

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

LAÍS CRISTINA DETONI

**INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO POR LASER DE
ER:YAG NA CARGA DE FRATURA DA ZIRCÔNIA 5Y-
PSZ CIMENTADA ADESIVAMENTE**

Passo Fundo

2024

Laís Cristina Detoni

**INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO POR LASER DE
ER:YAG NA CARGA DE FRATURA DA ZIRCÔNIA 5Y-
PSZ CIMENTADA ADESIVAMENTE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dra. Paula Benetti.

Passo Fundo

2024

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Laís Cristina Detoni, natural de Nova Prata - RS, nasceu em 04/04/1999. Em 2021, concluiu sua graduação em Odontologia pela Universidade de Passo Fundo (UPF). Detém aprimoramento em Endodontia pela mesma instituição, obtido em 2020, e atualmente está em processo de Especialização em Saúde Coletiva e Prótese Dentária.

Paralelamente, encontra-se na fase final do Mestrado em Clínica Odontológica pela Universidade de Passo Fundo, com previsão de conclusão em 2024.

OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar meus sinceros agradecimentos a todos que contribuíram para a realização desta dissertação de mestrado.

Primeiramente, agradeço à minha orientadora, Paula Benetti, pela orientação dedicada e apoio incansável ao longo deste processo. Sua expertise e paixão pela área foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho. Minha eterna admiração pessoal e profissional.

Meus agradecimentos se estendem aos colegas de laboratório, de curso e funcionários da FOUPF que compartilharam conhecimentos e experiências ao longo desta jornada.

Gostaria de expressar minha profunda gratidão aos meus pais, Julcimar Antonio Detoni e Mariza Ana Vivan Detoni, minha irmã Leticia Detoni e meu namorado Guilherme Furlanetto. Seu apoio incondicional e compreensão foram pilares essenciais ao longo desta jornada acadêmica. Sem a presença encorajadora de vocês ao meu lado, essa conquista não seria possível. Vocês são minha inspiração constante e minha fonte de força. Agradeço do fundo do meu coração por estarem sempre presentes, motivando-me a seguir em frente. Obrigada por fazerem parte desta jornada e por tornarem cada passo significativo. Sou eternamente grata.

Por fim, expresso minha gratidão à instituição de ensino que proporcionou os recursos necessários para a condução deste estudo e ao LELO FOUPS pelo empréstimo de recursos para a realização do trabalho e a Prof. Dra. Patrícia Moreira de Freitas pela disponibilidade e atenção.

Agradeço a CAPES pelo apoio financeiro concedido pela bolsa modalidade I. Sua contribuição foi fundamental para meu desenvolvimento acadêmico e para o avanço deste estudo.

Cada um de vocês desempenhou um papel vital no sucesso desta pesquisa, e por isso, meu mais profundo agradecimento.

SUMÁRIO

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO	1
BIOGRAFIA DO AUTOR	5
SUMÁRIO	8
LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS	11
1. INTRODUÇÃO.....	16
2. REVISÃO DE LITERATURA	19
3. PROPOSIÇÃO	41
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
5. RESULTADOS	51
6. DISCUSSÃO	52
7. CONCLUSÕES	60
CONSIDERAÇÕES FINAIS	60
REFERÊNCIAS.....	62
APÊNDICES.....	Erro! Indicador não definido.
ARTIGO SUBMETIDO	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Nome comercial, fabricante, propriedades e composição dos materiais utilizados.

Tabela 2. Grupo, Energia, Densidade de energia, Potência, Taxa de repetição e Angulação.

Tabela 3. Descrição dos resultados de carga máxima de fratura obtidos para cada grupo experimental.

Tabela 4. Número de corpos de prova relacionados aos modos de falha apresentados pelos grupos experimentais.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Grupos experimentais para tratamentos de superfície pré-cimentação adesiva.

LISTA DE ABREVIATURAS

Al ₂ O ₃	óxido de alumínio
Bar	unidade de pressão
CPs	corpos de prova
° C	graus Celsius
CO ₂	dióxido de carbono
Er:YAG	Yttrium Aluminum Garnet
g	grama
G10	resina epóxica com fibras de vidro
GPa	gigapascal
Hz	hertz
J/cm ²	joule por centímetro quadrado
K/min	kelvin por minuto
mW/cm ²	miliwatt por centímetro quadrado
mm/min	milímetro por minuto
mJ	milijoules
mm	milímetro
MDP	metacriloiloxidecil di-hidrogênio fosfato
mm/min	milímetros por minuto
MPa	megapascal
MEV	microscópio eletrônico de varredura
N	newton
Nd:YAG	ítrio – alumínio- granada dopado cm neodímio
S	segundos

μm	micrometro
W	watt
Zr	zircônia
ZrO ₂	dióxido de zircônio
%	porcentagem

RESUMO

O presente estudo avaliou a influência da irradiação por laser de Er:YAG na carga de fratura de zircônia (Zr) 5Y-PSZ, cimentada adesivamente à análogo da dentina. Corpos de prova (CPs) foram obtidos a partir de blocos de Zr 5Y-PSZ seccionados em discos de 1,3mm de espessura e 16 mm de diâmetro (N=120). As superfícies foram regularizadas e sinterizadas. Os CPs distribuídos aleatoriamente conforme o tratamento da superfície de cimentação (n=30): controle (Ctrl); Jateamento com partículas de Al_2O_3 (AirAb); laser Er:YAG 250mJ (L250) e 200mJ (L200). Discos de análogo de dentina (G10) de 13mm de diâmetro foram seccionados obtendo CPs de 3mm de espessura (N=120). Perfurações foram realizadas no centro do G10, com superfície condicionada com ácido fluorídrico 10%, aplicação de silano. Após o tratamento das ZR, o cimento resinoso dual foi aplicado à superfície cerâmica e assentados sobre o G10. Após a cimentação os CPs (n=30) de cada grupo foram armazenados por 12 dias em água destilada a 37° C. Foi aplicada a cerâmica uma carga compressiva (0,5 mm/min) aplicada sobre a cerâmica até o primeiro sinal de fratura. Análises estatísticas foram realizadas com Anova e Tukey com nível de significância de 5%. O módulo de Weibull e carga de fratura característica foram calculados e a análise da fratura por transluminação. O AirAb apresentou carga de fratura significativamente superior aos demais grupos e o tipo de trinca é predominantemente cônicas. Dessa forma, AirAb apresenta propriedades mecânicas superiores aos grupos testados.

Palavras-chaves: Cerâmica, Testes mecânicos, Porcelana dentária.

ABSTRACT¹

The study assessed the influence of Er:YAG laser irradiation on the fracture load of 5Y-PSZ zirconia, adhesively cemented to a dentin analogue. Specimens (CPs) were derived from 5Y-PSZ zirconia blocks, sectioned into discs with a thickness of 1.3mm and a diameter of 16mm (N=120). The surfaces were polished and sintered. The CPs were randomly assigned based on the surface treatment (n=30): control (Ctrl); JAT - Sandblasting with Al₂O₃ particles (AirAb); Er:YAG laser 250mJ (L250), and 200mJ (L200). Discs of dentin analogue (G10), with a diameter of 13mm, were sectioned to obtain 3mm thick CPs (N=120). Perforations were made in the center of G10, with surface conditioning using 10% hydrofluoric acid and silane application. After treating the zirconia, dual resin cement was applied to the ceramic surface and seated on the G10. After cementation, CPs (n=30) from each group were stored for 12 days in distilled water at 37°C. Compressive load (0.5 mm/min) was applied to the ceramic until the first sign of fracture. Statistical analyses, such as Anova and Tukey, were performed with a significance level of 5%. The Weibull modulus and characteristic fracture load were calculated, along with fracture analysis using transillumination. AirAb exhibited a significantly higher fracture load than the other groups, and

¹ Influence of Er:YAG laser irradiation on the fracture load of adhesively cemented 5Y-PSZ zirconia

the type of crack was predominantly conical. Thus, despite a previous study reporting a decrease in the biaxial flexural strength of 5Y-PSZ zirconia with AirAb, it demonstrates superior mechanical properties compared to the tested groups.

Keywords: Ceramic, Mechanical tests, Dental porcelain.

1. INTRODUÇÃO

A zircônia translúcida (5Y-PSZ) surgiu como um material potencial para restaurações de facetas estéticas, mas pouco relatada na literatura. Relatos recentes apresentam que elementos dentários anteriores foram tratados com zircônia ultrafinas (0,3mm – 0,6mm) de canino a canino superiores e atendem à demanda e preocupação estética dos pacientes após o acompanhamento de 1 ano (MIYAZAKI et al., 2013).

Entretanto, as restaurações de zircônia e sua união com cimentos resinosos é um desafio quando comparadas a união do cimento resinoso com cerâmicas de matriz vítrea, uma vez que a zircônia é isenta de sílica o que dificulta o condicionamento. Diversos métodos são sugeridos para a obtenção de ligação efetiva entre cimento e resina como, por exemplo, o jateamento com óxido de alumínio, irradiação a laser, utilização de monômeros fosfatado na composição do cimento ou a combinação deles. Com a intenção de garantir resistência de união adequada com os cimentos resinosos utilizados e resultados estéticos satisfatórios (GALLINA et al., 2019).

Em estudo prévio foi possível observar que o jateamento com óxido de alumina é positivo para a zircônia 3Y-TZP e negativo para 5Y-PSZ após o teste mecânico de resistência a flexão, devido as partículas do jateamento afetarem diretamente a superfície cerâmica e produzir defeitos sobre ela. Quando as partículas atingem a superfície da zircônia 3Y-TZP produzem tensões de compressão no qual provocam deformações plásticas, ao redor da trinca, provenientes da expansão volumétrica associada à transformação da fase tetragonal em monoclinica, no qual

estabilizam os defeitos criados. Já para a zircônia 5Y-TZP é observado que a resistência diminui devido a essa cerâmica possuir maior fase cúbica e menor fase tetragonal, assim, a queda da resistência pode estar relacionada a redução do potencial de tenacidade (BASSO, 2021).

O tratamento superficial das cerâmicas ácido resistente, mais consolidado, é a abrasão de partículas aerotransportadas com óxido de alumínio (Al_2O_3) sendo considerado o padrão ouro para modificar a superfície da zircônia. A desvantagem do jateamento é devido a criação de arranhões afiados, rachaduras, deslocamento de grãos e entre outros que danificam a superfície da cerâmica e causam perda de material. Esses defeitos são nítidos, profundos e levam ao desenvolvimento de tensões que podem ser locais de iniciação de trincas (REGO; SCHANUEL, 2016) DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017 ; VENDAS et al., 2022).

A zircônia tetragonal estabilizada por 3% mol de ítria tem como vantagem a tenacidade de transformação que ocorre quando há uma falha na cerâmica, ou seja, esse evento é a capacidade de formar uma zona de transformação que protege a micro trinca e confere a zircônia elevada tenacidade à fratura. Em contrapartida, a terceira e quarta geração de zircônia possui 5% mol de ítria e maior fase cúbica e, conseqüentemente, o fenômeno de endurecimento por transformação não ocorre em temperatura ambiente (KWON et al., 2018).

Embora a abrasão de partículas aerotransportadas com partículas de sílica seja capaz de modificar a topografias da superfície da zircônia não é capaz de melhorar a resistência de união entre cerâmica e cimento resinoso. Dessa forma, o condicionamento com laser consiste na irradiação da superfície cerâmica com laser de alta potência como CO_2 , Nd:YAG, Er, Cr:YSGG , com a finalidade de modificar a superfície

cerâmica e aumentar a resistência de união. A irradiação com além de modificar a superfície cerâmica pode favorecer o encravamento micromecânico com o cimento resinoso, uma vez que o laser na superfície de cerâmicas a base de zircônia é capaz de causar alterações superficiais pelo processo de ablação e microexplisões (DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017) ; MORETTO et al., 2021).

Os métodos de aumento de rugosidade e revestimento de superfície tem como fim otimizar a superfície e melhorar as forças de adesão com cimentos resinosos, existem preocupações sobre qual pré-tratamento de superfície é o mais adequado, uma vez que uma forte ligação depende de embricamento micro mecânico e ligações químicas à superfície cerâmica, o que requer respectivamente rugosidade da superfície e superfície de ativação (REGO; SCHANUEL, 2016).

Dessa forma, para obter uma retenção elevada, prevenção de infiltração e aumenta da resistência a fratura e fadiga de restaurações cerâmicas cimentadas é importante investigar outras formas de tratamento superficial a fim de promover menores danos na superfície e maior longevidade nas restaurações.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Cerâmicas:

Cerâmica significa objeto queimado e refere-se a objetos confeccionado pelo tratamento térmico específico seguido de resfriamento, resultando em sólidos inorgânicos não metálicos. A natureza da cerâmica pode estar disponível em três formas: cristalina, parcialmente cristalino ou não cristalino (VENDAS et al., 2022).

Nos últimos anos, as restaurações monolíticas têm conquistado visibilidade crescente devido a preços mais baixos, processo de fabricação mais simples quando comparadas as peças protéticas em camadas. Nesse cenário, a zircônia e o dissilicato de lítio tornaram-se os principais materiais de escolha para aplicações monolíticas. A zircônia, em particular, ganhou destaque devido ao seu notável desenvolvimento em translucidez. Essa evolução a tornou uma escolha viável não apenas para restaurações posteriores, mas também para a dentição anterior. Além da translucidez aprimorada, a zircônia destaca-se como a cerâmica odontológica mais resistente (PROTT et al., 2021).

A zircônia, composta por dióxido de zircônio (ZrO_2), consolidou-se como uma escolha amplamente utilizada na odontologia, sendo empregada em restaurações, coroas dentárias e coroas sobre implante. Sua popularidade vem da alta resistência, coloração naturalmente esbranquiçada e pelas excelentes propriedades mecânicas, especialmente em áreas sujeitas a cargas mastigatórias intensas. Embora a zircônia possa ser fabricada em diversas tonalidades, facilitando a

correspondência visual com a coloração dos dentes naturais, é crucial abordar a questão da aparência opaca associada a essa cerâmica. Tal opacidade tem sido responsável por falhas estéticas, motivando a busca por aprimoramento nas propriedades óticas (KIM, 2020).

Esta cerâmica assume a forma de um polímero que existe sob três formas dependentes da temperatura aplicada: monoclinica, tetragonal e cúbica. O desempenho da zircônia, explorado em diversas aplicações, é atribuída à transformação da fase tetragonal para a fase monoclinica, um fenômeno que pode ser induzido por fatores termomecânicos. A transição de fase resulta em aumento de volume significativo (3-4%). Esse aumento gera tensões compressivas, seja superficialmente ou na ponta de uma eventual trinca. Este processo é denominado tenacificação, e é responsável pela notável resistência a fratura observada na zircônia quando comparada a outras cerâmicas (ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011)

Uma das vantagens notáveis da zircônia tetragonal estabilizada por 3% mol de ítria, reside em sua tenacidade de transformação, um fenômeno desencadeado em resposta a falha na cerâmica. Esse evento é caracterizado pela capacidade de formação de uma zona de transformação, que atua como um agente protetor para microtrinca, conferindo a zircônia sua marcante tenacidade à fratura. É interessante observar que, ao dopar a zircônia com 8% mol de ítria, a estabilização completa da faz cúbica. No entanto, a terceira geração de zircônia é dopada apenas por 5 % mol de ítria, o que resulta em uma estabilização aproximada de 50% da fase cubica. Este equilíbrio controlado é estratégico, uma vez que uma maior presença de fase cúbica na composição da zircônia reduz a probabilidade de ocorrer endurecimento por transformação ou degradação e baixas

temperaturas. Este fenômeno se deve ao fato de que a zircônia estabilizada não passa por transformações significativas à temperatura ambiente, como elucidado por (KWON et al., 2018).

2.2. Tipos de zircônia:

A zircônia de primeira geração (3Y-TZP), introduzida há mais de uma década na odontologia, consiste em um policristal de zircônia tetragonal (90%) estabilizada por 3% mol de óxido de ítria. Suas propriedades mecânicas destacam-se, com resistência a flexão superior a 1000 MPa, no entanto, a presença de características opacas que limita sua aplicação em áreas estéticas, exigindo a adição de uma porcelana de revestimento para disfarçar sua opacidade. A zircônia de segunda geração (3Y-TZP), também conhecida como zircônia monolítica, foi proposta como uma solução para desafios à zircônia de primeira geração, que frequentemente necessitava de um revestimento estético de porcelana. Além disso, essa geração demanda menos desgastes dentários, tempo laboratorial e reduz custos de fabricação. A composição principal é 3% mol de óxido de ítria e 90% de zircônia tetragonal, porém, a obtenção de translucidez foi possível por meio da redução de alumina (0,05% em peso). A zircônia de terceira geração (4Y e 5Y-PSZ), denominada de alta translucidez ou ultra translúcida, apresenta uma estrutura cristalina modificada, com porcentagens maiores de fase cúbica, buscando aumentar sua translucidez. O aumento de óxido de ítria para 4% e 5% mol resulta em maior fase cúbica não transformável (até 53%) e menor fase tetragonal. Essas modificações tornam possível a aplicação plausível de zircônia como restauração monolítica, eliminando a necessidade de revestimento. Ainda mais, a resistência à fratura demonstra-se semelhante

ao dissilicato de lítio quando cimentados ao análogo de dentina e superior quando não cimentados (JITWIRACHOT et al., 2022).

Uma abordagem para neutralizar a opacidade da zircônia de primeira geração foi o desenvolvimento da zircônia translúcida, estabilizada parcialmente pelas fases tetragonal e cúbica. A presença da fase cúbica, por ser isotrópica em várias direções cristalográficas, confere maior translucidez e reduz a dispersão de luz nos contornos dos grãos (VENDAS et al., 2022).

A zircônia 5Y- TZP, por sua vez, promete uma força semelhante a zircônia 3Y-TZP, enquanto com a translucidez semelhante à de Dissilicato de Lítio (KWON et al., 2018). No entanto, é importante notar que o tamanho maior da fase cúbica na zircônia 5Y-PSZ torna o material mais poroso, resultando em menor dispersão e maior translucidez. Contudo, esse aumento na quantidade de fase cúbica também resulta em uma diminuição na tenacidade à fratura da cerâmica (ALRAHEAM et al., 2020).

Apesar de serem indicados para uso amplo em coroas anteriores devido à sua alta translucidez aprimorada, estudos revelam uma taxa de falha superior a 2% ao longo de 5 anos na zona anterior. Além disso, aplicações em restaurações minimamente invasivas, como facetas, inlays e onlays ainda requerem avaliações mais aprofundadas (ZHANG; LAWN, 2018).

Neste estudo, a resistência a flexão de 4 pontos da cerâmica 5Y- TZP foi registrada em 485 MPa, representando metade da resistência obtida na cerâmica 3Y-TZP, que alcançou 854 Mpa. Além disso, a 5Y-PSZ não apresentou o mesmo potencial de endurecimento por transformação que a 3Y-TZP. Como resultado, observou-se que a 5Y-PSZ

não é tão tolerante ao dano superficial introduzido durante a fabricação, ajustes e abrasão com partículas aerotransportadas (KWON et al., 2018).

A zircônia 4Y-TZP e 5Y-PSZ exibe uma resistência moderada, variando entre 400 e 600 MPa, e uma tenacidade de 2 a 2,5 MPa, em contraste com a zircônia 3Y-TZP, que apresenta a maior resistência (800 a 1200MPa) e tenacidade (3,5 a 4,5 MPa), mas é opaca. A melhoria na translucidez da zircônia dental foi alcançada pelo aumento do volume da fase cúbica, que é oticamente isotrópica (>50%). No entanto, esse aumento resultou em uma redução na resistência e tenacidade, aproximando-se dos valores de dissilicato de lítio. Embora a resistência à fratura da zircônia ultratranslúcida seja significativamente menor que a da zircônia dental tradicional, seu módulo de elasticidade permanece o mesmo (200 a 210 GPa), sendo significativamente maior que o do dissilicato de lítio (95 a 105 GPa). Ambos são mais rígidos que os tecidos duros dentários, como o esmalte (~ 70 GPa) e a dentina(~ 18 GPa) (YAN; KAIZER; ZHANG, 2018).

A resistência à flexão biaxial de 3 esferas foi empregada prever a carga crítica de fratura de camada tripla (cerâmica/ cimento/G10). Comparativamente, a resistência biaxial de dissilicato de lítio (488 MPa) assemelha-se à de 5Y-PSZ (593 MPa), mas fica abaixo do 4Y-TZP que é 1,5 vezes maior que dissilicato (YAN; KAIZER; ZHANG, 2018).

2.3. Tratamentos de superfície e resistência adesiva:

A perda de retenção e fraturas na cerâmica destacam-se como as complicações clínicas mais frequentemente relatadas em próteses cerâmicas a base de zircônia. Estas falhas podem ser atribuídas tanto à técnica de cimentação quanto à seleção inadequada do cimento, sendo que

ainda não há um consenso sobre o melhor protocolo de adesão entre a superfície cerâmica e a superfície dental (REGO; SCHANUEL, 2016).

Nas cerâmicas vítreas, o condicionamento é frequentemente realizado com ácido fluorídrico, que modifica a superfície interna da peça protética. Esse ácido age seletivamente, removendo a matriz vítrea e proporcionando rugosidade à superfície. Posteriormente, a aplicado o silano, agente bifuncional, forma ligações siloxanas com os grupos de hidroxila presentes na sílica da superfície cerâmica, possibilitando a copolimerização com a matriz resinosa dos cimentos adesivos (DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017).

No entanto, a zircônia, devido ao seu alto teor cristalino, presença limitada fase vítrea, ausência de sílica em sua estrutura e resistentes a ácidos, não respondem aos métodos tradicionais de silanização utilizados em outros materiais cerâmicos. Assim, para promover a adesão entre zircônia e cimento resinoso, é necessário recorrer a tratamentos específicos da superfície da peça protética. Esses tratamentos incluem o revestimento por sílica, silanização, uso de monômeros ácido fosfatados em cimentos ou adesivos, jateamento com óxido de alumínio ou alumina, irradiação por lasers Rr:YAG, Nd:YAG ou CO₂ e infiltração seletiva de sílica. Esses métodos podem ser aplicados separadamente ou combinados (REGO; SCHANUEL, 2016 ; VENDAS et al., 2022).

Dessa forma, a principal desvantagem da cerâmica é a adesão limitada aos cimentos resinosos e, consequentemente à estrutura do dente. Isso se deve a natureza do substrato cerâmico ser composto de microestrutura policristalina sem vidro. Como resultado, métodos tradicionais, como o uso de silanos tradicionais, comumente eficazes em cerâmicas à base de sílica, e o condicionamento com ácido fosfórico, não

demonstram eficácia satisfatória com a zircônia, devido a sua ausência de sílica (AUNG et al., 2019). Essa limitação ressalta a necessidade de abordagens específicas para alcançar uma união confiável entre zircônia e materiais adesivos.

2.4. Jateamento na superfície cerâmica:

Os resultados deste estudo revelam que a resistência de união é significativamente afetada pelo jateamento independentemente do tipo de zircônia utilizado. Os grupos submetidos ao jateamento apresentam valores médios de resistência de união mais elevados em comparação com outros tratamentos de superfície. Esta pesquisa evidencia a existência de uma resistência de união insuficiente entre zircônia não tratada e o cimento resinoso, atribuída a uma interação química inadequada entre 10MDP e os grupos hidroxila da zircônia. O jateamento, além de aumentar o inter travamento micro mecânico do cimento resinoso, também permite que maiores quantidades de grupos de hidroxila estejam disponíveis possam reagir com o 10MDP. O cimento de escolha deste estudo foi o Panavia 2.O, contendo MDP, uma escolha bem fundamentada, pois está documentado que apresenta resistência de união superior à cerâmica de óxido quando comparado a outros cimentos adesivos (LE; LARSSON; PAPIA, 2019).

A técnica de abrasão de partículas aerotransportadas com óxido de alumina (Al_2O_3), seguida pela aplicação de MDP em forma de primer ou como constituinte do cimento, é considerado o padrão ouro para modificar a superfície da zircônia. No entanto, é importante mencionar que jateamento apresenta desvantagens, principalmente relacionadas à criação de arranhões afiados, rachaduras, deslocamento de grãos e entre outros efeitos que podem danificar a superfície da cerâmica e resultar na

perda de material. Esses defeitos são notáveis, muitas vezes profundos, e podem levar ao desenvolvimento de tensões que servem como locais de iniciação de trincas (VENDAS et al., 2022).

Apesar da abrasão por partículas de ar com alumínio (Al_2O_3) e partículas revestidas com sílica (alumina) serem os métodos amplamente utilizados para promover modificações superficiais, é importante notar que esses tratamentos podem criar defeitos superficiais, como falha, deformação plástica e micro trincas que têm o potencial de comprometer as propriedades mecânicas da zircônia e reduzir sua resistência a fratura. Além disso, a zircônia exibe transformação induzida por tensão, e a abrasão por partículas de ar pode alterar a estrutura da superfície, influenciando o desempenho ao longo prazo (AUNG et al., 2019).

A pressão durante o jateamento é um fator crítico a ser considerado, pois uma abrasão excessiva e estresse mecânico na superfície da zircônia ultra-translúcida, enfraquecendo sua resistência e criando falhas na ligação entre cerâmica e cimento que leva ao enfraquecimento da resistência desta cerâmica e resulta em falha na ligação entre cerâmica e cimento (KHANLAR et al., 2022).

Confirmou-se, nesse estudo, que o jateamento com partículas de óxido de alumínio $110\text{ }\mu\text{m}$ a uma pressão de ar de 2 bar aumentou a rugosidade da superfície, independentemente do tipo de zircônia. No entanto, o jateamento mais severo, com pressão relativamente alta (4 bar) e partícula maior ($250\text{ }\mu\text{m}$) pode resultar em degradação e transformação de grão de zircônia, reduzindo a resistência da cerâmica (LE; LARSSON; PAPIA, 2019).

É relatado que o jateamento com partículas de Al_2O_3 de $50\text{ }\mu\text{m}$ a $125\text{ }\mu\text{m}$ tem a capacidade de aumentar a área e a energia de superfície,

melhora a molhabilidade da superfície cerâmica e permitir o embricamento mecânico, evitando falhas adesivas. Entretanto, estudos indicam que o processo de jateamento pode criar microfissuras superficiais que atuam como sítios de iniciação de fratura, resultando em uma redução no desempenho a longo prazo das peças protéticas em cerca de 20- 30%. Isso ocorre devido à capacidade do jateamento iniciar a transformação de fase da zircônia, de tetragonal para monocíclica, afetando assim a resistência mecânica do material (REGO; SCHANUEL, 2016) ; DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017).

A obtenção de ligações efetivas da zircônia 5Y-PSZ ao cimento resinoso pode ser alcançada por meio da abrasão de partículas de AL_2O_3 e a aplicação de um primer contendo MDP. No entanto, é importante notar que, embora a resistência de união à zircônia tenha sido semelhante ao Dissilicato de lítio, ambos os materiais apresentam perda de resistência de união após o armazenamento. É importante destacar que a abrasão de partículas de alumina na superfície de entalhe pode levar a uma diminuição na resistência, uma vez que a zircônia não possui a capacidade de sofrer endurecimento por transformação (KWON et al., 2018).

O jateamento com partículas de óxido de alumina ($30\mu m$) modificadas por sílica também são propostos na literatura e esta técnica é chamada de silicatização. Este tratamento modifica a superfície cerâmica criando microporosidades e deixa-a mais retentiva devido ao embricamento mecânico com o cimento resinoso. A silicatização combinada com o silano permite a ligação química ao cimento e quando associado adesivo contendo 10 MDP (10-metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato) resultava em melhor adesão. Ainda os autores relatam que a associação da técnica pode ser superior ao jateamento com óxido de

alumina isoladamente e que partículas de 30µm apresentaram maior força de adesão do que partículas de 45µm (REGO; SCHANUEL, 2016).

Neste método as partículas de óxido de alumina modificada por sílicas quando jateadas sobre a superfície cerâmica geram um impacto e consequente incorporação de sílica a superfície. Este processo não só cria micro porosidades, mas também recobre a superfície por sílica favorecendo a silanização. O autor relata que a silicatização seguida da silanização da superfície cerâmica melhora a força de união com o cimento resinoso. Entretanto, a sílica incorporada é relativamente baixa para a silanização devido a ligação siloxana ser sensível a degradação hifrolítica (DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017).

A influência da abrasão de alumina na zircônia é controversa, uma vez que os autores relatam diminuição da resistência após o jateamento, enquanto outros relatam aumento de resistência como, por exemplo, a 5Y-PSZ apresentar comportamento mecânico inferior quando comparada a Y-TZP convencional (AUNG et al., 2019).

Para a zircônias 5Y-PSZ é relatado que o método de revestimento triboquímico de sílica é eficaz para o pré-tratamento de zircônia, uma vez que, as abrasões de partículas de ar com partículas de alumina revestida por sílica formam uma camada de sílica e o agente de acoplamento silano quando aplicado sobre a superfície formam silanóis, após a hidrólise ácida, que modifica a superfície cerâmica e forma fortes ligações de silaxano. O silano reage com os grupos C=C no cimento resinoso e assim as ligações químicas são realizadas entre zircônia e cimento resinoso (KHANLAR et al., 2022).

O uso combinado de jateamento de alumina e agente de acoplamento mostrou resistência de união melhorada entre zircônia e

cimentos resinosos contendo monômero adesivo e o tratamento químico da superfície apenas com primer não produziu ligações duráveis entre zircônia e agentes de cimentação à base de resina. Dessa forma, quando a cerâmica zircônia foi tratada pelo revestimento triboquímico de sílica e a aplicação de uma mistura de agente de união/acoplamento de silano contendo MDP, o aumento da resistência ao cisalhamento foi alcançada, uma vez que o monômero MDP na união pode ser essencial para ativar a reação do agente de cimentação à base de resina na superfície de zircônia (TSUO; YOSHIDA; ATSUTA, 2006).

A abrasão de partículas de ar com esferas de vidro combinado com primer contendo MDP é um método comparável à abrasão de alumina combinado com primer contendo MDP para manter a força de união com 5Y-PSZ. Mas, como as esferas de vidro são materiais abrasivos mais macios que a alumina e contem sílica podem ser materiais eficazes e com menor potencial de efeito prejudicial nas propriedades da zirconia ao longo do tempo (KHANLAR et al., 2022).

2.5. Laser em odontologia:

Outro método para tornar a superfície da zircônia rugosa é a irradiação por laser, sendo eles: Er:YAG, Nd:YAG e CO₂. O laser Nd:YAG foi introduzido para corte de esmalte e dentina, para a remoção de tecido cariado e preparo cavitário, a irradiação de 200mJ não apresenta durabilidade na adesão e em outro estudo a irradiação de 400mJ mostrou menos efetividade na criação de retenções quando comparada a técnica de jateamento. O laser Nd:YAG é utilizado para diminuir a sensibilidade dentinária, remoção de tecido cariado, e assim como o laser Er:YAG promover irregularidades na superfície cerâmica. Já, o laser de dióxido de carbono (CO₂) utilizado devido ao seu comprimento de onda ser

absorvido completamente pela cerâmica e possibilidade de ser associado ao jateamento de superfície com a intenção de aumentando a força de adesão. Também, o autor relata que os três lasers possuem menos força de adesão quando comparados a silicatização e jateamento de óxido de alumina, porém quando avaliado a rugosidade superficial os lasers Er:YAG (150mJ) e Nd:YAG (200mJ) obtiveram melhores resultados que a radiação com CO₂ (4W) e o jateamento (REGO; SCHANUEL, 2016).

Embora a abrasão de partículas aerotransportadas com partículas de sílica seja capaz de modificar a topografias da superfície da zircônia não é capaz de melhorar a resistência de união entre cerâmica e cimento resinoso. Dessa forma, o condicionamento com laser consiste na irradiação da superfície cerâmica com laser de alta potência como CO₂, Nd:YAG, Er, Cr:YSGG com a finalidade de modificar a superfície cerâmica e aumentar a resistência de união. A irradiação com laser Nd:YAG além de modificar a superfície cerâmica pode favorecer o encravamento micromecânico com o cimento resinoso (MORETTO et al., 2021).

O laser Nd:YAG é indicado para tratamento de hipersensibilidade dentinária, remoção de cárie, é uma opção de tratamento de superfície de cerâmica a base de zircônia e a irradiação é capaz de alterar morfologicamente a superfície cerâmica. O laser de Er:YAG possui aplicações semelhantes ao Nd:YAG pela capacidade de remover partículas pelo processo de ablação, microexplosões. O laser CO₂ é o mais apropriado para o tratamento de superfícies cerâmicas devido ao seu comprimento de onda que é totalmente absorvido pelo material (DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017).

Os lasers estão sendo introduzidos como uma alternativa para a substituição de métodos tradicionais de tratamento de superfície cerâmica e numerosos trabalhos investigam os efeitos dos lasers de CO₂ em modo de pulso contínuo ou longo na resistência ao cisalhamento da cerâmica a outros substratos. O Laser Nd:YAG, Er:YAG e Er, CR:YSGG também foram testados. E mais recentemente o laser Ti:Sapphire, que fornece pulsos ultracurtos na faixa de femtossegundos, foi introduzido e é considerado uma alternativa ideal, pois não produz nenhum dano térmico ou mecânico às superfícies (GARCÍA-SANZ et al., 2018).

A irradiação com laser é outra técnica utilizada para gerar rugosidade na superfície cerâmica e melhorar a adesividade entre cerâmica e cimento resinoso. O laser de CO₂ é considerado a mais eficaz, devido ao comprimento de onda ser absorvido pela cerâmica. O laser de Er:YAG, utilizado no presente estudo, apresenta-se no estado sólido e usa íons de Er suspensos em uma matriz cristalina de ítrio-alumínio-granada (YAG), ainda o seu comprimento de onda é de 2,94 sendo um comprimento de onda bem absorvido pela hidroxiapatita e água. O controle das configurações do laser (potência, pulso e duração) são importantes a fim de evitar danos a superfície cerâmica, porém a seleção adequada do método ainda é um desafio (ARAMI et al., 2014).

O aumento da temperatura durante a irradiação do laser pode causar a fusão térmica da superfície cerâmica, durante a fusão a cerâmica expande-se e imediatamente após, solidificação, contrai-se. O estresse gerado pela mudança de temperatura pode gerar fissuras superficiais (ASADZADEH et al., 2019).

A emissão superficial de átomos, íons, e elétrons ocorrem durante o aumento de temperatura na superfície cerâmica e como

resultado a absorção do feixe de laser. Devido a fotoionização cria-se um plasma físico e sua formação é acompanhada por variações de pressão e temperatura (10000-50000k) e, conseqüentemente, causar estresse físico durante o endurecimento da superfície cerâmica que geram tensões mecânicas internas entre duas fases (cristalina e amorfa), com coeficientes de expansão diferentes e levam a formação de microfissuras (ARAMI et al., 2014).

As superfícies tratadas com o laser de Nd:YAG são caracterizadas por uma superfície carbonizada e com pigmentos de prata, tornando-se indesejável para zonas estéticas. Dessa forma o laser de Er:YAG é uma alternativa adequada para a abrasão de partículas transportadas pelo ar, devido ao laser Nd:YAG e CO2 gerarem raios extremos de calor podendo afetar as propriedades adesivas e mecânicas (ASADZADEH et al., 2019).

Nos estudos de Moretto et al. (2021) demonstra que a irradiação com laser Er:YAG a 250 mJ e 10 Hz na zircônia 3Y-TZP obteve valores de resistência menores quando comparados com o mesmo laser, mas em densidade de energia inferior. Isso pode ser decorrente do aumento da temperatura promovida pelo maior nível de energia do laser (250 mJ) que causou derretimento excessivo da fase vítrea e afetou negativamente a interação dessa fase com o agente de acoplamento, ou seja, o silano. Ainda mais, os maiores valores de resistência de união foram encontrados no laser de érbio (200 mJ, 15 Hz) e foram semelhantes aos dos grupos revestidos com sílica. A análise de MEV não mostrou dano causado pelo aumento excessivo de temperatura nas amostras condicionadas por laser e o padrão microretentivo mostra-se semelhante entre os grupos, mas com diferença nos resultados de resistência de união.

Na zircônia (Zirkonzahn, Zirkonzahn Prettau) foi realizada a aplicação de 3 lasers sendo eles de femtosegundo, Nd:YAG e Er:YAG e cimentados adesivamente a tubos de teflon. Pode-se observar que para essa cerâmica que, tanto a rugosidade superficial, quanto os resultados de cisalhamento (MPa) foram maiores para a irradiação pelo laser femtosegundo e não foi encontrada diferença significativa para os lasers de Nd:YAG e Er:YAG. Nas micrografias SEM, a superfície dos grupos irradiados pelo laser femtosegundo eram mais rugosas e os picos mais altos e largos quando comparados aos outros dois lasers que os picos eram lisos e os traços eram semelhantes a arranhões e cavidades rasas deixadas pelas lixas polidoras. Os autores justificam esse ocorrido devido a cerâmica possuir microestruturas policristalina e composição sem vidro e, dessa forma, a temperatura do laser em uma fina camada superficial pode aumentar e a energia se tornar termalizada, correndo o espalhamento dos cristais ultrapequenos (KARA et al., 2015).

No presente estudo a zircônia Y-TZP recebeu a irradiação com diferentes lasers (Nd:YAG, Er:YAG, CO₂) e com diferentes potências, jateamento com partículas de óxido de alumínio e grupo controle e após o tratamento, os parâmetros de rugosidade superficial (R_a , R_{ku} e R_{sk}) e avaliados por meio do MEV. Para o parâmetro R_a o grupo Nd:YAG com potência de 2,5W apresentou melhores resultados que os demais grupos e a menor foi para o grupo controle. Superfícies jateadas com óxido de alumínio apresentam sulcos e irregularidades de maneira uniforme em toda a superfície, o laser Er:YAG com potência de 1,5W apresentou uma superfície rugosa e irregular, mas a rugosidade aumentou e se tornou mais uniforme com a potência de 2W, em contra partida, com a potência de 2,5W foi possível observar a redução da rugosidade superficial e a

profundidade das irregularidades. As superfícies tratadas com laser de CO₂ com potência de 3W apresenta, linhas e fissuras finas e largas e com o aumento da potência a taxa de irregularidades e rugosidade superficial aumentou. O laser Nd:YAG com potência de 1,5W criou microfissuras superficiais, proeminências e porosidades e algumas áreas foram parcialmente derretidas e com o aumento da potência para 2W e 2,5W aumentou essas mudanças (ARAMI et al., 2014).

Os autores relatam que o laser de CO₂ seria o método apropriado para criar alta rugosidade superficial e fornecer resistência satisfatória, mas os danos causados pela alta potência do laser podem gerar danos graves quando comparados a os de baixa potência. Entretanto, a baixa potência de saída não favorece rugosidade superficial adequada e gera resultados baixos de resistência ao cisalhamento. Dessa forma, a seleção do material e método para alcançar a ligação ideal entre 2 materiais permanecem controversos (ABDULLAH et al., 2020).

União química:

A afinidade química entre a superfície cerâmica e o primer 10-MDP depende da capacidade do grupo fosfato na molécula de 10-MDP de reagir quimicamente com o óxido de zircônio para formar o fosfato de zircônio quimicamente estável, dessa forma, melhorando a ligação cimento resinoso-zircônia devido aos sais de fosfato de zircônio suportarem a degradação térmica e hidrolítica e, assim, aumentar a durabilidade da ligação. Ainda, o grupo metacrilato de 10-MDP permite a copolimerização com materiais à base de metacrilato como, por exemplo, os cimentos resinosos e a junção de monômeros de fosfato e metacrilato com a molécula de 10-MDP podem diminuir o potencial de transformação

da zircônia tetragonal em monoclinica, o que permite manter a resistência ao longo do tempo (AWAD et al., 2022).

A aplicação de primers e cimentos resinosos contendo monômero fosfatado 10-MDP em sua composição são capazes de estabelecer interação química com os grupos hidroxila dos óxidos metálicos da zircônia sem pré-tratamento e desenvolver uma união estável, mas a associação destes primers e cimentos contendo 10-MDP com jateamento de partículas ou a silicatização possuem forças de união mais elevadas quando comparada a zircônia sem pré-tratamento de superfície. Isso é decorrente ao tratamento superficial gerar modificações superficiais deixando quantidade maior de grupos de hidroxila livres para a interação com o monômero 10-MDP e proporcionar retenção micromecânica (DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017).

O 10-Metacrililoxidecil dihidrogeno fosfato é um monômero adesivo de metacrilato de ácido fosfórico originalmente desenvolvido para se unir à estrutura dentária ao material restaurador de óxido metálico. Pesquisas mostram que o 10-MDP promove adesão à zircônia e que o cimento resinoso contendo monômero 10-MDP aumenta a resistência de união da zircônia jateada (AUNG et al., 2019).

A natureza hidrofílica de MDP, 4-META e MEPS34 nos primers comerciais desempenham papel importante na ligação do agente de cimentação de resina à zircônia, 4-META e MDP são os monômeros adesivos que podem ligar-se quimicamente à superfície cerâmica de zircônia devido a reação entre os grupos hidroxila na superfície da cerâmica e os grupos carboxila do 4-META hidrolisado ou grupos de hidrogênio no MDP ou MEPS. Sendo semelhante à reação da superfície

entre agente de acoplamento (silano) e cerâmicas à base de sílica (TSUO; YOSHIDA; ATSUTA, 2006).

Panavia F2.0 é um cimento compósito que se destaca por utilizar um monômero fosfato MDP. O MDP é reconhecido por sua capacidade de estabelecer ligações químicas duráveis com substratos dentários e estrutura cerâmica. A estrutura molecular do MDP inclui longas cadeias de carbonila, conferindo-lhe resistência à hidrólise. O tratamento de superfície de zircônia com laser Nd:YAG, combinado com a aplicação de um primer contendo MDP, pode significativamente melhorar a resistência de união do cimento à zircônia. Além disso, tem sido confirmado que cimentos contendo monômero MDP podem proporcionar uma adesão durável, independentemente do tipo de tratamento de superfície (SOLTANINEJAD et al., 2018).

O tratamento químico com ácido hidrofúorídrico 40% e aplicação de um primer contendo MDP não possui boa resistência ao cisalhamento entre cerâmica e cimento resinoso, mas a adesão química pode ser efetiva quando associada a retenção micromecânica (REGO; SCHANUEL, 2016).

Apesar dos pré-tratamentos superficiais facilitarem o aumento da rugosidade superficial e melhorar a retenção micromecânica do cimento resinoso com a abrasão com partículas aerotransportadas com partículas de alumina, revestimento triboquímico de sílica, irradiação a laser ou ataque ácido esses métodos podem causar possíveis danos superficiais. Dessa forma, métodos alternativos como, por exemplo, promotores químicos e cimentos resinosos a base de organofosforados/carboxílicos monômeros ácidos para a zircônia ou monômeros funcionais como 10-metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP), acrilato de ácido

fosfônico ou anidros são métodos propostos, mas a degradação hidrofílica continua sendo um problema (COMINO-GARAYOA et al., 2021).

2.6. Protocolo de envelhecimento/ fadiga:

A ciclagem mecânica ou termomecânica é o método mais usado para testes de fadiga, importantes serem realizados antes de testes de carga de falha (PROTT et al., 2021). Alguns métodos são estudados para evitar as possíveis fraturas, deformações temporárias e tensões internas nos materiais e suas interfaces. Como, por exemplo, a água pode atuar quimicamente nas pontas das trincas e diminuir a resistência da cerâmica e consequentemente influenciar a resistência cíclica (VIDOTTI et al., 2013 ; LÓPEZ-SUÁREZ et al., 2018).

A termociclagem deteriora a força de união dos materiais ligados adesivamente, uma vez que, a mudança de temperatura cria tensões na interface adesiva devido aos diferentes coeficientes de expansão térmica dos materiais (cimento resinoso e zircônia) que, consequentemente, enfraquecem a união e diminuem a resistência. Esta redução na força de união entre cerâmica- cimento pode resultar em descolagem da peça protética em preparos menos retentivos (AWAD et al., 2022).

No estudo de Prott et al. (2021), após a ciclagem mecânica de coroas, com diferentes espessuras cimentadas ao análogo de dentina, foi possível verificar que as coroas resistiam a carga de falha acima das forças fisiológicas de mastigação (50-250N: fisiológica e 500-900N: funcionais). Em contrapartida, trincas foram visualizadas nos grupos que possuíam espessura de 0,8mm e 0,5mm quando simulavam elementos protéticos monolíticos em elementos posteriores, mas quando as espessuras da camada foram dobradas os valores de resistência aumentaram de duas a três vezes. Ainda mais, a maioria dos fabricantes não recomenda reduzir

a espessura da camada oclusal de coroas monolíticas de zircônia abaixo de 1mm nas áreas posteriores, mas ela pode ser reduzida quando se trata de regiões anteriores e sua resistência é mantida para suportar forças mastigatórias de 900N no máximo.

O armazenamento em água a longo prazo e/ou a termociclagem avaliam a durabilidade da cimentação, pois simulam o ambiente da cavidade oral e estressam as interfaces entre os materiais cimentados. Porém, não há consenso do número total de termo ciclos e duração de armazenamento (LE; LARSSON; PAPIA, 2019).

O envelhecimento ou degradação de baixa fusão pode ser realizado por meio da degradação de baixa temperatura, podendo ocorrer com a presença de água a temperatura ambiente que penetra nas microfissuras superficiais, induz a reversão da fase tetragonal para a fase monoclinica. Tais reversões causam deformações locais que conduzem as microfissuras e transferem tensões internas mais profundas grão em grão (ZHANG; LAWN, 2018; JITWIRACHOT et al., 2022).

O envelhecimento artificial é um dos métodos importantes para simular o desempenho clínico de uma restauração cerâmica, uma vez que as tensões mecânicas, temperatura e ambiente úmido podem influenciar a degradação da adesão à zircônia (TSUO; YOSHIDA; ATSUTA, 2006).

O envelhecimento pode ocorrer através da transformação de fase tetragonal para monoclinica em grãos superficiais que ficam em contato com a água, uma vez que, gera rugosidade superficial e a formação de microtrincas que possibilitam a penetração da água e, conseqüentemente, gerando trincas maiores (ANDREIUOLO; GONÇALVES; DIAS, 2011).

2.7. Importância da cimentação de peças cerâmicas e a avaliação mecânica:

Para simular a resistência da cerâmica clinicamente, pode-se utilizar corpos de prova planos cimentados a um substrato compatível ao elemento dental por meio do carregamento com um pistão esférico. Dessa forma, neste estudo foi utilizado o análogo de dentina (G10) para a união da cerâmica, ou seja, simular a restauração cerâmica unida ao substrato dental. Uma vez que, o G10 é uma resina epóxia com fibra de vidro e algodão, com módulo de elasticidade de 15 GPa (transversal) e 19GPa (longitudinal) e com comportamento adesivo semelhante a dentina hidratada (ALESSANDRETTI et al., 2017).

Em relação a fratura e a fadiga pode-se classificar em 2 classes básicas de modo de fratura em coroas. A primeira é uma tensão de tração gerada no campo próximo da superfície oclusal, gerando rachaduras cônicas que surgem de uma superfície estacionaria ou deslizante, ou a outra tensão de tensão distante ao campo em carregamento de flexão, gerando trincas radiais originadas da superfície de cimentação de entalhe ou conectores e trincas de delaminação interfacial. As fraturas de primeira classe são mais prováveis em espessuras maiores com menor incompatibilidade de modulo elástico com o substrato dentário, já a segunda classe em restaurações mais finas e com desajustes elásticos (ZHANG e LAWN 2017).

Quando os discos cerâmicos são testados a partir de uma força compressiva as amostras trincadas podem ser examinadas por meio de microscópio e transluminação com luz azul, que auxiliam na identificação de trinca inicial ou outras características fractográficas. Elas podem ser classificadas como trincas radiais, cônicas e cônicas + radicais, ainda, a falha pode ser em forma de trinca (sem fratura) ou fratura (lascamento ou catastrófica) (ALESSANDRETTI et al., 2017).

As análises demonstram que há compatibilidade entre G10 e dentina e que as forças de união do cimento resinoso a ele úmido ou seco são comparadas as forças de união da dentina em termos de adesão e comportamento elástico, módulo de elasticidade do G10 ($E=18,6$ GPa) e dentina ($E=18$ GPa) (KELLY et al., 2010). Dessa forma, pode-se simular uma restauração cerâmica aderida ao dente por apresentar comportamento adesivo semelhante à dentina hidratada (ALESSANDRETTI et al., 2017).

Discos cerâmicos podem ser cimentados a matriz de G10 com canais que permitem a entrada da água com acesso ao cimento dental, simulando as condições estabelecidas pela dentina. Esses microcanais podem ser obturados com pontas acessórias de guta percha (n°40) antes da cimentação e serem removidos antes do armazenamento em água. Para o envelhecimento as amostras úmidas podem ser armazenadas em água deionizada por 2 a 5 meses a 37° (KELLY et al., 2010).

3. PROPOSIÇÃO

Avaliar a influência da irradiação por laser de Er:YAG na carga de fratura da zircônia translúcida 5Y-PSZ cimentada adesivamente à material análogo à dentina. A hipótese testada é de que a irradiação com laser de alta potência não influencia a carga de fratura da zircônia translúcida cimentada adesivamente e a falha combinada será predominante.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Materiais

Os materiais utilizados estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Nome comercial, fabricante, propriedades e composição dos materiais utilizados.

<i>Nome comercial</i>	<i>Propriedades*</i>	<i>Composição*</i>
Ceramill Zolid FX- White (5Y-PSZ) (AmannGirrbach)	Resistência à flexão: 700 MPa Módulo elástico (E): ≥ 200 GPa Dureza: 1300 HV	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ : $\geq 99,0$ Y ₂ O ₃ : 9,15 – 9,55 HfO ₂ : ≤ 5 Al ₂ O ₃ : $\leq 0,5$ Outros óxidos: ≤ 1
NEMA G10 (International Paper)		Resina epóxica reforçada por fibras de vidro
Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake)	Resistência ao cisalhamento ao esmalte: 28,7 MPa (24h) e 28 MPa (3000 ciclos) Resistência ao cisalhamento a dentina: 15,8 MPa	(1) A Paste •10 Metacriloiloxidecil dihidrogeno fosfato (MDP) • Dimetacrilato aromático hidrófobo

(24h) e 15,4 MPa	• Dimetacrilato
(3000 ciclos)	alifático hidrófobo
Resistência ao	• Dimetacrilato
cisalhamento a	alifático hidrófilo
dentina: 43,4 MPa	• Partícula de sílica
(24h) e 34,4 MPa	silanizada
(3000 ciclos)	• Sílica coloidal
	silanizada • dl-
	Camforoquinona
	• Catalisadores
	• Iniciadores
	(2) B Paste
	• Dimetacrilato
	aromático
	hidrófobo
	• Dimetacrilato
	alifático hidrófobo
	• Dimetacrilato
	alifático hidrófilo
	• Partícula de vidro
	bário silanizado
	• Fluoreto de sódio
	de superfície
	tratada
	• Catalisadores
	• Aceleradores
	• Pigmentos

Ácido fluorídrico Concad 10% (FGM)	Boa consistência e boa afinidade por água.	•Ácido fosfórico em solução •Água •Sílica coloidal •Pigmento
Silano (Ultradent™)	Excelente força de adesão entre porcelana e cimento resinoso. Alta previsibilidade e livre de riscos de manchamento.	Solução de monocomponentes
Primer ED PRIMER II (Kuraray Noritake)	Condicionador de superfície dental.	(1) Líquido A • 2-Hidroxietyl metacrilato (HEMA) • 10-Metacriloiloxidecil dihidrogeno fosfato (MDP) • Água • N-Metacriloil-5 ácido aminosalicílico • Aceleradores

(2) Líquido B

- N-Metacrilóil-5
ácidos
aminosalicílico
- Água
- Catalisadores

(3) Líquido A

- 2-Hidroxietil
metacrilato
(HEMA)
- 10-
Metacrilóiloxidecil
dihidrogeno
fosfato (MDP) •
Água
- N-Metacrilóil-5
ácido
aminosalicílico
- Aceleradores

(4) Líquido B

- N-Metacrilóil-5
ácidos
aminosalicílico
- Água
- Catalisadores

* Conforme fabricante

4.2. Métodos

4.2.1. Confecção de corpos de prova

Amostras de zircônia 5Y-PSZ foram seccionadas e usinadas em torno mecânico no formato de cilindros. Os cilindros de zircônia 5Y-PSZ foram seccionados em cortadeira (Cortadeira Metalográfica LCD 1200 RPM- Biopdi) a uma velocidade de 90 rpm para obtenção de corpos de prova (N=120) em formato de discos de 1,3mm espessura e 16 mm de diâmetro (considerando o fator de ampliação reportado pelo fabricante, $V = 23,37\%$). As superfícies regularizadas com lixa d'água de granulação 1000 e 1200 e posteriormente banho sônico (Cuba de Ultrassom, Cristófoli, Paraná, Brasil) com água destilada por 8 minutos e secos em temperatura ambiente.

Foi realizada a sinterização em forno para cerâmica (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) de acordo com as recomendações do fabricante (Fase de aquecimento: 1450°C - Taxa de aquecimento $5 - 10^{\circ}\text{C}/\text{min}$ - 1 hora; Fase de resfriamento: 1450°C até a temperatura ambiente (20°C) - 5 horas). A dimensão dos corpos de prova após a sinterização foi conferida com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan), com uma média de 12 mm de diâmetro e 1 de espessura.

4.2.2. Grupos experimentais

Os corpos de prova foram divididos aleatoriamente entre os grupos experimentais conforme a Figura 1.

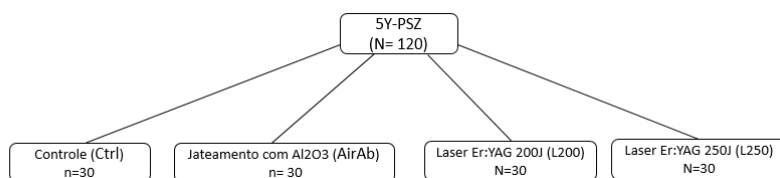


Figura 1. Grupos experimentais para tratamentos de superfície pré-cimentação adesiva.

O grupo controle (Ctrl) não recebeu tratamento de superfície após a sinterização, permanecendo armazenamento em estufa a 37° até o momento da cimentação. Previamente ao jateamento, foi realizada pintura da superfície da zircônia com caneta permanente para controle da área de tratamento. O jateamento com partículas de 50 µm óxido de alumina (AirAb) e pressão de 2 bar foi realizado perpendicularmente a superfície do corpo de prova até a completa remoção da tinta.

A irradiação com laser Er:YAG (LiteTouch, Light Instruments, Israel), utilizou uma ponta de safira AS7077X, de 0,8 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento, área de feixe de 0,0028 cm² e foi realizada sob refrigeração com água (20 ml/min). O tempo de irradiação de cada amostra foi de 30 segundos (15 segundos horizontal e 15 segundos vertical) e o modo de irradiação por varredura de 1-2mm da superfície da amostra de modo focado.

As especificações dos parâmetros utilizados para irradiação com laser Er:YAG estão descritas na Tabela 2. Estes parâmetros foram

determinados a partir do estudo piloto sendo adequados para a cerâmica, em que geram uma superfície microretentiva e não causam fratura da amostra.

Tabela 2. Grupo, Energia, Densidade de energia, Potência, Taxa de repetição e Angulação.

Grupo	L200	L250
Energia (mJ)	200	250
Densidade de energia (J/cm ²)	71,42	89,28
Potência (W)	3.0	2.5
Taxa de repetição (Hz)	15	10
Angulação (°)	90	90

4.2.3. Confeção de corpos de prova de análogo de dentina (G10):

Amostras de material análogo de dentina de 13mm de diâmetro foram seccionados em cortadeira (Cortadeira Metalográfica LCD 1200 RPM- Biopdi) sobre refrigeração com velocidade de 250rpm para obtenção corpos de prova (N=120) em formato de disco de 3mm de espessura.

Três canais no centro da amostra foram confeccionados com ponta diamantada (#2200; KG Sorensen, Medical Burs Ltda) em alta rotação, sob refrigeração. Os canais foram obliterados com cones de gutapercha (Gutta percha; Tanari Industrial Ltda) removendo o excesso presente na superfície de cimentação com lâmina de bisturi nº 15.

A superfície de cimentação dos corpos de prova de G10 foram condicionados com ácido fluorídrico 10% (Condac Porcelana; FGM, Joinville, Brasil) por 60s, lavagem com jatos de ar e água por 30s e, posteriormente, banho sônico com água destilada (Ultrasound Tubes Instrument; Cristofoli Ltda) por 8 minutos e secas com jatos de ar por 30s. O silano foi aplicado por 60s com leves jatos de ar e após a mistura de quantidades iguais do ED PRIMER II A+B foi aplicado sobre a superfície aguardando por 30s e finalizando com leves jatos de ar.

4.2.4. Cimentação

O cimento resinoso dual foi manipulado e aplicado na superfície tratada da zircônia. A zircônia contendo o cimento foi posicionada no centro do G10 e o conjunto foi levado a um dispositivo de simulação de pressão digital (750 g) para padronização da espessura da camada de cimento. O excesso do cimento removido com microbrush e a polimerização química do material foi aguardada por 5 min. Em seguida, a fotoativação (Radii Cal, SDI, 1.200 mW/cm) do cimento foi realizada por 30s pela lateral do corpo de prova (posição 0, 15, 30 e 45) e, por fim, o corpo de prova foi removido do dispositivo de aplicação de força e a fotoativação foi complementada com irradiação no centro da zircônia por 60s.

Após a cimentação, os cones de guta-percha que obliteravam os canais feitos no G10 foram removidos. Os corpos de prova de cada grupo foram armazenados em imersão em água destilada a 37°C por 12 dias antes do teste mecânico.

4.2.6. Teste de carga máxima de fratura

Os corpos de prova foram posicionados na máquina de ensaio universal (EMIC DL2000, Instron, University Ave, EUA), imerso em água a 37° C. A força foi aplicada centro da amostra (0,5mm/min) por meio de um pistão metálico de 3mm de diâmetro até a fratura. A força máxima no momento da fratura foi registrada em N.

4.2.7 Análise de falha

As falhas foram analisadas por meio de transiluminação com luz azul (Radii Cal, SDI, 1.200 mW/cm) e o modo de falha classificado como trinca radial (originada na superfície de cimentação), trinca cônica (originada na área de aplicação de força - zona de contato com o pistão), combinada (trinca radial e cônica). Os fragmentos destacados do corpo de prova também foram registrados de forma dicotômica: sem fragmentos, ou presença de fragmento (lascamento ou catastrófica).

4.2.8. Análise estatística

Os grupos foram comparados por anova 1 fator e Tukey com nível de significância de 5%. A confiabilidade estrutural das restaurações cimentadas foi avaliada por módulo de Weibull e carga de fratura característica.

5. RESULTADOS

Os resultados do teste de carga máxima de fratura estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Descrição dos resultados de carga máxima de fratura obtidos para cada grupo experimental.

Grupos	Média (N)	Desvio Padrão	Módulo de Weibull	Carga de Fratura Característica
Ctrl	1208,4 B	312,6	4,4	1327,4
AirAb	1590,5 A	397,4	5,2	1735,7
L200	959,9 C	301,3	3,4	1067,6
L250	992,6 BC	364,0	3,0	1098,7

Letras iguais na mesma coluna significam semelhança estatística ($p < 0,05$).

O jateamento com óxido de alumina apresentou maior carga de fratura quando comparado ao grupo controle e aos grupos experimentais com laser ($p < 0,05$). A irradiação com laser Er:YAG com a configuração de energia de 250J apresenta semelhança estatística com o grupo controle ($p=0,080$). Ambos tratamentos com laser Er:YAG apresentam semelhança estatística ($p=0,983$) e menor do que o grupo jateado.

Resultados da análise de modo de falha e presença de fragmentos estão apresentados na Tabela 4. A origem das fraturas é predominantemente próxima à superfície de contato com o pistão metálico, com a exceção do grupo com tratamento de superfície com

jateamento com óxido de alumina que apresenta tanto falhas cônicas, como também, combinada, ou seja, a origem da falha ocorre na área de cimentação e na área em contato com o pistão metálico.

Tabela 4. Número de corpos de prova relacionados aos modos de falha apresentados pelos grupos experimentais.

Grupos	Tipos de trinca			Presença de Fragmentos		
	Radia	Cônic	Combina	Nã	Catastrófi	Lascament
	l	a	da	o	ca	o
Ctrl	3	15	12	11	8	10
AirA	-	14	16	12	3	16
b						
L200	5	14	11	13	4	12
L250	7	13	10	14	4	11

6. DISCUSSÃO

Os lasers estão sendo introduzidos como uma alternativa promissora para substituir métodos tradicionais no tratamento de superfícies cerâmicas, como os efeitos dos lasers de CO2 em modo de pulso contínuo ou longo na resistência ao cisalhamento da cerâmica em relação a outros substratos. Além disso, estão sendo realizados testes com lasers Nd:YAG, ER:YAG e ER, CR:YSGG (GARCÍA-SANZ et al., 2018).

Diferentes lasers são mencionados na literatura, juntamente com suas configurações e especificações. Neste estudo, utilizou-se o lazer de

Er:YAG, com um comprimento de onda de 2780 nanômetro e energia de pulso de 200mJ e 250 mJ, com uma angulação de incidência de 90°. O objetivo foi avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície na carga de fratura da zircônia 5Y-PSZ, cimentada adesivamente a um análogo à dentina. Os tratamentos de superfície realizados incluíram jateamento com óxido de alumínio, irradiação com laser Er:YAG com diferentes configurações, além do grupo controle, ou seja, sem tratamento na superfície de cimentação.

A primeira hipótese, que afirmava que os protocolos de irradiação com laser não influenciavam na carga de fratura da zircônia cimentada, foi rejeitada. Observou-se que o grupo submetido ao jateamento com óxido de alumínio obteve resultados superiores no teste de carga de fratura. No entanto, é importante destacar que o grupo controle demonstrou semelhança estatística com o grupo irradiado com laser de Er:YAG, com uma, energia de 250mJ. Além disso, as diferentes configurações do laser Er:YAG apresentaram resultados estatisticamente semelhantes.

Alguns estudos indicam que o jateamento com partículas de Al_2O_3 de 50 μ m a 125 μ m pode aumentar a área e a energia de superfície, melhorando a molhabilidade da superfície cerâmica e possibilitam o embricamento micromecânico. No entanto, é importante notar que esse processo pode criar microfissuras superficiais que servem como potenciais pontos de início de fratura (REGO; SCHANUEL, 2016 ;DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017). É crucial considerar que as partículas de óxido de alumínio retidas na superfície cerâmica podem reduzir sua resistência, pois impedem o processo de transformação de fase da zircônia (KWON et al., 2018) e também podem gerar zonas de alta compressão, o

que pode enfraquecer a cerâmica a longo prazo (JOHN; ABRAHAM; ALIAS, 2019).

A irradiação com laser é uma técnica alternativa utilizada para criar rugosidade na superfície cerâmica, visando aprimorar a adesão entre a cerâmica e o cimento resinoso. No presente estudo, o laser de Er:YAG é empregado. Este laser, que opera no estado sólido, utiliza íons de Er suspensos em uma matriz cristalina de ítrio-alumínio-granada (YAG), com um comprimento de onda de 2,94 micrômetros. Este comprimento de onda bem absorvido pela hidroxiapatita e água, tornando-o particularmente eficaz para as interações com a superfície cerâmica. É crucial controlar adequadamente as configurações do laser, incluindo potência, pulso e duração, para evitar danos à superfície cerâmica. No entanto, selecionar o método mais adequado ainda é um desafio (ARAMI et al., 2014).

A elevação da temperatura durante a irradiação do laser pode resultar na fusão térmica da superfície cerâmica. Durante esse processo, a cerâmica expande-se e, imediatamente após solidificação, contrai-se. Essa mudança de temperatura pode gerar fissuras superficiais devido ao estresse resultante (ASADZADEH et al., 2019).

A emissão superficial de átomos, íons, e elétrons ocorrem durante o aumento de temperatura na superfície cerâmica e como resultado a absorção do feixe de laser. Devido a fotoionização cria-se um plasma físico e sua formação é acompanhada por variações de pressão e temperatura (10000-50000k) e, conseqüentemente, causar estresse físico durante o endurecimento da superfície cerâmica que geram tensões mecânicas internas entre duas fases (cristalina e amorfa), com coeficientes

de expansão diferentes e levam a formação de microfissuras (ARAMI et al., 2014).

Conforme discutido anteriormente, a redução da resistência à fratura das amostras receberam tratamento superficial com laser de Er:YAG pode ser atribuída ao estresse gerado durante a variação de temperatura durante a aplicação do laser. Essa mudança térmica tem o potencial de causar a formação de fissuras na superfície da cerâmica, o que, por sua vez, pode contribuir para resultados inferiores quando os corpos de prova são cimentados ao análogo de dentina e submetidos ao teste de carga de fratura. Essa observação destaca a importância de considerar não apenas os efeitos diretos do tratamento com laser, mas também os efeitos indiretos, como as mudanças térmicas, ao avaliar a integridade e a resistência dos materiais dentários após o tratamento superficial com laser de Er:YAG.

As superfícies tratadas com o laser de Nd:YAG são frequentemente caracterizadas por uma aparência carbonizada e pela presença de pigmentos de prata, tornando-as indesejáveis para aplicações em zonas estéticas. Nesse contexto, o laser de Er:YAG é uma alternativa mais adequada para substituição da abrasão de partículas transportadas pelo ar. Isso se deve ao fato de que o laser Nd:YAG e CO₂ têm o potencial de gerar altas temperaturas, o que pode afetar as propriedades adesivas e mecânicas das superfícies tratadas (ASADZADEH et al., 2019).

Na revisão sistêmica e metanálise sobre o efeito da irradiação a laser na resistência de união da cerâmica Y-TZP, observou-se que o laser ER:YAG é capaz de remover partículas da superfície pelo processo de ablação, microexplosões e vaporização. Um estudo na análise demonstrou que a irradiação com potência de 2W (200 mJ/pulso, 10 Hz) por 10

segundos resultou em uma superfície rugosa semelhante à obtida pela abrasão. Apesar dessa rugosidade superficial induzida pelo laser, a resistência de união foi menor em comparação com o grupo jateado. No entanto, os valores de resistência de união foram mais altos do que os grupos que não receberam tratamento superficial (JOHN; ABRAHAM; ALIAS, 2019). Sugerindo que, embora o laser Er:YAG possa alcançar os mesmos resultados de resistência de união do jateamento, ainda pode melhorar significativamente a adesão em comparação com superfícies não tratadas.

Neste estudo, foi avaliado o efeito do laser Er:YAG e o revestimento com sílica nas características de superfície, resistência de união e resistência a flexão da zircônia 3Y-TZP. Os resultados indicam que o laser, com densidade de energia de $12,7 \text{ J/cm}^2$, independente da largura do pulso, foi menos eficiente no aumento da resistência de união do que o revestimento tribiquímico por sílica. Além disso, observou-se que os baixos valores de resistência de união e a resistência a flexão dos corpos de prova podem estar associados à excessiva rugosidade superficial na qual impossibilita a penetração eficiente do cimento resinoso e gera concentrações de tensões que podem levar ao enfraquecimento da resistência mecânica (DA SILVA et al., 2021).

Em outro estudo, foi avaliado o efeito de abrasão a ar e ao laser na resistência a flexão e na tenacidade à fratura da zircônia Y-TZP. Os pesquisadores relatam que a presença de trincas superficiais profundas causadas pela irradiação a laser pode reduzir a resistência à flexão e tenacidade à fratura das amostras. Isso se deve ao fato de que a energia térmica do laser é convertida em calor, derretendo a camada superficial, seguida de um rápido endurecimento, o que pode resultar em fissuras

superficiais. Na análise fractográfica realizada, foi observado que a origem da fratura estava localizada na superfície de tração de todos os grupos estudados (ELRAGGAL; SILIKAS; ABOUSHELIB, 2021).

Esse resultado sugere que as trincas superficiais induzidas pelo laser podem desempenhar um papel significativo na falha das amostras durante os testes de flexão e tenacidade à fratura.

Com base nos estudos relatados anteriormente, pode-se levar em consideração que o laser para o tratamento de zircônia Y-TZP e 3Y-TZP não é amplamente recomendado devido aos potenciais efeitos adversos, como a formação de trincas superficiais que podem reduzir a resistência mecânica. Nesses casos, o tratamento de superfície com jateamento com óxido de alumínio é considerado o padrão ouro devido à sua eficácia comprovada na melhoria da adesão.

No entanto, é importante observar que o jateamento com óxido de alumínio pode ter efeitos negativos na resistência mecânica da zircônia 5Y-PSZ, como demonstrado em estudos anteriores (BASSO, 2021). Portanto, é válido buscar novos métodos de tratamento superficial para a cimentação desse tipo de zircônia.

Embora o presente estudo tenha mostrado que a resistência à carga de fratura dos corpos de prova tratados com o laser de Er:YAG pode ser menor do que aqueles tratados com jateamento com óxido de alumínio, os resultados foram estatisticamente semelhantes ao grupo sem tratamento de superfície.

O presente estudo está em consonância com as pesquisas anteriores, como as realizadas por Da Silva et al. (2021); Elraggal; Silikas; Aboushelib (2021); Moretto et al. (2021). Embora esses estudos possam ter utilizado cerâmicas de diferentes gerações, todos convergem para a

conclusão de que o jateamento com óxido de alumínio continua a ser considerado o método mais eficaz para o condicionamento superficial da cerâmica.

Essa consistência nos resultados demonstra que o jateamento é uma técnica confiável e eficaz para melhorar a resistência mecânica das cerâmicas empregadas em restaurações odontológicas. Embora outras abordagens, como o uso de laser de Er:YAG, possam ser consideradas como alternativas.

Os estudos conduzidos por Moretto et al., (2021) oferecem uma perspectiva adicional sobre os efeitos do jateamento e da aplicação de laser de Er:YAG na zircônia 3Y-TZP. Eles observaram uma semelhança nos resultados de resistência à flexão entre os grupos tratados e o grupo controle (sem tratamento), sugerindo que o laser não tem a capacidade de influenciar significativamente a resistência a flexão. Ainda mais, os pesquisadores relatam que os grupos revestidos por sílica obtiveram redução na resistência a flexão em comparação ao grupo controle. Isso pode ser atribuído ao fato de que a abrasão com óxido de alumínio pode não permitir um controle eficiente da direção das partículas, levando a danos nas margens da restauração e comprometendo a integridade marginal. Por outro lado, o laser de Er:YAG oferece a vantagem de um controle preciso da área a ser tratada, evitando danos nas margens da restauração e melhor selamento marginal.

A simulação clínica da resistência da cerâmica à trinca radial pode ser realizada utilizando um pistão esférico para aplicar carga a superfície cerâmica plana, previamente cimentada a um material compatível ao substrato dental. Essa abordagem pode ser considerada semelhante ao teste realizado com uma barra de flexão de 3 pontos ou um

disco no teste de flexão biaxial, métodos comumente utilizados para avaliar a resistência de materiais cerâmicos. Dessa forma, um estudo sugere a união dos discos cerâmicos em análogo de dentina (G10), para simular as restaurações cerâmicas cimentadas ao elemento dental. O G10 é selecionado por sua semelhança no comportamento com a dentina hidratada, tornando-o uma escolha adequada para representar as condições encontradas na cavidade oral (ALESSANDRETTI et al., 2017).

Portanto, a hipótese de que a falha combinada será predominante foi parcialmente rejeitada, uma vez que as origens das falhas estão predominantemente localizadas próximas à superfície de contato com o pistão, com exceção do grupo com jateamento com óxido de alumínio.

Nos corpos de prova monolíticos, os carregamentos podem induzir danos na superfície no material, como a formação de trincas do tipo cone, que geralmente não são defeitos responsáveis por falhas clínicas (ELRAGGAL; SILIKAS; ABOUSHELIB, 2021). No presente estudo, a maioria dos corpos de prova não produziu fragmentos com fratura catastrófica, permitindo assim uma avaliação fractográfica das estruturas, seguindo a metodologia similar ao estudo de (YJ; JR, 2008); ALESSANDRETTI et al., 2017).

Nas cerâmicas como a zircônia, as tensões de tração se concentram na região adjacente à borda principal de uma trinca e se propagam em direção ao centro da massa do material. Essas tensões podem induzir a transformação de fase tetragonal para monoclinica, resultando em tensões de compressão internas que opõem a fissura e limitam a sua propagação (ALRAHEAM et al., 2020). Entretanto, na cerâmica 5Y-PSZ, esse fenômeno ocorre com menor proporção devido à

presença de uma grande quantidade de fase cúbica. Essa fase cúbica substitui parte da fase tetragonal, o que impede o processo de endurecimento por transformação e reduz a eficiência das tensões de compressão em resistir à propagação da fissura.

7. CONCLUSÕES

O jateamento com óxido de alumínio apresenta, neste estudo, com espécimes cimentados adesivamente carga de fratura superior. O condicionamento superficial com laser Er:YAG a 250mJ demonstrou resultados comparáveis ao grupo controle. Observou-se que o tipo predominante de trinca foi cônico, com a exceção do grupo AirAb.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando o objetivo do estudo de avaliar a influência da irradiação por laser de Er:YAG na carga de fratura da zircônia translúcida 5Y-PSZ cimentada adesivamente à material análogo à dentina, os resultados obtidos oferecem importantes dados para a prática clínica e pesquisa futura.

Ficou evidente que, para a zircônia 5Y-PSZ, o jateamento com óxido de alumínio continua sendo o tratamento superficial mais recomendado, conforme indicado pelos resultados da carga de fratura. No entanto, o laser de Er:YAG surgiu como um método alternativo viável para o condicionamento da superfície da zircônia 5Y-PSZ. Os resultados possuem semelhança estatística com o grupo sem tratamento, sugerindo

que o laser de Er:YAG pode desempenhar um papel promissor na preparação da superfície da zircônia para cimentação adesiva.

É importante ressaltar que estudos adicionais de resistência à flexão de 3 pontos e testes mecânicos de adesividade são essenciais para complementar.

Portanto, esses resultados fornecem uma base sólida para a otimização de protocolos clínicos e o desenvolvimento de abordagens inovadoras para o tratamento superficial de restaurações zircônia, potencialmente melhorando os resultados clínicos e a longevidade das restaurações dentárias.

REFERÊNCIAS

ABDULLAH, A. O.; Yu, H.; Pollington, S.; Muhammed, F.K.; Xudong, S.; Liu, Y. Effect of repeated laser surface treatments on shear bond strength between zirconia and veneering ceramic. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 123, n. 2, p. 338.e1-338.e6, 2020.

ALESSANDRETTI, R.; Borba, M.; Benetti, P.; Corazza, P.H.; Ribeiro, R.; Della Bona, A. Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. **Dental Materials**, v. 33, n. 2, p. 191–197, 2017.

ALRAHEAM, I. A.; TDonovan, T.; Boushell, L.; Cook, R.; Ritter, A.V.; Sulaiman, T.A. Fracture load of two thicknesses of different zirconia types after fatiguing and thermocycling. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 123, n. 4, p. 635–640, 2020.

ANDREIUOLO, R.; GONÇALVES, S. A.; DIAS, K. R. H. C. A zircônia na Odontologia Restauradora. **Revista brasileira de odontologia**, v. 68, n. 1, p. 49–53, 2011.

ARAMI, S.; Tabatabae, M.H.; Namdar, S.F.; Chiniforush, N. Effects of different lasers and particle abrasion on surface characteristics of zirconia ceramics. **Journal of dentistry (Tehran, Iran)**, v. 11, n. 2, p. 233–41, 2014.

ASADZADEH, N.; Ghorbanian, F.; Ahrary, F.; Haghi, H.R.; Karamad, R.; Yari, A.; Javan, A. Bond Strength of Resin Cement and Glass Ionomer

to Nd:YAG Laser-Treated Zirconia Ceramics. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 4, p. e881–e885, 2019.

AUNG, S. S. M. P.; Takagakia, T.; Lyanna, S.K.; Ikedab, M.; Inokoshic, M.; Sadrd, A.; Nikaidoa, T.; Tagamia, J. Effects of alumina-blasting pressure on the bonding to super/ultra-translucent zirconia. **Dental Materials**, v. 35, n. 5, p. 730–739, 2019.

AWAD, M. M.; Alhalabi, F.; Alzahrani, K.M.; Almutiri, M.; Alqanawi, F.; Albdiri, F.; Alshehri, A.; Alrahlah, A.; Ahmed M.H. 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate (10-MDP)-Containing Cleaner Improves Bond Strength to Contaminated Monolithic Zirconia: An In-Vitro Study. **Materials**, v. 15, n. 3, p. 1–12, 2022.

COMINO-GARAYOA, R.; Peláez, J.; Tobar, C.; Verónica Rodríguez, V.; Suárez, M.J. Adhesion to zirconia: A systematic review of surface pretreatments and resin cements. **Materials**, v. 14, n. 11, 2021.

DA SILVA, B. T. F.; Trevelin, L.T.; Schroeter, A.C.; Willers, A.E.; Cesar, P.F.; Mato, A.B. Effect of silica coating and laser treatment on the flexural strength, surface characteristics, and bond strength of a dental zirconia. **European Journal of Oral Sciences**, v. 129, n. 1, p. 1–9, 2021.

DE OLIVEIRA, P. F. G.; RABELLO, T. B. Tratamento de superfície para a cimentação adesiva de cerâmicas à base de zircônia: revisão de literatura. **Revista Brasileira de Odontologia**, v. 74, n. 1, p. 36, 2017.

ELRAGGAL, A.; SILIKAS, N.; ABOUSHELIB, M. Influence of surface

treatments and cyclic fatigue on subsurface defects and mechanical properties of zirconia frameworks. **Dental Materials**, v. 37, n. 5, p. 905–913, 2021.

GALLINA, B. L.; Agner, M.C.; Camilotti, E.A.; Mendonca, V.; Jose, M. Aged Translucent Aesthetic Zirconia: Bond Strength Analysis. **European Journal of Dentistry**, v. 13, n. 1, p. 5–10, 2019.

GARCÍA-SANZ, V.; PAREDES-GALLARDO, V.; MENDOZA-YERO, O.; CARBONELL-LEAL, M.; ALBALADEJO, A.; MONTIEL-COMPANY, J.M.; BELLOT-ARCIS, C. The effects of lasers on bond strength to ceramic materials: A systematic review and meta-analysis. **PLoS ONE**, v. 13, n. 1, p. 1–20, 2018.

JITWIRACHOT, K.; Rungsiyakull, P.; Holloway, J.A.; Jia-mahasap, W. Comportamento de desgaste de diferentes gerações de zircônia : literatura atual. v. 2022, p. 1–17, 2022.

JOHN, A. V.; ABRAHAM, G.; ALIAS, A. Two-visit CAD/CAM milled dentures in the rehabilitation of edentulous arches: A case series. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, v. 19, n. 1, p. 88–92, 2019.

KARA, O.; Baris, K.H.; Sumeyye, T.E.; Ozturk, A.N.; Hamdi, K.S. Abstract Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 33, n. 2, p. 69–76, 2015.

KELLY, J. R. et al. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 104, n. 4, p. 228–238, 2010.

KHANLAR, L. N.; AKAGAKI, T.; ABDOU, A.; INOKOSHU, M.; IKEDA, M.; TAKAHASHI, A.; YOSHIHARA, K.; NAGAOKA, N.; NIKAIDO, T.; BLATZ, M.B.; TAGAMI, J.T. Effect of Air-Particle Abrasion Protocol and Primer on The Topography and Bond Strength of a High-Translucent Zirconia Ceramic. **Journal of Prosthodontics**, v. 31, n. 3, p. 228–238, 2022.

KIM, H. K. Optical and mechanical properties of highly translucent dental zirconia. **Materials**, v. 13, n. 15, p. 1–16, 2020.

KWON, S. J.; LAWSON, N.C.; MCLAREN, E.E.; NEJAT, A.H.; BURGESS, J.O. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 120, n. 1, p. 132–137, 2018.

LE, M.; LARSSON, C.; PAPIA, E. Bond strength between MDP-based cement and translucent zirconia. **Dental Materials Journal**, v. 38, n. 3, p. 480–489, 2019.

LÓPEZ-SUÁREZ, C.; CASTILLO- OYAGUE, R.; ROGRIGUEZ-ALONSO, V.; LYNCH, C.D.; SUAREZ-GACIA, M.J. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. **Journal of Dentistry**, v. 73, p. 97–104, 2018.

MIYAZAKI, T. et al. Current status of zirconia restoration. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 57, n. 4, p. 236–261, 2013.

MORETTO, S. G.; FREITAS, P.M.; EDUARDO, H.; INCA, C.; CESAR, P.F.; STELLA, M.; SILVA, B.; EDUARDO, C.P. Influência do tratamento de superfície com laser de Er : YAG na resistência à flexão e adesão à cerâmica reforçada com zircônia infiltrada de vidro. p. 1487–1495, 2021.

PROTT, L. S.; SPITZNAGEL, F.A.; BONFANTE, E.A.; MALASSA, M.A.; GIERTHMUEHLEN, P. C. Monolithic zirconia crowns: effect of thickness reduction on fatigue behavior and failure load. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 13, n. 5, p. 269–280, 2021.

REGO, M. E. S.; SCHANUEL, F. R. DA S. **Influência de diferentes tratamentos de superfície na força de adesão entre zircônia estabilizada por ítrio e cimentos resinosos. Revista Brasileira de Odontologia**, v. 72, n. 1/2, p. 37, 2016.

SOLTANINEJAD, F.; VALIAN, A.; MOEZIZADEH, M.;

KHATIRI, M. RAZAGHID, H.; NOJEHDHIAN, H. Nd:YAG laser treatment of bioglass-coated zirconia surface and its effect on bond strength and phase transformation. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 20, n. 5, p. 379–387, 2018.

TSUO, Y.; YOSHIDA, K.; ATSUTA, M. Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. **Dental Materials Journal**, v. 25, n. 4, p. 669–674, 2006.

VENDAS, A.; RODRIGUES, S.J.; MAHESH, M.; GINJUPALLI, K.; SHETTY, T.; PAI, U.Y.;SALDANHA, S.; HEGDE, P.; MUKHERJEE, S.; KAMATH, V.; BAJANTRI, P.; SRIKANT, N.; KOTIAN, R. Artigo de Pesquisa Efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de ligação ao microcisalhamento e nas características da superfície da zircônia : um estudo in vitro. v. 2022, 2022.

VIDOTTI, H. A. et al. Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength.

Journal of Dentistry, v. 41, n. 4, p. 307–312, 2013.

YAN, J.; KAIZER, M. R.; ZHANG, Y. Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 88, n. 212, p. 170–175, 2018.

YJ, Y.; JR, K. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 100, n. 5, p. 374, 2008.

ZHANG, Y.; LAWN, B. R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. **Journal of Dental Research**, v. 97, n. 2, p. 140–147, 2018.

**INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO POR LASER DE
ER:YAG NA CARGA DE FRATURA DA ZIRCÔNIA 5Y-
PSZ CIMENTADA ADESIVAMENTE²**

Resumo:

Avaliou a influência da irradiação por laser de Er:YAG na carga de fratura de zircônia (Zr) 5Y-PSZ, cimentada adesivamente à análogo à dentina. Corpos de prova (CPs) foram obtidos a partir de blocos de Zr 5Y-PSZ seccionados em discos de 1,3mm de espessura e 16 mm de diâmetro (N=120). As superfícies foram regularizadas e sinterizadas. Os CPs distribuídos aleatoriamente conforme o tratamento da superfície de cimentação (n=30): controle (Ctrl); JAT Jateamento com partículas de Al₂O₃ (AirAb); laser Er:YAG 250mJ (L250) e 200mJ (L200). Discos de análogo de dentina (G10) de 13mm de diâmetro foram seccionados obtendo CPs de 3mm de espessura (N=120). Perfurações foram realizadas no centro do G10, com superfície condicionada com ácido fluorídrico 10%, aplicação de silano. Após o tratamento das ZR, o cimento resinoso dual foi aplicado à superfície cerâmica e assentados sobre o G10. Após a cimentação os CPs (n=30) de cada grupo foram armazenados por 12 dias em água destilada a 37° C. Carga compressiva (0,5 mm/min) aplicada sobre a cerâmica até o primeiro sinal de fratura. Análises estatísticas, como Anova e Tukey foram realizadas com nível de significância de 5%.

² Laís Cristina Detoni

O módulo de Weibull e carga de fratura característica foram calculados e a análise da fratura por transluminação. O AirAb apresentou carga de fratura significativamente superior aos demais grupos e o tipo de trinca é predominantemente cônicas. Dessa forma, apesar de estudo prévio relatar a diminuição da resistência a flexão biaxial da ZR 5Y-PSZ com AirAb, apresenta propriedades mecânicas superiores aos grupos testados.

Palavras-chaves: Cerâmica, Testes mecânicos, Porcelana dentária.

Abstract:

The study assessed the influence of Er:YAG laser irradiation on the fracture load of 5Y-PSZ zirconia, adhesively cemented to a dentin analogue. Specimens (CPs) were derived from 5Y-PSZ zirconia blocks, sectioned into discs with a thickness of 1.3mm and a diameter of 16mm (N=120). The surfaces were polished and sintered. The CPs were randomly assigned based on the surface treatment (n=30): control (Ctrl); JAT - Sandblasting with Al₂O₃ particles (AirAb); Er:YAG laser 250mJ (L250), and 200mJ (L200). Discs of dentin analogue (G10), with a diameter of 13mm, were sectioned to obtain 3mm thick CPs (N=120). Perforations were made in the center of G10, with surface conditioning using 10% hydrofluoric acid and silane application. After treating the zirconia, dual resin cement was applied to the ceramic surface and seated on the G10. After cementation, CPs (n=30) from each group were stored for 12 days in distilled water at 37°C. Compressive load (0.5 mm/min) was applied to the ceramic until the first sign of fracture. Statistical analyses, such as Anova and Tukey, were performed with a significance level of 5%. The Weibull modulus and characteristic fracture load were

calculated, along with fracture analysis using transillumination. AirAb exhibited a significantly higher fracture load than the other groups, and the type of crack was predominantly conical. Thus, despite a previous study reporting a decrease in the biaxial flexural strength of 5Y-PSZ zirconia with AirAb, it demonstrates superior mechanical properties compared to the tested groups.

Key words: Ceramic, Mechanical tests, Dental porcelain.

1. INTRODUÇÃO

A zircônia translúcida (5Y-PSZ) surgiu como um material potencial para restaurações de facetas estéticas, mas pouco relatada na literatura. Relatos recentes apresentam que elementos dentários anteriores foram tratados com zircônia ultrafinas (0,3mm – 0,6mm) de canino a canino superiores e atendem à demanda e preocupação estética dos pacientes após o acompanhamento de 1 ano (MIYAZAKI et al., 2013).

Entretanto, as restaurações de zircônia e sua união com cimentos resinosos é um desafio quando comparadas a união do cimento resinoso com cerâmicas de matriz vítrea, uma vez que a zircônia é isenta de sílica o que dificulta o condicionamento. Diversos métodos são sugeridos para a obtenção de ligação efetiva entre cimento e resina como, por exemplo, o jateamento com óxido de alumínio, irradiação a laser, utilização de monômeros fosfatado na composição do cimento ou a combinação deles. Com a intenção de garantir resistência de união adequada com os cimentos resinosos utilizados e resultados estéticos satisfatórios (GALLINA et al., 2019).

Em estudo prévio foi possível observar que o jateamento com óxido de alumina é positivo para a zircônia 3Y-TZP e negativo para 5Y-PSZ após o teste mecânico de resistência a flexão, devido as partículas do jateamento afetarem diretamente a superfície cerâmica e produzir defeitos sobre ela. Quando as partículas atingem a superfície da zircônia 3Y-TZP produzem tensões de compressão no qual provocam deformações plásticas, ao redor da trinca, provenientes da expansão volumétrica associada à transformação da fase tetragonal em monoclinica, no qual estabilizam os defeitos criados. Já para a zircônia 5Y-TZP é observado que a resistência diminui devido a essa cerâmica possuir maior fase cúbica e menor fase tetragonal, assim, a queda da resistência pode estar relacionada a redução do potencial de tenacidade (BASSO, 2021).

O tratamento superficial das cerâmicas ácido resistente, mais consolidado, é a abrasão de partículas aerotransportadas com óxido de alumínio (Al_2O_3) sendo considerado o padrão ouro para modificar a superfície da zircônia. A desvantagem do jateamento é devido a criação de arranhões afiados, rachaduras, deslocamento de grãos e entre outros que danificam a superfície da cerâmica e causam perda de material. Esses defeitos são nítidos, profundos e levam ao desenvolvimento de tensões que podem ser locais de iniciação de trincas (REGO; SCHANUEL, 2016) DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017; VENDAS et al., 2022).

A zircônia tetragonal estabilizada por 3% mol de ítria tem como vantagem a tenacidade de transformação que ocorre quando há uma falha na cerâmica, ou seja, esse evento é a capacidade de formar uma zona de transformação que protege a micro trinca e confere a zircônia elevada tenacidade à fratura. Em contrapartida, a terceira e quarta geração de zircônia possui 5% mol de ítria e maior fase cúbica e, consequentemente,

o fenômeno de endurecimento por transformação não ocorre em temperatura ambiente (KWON et al., 2018).

Embora a abrasão de partículas aerotransportadas com partículas de sílica seja capaz de modificar a topografias da superfície da zircônia não é capaz de melhorar a resistência de união entre cerâmica e cimento resinoso. Dessa forma, o condicionamento com laser consiste na irradiação da superfície cerâmica com laser de alta potência como CO₂, Nd:YAG, Er, Cr:YSGG, com a finalidade de modificar a superfície cerâmica e aumentar a resistência de união. A irradiação com além de modificar a superfície cerâmica pode favorecer o encravamento micromecânico com o cimento resinoso, uma vez que o laser na superfície de cerâmicas a base de zircônia é capaz de causar alterações superficiais pelo processo de ablação e microexplosões (DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017; MORETTO et al., 2021).

Os métodos de aumento de rugosidade e revestimento de superfície tem como fim otimizar a superfície e melhorar as forças de adesão com cimentos resinosos, existem preocupações sobre qual pré-tratamento de superfície é o mais adequado, uma vez que uma forte ligação depende de embricamento micro mecânico e ligações químicas à superfície cerâmica, o que requer respectivamente rugosidade da superfície e superfície de ativação (REGO; SCHANUEL, 2016).

Dessa forma, para obter uma retenção elevada, prevenção de infiltração e aumenta da resistência a fratura e fadiga de restaurações cerâmicas cimentadas é importante investigar outras formas de tratamento superficial a fim de promover menores danos na superfície e maior longevidade nas restaurações.

O presente estudo avaliou a influência da irradiação por laser de Er:YAG na carga de fratura da zircônia translúcida 5Y-PSZ cimentada adesivamente à material análogo à dentina. A hipótese testada é de que a irradiação com laser de alta potência não influencia a carga de fratura da zircônia translúcida cimentada adesivamente e falha combinada será predominante.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Confecção de corpos de prova

Amostras de zircônia 5Y-PSZ (Ceramill Zolid FX-White, AmannGirrbach) foram seccionadas e usinadas em torno mecânico no formato de cilindros. Os cilindros de zircônia 5Y-PSZ foram seccionados em cortadeira (Cortadeira Metalográfica LCD 1200 RPM- Biopdi) a uma velocidade de 90 rpm para obtenção de corpos de prova (N=120) em formato de discos de 1,3mm espessura e 16 mm de diâmetro (considerando o fator de ampliação reportado pelo fabricante, V= 23,37%). As superfícies regularizadas com lixa d'água de granulação 1000 e 1200 e posteriormente banho sônico (Cuba de Ultrassom, Cristófoli, Paraná, Brasil) com água destilada por 8 minutos e secos em temperatura ambiente.

Foi realizada a sinterização em forno para cerâmica (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) de acordo com as recomendações do fabricante (Fase de aquecimento: 1450°C - Taxa de aquecimento 5 – 10 °C/min - 1 hora; Fase de resfriamento: 1450 °C até a

temperatura ambiente (20°C) - 5 horas). A dimensão dos corpos de prova após a sinterização foi conferida com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan), com uma média de 12 mm de diâmetro e 1 de espessura.

2.2. Grupos experimentais

Os corpos de prova foram divididos aleatoriamente entre os grupos experimentais conforme a Figura 1.

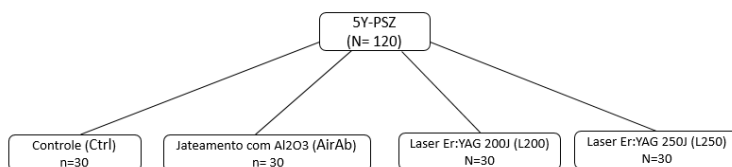


Figura 1. Grupos experimentais para tratamentos de superfície pré-cimentação adesiva.

O grupo controle (Ctrl) não recebeu tratamento de superfície após a sinterização, permanecendo armazenamento em estufa a 37° até o momento da cimentação. Previamente ao jateamento, foi realizada pintura da superfície da zircônia com caneta permanente para controle da área de tratamento. O jateamento com partículas de 50 µm óxido de alumina (AirAb) e pressão de 2 bar foi realizado perpendicularmente a superfície do corpo de prova até a completa remoção da tinta.

A irradiação com laser Er:YAG (LiteTouch, Light Instruments, Israel), utilizou uma ponta de safira AS7077X, de 0,8 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento, área de feixe de 0,0028 cm² e foi realizada sob refrigeração com água (20 ml/min). O tempo de irradiação de cada

amostra foi de 30 segundos (15 segundos horizontal e 15 segundos vertical) e o modo de irradiação por varredura de 1-2mm da superfície da amostra de modo focado.

As especificações dos parâmetros utilizados para irradiação com laser Er:YAG estão descritas na Tabela 2. Estes parâmetros foram determinados a partir do estudo piloto sendo adequados para a cerâmica, em que geram uma superfície microretentiva e não causam fratura da amostra.

Tabela 2. Grupo, Energia, Densidade de energia, Potência, Taxa de repetição e Angulação.

Grupo	L200	L250
Energia (mJ)	200	250
Densidade de energia (J/cm ²)	71,42	89,28
Potência (W)	3.0	2.5
Taxa de repetição (Hz)	15	10
Angulação (°)	90	90

2.3. Confecção de corpos de prova de análogo de dentina (G10):

Amostras de material análogo de dentina (NEMA G10, International Paper) de 13mm de diâmetro foram seccionados em cortadeira (Cortadeira Metalográfica LCD 1200 RPM- Biopdi) sobre refrigeração com velocidade de 250rpm para obtenção corpos de prova (N=120) em formato de disco de 3mm de espessura.

Três canais no centro da amostra foram confeccionados com ponta diamantada (#2200; KG Sorensen, Medical Burs Ltda) em alta

rotação, sob refrigeração. Os canais foram obliterados com cones de guta-percha (Gutta percha; Tanari Industrial Ltda) removendo o excesso presente na superfície de cimentação com lâmina de bisturi nº 15.

A superfície de cimentação dos corpos de prova de G10 foram condicionados com ácido fluorídrico 10% (Condac Porcelana; FGM, Joinville, Brasil) por 60s, lavagem com jatos de ar e água por 30s e, posteriormente, banho sônico com água destilada (Ultrasound Tubes Instrument; Cristofoli Ltda) por 8 minutos e secas com jatos de ar por 30s. O silano foi aplicado por 60s com leves jatos de ar e após a mistura de quantidades iguais do ED PRIMER II A+B foi aplicado sobre a superfície aguardando por 30s e finalizando com leves jatos de ar.

2.4. Cimentação

O cimento resinoso dual (Panavia F 2.0, Kuraray Noritake) foi manipulado e aplicado na superfície tratada da zircônia. A zircônia contendo o cimento foi posicionada no centro do G10 e o conjunto foi levado a um dispositivo de simulação de pressão digital (750 g) para padronização da espessura da camada de cimento. O excesso do cimento removido com microbrush e a polimerização química do material foi aguardada por 5 min. Em seguida, a fotoativação (Radii Cal, SDI, 1.200 mW/cm) do cimento foi realizada por 30s pela lateral do corpo de prova (posição 0, 15, 30 e 45) e, por fim, o corpo de prova foi removido do dispositivo de aplicação de força e a fotoativação foi complementada com irradiação no centro da zircônia por 60s.

Após a cimentação, os cones de guta-percha que obliteravam os canais feitos no G10 foram removidos. Os corpos de prova de cada grupo foram armazenados em imersão em água destilada a 37°C por 12 dias antes do teste mecânico.

2.6. Teste de carga máxima de fratura

Os corpos de prova foram posicionados na máquina de ensaio universal (EMIC DL2000, Instron, University Ave, EUA) em um dispositivo de flexão biaxial, imerso em água a 37° C. A força foi aplicada centro da amostra (0,5mm/min) por meio de um pistão metálico de 3mm de diâmetro até a fratura. A força máxima no momento da fratura foi registrada em N.

2.7 Análise de falha

As falhas foram analisadas por meio de transiluminação com luz azul (Radii Cal, SDI, 1.200 mW/cm) e o modo de falha classificado como trinca radial (originada na superfície de cimentação), trinca cônica (originada na área de aplicação de força - zona de contato com o pistão), combinada (trinca radial e cônica). Os fragmentos destacados do corpo de prova também foram registrados de forma dicotômica: sem fragmentos, ou presença de fragmento (lascamento ou catastrófica).

2.8. Análise estatística

Os grupos foram comparados por anova 1 fator e Tukey com nível de significância de 5%. A confiabilidade estrutural das restaurações cimentadas foi avaliada por módulo de Weibull e carga de fratura característica.

3. RESULTADOS

Os resultados do teste de carga máxima de fratura estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Descrição dos resultados de carga máxima de fratura obtidos para cada grupo experimental.

Grupos	Média (N)	Desvio Padrão	Módulo de Weibull	Carga de Fratura Característica
Ctrl	1208,4 B	312,6	4,4	1327,4
AirAb	1590,5 A	397,4	5,2	1735,7
L200	959,9 C	301,3	3,4	1067,6
L250	992,6 BC	364,0	3,0	1098,7

Letras iguais na mesma coluna significam semelhança estatística ($p < 0,05$).

O jateamento com óxido de alumina apresentou maior carga de fratura quando comparado ao grupo controle e aos grupos experimentais com laser ($p < 0,05$). A irradiação com laser Er:YAG com a configuração de energia de 250J apresenta semelhança estatística com o grupo controle ($p=0,080$). Ambos tratamentos com laser Er:YAG apresentam semelhança estatística ($p=0,983$) e menor do que o grupo jateado.

Resultados da análise de modo de falha e presença de fragmentos estão apresentados na Tabela 4. A origem das fraturas é predominantemente próxima à superfície de contato com o pistão metálico, com a exceção do grupo com tratamento de superfície com jateamento com óxido de alumina que apresenta tanto falhas cônicas, como também, combinada, ou seja, a origem da falha ocorre na área de cimentação e na área em contato com o pistão metálico.

Tabela 4. Número de corpos de prova relacionados aos modos de falha apresentados pelos grupos experimentais.

Grupos	Tipos de trinca			Presença de Fragmentos		
	Radial	Cônica	Combinada	Não	Catastrófica	Lascamento
Ctrl	3	15	12	11	8	10
AirAb	-	14	16	12	3	16
L200	5	14	11	13	4	12
L250	7	13	10	14	4	11

4. DISCUSSÃO

Os lasers estão sendo introduzidos como uma alternativa promissora para substituir métodos tradicionais no tratamento de superfícies cerâmicas, como os efeitos dos lasers de CO₂ em modo de pulso contínuo ou longo na resistência ao cisalhamento da cerâmica em relação a outros substratos. Além disso, estão sendo realizados testes com lasers Nd:YAG, ER:YAG e ER, CR:YSGG. Mais recentemente o laser Ti:Sapphire, que fornece pulsos ultracurtos na faixa de femtossegundos, foi introduzido e é considerado uma alternativa ideal. Isso se deve ao fato de não produzir nenhum dano térmico ou mecânico às superfícies (GARCÍA-SANZ et al., 2018).

Diferentes lasers são mencionados na literatura, juntamente com suas configurações e especificações. Neste estudo, utilizou-se o laser de Er:YAG, com um comprimento de onda de 2780 nanômetro e energia de

pulso de 200mJ e 250 mJ, com uma angulação de incidência de 90°. O objetivo foi avaliar a influência de diferentes tratamentos de superfície na carga de fratura da zircônia 5Y-PSZ, cimentada adesivamente a um análogo à dentina. Os tratamentos de superfície realizados incluíram jateamento com óxido de alumínio, irradiação com laser Er:YAG com diferentes configurações, além do grupo controle, ou seja, sem tratamento na superfície de cimentação.

A primeira hipótese, que afirmava que os protocolos de irradiação com laser não influenciavam na carga de fratura da zircônia cimentada, foi rejeitada. Observou-se que o grupo submetido ao jateamento com óxido de alumínio obteve resultados superiores no teste de carga de fratura. No entanto, é importante destacar que o grupo controle demonstrou semelhança estatística com o grupo irradiado com laser de Er:YAG, com uma, energia de 250mJ. Além disso, as diferentes configurações do laser Er:YAG apresentaram resultados estatisticamente semelhantes.

Alguns estudos indicam que o jateamento com partículas de Al_2O_3 de 50 μm a 125 μm pode aumentar a área e a energia de superfície, melhorando a molhabilidade da superfície cerâmica e possibilitam o embricamento micromecânico. No entanto, é importante notar que esse processo pode criar microfissuras superficiais que servem como potenciais pontos de início de fratura (REGO; SCHANUEL, 2016; DE OLIVEIRA; RABELLO, 2017). É crucial considerar que as partículas de óxido de alumínio retidas na superfície cerâmica podem reduzir sua resistência, pois impedem o processo de transformação de fase da zircônia (KWON et al., 2018) e também podem gerar zonas de alta compressão, o

que pode enfraquecer a cerâmica a longo prazo (JOHN; ABRAHAM; ALIAS, 2019).

A irradiação com laser é uma técnica alternativa utilizada para criar rugosidade na superfície cerâmica, visando aprimorar a adesão entre a cerâmica e o cimento resinoso. No presente estudo, o laser de Er:YAG é empregado. Este laser, que opera no estado sólido, utiliza íons de Er suspensos em uma matriz cristalina de ítrio-alumínio-granada (YAG), com um comprimento de onda de 2,94 micrômetros. Este comprimento de onda bem absorvido pela hidroxiapatita e água, tornando-o particularmente eficaz para a interações com a superfície cerâmica. É crucial controlar adequadamente as configurações do laser, incluindo potência, pulso e duração, para evitar danos à superfície cerâmica. No entanto, selecionar o método mais adequado ainda é um desafio (ARAMI et al., 2014).

A elevação da temperatura durante a irradiação do laser pode resultar na fusão térmica da superfície cerâmica. Durante esse processo, a cerâmica expande-se e, imediatamente após solidificação, contrai-se. Essa mudança de temperatura pode gerar fissuras superficiais devido ao estresse resultante (ASADZADEH et al., 2019).

A emissão superficial de átomos, íons, e elétrons ocorrem durante o aumento de temperatura na superfície cerâmica e como resultado a absorção do feixe de laser. Devido a fotoionização cria-se um plasma físico e sua formação é acompanhada por variações de pressão e temperatura (10000-50000k) e, conseqüentemente, causar estresse físico durante o endurecimento da superfície cerâmica que geram tensões mecânicas internas entre duas fases (cristalina e amorfa), com coeficientes

de expansão diferentes e levam a formação de microfissuras (ARAMI et al., 2014).

Conforme discutido anteriormente, a redução da resistência à fratura das amostras receberam tratamento superficial com laser de Er:YAG pode ser atribuída ao estresse gerado durante a variação de temperatura durante a aplicação do laser. Essa mudança térmica tem o potencial de causar a formação de fissuras na superfície da cerâmica, o que, por sua vez, pode contribuir para resultados inferiores quando os corpos de prova são cimentados ao análogo de dentina e submetidos ao teste de carga de fratura. Essa observação destaca a importância de considerar não apenas os efeitos diretos do tratamento com laser, mas também os efeitos indiretos, como as mudanças térmicas, ao avaliar a integridade e a resistência dos materiais dentários após o tratamento superficial com laser de Er:YAG.

As superfícies tratadas com o laser de Nd:YAG são frequentemente caracterizadas por uma aparência carbonizada e pela presença de pigmentos de prata, tornando-as indesejáveis para aplicações em zonas estéticas. Nesse contexto, o laser de Er:YAG é uma alternativa mais adequada para substituição da abrasão de partículas transportadas pelo ar. Isso se deve ao fato de que o laser Nd:YAG e CO₂ têm o potencial de gerar altas temperaturas, o que pode afetar as propriedades adesivas e mecânicas das superfícies tratadas (ASADZADEH et al., 2019).

Na revisão sistêmica e metanálise sobre o efeito da irradiação a laser na resistência de união da cerâmica Y-TZP, observou-se que o laser ER:YAG é capaz de remover partículas da superfície pelo processo de ablação, microexplosões e vaporização. Um estudo na análise demonstrou que a irradiação com potência de 2W (200 mJ/pulso, 10 Hz) por 10

segundos resultou em uma superfície rugosa semelhante à obtida pela abrasão. Apesar dessa rugosidade superficial induzida pelo laser, a resistência de união foi menor em comparação com o grupo jateado. No entanto, os valores de resistência de união foram mais altos do que os grupos que não receberam tratamento superficial (JOHN; ABRAHAM; ALIAS, 2019). Sugerindo que, embora o laser Er:YAG possa alcançar os mesmos resultados de resistência de união do jateamento, ainda pode melhorar significativamente a adesão em comparação com superfícies não tratadas.

Neste estudo, foi avaliado o efeito do laser Er:YAG e o revestimento com sílica nas características de superfície, resistência de união e resistência a flexão da zircônia 3Y-TZP. Os resultados indicam que o laser, com densidade de energia de $12,7 \text{ J/cm}^2$, independente da largura do pulso, foi menos eficiente no aumento da resistência de união do que o revestimento tribiquímico por sílica. Além disso, observou-se que os baixos valores de resistência de união e a resistência a flexão dos corpos de prova podem estar associados à excessiva rugosidade superficial na qual impossibilita a penetração eficiente do cimento resinoso e gera concentrações de tensões que podem levar ao enfraquecimento da resistência mecânica (DA SILVA et al., 2021).

Neste estudo, foi avaliado o efeito de abrasão a ar e ao laser na resistência a flexão e na tenacidade à fratura da zircônia Y-TZP. Os pesquisadores relatam que a presença de trincas superficiais profundas causadas pela irradiação a laser pode reduzir a resistência à flexão e tenacidade à fratura das amostras. Isso se deve ao fato de que a energia térmica do laser é convertida em calor, derretendo a camada superficial, seguida de um rápido endurecimento, o que pode resultar em fissuras

superficiais. Na análise fractográfica realizada, foi observado que a origem da fratura estava localizada na superfície de tração de todos os grupos estudados (ELRAGGAL; SILIKAS; ABOUSHELIB, 2021).

Esse resultado sugere que as trincas superficiais induzidas pelo laser podem desempenhar um papel significativo na falha das amostras durante os testes de flexão e tenacidade à fratura.

Com base nos estudos relatados anteriormente, pode-se levar em consideração que o laser para o tratamento de zircônia Y-TZP e 3Y-TZP não é amplamente recomendado devido aos potenciais efeitos adversos, como a formação de trincas superficiais que podem reduzir a resistência mecânica. Nesses casos, o tratamento de superfície com jateamento com óxido de alumínio é considerado o padrão ouro devido à sua eficácia comprovada na melhoria da adesão.

No entanto, é importante observar que o jateamento com óxido de alumínio pode ter efeitos negativos na resistência mecânica da zircônia 5Y-PSZ, como demonstrado em estudos anteriores (BASSO, 2021). Portanto, é válido buscar novos métodos de tratamento superficial para a cimentação desse tipo de zircônia.

Embora o presente estudo tenha mostrado que a resistência à carga de fratura dos corpos de prova tratados com o laser de Er:YAG pode ser menor do que aqueles tratados com jateamento com óxido de alumínio, os resultados foram estatisticamente semelhantes ao grupo sem tratamento de superfície.

O presente estudo está em consonância com as pesquisas anteriores, como as realizadas por Da Silva et al. (2021); Elraggal; Silikas; Aboushelib (2021); Moretto et al. (2021). Embora esses estudos possam ter utilizado cerâmicas de diferentes gerações, todos convergem para a

conclusão de que o jateamento com óxido de alumínio continua a ser considerado o método mais eficaz para o condicionamento superficial da cerâmica.

Essa consistência nos resultados demonstra que o jateamento é uma técnica confiável e eficaz para melhorar a resistência mecânica das cerâmicas empregadas em restaurações odontológicas. Embora outras abordagens, como o uso de laser de Er:YAG, possam ser consideradas como alternativas.

Os estudos conduzidos por Moretto et al., (2021) oferecem uma perspectiva adicional sobre os efeitos do jateamento e da aplicação de laser de Er:YAG na zircônia 3Y-TZP. Eles observaram uma semelhança nos resultados de resistência à flexão entre os grupos tratados e o grupo controle (sem tratamento), sugerindo que o laser não tem a capacidade de influenciar significativamente a resistência a flexão. Ainda mais, os pesquisadores relatam que os grupos revestidos por sílica obtiveram redução na resistência a flexão em comparação ao grupo controle. Isso pode ser atribuído ao fato de que a abrasão com óxido de alumínio pode não permitir um controle eficiente da direção das partículas, levando a danos nas margens da restauração e comprometendo a integridade marginal. Por outro lado, o laser de Er:YAG oferece a vantagem de um controle preciso da área a ser tratada, evitando danos nas margens da restauração e melhor selamento marginal.

A simulação clínica da resistência da cerâmica à trinca radial pode ser realizada utilizando um pistão esférico para aplicar carga a superfície cerâmica plana, previamente cimentada a um material compatível ao substrato dental. Essa abordagem pode ser considerada semelhante ao teste realizado com uma barra de flexão de 3 pontos ou um

disco no teste de flexão biaxial, métodos comumente utilizados para avaliar a resistência de materiais cerâmicos. Dessa forma, um estudo sugere a união dos discos cerâmicos em análogo de dentina (G10), para simular as restaurações cerâmicas cimentadas ao elemento dental. O G10 é selecionado por sua semelhança no comportamento com a dentina hidratada, tornando-o uma escolha adequada para representar as condições encontradas na cavidade oral (ALESSANDRETTI et al., 2017).

Portanto, a hipótese de que a falha combinada será predominante foi parcialmente rejeitada, uma vez que as origens das falhas estão predominantemente localizadas próximas à superfície de contato com o pistão, com exceção do grupo com jateamento com óxido de alumínio. Nos corpos de prova monolíticos, os carregamentos podem induzir danos na superfície no material, como a formação de trincas do tipo cone, que geralmente não são defeitos responsáveis por falhas clínicas (ELRAGGAL; SILIKAS; ABOUSHELIB, 2021). No presente estudo, a maioria dos corpos de prova não produziu fragmentos com fratura catastrófica, permitindo assim uma avaliação fractográfica das estruturas, seguindo a metodologia similar ao estudo de (YJ; JR, 2008; ALESSANDRETTI et al., 2017).

Nas cerâmicas como a zircônia, as tensões de tração se concentram na região adjacente à borda principal de uma trinca e se propagam em direção ao centro da massa do material. Essas tensões podem induzir a transformação de fase tetragonal para monoclinica, resultando em tensões de compressão internas que opõem a fissura e limitam a sua propagação (ALRAHEAM et al., 2020). Entretanto, na cerâmica 5Y-PSZ, esse fenômeno ocorre com menor proporção devido à presença de uma grande quantidade de fase cúbica. Essa fase cúbica

substitui parte da fase tetragonal, o que impede o processo de endurecimento por transformação e reduz a eficiência das tensões de compressão em resistir à propagação da fissura.

5. CONCLUSÃO

O jateamento com óxido de alumínio apresenta, neste estudo, com espécimes cimentados adesivamente carga de fratura superior. O condicionamento superficial com laser Er:YAG a 250mJ demonstrou resultados comparáveis ao grupo controle. Observou-se que o tipo predominante de trinca foi cônico, com a exceção do grupo AirAb.

REFERÊNCIAS

1. Abdullah, A. O., Yu, H., Pollington, S., Muhammed, F. K., Xudong, S., & Liu, Y. (2020). Effect of repeated laser surface treatments on shear bond strength between zirconia and veneering ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(2), 338.e1-338.e6.
2. Alessandretti, R., Borba, M., Benetti, P., Corazza, P. H., Ribeiro, R., & Della Bona, A. (2017). Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. *Dental Materials*, 33(2), 191–197.
3. Alraheam, I. A., TDonovan, T., Boushell, L., Cook, R., Ritter, A. V., & Sulaiman, T. A. (2020). Fracture load of two thicknesses of different zirconia types after fatiguing and thermocycling. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(4), 635–640.

4. Andreiuolo, R., Gonçalves, S. A., & Dias, K. R. H. C. (2011). A zircônia na Odontologia Restauradora. *Revista Brasileira de Odontologia*, 68(1), 49–53.
5. Arami, S., Tabatabae, M. H., Namdar, S. F., & Chiniforush, N. (2014). Effects of different lasers and particle abrasion on surface characteristics of zirconia ceramics. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 11(2), 233–241.
6. Asadzadeh, N., Ghorbanian, F., Ahrary, F., Haghi, H. R., Karamad, R., Yari, A., & Javan, A. (2019). Bond Strength of Resin Cement and Glass Ionomer to Nd:YAG Laser-Treated Zirconia Ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), e881–e885.
7. Aung, S. S. M. P., Takagaki, T., Lyanna, S. K., Ikeda, M., Inokoshi, M., Sadrd, A., Nikaido, T., & Tagamia, J. (2019). Effects of alumina-blasting pressure on the bonding to super/ultra-translucent zirconia. *Dental Materials*, 35(5), 730–739.
8. Awad, M. M., Alhalabi, F., Alzahrani, K. M., Almutiri, M., Alqanawi, F., Albdiri, F., Alshehri, A., Alrahlah, A., & Ahmed, M. H. (2022). 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate (10-MDP)-Containing Cleaner Improves Bond Strength to Contaminated Monolithic Zirconia: An In-Vitro Study. *Materials*, 15(3), 1–12.
9. Comino-Garayoa, R., Peláez, J., Tobar, C., Rodríguez, V. V., & Suárez, M. J. (2021). Adhesion to zirconia: A systematic review of surface pretreatments and resin cements. *Materials*, 14(11).

10. Da Silva, B. T. F., Trevelin, L. T., Schroeter, A. C., Willers, A. E., Cesar, P. F., & Mato, A. B. (2021). Effect of silica coating and laser treatment on the flexural strength, surface characteristics, and bond strength of a dental zirconia. *European Journal of Oral Sciences*, 129(1), 1–9.
11. De Oliveira, P. F. G., Rabello, T. B. (2017). Tratamento de superfície para a cimentação adesiva de cerâmicas à base de zircônia: revisão de literatura. *Revista Brasileira de Odontologia*, 74(1), 36.
12. Elraggal, A., Silikas, N., & Aboushelib, M. (2021). Influence of surface treatments and cyclic fatigue on subsurface defects and mechanical properties of zirconia frameworks. *Dental Materials*, 37(5), 905–913.
13. Gallina, B. L., Agner, M. C., Camilotti, E. A., Mendonca, V., & Jose, M. (2019). Aged Translucent Aesthetic Zirconia: Bond Strength Analysis. *European Journal of Dentistry*, 13(1), 5–10.
14. García-Sanz, V., Paredes-Gallardo, V., Mendoza-Yero, O., Carbonell-Leal, M., Albaladejo, A., Montiel-Company, J. M., & Bellot-Arcis, C. (2018). The effects of lasers on bond strength to ceramic materials: A systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE*, 13(1), 1–20.
15. Jitwirachot, K., Rungsiyakull, P., Holloway, J. A., & Jiamahasap, W. (2022). Comportamento de desgaste de diferentes gerações de zircônia: literatura atual, 1–17.

16. John, A. V., Abraham, G., & Alias, A. (2019). Two-visit CAD/CAM milled dentures in the rehabilitation of edentulous arches: A case series. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 19(1), 88–92.
17. Kara, O., Baris, K. H., Sumeyye, T. E., & Ozturk, A. N. (2015). Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics. *Photomedicine and Laser Surgery*, 33(2), 69–76.
18. Kelly, J. R., et al. (2010). Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 228–238.
19. Khanlar, L. N., Akagaki, T., Abdou, A., Inokoshu, M., Ikeda, M., Takahashi, A., ... Tagami, J. T. (2022). Effect of Air-Particle Abrasion Protocol and Primer on The Topography and Bond Strength of a High-Translucent Zirconia Ceramic. *Journal of Prosthodontics*, 31(3), 228–238.
20. Kim, H. K. (2020). Optical and mechanical properties of highly translucent dental zirconia. *Materials*, 13(15), 1–16.
21. Kwon, S. J., Lawson, N. C., McLaren, E. E., Nejat, A. H., & Burgess, J. O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 132–137.
22. Le, M., Larsson, C., & Papia, E. (2019). Bond strength between MDP-based cement and translucent zirconia. *Dental Materials Journal*, 38(3), 480–489.

23. López-Suárez, C., Castillo- Oyague, R., Rodríguez-Alonso, V., Lynch, C. D., & Suarez-Gacia, M. J. (2018). Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *Journal of Dentistry*, 73, 97–104.
24. Miyazaki, T., et al. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261.
25. Moretto, S. G., Freitas, P. M., Eduardo, H., Inca, C., Cesar, P. F., Stella, M., ... Eduardo, C. P. (2021). Influência do tratamento de superfície com laser de Er:YAG na resistência à flexão e adesão à cerâmica reforçada com zircônia infiltrada de vidro, 1487–1495.
26. Prott, L. S., Spitznagel, F. A., Bonfante, E. A., Malassa, M. A., & Giertmuehlen, P. C. (2021). Monolithic zirconia crowns: effect of thickness reduction on fatigue behavior and failure load. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(5), 269–280.
27. Rego, M. E. S., & Schanuel, F. R. DA S. (2016). Influência de diferentes tratamentos de superfície na força de adesão entre zircônia estabilizada por ítrio e cimentos resinosos. *Revista Brasileira de Odontologia*, 72(1/2), 37.
28. Soltaninejad, F., Valian, A., Moezizadeh, M., Khatiri, M. R., Razaghid, H., & Nojehdian, H. (2018). Nd:YAG laser treatment of bioglass-coated zirconia surface and its effect on bond strength and phase transformation. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 20(5), 379–387.

29. Tsuo, Y., Yoshida, K., & Atsuta, M. (2006). Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dental Materials Journal*, 25(4), 669–674.
30. Vendas, A., Rodrigues, S. J., Mahesh, M., Ginjupalli, K., Shetty, T., Pai, U. Y., ... Kotian, R. (2022). Artigo de Pesquisa Efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de ligação ao microcissalhamento e nas características da superfície da zircônia: um estudo in vitro.
31. Vidotti, H. A., et al. (2013). Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. *Journal of Dentistry*, 41(4), 307–312.
32. Yan, J., Kaizer, M. R., & Zhang, Y. (2018). Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88(212), 170–175.
33. YJ, Y., & JR, K. (2008). Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(5), 374.
34. Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140–147.