dent*. 2009 Mar-Apr;34(2):211-6.doi: 10.2341/08-68.

Shaik JA, Reddy RK. Review article prevention and treatment of white spot lesions in orthodontic patients. *Contemp Clin Dent*. 2017 Sep;8:11–19. <https://doi.org/10.4103/ccd.ccd>.

Shetty A, Kaiwar A, Narayanaswamy N, Ashwini P, Naveen D, Adarsha M, et al. Survival rates of porcelain laminate restoration based on different incisal preparation designs: an analysis. *J Conserv Dent*. 2011 Jan;14(1):10-5.doi: 10.4103/0972-0707.80723.

Spath A, Smith C. Removal of modern ceramics. *Compend Contin Educ Dent*. 2017 May;38(5):326-333.

Stern RH. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res*. 1964;43(Suppl.5):873. (Abs 307).

Strassler HE, Nathanson D. Clinical evaluation of etched porcelain veneers over a period of 18 to 42 months. *J Esthet Dent*. 1989 Jan;1(1):21-8.doi: 10.1111/j.1708-8240.1989.tb01033.x.

Titley KC, Torneck CD, Ruse ND, Krmec D. Adhesion of a resin composite to bleached and unbleached human enamel. *J Endod*. 1993 Mar;19(3):112-5.doi: 10.1016/S0099-2399(06)80504-2.

Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993 Feb;103(2):155-62. doi: 10.1016/S0889-5406(05)81765-2.

Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JDB, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med*. 1995;16(2):103-33. doi: 10.1002/lsm.1900160202.

Zanini NA, Caramel-Juvino A, Ana PA, Zezell DM. Erbium laser in the debonding of ceramics: a literature review. *Braz Dent Sci*. 2022 Apr/Jun;25(2):e3154. doi.org/10.4322/bds.2022.e3154

Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. Digitally oriented materials': focus on lithium disilicate ceramics. *Int J Dent*. 2016;2016:9840594. doi: 10.1155/2016/9840594. Epub 2016 Aug 18.

ANEXO A – Aprovação do comitê de ética no uso de animais

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de São José dos Campos



Instituto de Ciência e Tecnologia
São José dos Campos
UNESP



CEUA - Comissão de Ética no
Uso de Animais

São José dos Campos, 16 de novembro de 2020

Ofício nº 06/2020-CEUA-ICT-SJC-UNESP

O protocolo de nº 017/2020, intitulado **"Avaliação da resistência de união e comportamento em fadiga de laminados cerâmicos recimentados após remoção com laser ER:YAG"**, de sua responsabilidade tendo como colaboradores **GUILHERME SCHMITT E ANDRADE E ANA BEATRIZ GOMES DE CARVALHO**, não necessita ser analisado por esta CEUA, devido a pesquisa em tela não envolver a utilização de vertebrados e sim o uso de **dentes bovinos, como substrato comercialmente disponível**, de acordo com a Lei nº 11.794 de 08/10/2008 – Lei "Arouca".

Atenciosamente

Prof. Dra. **CRISTIANE YUMI KOGA ITO**
Vice-Coordenadora em exercício

Prof. Dr. GUILHERME DE SIQUEIRA FERREIRA ANZALONI SAAVEDRA

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

ICT-CSJC-UNESP

Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimas
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028 / 9307
Fax (12) 3947-9028 – carlos.guedes@unesp.br / Cristiane.koga-ito@unesp.br