UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara

Henrique Casarin Oliveira

Sucesso do tratamento térmico regenerativo em zircônia monolítica desgastada e envelhecida hidrotermicamente avaliada por meio de fadiga mecânica

Araraquara
2023

UNESP - Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara

Henrique Casarin Oliveira

Sucesso do tratamento térmico regenerativo em zircônia monolítica desgastada e envelhecida hidrotermicamente avaliada por meio de fadiga mecânica

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do grau de Cirurgião-dentista.

Orientadora: Profª Drª Lígia Antunes Pereira Pinelli

Araraquara
2023

O48s

Oliveira, Henrique Casarin

Sucesso do tratamento térmico regenerativo em zircônia monolítica desgastada e envelhecida hidrotermicamente avaliada por meio de fadiga mecânica / Henrique Casarin Oliveira. -- Araraquara, 2023

47 f. : il., tabs., fotos

Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado - Odontologia) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara

Orientadora: Lígia Antunes Pereira Pinelli

1. Tratamento térmico. 2. Zircônio. 3. Difração de Raios X. 4. Microscopia Eletrônica. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

UNESP - Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara

Henrique Casarin Oliveira

Sucesso do tratamento térmico regenerativo em zircônia monolítica desgastada e envelhecida hidrotermicamente avaliada por meio de fadiga mecânica

Orientadoraa: Profª Drª Lígia Antunes Pereira Pinelli

Assinatura Orientadora:

Assinatura Aluno:

Araraquara, 30 de novembro de 2023.

Dedico este trabalho a **DEUS**, nosso Pai, que guiou todos os meus passos e me concedeu forças até que eu pudesse chegar aqui.

Aos meus pais**, Carlos Sergio de Oliveira** e **Ortilha de Fátima Casarin**, que sonharam junto comigo por este dia, que sempre fizeram de tudo por mim e para mim, sem vocês essa conquista não seria possível, e não faria sentido algum eu ter chegado até aqui sem ter vocês para abraçar ao término desta jornada.

A minha namorada, **Heloísa**, que foi quem me direcionou para trilhar o caminho da Odontologia, aquela que esteve presente comigo nos momentos de maiores dificuldade dessa jornada.

Ao meu amigo, **Alejandro**, que foi o responsável por fazer eu não desistir dessa jornada logo no começo dela.

AGRADECIMENTOS

A **Deus,** que nos deu saúde e força para concluirmos essa tarefa.

Aos meus pais, **Carlos Sergio de Oliveira** e **Ortilha de Fátima Casarin**, que fizeram por mim tudo o que podiam para que eu pudesse estar onde estou hoje. Não existem palavras que eu possa expressar minha gratidão a vocês. Muito obrigado por tudo.

À minha orientadora, Profª Drª **Lígia Antunes Pereira Pinelli**, que acreditou desde o começo em meu potencial, mesmo com minhas dificuldades pessoais. Sou eternamente grato pela oportunidade oferecida, é um extremo prazer e honra ser seu aluno.

Agradeço à minha namorada, **Heloísa**, que sempre esteve me motivando e me dando forças nos momentos mais difíceis desta trajetória, seu papel foi fundamental para a conclusão desta etapa.

À PIBIC: o presente trabalho foi realizado com apoio do Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica (PIBIC) - número do processo 1014.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, e todos seus funcionários, que fazem essa Instituição ser tão grandiosa.

À minha coorientadora, **Karem Janeth Rimachi Hidalgo**, que se dedicou a me mostrar o mundo da ciência com muito amor e paciência.

Aos meus amigos que conheci em Araraquara, obrigado por tudo.

Ao doutorando, **Matheus Sousa Vitória**, que me fez ficar encantado pelo mundo reabilitador com o caso do meu pai, o que você fez por mim e pelo meu pai eu jamais vou esquecer, obrigado.

A minha dupla de clínicas, que me acompanhou no dia a dia da faculdade e com isso conquistamos juntos nossa evolução profissional.

Ao meu amigo, **Alejandro**, que Deus enviou para que eu não desistisse dessa jornada e conseguisse criar pequenas raízes no início da trajetória para que eu pudesse florescer ao término dela. Obrigado!

“Ainda que eu ande pelo vale da sombra da morte, não temerei mal algum, pois tu estás comigo; a tua vara e o teu cajado me protegem.”

SALMOS 23:4*

* A Bíblia Sagrada, Versão King James 1611. Bíblia King James 1611 Online, 2023.

Oliveira HC. Sucesso do tratamento térmico regenerativo em zircônia monolítica desgastada e envelhecida hidrotermicamente avaliada por meio de fadiga mecânica [Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação em Odontologia]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2023.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi de avaliar o efeito do tratamento térmico regenerativo em zircônia monolítica após desgaste e envelhecimento hidrotérmico por meio do teste de resistência à fadiga e analisar se esse efeito é permanente ou não no material (Zr) em função do tempo. Amostras de zircônia 3Y-TZP Lava™ Plus foram distribuídas em 5 grupos (n=15) de modo a estabelecer os seguintes tratamentos: controle (C), desgastado (D), desgastado + tratamento térmico regenerativo à 1000ºC por 30 minutos (DTTR), desgastado + envelhecimento em autoclave (DA) e desgastado + tratamento térmico regenerativo + envelhecimento em autoclave (DTTRA). O grupo C teve as seguintes dimensões finais: 20 mm X 4 mm X 1,2 mm e para os demais grupos dimensões de 20 mm X 4 mm X 1,5 mm. Os desgastes (0,3 mm) foram realizados em dispositivo padronizador utilizando pedra diamantada Master Ceram em baixa rotação sem irrigação, o tratamento térmico regenerativo foi realizado em forno convencional para cerâmica à 1000ºC por 30 minutos e o processo de envelhecimento foi realizado em autoclave a temperatura de 134°C com pressão de 2 bar. As superfícies da Zr após os tratamentos foram previamente avaliadas por difração de raios X (DRX) e microscopia eletrônica de varredura (MEV), os dados e as imagens foram analisados descritivamente.

Palavras – chave: Tratamento térmico. Zircônio. Difração de Raios X. Microscopia Eletrônica.

Oliveira HC. Success of regenerative heat treatment on grinding and hydrothermally aged monolithic zirconia evaluated by means of mechanical fatigue [Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação em Odontologia]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2023.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of regenerative heat treatment on monolithic zirconia after grinding and hydrothermal aging through the fatigue resistance test and to analyze whether or not this effect is permanent in the material (Zr) as a function of time. Samples of zirconia 3Y-TZP Lava™ Plus were distributed into 5 groups (n=15) to establish the following treatments: control (C), ground (G), ground + regenerative heat treatment at 1000ºC for 30 minutes (GHT), ground + autoclave ageing (GA) and ground + regenerative heat treatment + autoclave ageing (GHTA). Group C had the following final dimensions: 20 mm X 4 mm X 1.2 mm and the other groups dimensions of 20 mm X 4 mm X 1.5 mm. The grinding (0.3 mm) was carried out in a standardizing device using a Master Ceram diamond stone at low rotation without irrigation, the regenerative heat treatment was carried out in a conventional ceramic furnace at 1000ºC for 30 minutes and the aging process was carried out in an autoclave at a temperature of 134°C with a pressure of 2 bar. The Zr surfaces after the treatments were previously evaluated by X-ray diffraction (XRD) and scanning electron microscopy (SEM), and the data and images were analyzed descriptively.

Keywords: Thermic treatment. Zirconium. X-Ray diffraction. Microscopy, electron.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO _____ **10**

2 PROPOSIÇÃO _____ **12**

3 REVISÃO DA LITERATURA _____ **13**

4 MATERIAL E MÉTODO _____ **30**

4.1 Cronograma de Desenvolvimento da Pesquisa _____ **35**

5 RESULTADO _____ **36**

5.1 Difração de Raios X _____ **36**

5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura _____ **37**

6 DISCUSSÃO _____ **39**

7 CONCLUSÃO _____ **42**

REFERÊNCIAS _____ **43**

ANEXO A _____ **46**

ANEXO B _____ **47**

1 INTRODUÇÃO

As restaurações cerâmicas (Zircônia (Zr)/Porcelana de cobertura (PC)) apresentam boas taxas de sucesso, contudo, também podem apresentar falhas[1]. Essas falhas ocorrem ao longo de toda vida útil das restaurações, como: lascamento ou delaminação da PC e/ou fratura da infraestrutura[1]. O lascamento é uma das causas mais freqüentes das falhas clínicas[2] e ocorre devido a erros no processo de sinterização da zircônia e aos defeitos estruturais[1], assim como danos produzidos durante os procedimentos laboratoriais[3,4] como taxas de resfriamento incorretas e incompatibilidades no coeficiente de expansão térmica dos materiais[5,6]. Outra falha bastante frequente é a delaminação, que acaba ocorrendo também por incompatibilidade térmica[7] e falhas técnicas de processamento[3], que pode ser devido ao material ou até mesmo pelo suporte inadequado da PC[3,4].

A zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) é um material muito utilizado em infraestruturas de restaurações bicamada, isso devido à alta resistência à flexão (900 a 1200 MPa)[8], alta tenacidade à fratura (9 a 10 MPa.1/2)[8,9] e dureza Vickers de aproximadamente 98,1 N[10], propriedades estas dependente do tamanho dos grãos que estão presentes em sua microestrutura cristalina[11]. Quando acima do tamanho específico de grão (maior 1 µm), a Y-TZP é menos estável e mais passível a transformação espontânea (t-m); grãos menores que 1 µm (0,2 - 0,5 µm) estão associados a uma menor taxa de transformação[11].

A zircônia quando submetida às cargas funcionais em ambiente oral, mesmo com sua resistência, sofre o processo de fadiga. A fadiga se refere ao aparecimento progressivo de fissuras devido à presença de ‘’micro-defeitos’’ no interior do material[4]. Com o passar do tempo, as propriedades da zircônia podem ser alteradas por conta dessas cargas mecânicas da mastigação (cargas funcionais), além da umidade e acidez da boca que também possuem influência nesse processo[12]. Deste modo, o processo de envelhecimento da zircônia ocorre de forma natural e pode resultar em alterações em suas propriedades mecânicas[12].

Com o intuito de reduzir ou limitar a ocorrência dessas falhas nas restaurações do tipo bicamada (Zr/PC), diferentes autores têm procurado métodos de tratamento da superfície da Zr, como a utilização do ácido fluorídrico[13], jateamento com óxido de alumínio[14], tratamento a laser[15] e tratamentos térmicos regenerativos (TTR)[16,17]

previamente à aplicação da PC de modo à aumentar a resistência de união entre essas camadas. Na prática clínica, o TTR é bastante utilizado e é utilizado para melhorar a Y-TZP[18], pois pode induzir a transformação reversa da fase monoclínica para tetragonal[17,19-21], e com isso dificultar a formação de microtrincas[22,23]. Diante disso, se vê necessário a observação do efeito do TTR por meio do teste de resistência à fadiga em zircônia monolítica desgastada associada ao envelhecimento hidrotérmico, como também a necessidade da observação das alterações na superfície do material com esses tratamentos.

2 PROPOSIÇÃO

Avaliar o efeito do tratamento térmico regenerativo em zircônia monolítica após desgaste e envelhecimento hidrotérmico por meio do teste de resistência à fadiga e avaliar se esse efeito é permanente ou não no material (ZR) em função do tempo. A hipótese nula (Ho) é a de que não há diferença na resistência à flexão entre a zircônia desgastada e a zircônia desgastada submetida a tratamento térmico regenerativo após envelhecimento hidrotérmico.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Esta revisão de literatura traz informações sobre as propriedades da zircônia e os inúmeros tratamentos que são feitos na interface com a porcelana de cobertura a fim de melhorar os índices de sobrevivência e sucesso das restaurações em zircônia.

Kosmač et al.[19], em 2000, avaliaram os efeitos do polimento dental e do jateamento na resistência à flexão biaxial e módulo de Weibull de várias cerâmicas Y-TZP contendo 3 mol% de ítria. Os resultados revelaram que o polimento de superfície e o jateamento exibem um efeito contrário na resistência da cerâmica Y-TZP. O polimento reduziu a resistência média e o módulo de Weibull, enquanto o jateamento forneceu um método de fortalecimento. O polimento com material de granulação mais fina exibiu a maior resistência após a sinterização, mas foi menos tolerante a danos do que os materiais de granulação grossa. As cerâmicas Y-TZP são mais resistentes em um ambiente alcalino do que em um ambiente ácido. A Y-TZP contendo uma pequena quantidade de alumina exibiu uma maior tolerância a danos e estabilidade superior em um ambiente ácido, mostrando ser uma promessa considerável para aplicações odontológicas.

Isgro et al.[24], em 2003, avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de um material de núcleo cerâmico e porcelana de cobertura. Foram confeccionados 50 núcleos de cerâmica prensada e 30 discos de porcelana de cobertura (17 mm de diâmetro x 2 mm de espessura). Do grupo do núcleo de cerâmica, 20 discos foram selecionados e reduzidos para a espessura de 1 mm e estratificados com 1 mm de porcelana. Esses espécimes foram divididos em 2 subgrupos de 10 espécimes cada. Os 30 núcleos de cerâmica restantes e os 30 discos de porcelana de cobertura foram divididos 3 subgrupos de tamanhos iguais (n = 10). Os grupos principais de cerâmica foram preparados para o teste com os seguintes tratamentos de superfícies: jateamento, desgastados e vitrificados. Foi realizado nos espécimes o teste de resistência à flexão biaxial. Os resultados mostraram que os discos de cerâmica foram significativamente ($p = 0,001$) mais fortes do que os discos de porcelana de cobertura para o jateamento, queimados e tratamentos de superfície (82 ± 11 MPa *vs* 51 ± 8 MPa e 93 ± 14 MPa *vs* 60 ± 6 MPa, respectivamente). Para o tratamento de supervitrificação não houve diferença significativa entre o núcleo (115 ± 1 4 MPa) e os materiais da porcelana de cobertura (107 ± 14 MPa). Não houve

diferença significativa entre a porcelana de cobertura de 1 camada (107 ± 14 MPa) e os discos de 2 camadas (105 ± 16 MPa). Concluíram que o tratamento superficial vitrificado melhorou significativamente a resistência dos materiais testados, bem como a resistência dos discos de 2 camadas. A porcelana de cobertura influenciou a resistência dos corpos de prova de 2 camadas apenas quando testados com a superfície do núcleo de cerâmica retificada sob tensão.

Guazzato et al.[22], em 2005, avaliaram a influência do jateamento, do desgaste, da orientação de desgaste, do polimento e do tratamento térmico na resistência à flexão da zircônia tetragonal estabilizada com ítria. Amostras em formato de barras (n = 160) e 20mm x 4mm x 1.2 mm foram divididas em quatro grupos de acordo com o tratamento de superfície (jateada, polida, desgastada paralelo e perpendicular ao maior eixo do espécime). Vinte espécimes de cada grupo foram submetidos a tratamento térmico. Após os tratamentos foi realizado teste de flexão em três pontos e análise por difração de raios X. Os valores de flexão e o conteúdo relativo da fase monoclínica da zircônia resultantes foram, respectivamente: jateamento (1540 MPa, 9,5 %); desgaste paralelo à superfície (1330 MPa, 8,3 %); desgaste perpendicular à superfície (1525 MPa; 8,3 %); desgaste paralelo à superfície e tratado termicamente (1225 MPa; conteúdo monoclínico não detectável); desgaste perpendicular e tratado termicamente (1185 MPa; conteúdo monoclínico não detectável); polido e tratado termicamente (1165 MPa; conteúdo monoclínico não detectável); polido (1095 MPa; 0,8 %); jateado e tratado termicamente (955 MPa; 0,3 %). Os autores concluíram que o jateamento e o desgaste podem ser usados para aumentar a resistência da zircônia, desde que não sejam seguidos por tratamento térmico. O polimento fino pode remover a camada de compressão e, portanto, reduzir a resistência média à flexão.

Sailer et al.[10], em 2007, efetuaram uma revisão sistemática para avaliar a taxa de sobrevida em 5 anos e incidência de complicações de próteses fixas manufaturadas totalmente em cerâmica, comparadas a próteses em metalcerâmica. Mediante uma busca eletrônica no MEDLINE e no Dental Global Publication Research System, a pesquisa forneceu 3473 títulos para coroas unitárias e próteses fixas e resultou em 100 resumos. A análise de texto completo foi realizada em 39 artigos, resultando em nove estudos de próteses fixas em cerâmica que atenderam aos critérios de inclusão. A meta-análise de regressão mostrou que a sobrevivência em 5 anos de próteses metalocerâmicas é significativamente maior ($p < 0,0001$), com média 94,4 % e intervalo de 95 % de confiança (IC) de 91,1 a 96,5 %, que a de próteses

totalmente em cerâmica (média 88,6 % e IC 78,3 a 94,2 %). As freqüências de fratura de material (estrutura 6,5 % e material de revestimento 13,6%) de próteses fixas totalmente em cerâmica foram significativamente maiores ($p < 0,0001$) que as de metalocerâmicas (estrutura 1,6 % e material de revestimento 2,9 %). A taxa de lascamento da porcelana de cobertura de próteses totalmente em cerâmica após 5 anos foi de 13,6 % (IC 6,6 a 26,9 %). Outras complicações técnicas, como perda de retenção, e biológicas, como cárie e perda da vitalidade da polpa, foram semelhantes para os dois tipos de reconstrução ao longo de 5 anos. Os autores concluíram que os tipos de falha mais comuns em próteses fixas confeccionadas em vitrocerâmica ou cerâmica infiltrada de vidro são a fratura da estrutura e da porcelana de cobertura.

Pjetursson et al.[25], em 2007, realizaram uma revisão sistemática para avaliar a taxa de sobrevida em 5 anos de coroas totalmente em cerâmica, comparadas com a de coroas metálicas, registrando a incidência de complicações biológicas e técnicas. Realizaram uma busca eletrônica no Medline e Dental Global Publication Research System (1991-2007) com estudos do tipo coorte prospectivos/retrospectivos. Como critério de inclusão adotaram que os estudos deveriam ter um acompanhamento de 3 anos ou mais. Foram identificados 3473 artigos, dos quais somente 34 estudos atenderam ao critério de inclusão. Os autores realizaram uma análise de acordo com o material utilizado. Coroas de alumina sinterizada (Procera®) apresentaram a maior taxa de sobrevivência (96,4 %), seguidas por coroas de cerâmica feldspática reforçada por leucita (Empress®) e In Ceram, com taxas de sobrevivência de 95,4 e 94,5 %, respectivamente. Uma sobrevivência significativamente menor de 87,5 % foi observada para coroas de vitrocerâmica. Os quatro tipos de coroas cerâmicas mostraram taxas de sobrevivência mais baixas quando foram inseridas em dentes molares. As complicações biológicas mais freqüentes das coroas cerâmicas foram perda de vitalidade pulpar seguido por cárie. A falha técnica mais freqüente foi a fratura da infraestrutura (taxa de fratura de 85 %). Para coroas metalocerâmicas, a incidência de fratura da cerâmica foi de 0,4 % após 5 anos. As taxas de complicações das coroas cerâmicas e metalocerâmicas devido ao lascamento da cerâmica foram de 3,7 e 5,7 %, respectivamente. Os autores concluíram que as coroas totalmente em cerâmica, quando usadas para dentes anteriores, demonstraram taxas de sobrevivência de 5 anos comparáveis às coroas metalocerâmicas. Quando usadas para dentes posteriores, as taxas de sobrevivência de coroas de alumina (94,8 %) e coroas feldspáticas reforçadas (93,7 %) foram semelhantes às obtidas em coroas

metalocerâmicas. Além disso, menores taxas de sobrevivência de 90,4 % e 84,4 % foram observadas para coroas In Ceram e coroas de vitrocerâmica, respectivamente, quando utilizadas em pré-molares e molares. Também concluíram que a sobrevivência anual foi de 93,3 % para coroas totalmente em cerâmica e 95,6 % para coroas metalocerâmicas.

Fischer et al.[16], em 2008, avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união da cerâmica de cobertura à zircônia. Foram utilizados cubos de Y-TZP (Cubos YZ, Vita Zahnfabrik) com 10 mm de comprimento. Três tratamentos foram aplicados: polimento, jateamento e jateamento com revestimento com sílica. O jateamento foi realizado na face polida com alumina 110 µm por 10 s a uma pressão de 0,2 MPa e a uma distância de 10 mm. O jateamento com sílica (Rocatector Delta, 3M ESPE) foi realizado por 10 s e o polimento com Rocatec Plus (3M ESPE) por 12 s. O recobrimento cerâmico foi realizado na face preparada de cada cubo. Para isso, uma camada de 5 mm de porcelana de cobertura foi queimada, cobrindo uma área de 5 mm x 10 mm em uma das faces. A queima foi realizada em forno Austromat D4 (Dekema). Em uma segunda queima nas mesmas condições, dentina foi adicionada para compensar a retração de sinterização. Antes da segunda queima, a pasta foi agitada por dois segundos a 50 Hz (Porex Elektro Vibrator). Para investigar o efeito da aplicação do *liner*, uma segunda série de amostras foi produzida com o *liner* antes da estratificação com VM9, bem como a avaliação do efeito de um tratamento térmico após o jateamento. Para este fim, uma série de espécimes polidos e uma série de espécimes jateados foram tratados por 15 min a 1000 °C em forno antes da estratificação. A resistência de união foi avaliada por meio do teste de cisalhamento em uma máquina de teste universal (Z010, Zwick) com velocidade de 1 mm/min. Os resultados mostraram que a resistência ao cisalhamento variou de 23,5 ± 3,4 MPa a 33,0 ± 6,8 MPa. O jateamento em nenhum caso aumentou significativamente a resistência ao cisalhamento. Pelo contrário, o jateamento e o jateamento com sílica reduziram significativamente a resistência ao cisalhamento. Em todos os corpos de prova, a fratura começou na interface e prosseguiu para a porcelana de cobertura, observável na imagem obtida por MEV após a fratura. Os autores concluíram que a união entre a porcelana de cobertura e a zircônia pode ser baseada em ligações químicas e que o jateamento não é necessário para aumentar a força de adesão.

Aboushelib et al.[14], em 2010, investigaram o efeito do tratamento de superfície na resistência à flexão de barras de zircônia. Espécimes em forma de barra (25 mm x 3 mm x 1 mm) (Procera Zirconia; Nobel Biocare) foram polidas e receberam tratamento de superfície (n = 20), abrasão com partículas de óxido de alumínio de 110 µm a uma pressão de 0,2 MPa, e retificação com ponta de diamante sob refrigeração com água e uma carga de 2 N usando uma turbina de ar. As amostras polidas serviram como controle. Uma superfície selecionada de cada espécime recebeu um dos seguintes tratamentos de superfície, que simulou o dano superficial que poderia ser introduzido durante procedimentos clínicos e laboratoriais comuns. O primeiro grupo foi submetido à jateamento com partículas de óxido de alumínio (110 µm, pressão de 0,2 MPa, distância de 10 mm). No segundo grupo, os corpos de prova foram fixados à base de um topógrafo odontológico, com a superfície de tração perpendicular ao plano horizontal. Uma ponta de diamante (Komet set 4384A) foi acoplada a uma turbina de ar com seu eixo mais longo paralelo à superfície de tração da barra de zircônia. O dano superficial induzido foi restaurado usando um dos seguintes métodos: polimento das amostras usando um pano de polimento com suspensão de óxido de alumínio em pó (grãos de 2 µm) e com pasta de polimento de diamante de 0,5 µm. Os espécimes foram então submetidos a um teste de resistência à flexão de 4 pontos (0,5 mm/s). Os resultados demostraram que houve uma interação significativa entre o tipo de dano superficial e o método de restauração ($p < 0,001$). Todos os métodos de restauração recuperaram significativamente a resistência à flexão, sendo o procedimento de polimento o mais eficaz (1027 MPa). Para amostras desgastadas por jateamento, a aplicação do agente de união foi o único método de restauração eficaz. Análise em MEV das superfícies fraturadas dos espécimes, indicou que a aplicação de agente de ligação resultou na vedação do dano superficial produzido por jateamento, enquanto o polimento teve sucesso na remoção das linhas de retificação produzidas pela ponta de diamante.

Casucci et al.[13], em 2010, avaliaram o efeito de diferentes tratamentos químico-mecânicos de superfície na morfologia de três cerâmicas odontológicas. Discos de zircônia (Ø 10 mm × 1 mm de altura) foram obtidos de três marcas diferentes (Lava™, Cercon® e Adava Zr) e tratados com: (1) abrasão de partículas de Al_2O_3 com 150 µm (S); (2) ataque químico seletivo (SIE, SiO_2 (65 %); Na_2O (15 %); Al_2O_3 (8 %); Li_2O (3 %); B_2O_3 (4 %) e CaF_2 (5 %), todas as porcentagens em peso) no qual os espécimes foram revestidos com uma camada fina do agente químico e consecutivamente

aquecidos e resfriados; (3) solução de ataque químico à quente experimental aplicada por 30 min (ST, HCl e $FeCl_3$ (100 °C); (4) sem tratamento (C). Cinco discos por grupo foram usados para análise de rugosidade de superfície usando um microscópio de força atômica (AFM). Os mesmos discos foram avaliados em MEV para análise da topografia de superfície. Três discos por grupo foram cimentados em um *overlay* de compósito (Paradigm MZ100) com um agente cimentante de resina e uma seção transversal da interface foi analisada por MEV. Os resultados mostraram que a abrasão de partículas melhorou a rugosidade superficial média de Cercon® e Lava™ ($p < 0,05$), enquanto SIE induziu mudanças significativas em Lava™ e Adava Zr. Análises de MEV e AFM revelaram mudanças na topografia de superfície para todas as cerâmicas testadas e abertura de espaços inter grãos, especialmente após ST. Concluíram que a eficácia dos tratamentos químicos-mecânicos de superfície testados depende do tipo de zircônia. A solução de corrosão experimental a quente aumentou a rugosidade da superfície de todas as cerâmicas testadas, criando microespaços retentivos que podem potencialmente melhorar as resistências interfaciais de zircônia/cimento resinoso.

Denry et al.[20], em 2010, investigaram o efeito da temperatura de início da transformação reversa da zircônia 3Y-TZP na rugosidade da superfície após envelhecimento acelerado e após tratamento térmico. Amostras de zircônia (TZ-3YE, Tosoh) de 22 mm de diâmetro por 1,2 mm de espessura (6 por grupo) foram sinterizadas a temperaturas entre 1300 °C e 1550 °C por 2 h. Foram avaliadas: a fase cristalina por difração de raios X (DRX), o início da transformação reversa (m → t) e a rugosidade média (R_{rms}) antes e após envelhecimento em autoclave por 1 h ou 10 h. Os resultados de DRX revelaram que a fase monoclínica aumentou de 1 % para 29,8 % após o envelhecimento por 10 h, a transformação m-t ocorreu para todos os grupos após tratamento térmico a 850 °C, e a rugosidade média da superfície aumentou de 1,59 para 7,45 µm após envelhecimento acelerado. Os autores concluíram que a transformação reversa, avaliada por DRX, começou em 350 °C e foi concluída após o tratamento térmico a 550 °C por 1 min. A diminuição na rugosidade da superfície foi observada para amostras envelhecidas após tratamento térmico a 850 °C por 1 min.

Em 2010, Liu et al.[1] avaliaram a origem da fratura e delaminação interfacial das cerâmicas bicamada para restaurações dentárias feitas em alumina e zircônia. Barras retangulares foram preparadas cortando os blocos, seguido de lixamento e polimento das faces mais extensas e aplicação de uma porcelana desenvolvida para Y-TZP

(Rondo, Nobel Biocare). A resistência da união foi determinada por flexão em três pontos. Foram realizadas análise por elementos finitos (software RFPA'2D) e fractográfica para estudar a origem da fratura e delaminação. Simulações numéricas por elementos finitos indicaram que a delaminação interfacial observada em restaurações bicamada se origina pela incompatibilidade das propriedades físicas entre a porcelana de cobertura e a cerâmica da infraestrutura. Os autores concluíram que a tensão térmica gerada pela incompatibilidade entre os coeficientes de expansão térmica (CET de $\sim 1 \times 10^{-6}$ K^{-1}) do núcleo e da porcelana seja suficiente para desencadear a propagação de trinca responsável pela fratura.

Tholey et al.[7], em 2011, avaliaram a influência da taxa de resfriamento (rápida e lenta) no gradiente de temperatura entre as superfícies interna e externa e tensões residuais em coroas com geometrias uniformes e anatômicas. No resfriamento rápido, a coroa foi removida do forno no início do resfriamento, enquanto no lento a coroa foi resfriada no forno até a temperatura de transição vítrea (600 °C) antes da remoção. Com o resfriamento lento, a diferença de temperatura entre as superfícies diminuiu, mas diferenças de até 88 °C ainda foram observadas. Com o resfriamento rápido, diferenças de mais de 100 °C foram observadas para coroas de geometria uniforme e 140 °C para geometrias anatômicas em temperaturas acima da transição vítrea. Os autores concluíram que o resfriamento lento durante a estratificação final de restaurações dentárias com estruturas de zircônia reduz os gradientes de temperatura e as tensões residuais na camada de porcelana, que representam possíveis causas de lascamento. Entretanto, coroas com geometria anatômica não apresentaram a mesma extensão de redução.

Anusavice et al.[26], em 2012, realizaram uma revisão sistemática com o intuito de desenvolver diretrizes para classificar o desempenho funcional, sucesso, sobrevivência e suscetibilidade à fratura por lascamento de restaurações em zircônia. Os autores focaram a pesquisa em estudos clínicos de próteses fixas confeccionadas em zircônia (PC) e metalocerâmicas (PM). Estimativas de sobrevivência para PM são de cerca de 97 % por sete anos ou mais, sendo que a presença de uma fratura por lascamento não representa, por si só, uma falha. No entanto, se a superfície de fratura não puder ser lixada e polida sem gerar calor que possa causar lesões à polpa, ou a área de fratura estiver em uma área de estresse funcional que não permita um reparo adequado com resina composta, o lascamento deve ser classificado como uma falha. A taxa de sucesso das restaurações de zircônia foi de 97,8 %. No entanto, a taxa de

sobrevivência foi de 73,9 % por causa de outras complicações como, por exemplo, cárie secundária, que foi associada com 21,7 % das falhas, e lascamento da porcelana de cobertura, que ocorreu em 15,2 % das próteses. O lascamento foi encontrado em 25 % das restaurações zircônia-porcelana de cobertura e 19,4 % das metalocerâmicas. Os autores concluíram que próteses em zircônia exibem uma taxa de sobrevivência semelhante à de metalocerâmicas após 3 anos.

Em 2013, Belli et al.[5], analisaram as características fractográficas de fraturas de coroas dentárias de zircônia bicamada. Coroas de zircônia (PC com 1,4 mm de espessura e Z com 0,7 mm de espessura) foram submetidas a teste estático (n = 64) e carregamento cíclico (n = 64) até a falha. Para cada teste, metade das coroas foram confeccionadas usando PC VM9 e a outra Lava Ceram veneer. Para cada grupo, 16 coroas foram resfriadas rapidamente (600 °C/min) e as outras 16 foram resfriadas lentamente (30 °C/min) para induzir diferentes tensões térmicas devido ao gradiente no resfriamento no interior dos espécimes. Metade foi jateada com partículas de alumina 105 µm (15 s, 3 cm de distância, pressão de 0,4 MP) e submetidas a fadiga cíclica em um simulador de mastigação com peso inferior a 20 kg (carga de 200 N) até falha por lascamento (n=16). A outra metade foi submetida a um teste de carregamento em uma máquina de teste Instron a uma velocidade de 0,75 mm/min até a falha (n = 16). Foi possível estabelecer padrões de fratura para próteses de zircônia com baixas ou altas incompatibilidades térmicas, que podem ser usados como referência para análises fractográficas de restaurações cerâmicas. Os autores também notaram que as tensões resultantes de uma grande discrepância entre as propriedades termoelásticas da zircônia e da porcelana de cobertura.

Liu et al.[15], em 2013, avaliaram o efeito de três diferentes tratamentos de superfície no aumento da resistência da união entre porcelana de cobertura e zircônia. Foram cortadas 170 amostras de Y-TZP (Cercon, DeguDent) com dimensões iniciais de 25 mm de diâmetro e 6 mm de espessura. Esses discos pré-sinterizados foram polidos com lixa de carbeto de silício (# 1000) sob água corrente em um dispositivo de polimento e sinterizado em forno a 1350 °C por 6 h. Após a sinterização, ocorreu a contração das amostras de cerca de 24 vol% e cada disco ficou com dimensão final de 19,2 mm de diâmetro por 4,5 mm de espessura. Subseqüentemente, todos os espécimes de zircônia foram divididos em quatro grupos (n = 40): controle (sem tratamento) (Grupo C), jateamento (Grupo S), jateamento seguido de tratamento térmico (Grupo SH) e irradiação a laser de CO_2 (modo de pulso) (Grupo L). Após os

tratamentos de superfície, a zircônia foi estratificada com porcelana de cobertura. Metade dos espécimes de cada grupo foi avaliada sem envelhecimento (resistência ao cisalhamento - Shear Bond Strength- SBS inicial) e a outra metade foi testada após ser armazenada em água por um mês (envelhecimento SBS). Os resultados mostraram que no Grupo C, o valor médio da rugosidade foi de 0,19 ± 0,03 µm, enquanto no Grupo S aumentou para 1,31 ± 0,14 µm e no Grupo SH 1,23 ± 0,17 µm. Para o grupo tratado por irradiação à laser, a rugosidade média foi de 0,98 ± 0,17 µm. Não houve diferença significativa entre os Grupos S e SH ($p > 0,05$). A menor resistência ao cisalhamento foi observada para o grupo controle (24,8 ± 6,7 MPa), que foi significativamente menor que o Grupo S (31,3 ± 5,7 MPa) e Grupo L (32,1 ± 7,5 MPa). No entanto, as diferenças entre os Grupo S, Grupo SH (29,2 ± 7,0 MPa) e Grupo L não foram significativas ($p > 0,05$). Após o armazenamento em água, o Grupo L ainda exibia a maior resistência média (29,7 ± 6,1 MPa) e o grupo de C a mais baixa (25,6 ± 5,2 MPa). Os autores concluíram que tanto o jateamento quanto a irradiação com laser aumentaram a resistência da união da zircônia/porcelana de cobertura e que o tratamento à laser pode ser uma alternativa ao jateamento para melhorar a integração na interface.

Al-Amleh et al.[6], em 2014, investigaram a influência do aumento da espessura da porcelana de cobertura em coroas de molares feitas em zircônia sobre as tensões residuais resultantes de diferentes protocolos de resfriamento rápido e lento. Seis infraestruturas de zircônia estratificadas (Procera) foram divididas em 3 grupos (com cúspides achatadas de 1 mm, 2 mm ou 3 mm). Metade das amostras foram resfriadas rapidamente durante a vitrificação final, e a outra metade foi resfriada lentamente. A técnica de indentação Vickers foi usada para determinar o nível das tensões residuais da superfície. Os resultados mostraram que as tensões residuais compressivas na coroa com cúspides de 1 mm com resfriamento rápido foram significativamente maiores que nas amostras com 2 e 3 mm ($p < 0,05$). Além disso, houve uma tendência linear significativa de diminuição da tensão residual com o aumento da espessura da porcelana de estratificação no grupo com resfriamento rápido ($p < 0,05$). No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras com 2 e 3 mm com resfriamento rápido ($p \geq 0,05$). Da mesma forma, o teste ANOVA-um fator não mostrou diferenças estatísticas significativas entre as médias das várias espessuras de cúspide nos grupos de resfriamento lento, além de não mostrar variação linear significativa com o aumento da espessura de estratificação ($p \geq 0,05$). Houve diferença

estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as médias das coroas com resfriamento rápido e lento para cada altura de cúspide testada (1, 2 e 3 mm). Os autores concluíram que a taxa de resfriamento e a geometria da coroa têm efeitos substanciais nos perfis de tensões residuais com o aumento da espessura da porcelana de cobertura em comparação com o modelo plano.

Daou et al.[8], em 2014, também revisaram a literatura sobre propriedades e aplicações da zircônia. Foram considerados artigos revisados por pares publicados até julho de 2013 por meio do Medline. Os autores verificaram que a zircônia é capaz de suportar cargas posteriores e que embora os núcleos de zircônia sejam considerados confiáveis, essas restaurações não são isentas de problemas. A principal complicação refere-se ao lascamento da porcelana de cobertura devido à diferença nos coeficientes de expansão térmica, contração de queima da porcelana, transformação de fase e tensões de carregamento. Concluíram que restaurações em zircônia estão bem colocadas na comparação com outros matérias disponíveis no mercado para aplicações estéticas e funcionais em odontologia.

Em 2016, Yoon et al.[23] investigaram o efeito de tratamentos de superfície na interface zircônia e porcelana de cobertura sob estresse térmico. Foram preparadas 60 amostras (40 mm x 5 mm x 1,5 mm) com a face de teste de cada espécime de zircônia polida com um polidor Betagrinder (Bueher). Trinta amostras foram submetidas a jateamento com partículas de óxido de alumínio de 125 μm de diâmetro e receberam uma camada intermediária de *liner*. Todos os espécimes foram estratificados, submetidos a ciclagem térmica e ao teste de flexão em quatro pontos para cálculo a taxa de liberação de energia de deformação (G). Imagens feitas em microscópio eletrônico de varredura revelaram o padrão de fratura interfacial. Os resultados demostraram que as interfaces com o *liner* foram significativamente mais resistentes à flexão ($p = 0,011$). O teste estatístico ANOVA revelou que a aplicação de uma camada intermediária de *liner* na superfície da zircônia influenciou significativamente sua capacidade de aderência à porcelana de cobertura ($p = 0,011$). Não houve efeito de interação significativo entre o jateamento e a aplicação de diferentes camadas intermediárias de *liner* ($p = 0,602$). O jateamento também não influenciou significativamente os valores médios de (G) ($p = 0,626$). Os autores concluíram que os tratamentos de superfície com cerâmicas intermediárias (*liner*) podem ser benéficas para a adesão da interface e que o jateamento não pareceu melhorar essa adesão.

Ryan et al.[27], em 2016, avaliaram as mudanças de fase microestrutural e cristalográfica após desgaste e tratamento térmico regenerativo da Y-TZP. Trinta e cinco barras (Lava™ e Ice Zirkon) foram divididas: Y-TZP pré-sinterizado, controle (C), tratamento térmico (R), desgaste seco (DG), desgaste seco + tratamento térmico (DGR), desgaste úmido (WG) e desgaste úmido + tratamento térmico (WGR). O desgaste foi realizado usando uma fresa diamantada e o tratamento térmico foi realizado a 1000° C por 30 minutos. A microestrutura foi analisada por MEV e as fases cristalinas por difração de raios-X (DRX). O DRX mostrou que os espécimes pré-sinterizados continham as fases tetragonal e monoclínica, enquanto os grupos C e R apresentou fases tetragonal, cúbica e monoclínica. Após o desgaste, a fase cúbica foi eliminada em todos os grupos. Após o tratamento térmico (DGR e WGR) houve apenas fase tetragonal. As imagens obtidas em MEV mostraram trincas semicirculares após desgaste e homogeneização da superfície após tratamento térmico. Após o desgaste, as superfícies mostraram fases tetragonal e monoclínica e o tratamento térmico pode ser considerado necessário antes de aplicar a porcelana. Concluíram que o tratamento térmico regenerativo após a desgaste permitiu obtenção de fase 100% tetragonal e homogeneização das partículas. Portanto, pode-se supor que o regenerar o material por meio do tratamento térmico torna-se um procedimento que deve ser feito antes da aplicação da porcelana quando algum tipo de desgaste é realizado a superfície da zircônia Y-TZP.

Bömicke et al.[28], em 2017, avaliaram prospectivamente o desempenho clínico e a estética em curto prazo de coroas de zircônia monolíticas e parcialmente estratificadas (MZC e PZC, respectivamente). Entre setembro de 2011 e junho de 2013, sessenta e oito participantes receberam 90 MZC e 72 PZC. A probabilidades de sobrevida livre de complicações em 3 anos, considerado sucesso, foi de 93,6 % para MZC e 95,5 % para PZC. Os autores concluíram que as coroas de zircônia monolíticas e as estratificadas podem ser usadas clinicamente com excelente sobrevivência em curto prazo e sucesso sem comprometer a aparência estética.

Candido et al.[17], em 2017, propuseram estudar a natureza das fases cristalinas, morfologia da superfície, rugosidade e molhabilidade na superfície da zircônia (3Y-TZP) após desgaste com pedra diamantada com ou sem irrigação, e determinar o tempo e temperatura para reverter a transformação t → m, estabelecendo um protocolo para esse tratamento térmico. Blocos de zircônia 3Y-TZP (Lava Frame, 3M ESPE) foram cortados em máquina de corte de precisão (ISOMET 1000) com um

disco de diamante, sob irrigação com água. As amostras não desgastadas tinham dimensões iniciais 10 mm x 10 mm x 1,5 mm e as amostras desgastadas 10 mm x 10 mm x 1,8 mm. A sinterização foi realizada com tratamento térmico por 8 h a 1500 °C. Foi removido 0,3 mm de espessura da superfície das amostras de zircônia com e sem irrigação (grupos GT e DG, respectivamente) com auxílio de uma fresa manual elétrica de baixa velocidade (20.000 rpm). Foram realizados os seguintes testes: difração de raios X (DRX) para identificar as fases cristalinas, microscopia eletrônica de varredura (MEV), rugosidade média (Ra, n = 10), topografia superficial em perfilômetro e molhabilidade (n = 5) pela medida do ângulo de contato estático (gota séssil) de água destilada em um goniômetro. Para estudar a reversão da transformação de fases t → m, foram testados tratamentos em diferentes temperaturas 700, 800, 900 e 1000 °C por 30 e 60 min (n = 8). Os resultados mostraram zircônia monoclínica na superfície das amostras após o desgaste com irrigação e sem irrigação (úmido/seco). O volume da fase monolítica foi menor nas amostras secas (3,6 ± 0,3 %) do que nas amostras úmidas (5,6 ± 0,3 %). A DRX de alta temperatura mostrou reversão da reação t → m, iniciada em 700 °C e completada a 800 °C. Os autores concluíram que o desgaste com pedra diamantada transformou parcialmente a fase cristalina da superfície da 3Y-TZP, enquanto simultaneamente aumentou a rugosidade e a molhabilidade da superfície. A transformação t → m pode ser revertida por tratamento térmico a 800 ou 900 °C por 60 min ou 1000 °C por 30 min.

Hatanaka et al.[21], em 2017, avaliaram o efeito do desgaste e regeneração por tratamento térmico em corpos de prova de zircônia. Foram confeccionadas noventa e seis amostras de zircônia (Lava Frame; 3M ESPE) de 20 mm x 4,0 mm x 1,2 mm para as amostras controle (sem desgaste) e 20 mm x 4,0 mm x 1,5 mm para os grupos desgastados (grupos G). Os espécimes foram divididos em 6 grupos (n=16) de acordo com a realização do desgaste com ou sem irrigação e tratamento térmico regenerativo. O desgaste foi realizado com fresa com uma granulação de 150 µm em alta rotação. O tratamento de regeneração (R) foi realizado em um forno a 1000 °C por 30 min. Foram avaliadas as fases cristalinas da 3Y-TZP por difração de raios X e testes de flexão em 4 pontos em uma máquina de ensaios MTS modelo 810 (10 kN, 0,5 mm/min). Os resultados mostraram que o desgaste aumentou a resistência à flexão das amostras não sujeitas ao tratamento térmico regenerativo. Após regeneração (R), não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos experimentais. Entretanto, observaram que o módulo de Weibull e, portanto, a

confiabilidade (reprodutibilidade) diminuiu substancialmente para os grupos sem refrigeração à água. Os autores concluíram que o desgaste da 3Y-TZP deve ser realizado com refrigeração e que a regeneração deve ser realizada antes da aplicação da porcelana de cobertura para se obter um material mais confiável.

Ataol e Ergun[29], em 2018, investigaram o efeito de vários tratamentos de superfície na resistência ao cisalhamento de três cerâmicas odontológicas bicamada confeccionadas por CAD/CAM e duas cerâmicas de recobrimento. As amostras foram organizadas em grupos de acordo com a cerâmica bicamada e a porcelana de cobertura, a saber: Grupo A- IPS e.max CAD + IPS e.max Ceram; Grupo B- IPS e.max ZirCAD + IPS e.max Ceram; Grupo C- Vita Suprinity + Vita VM11; Grupo D- IPS e.max Ceram e Grupo E- Vita VM11.Todos os grupos foram divididos em oito subgrupos de acordo com o tratamento de superfície: 1) ácido fluorídrico + silano ultradent + Clearfil Universal Bond; 2) jateamento + silano ultradent + Clearfil Universal Bond; 3) laser + silano ultradent + Clearfil Universal Bond; 4) ácido fluorídrico + Clearfil Ceramic Primer (silano); 5) jateamento + Clearfil Ceramic Primer (silano); 6) laser + Clearfil Ceramic Primer (silano); 7) ultradent silano + Clearfil Universal Bond (controle); e 8) Clearfil Ceramic Primer (silano) (controle).

Metade dos corpos de prova foram submetidos ao procedimento de termociclagem e a outra metade foi armazenada em água destilada a 37 °C. Os testes de resistência ao cisalhamento para todos os corpos de prova foram realizados com uma máquina de teste. Os resultados demostraram que houve diferenças estatisticamente significativas entre os tratamentos de superfície testados ($p < 0,005$). O condicionamento com ácido fluorídrico resultou em valores de resistência de união mais elevados nos Grupos A, C, D, e E do que o outro tratamento de superfície testado. No entanto, a durabilidade da adesão após termociclagem foi semelhante ($p > 0,00125$) em todos os grupos de tratamento de superfície. Os autores concluíram que o condicionamento com ácido fluorídrico resultou na maior resistência ao cisalhamento para a vitrocerâmica de dissilicato de lítio, enquanto o jateamento melhorou a ligação mecânica da resina composta.

Bajraktarova-Valjakova et al.[18], em 2018, realizaram uma revisão de literatura dos materiais e sistemas totalmente cerâmicos contemporâneos com foco na composição química e nas propriedades dos materiais. Foram apresentadas as cerâmicas com matriz de vidro e cerâmicas policristalinas, bem como os materiais usináveis recentemente introduzidos, totalmente em zircônia e cerâmicas com matriz

de resina. As propriedades específicas da zircônia, como tenacidade por transformação, estabilização da estrutura cristalográfica, degradação a baixa temperatura e fatores que afetam o envelhecimento da zircônia foram enfatizadas. Os autores concluíram que as cerâmicas com matriz resinosa possuem propriedades favoráveis como módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, características de absorção de choque e alta resiliência e resistência à fratura.

Kim et al.[30], em 2018, investigaram a resistência ao cisalhamento (Shear Bond Strength- SBS) entre zircônia e porcelana de cobertura de dissilicato de lítio (LS_2) após pré-tratamentos de superfície. Amostras na forma de discos de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP) foram fabricadas e divididas em 4 grupos, de acordo com o pré-tratamento de superfície aplicado: controle, *liner*, jateamento, e jateamento mais *liner*. Posteriormente, foi injetado dissilicato de lítio nos discos de zircônia e testada a resistência ao cisalhamento (perpendicular à interface zircônia-dissilicato de lítio). Para cada grupo, foram averiguados os modos de falha usando microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura, além de espectroscopia por dispersão de energia de raios X e difração de raios X. O jateamento resultou em resistência da adesão na interface zircônia/LS_2 por cisalhamento significativamente mais baixa ($p < 0,05$). O menor coeficiente de expansão térmica da zircônia em relação à do LS_2 e o aumento da fração em volume de zircônia monoclínica após o jateamento podem enfraquecer a resistência da adesão na interface zircônia/LS_2. O *liner* melhorou significativamente a adesão entre a zircônia e o LS_2 ($p < 0,05$). Os valores de SBS diminuíram na seguinte ordem: *liner* > jateado + *liner* > jateado. A imagem da secção transversal da interface zircônia/LS_2 mostrou a fusão da estrutura cristalina entre os dois materiais. Alguns componentes do revestimento de cerâmica vítrea contendo sílica levaram a um aumento no SBS à medida que a difusão ocorria na superfície da zircônia. Os autores concluíram que a resistência da união entre a zircônia e o revestimento LS_2 aumentou significativamente com a aplicação de *liner* vitrocerâmico contendo sílica, mas diminuiu com o jateamento.

Miura et al.[11], em 2018, realizaram uma investigação sobre a incidência de complicações clínicas de coroas cerâmicas com infraestrutura de zircônia. Foi realizado um estudo de coorte retrospectivo (maio de 2004 a abril de 2016) utilizando registros clínicos de pacientes que receberam zircônia parcialmente estabilizada com óxido de ítrio (Y-TZP). O tempo de sucesso do tratamento (sem complicações) e a sobrevida da restauração (incluindo complicações menores e permanência

clinicamente funcional) foram estimados usando a análise de Kaplan-Meier. Cento e trinta e sete coroas foram avaliadas por um tempo médio de acompanhamento de 7 anos. Um total de 21 coroas apresentou pelo menos uma complicação, sendo a fratura da cerâmica de revestimento a mais comum (lascamento) (16 coroas). As taxas de sucesso e sobrevivência estimadas em 5 anos (96,9 % e 98,5 %, respectivamente) diminuíram em 10 anos para 62,1 % e 67,2 %, respectivamente. As principais complicações registradas foram lascamento (16 coroas, 11,7 %) seguido de fratura da raiz.

Felberg et al.[2], em 2019, descreveram dois casos clínicos para explorar as diferenças técnicas e as vantagens e desvantagens do uso de zircônia estratificada e monolítica em coroas unitárias posteriores. O primeiro caso descreve as etapas clínicas da fabricação de uma coroa monolítica em um segundo pré-molar inferior esquerdo usando zircônia de alta translucidez, e mostra o uso de um preparo dentário conservador baseado nas propriedades mecânicas superiores que este material apresenta, bem como nas características ópticas finais alcançadas pelo sombreamento e coloração. No segundo caso, um tratamento restaurador bicamada convencional foi confeccionado com estrutura de zircônia seguida de estratificação com cerâmica feldspática no primeiro molar inferior esquerdo. A literatura recente indica que cada uma dessas alternativas restauradoras apresenta vantagens e desvantagens específicas. Fatores como desempenho mecânico, fratura, características estéticas, sucesso clínico, taxas de complicações, desempenho da adesão e desgaste do antagonista são discutidos comparando os dois conjuntos restauradores. Os resultados destacam que as coroas monolíticas evitam um grande problema relatado nas restaurações de duas camadas: o lascamento da cerâmica de cobertura. As coroas monolíticas também permitem preparações dentárias minimamente invasivas, aumentando assim a preservação do remanescente dentário. Concluíram que, no entanto, faltam dados que sustentem a similaridade do desempenho estético entre as restaurações monolíticas e bicamadas, portanto, a previsibilidade de uso é restrita para a região posterior, pois casos que demandam alto apelo estético continuam utilizando fundamentalmente as restaurações bicamadas. A satisfação do paciente foi relatada em ambas as técnicas após o acompanhamento de 12 meses.

Kiyan et al.[31], em 2020, avaliaram o efeito do tratamento superficial com laser de femtosecond Ti:Sa de pulsos ultrarrápidos nas propriedades mecânicas, morfologia

e transformação de fase t → m da zircônia após o envelhecimento em autoclave para simular mudanças de temperatura e pressão. Discos com 1,3 mm ± 0,1 mm de espessura e 15 mm de diâmetro (n = 256) foram cortados a partir de cilindros cerâmicos à base de zircônia (VITA InCeram YZ para inLab 20/19, VITA). Para garantir que estavam livres de rachaduras ou fraturas visíveis, os discos foram inspecionados em microscópio óptico com ampliação de 40x. Os discos cerâmicos foram divididos aleatoriamente nos grupos: controle (sem tratamento), jateamento (Al_2O_3, 50 µm) e irradiação de pulsos de laser de 25 µJ. Esses grupos foram duplicados e a metade de cada grupo foi submetida a envelhecimento após os diferentes tratamentos de superfície. Os corpos de prova foram então analisados por difração de raios X (DRX), microscopia eletrônica de varredura (MEV) e testados em flexão biaxial com e sem envelhecimento. O envelhecimento foi realizado em autoclave (Dabi Atlante M9 Ultra Clave) a 134 °C e 2 kgf/cm^2, por 20 h. Os resultados mostraram que o envelhecimento diminuiu as forças para todos os grupos e aumentou o módulo de Weibull para o grupo tratado à laser com largura de 40 µm entre duas ranhuras. O grupo tratado por jateamento apresentou o maior pico da fase monoclínica, indicando a maior proporção dessa fase como conseqüência do tratamento de superfície. Embora a força mais significativa tenha sido observada dentro do grupo tratado por jateamento, a transformação de fase foi aos grupos tratados à laser. O módulo de Weibull foi maior para o grupo tratado à laser. Os autores concluíram que a zircônia pode apresentar uma boa estabilidade em longo prazo após a irradiação. Portanto, o laser de femtosecond Ti:Sa pode ser uma alternativa ao jateamento em reabilitações de zircônia Y-TZP.

Machado et al.[32], em 2021, avaliaram a influência de quatro tratamentos de superfície na zircônia para melhorar a união com a porcelana de cobertura. Avaliaram a resistência à fratura após termociclagem e a delaminação da porcelana em teste de fadiga. Discos cerâmicos bicamadas foram produzidos a partir de blocos de zircônia (IPS e.max ZirCAD MO, Ivoclar Vivadent – 0,7 mm de espessura) e divididos em 8 grupos: controle (limpeza com álcool isopropílico sem tratamento de termociclagem), controle envelhecido (limpeza com álcool isopropílico com termociclagem), polido (broca diamantada 4219F com um motor de baixa velocidade sem termociclagem), polido envelhecido (polida com broca diamantada 4219F com termociclagem), abrasão a ar (jateamento com partículas de óxido de alumínio 45 µm por 10 s sem termociclagem), abrasão a ar envelhecido (jateamento com partículas de óxido de

alumínio 45 µm por 10 s com termociclagem), *liner* (tratamento com IPS e. max Zirliner (Ivoclar Vivadent) sem termociclagem), e *liner* envelhecido (tratamento com IPS e. max Zirliner com termociclagem). Foram realizados os seguintes testes: análise de rugosidade e topografia, análises de DRX, teste de termociclagem mediante uma máquina termocicladora por 12.000 ciclos térmicos, com temperatura variando de 5 a 55 °C com tempo de permanência de 30 s em cada banho, e 2 s de transferência entre os banhos, teste de fadiga usando uma máquina eletrodinâmica (Instron ElectroPlus E300) começando com 20 MPa a uma freqüência de 10 Hz a 5000 ciclos, seguido de incrementos de 10 MPa a cada 10000 ciclos. Os resultados mostraram que a rugosidade dos grupos controle e de jateamento foram estaticamente semelhantes entre si e apresentaram superfícies mais ásperas. A análise de sobrevivência apontou que ambos os fatores considerados não influenciaram estaticamente a resistência e o número de ciclos para fratura ou delaminação da bicamada. Os autores concluíram que nenhum tratamento de superfície de zircônia foi superior ao grupo controle. O envelhecimento por termociclagem não influenciou a resistência à fratura ou delaminação das amostras bicamadas.

Kutsuma et al.[33], em 2021, estudaram o efeito do tratamento de superfície do difluoreto de hidrogênio de potássio (KHF_2) e difluoreto de hidrogênio de amônio (NH_4HF_2) na resistência ao cisalhamento de cerâmicas bicamada de porcelana estratificada sobre zircônia. Dois tipos de zircônia (Katana zircônia (3Y-TZP) e KZR-CAD Zr SHT (6Y-TZP)) e uma porcelana de cobertura (Cerabian ZR) foram utilizadas para confecção dos espécimes. Discos de zircônia (n = 11) foram preparados usando os seguintes tratamentos de superfície: sem tratamento (NT), jateamento de alumina (AB), KHF_2 e NH_4HF_2. Após o tratamento de superfície, os espécimes foram analisados por difração de raios X (DRX). A resistência da união porcelana/zircônia foi testada por cisalhamento após 24 h de armazenamento em água. Os espécimes foram avaliados por microscopia eletrônica de varredura. A análise de DRX do 3Y-TZP tratado com AB, KHF_2 ou NH_4HF_2 demonstrou que a zircônia se torna instável e ocorre a transformação de fase t para m. No grupo 3Y-TZP, os grupos KHF_2 e NH_4HF_2 exibiram maior resistência ao cisalhamento do que AB e NT. No grupo 6Y-TZP, os grupos KHF_2 apresentaram maior resistência ao cisalhamento do que NT, AB e NH_4HF_2. Os autores concluíram que uma união de alta resistência com porcelana de cobertura pode ser alcançada tratando-se a superfície da zircônia com compostos de fluoreto.

4 MATERIAL E MÉTODO

Blocos pré-sinterizados de zircônia Lava™ Plus (3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha) foram usinados em cortadeira metalográfica de alta precisão (ISOMET 1000, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA), utilizando-se disco diamantado (Series 15LC Diamond, Buehler, Illinois, EUA) (Figura 1). Foram cortados espécimes com 25 mm X 5 mm X 1,9 mm (grupo controle) e 25 mm X 5 mm X 2,3 mm (grupos que foram submetidos ao desgaste) (Figura 2) esperando-se uma contração de sinterização da ordem de 20%.

Figura 1 – Cortadeira metalográfica ISOMET 1000, com o disco diamantado

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 2 - Espécimes cortados nas dimensões iniciais, antes da sinterização

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Foram cortadas 15 amostras por grupo, sendo que os grupos experimentais ficaram delimitados da seguinte forma:

1. controle (Zr sinterizada, C),
2. desgaste (D),
3. desgaste + tratamento térmico regenerativo a 1000 ºC por 30 min (DTTR),
4. desgastado + envelhecimento em autoclave (DA) e
5. desgastado + tratamento térmico regenerativo + envelhecimento em autoclave (DTTRA).

As amostras receberam acabamento com pontas de silicone (Exa-cerapol, Edenta, Labordental, Hauptstrasse, Suíça). As margens foram biseladas e as superfícies foram polidas manualmente com lixas de carbeto de silício #1200, #1500 e #2000 (401Q, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) por um minuto cada lixa simulando o movimento de infinito. As amostras foram mensuradas em paquímetro digital (500-144B, Mitutoyo Sul Americana, Suzano, SP, Brasil) (Figura 3) e sinterizadas por 8 horas a 1500 ºC (Sirona In Fire HTC Speed, Dentsply Sirona, Alemanha) (Figura 4).

Figura 3 - Acabamento e polimento das amostras e mensuração com paquímetro digital

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 4 - Sinterização em forno Sirona

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

As dimensões finais dos corpos de prova foram de 20 mm X 4 mm X 1,5 mm (para os grupos desgastados) e 20 mm X 4 mm X 1,2 mm (para o grupo controle), todos mensurados com paquímetro digital. Os grupos que foram desgastados tiveram suas amostras desgastadas (0,3 mm) por meio de um aparelho padronizador de desgaste com baixa rotação e pedra diamantada cilíndrica (Figura 5) (MasterCeram®, MCE 133 104, Eurodental Comercial Importadora Ltda, São Paulo, SP, Brasil) sem irrigação[17].

Figura 5 - Desgaste dos espécimes em aparelho padronizador

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Após o desgaste, as amostras dos grupos com tratamento térmico foram colocadas em forno para cerâmica Sirona In Fire HTC Speed por 30 minutos a 1000 ^{o}C[17] (Tabela 1), sendo removidas do forno após completado o ciclo de queima e resfriadas na bancada até a temperatura ambiente.

Tabela 1 – Temperaturas e tempos para o tratamento térmico regenerativo

Programa	Taxa de aquecimento (ºC / min)	Temperatura (ºC)	Intervalo de retenção (min)
S4	20	250	1
S3	20	1000	30
S2	20	800	1
S1	20	250	1

Fonte: Elaboração própria.

O envelhecimento das amostras dos grupos DTTRA e DA em autoclave (Phoenix Luferco AB-25) a 134 °C com pressão de 2 bar por 20 horas segundo a norma ISO 13356:2008 ainda não foi realizado, pois estamos aguardando a máquina MTS-810 poder ser utilizada para dar prosseguimento a essa etapa. A dúvida seria a de quê envelhecendo e tendo que aguardar para a realização da fadiga poderia gerar um viés dos resultados. O ensaio de fadiga cíclica não pode ser realizado neste momento em função da máquina MTS-810 não estar operante deste o início da pandemia, todas as etapas até este momento do relatório foram plenamente realizadas e estamos aguardando a liberação da máquina para prosseguimento, no final deste documento há uma declaração do responsável pelo equipamento atestando a inoperância do mesmo (ANEXO – B).

Contudo, após a confecção dos espécimes, desgaste e tratamento térmico regenerativo uma amostra de cada grupo foi submetida a difração de raios X em difratômetro Bruker D8 Advance (Karlsruhe, Alemanha) adotando-se anodo de Cobre I K1 = 1,5406 Å e K2 = 1,5444 Å, I2/I1 = 0,5, com varredura entre 20º e 80º, passo angular de 0,02º e 3 segundos de varredura contínua para identificar a fase da estrutura cristalina.

Foi também realizado análise da superfície das amostras (n=1 espécimes por grupo) em microscópio eletrônico de varredura (Inspect F50, FEI, Achtseweg Noord 5, Eindhoven, Holanda) que receberam previamente recobrimento com ouro.

4.1 Cronograma de Desenvolvimento da Pesquisa

O cronograma de atividades está descrito no Quadro 1.

Quadro 1- Cronograma de atividades

Atividades	2020 1º semestre	2021 2º semestre
Obtenção e preparo das amostras	X	
Atualização bibliográfica	X	X
Adequação metodologia, prova piloto	X	
Redação do relatório parcial	X	
Execução da metodologia	X	X
Tabulação dos dados		X
Análise dos resultados		X
Redação do Relatório Final		X

Etapas executadas: Foi realizada ao longo do período da pesquisa um extenso levantamento bibliográfico para embasar a pesquisa, foi realizado o preparo dos espécimes (corte, acabamento, polimento e sinterização), bem como o desgaste dos espécimes de acordo com o grupo experimental. Foi executada a análise de difração de raios X e obtenção de imagens superficiais em microscópio eletrônico de varredura. A realização da fadiga em máquina de ensaios mecânicos (MTS 810) não pode ser realizada em função da máquina estar aguardando manutenção e troca de óleo.

Fonte: Elaboração própria.

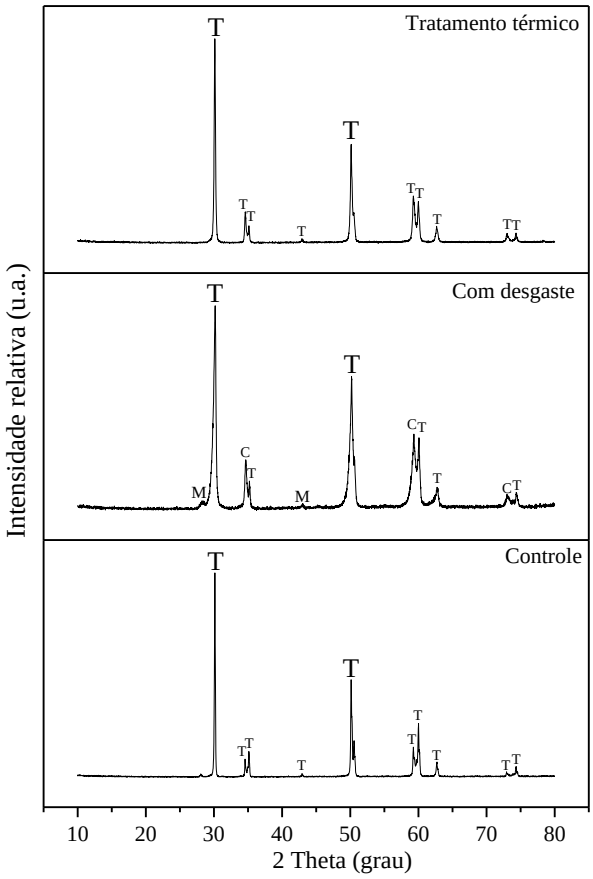
5 RESULTADO

Os resultados foram obtidos por meio de Difração de Raios X e Microscopia Eletrônica de Varredura.

5.1 Difração de Raios X

A Figura 6 apresenta os difratogramas referentes às análises por DRX dos grupos, e a Tabela 2 as porcentagens encontradas para cada fase.

Figura 6 - Difratograma de raios X. Fases encontradas na superfície dos grupos experimentais



Fonte: Elaborado por Karem Janeth Rimachi Hidalgo.

Tabela 2 - Quantificação das fases cristalográficas encontradas nos grupos pelo método de Rietveld

Grupos	Fases (%)		
	Monoclínica Nº do arquivo ICDD* 96-900-5834	Tetragonal Nº do arquivo ICDD 96-152-1475	Cúbica Nº do arquivo ICDD 96-152-1754
Controle	0	100	0
Desgaste	13	66,4	20,6
Desgaste com tratamento térmico	0	100	0

* ICDD- International Centre for Diffraction Data https://www.icdd.com/

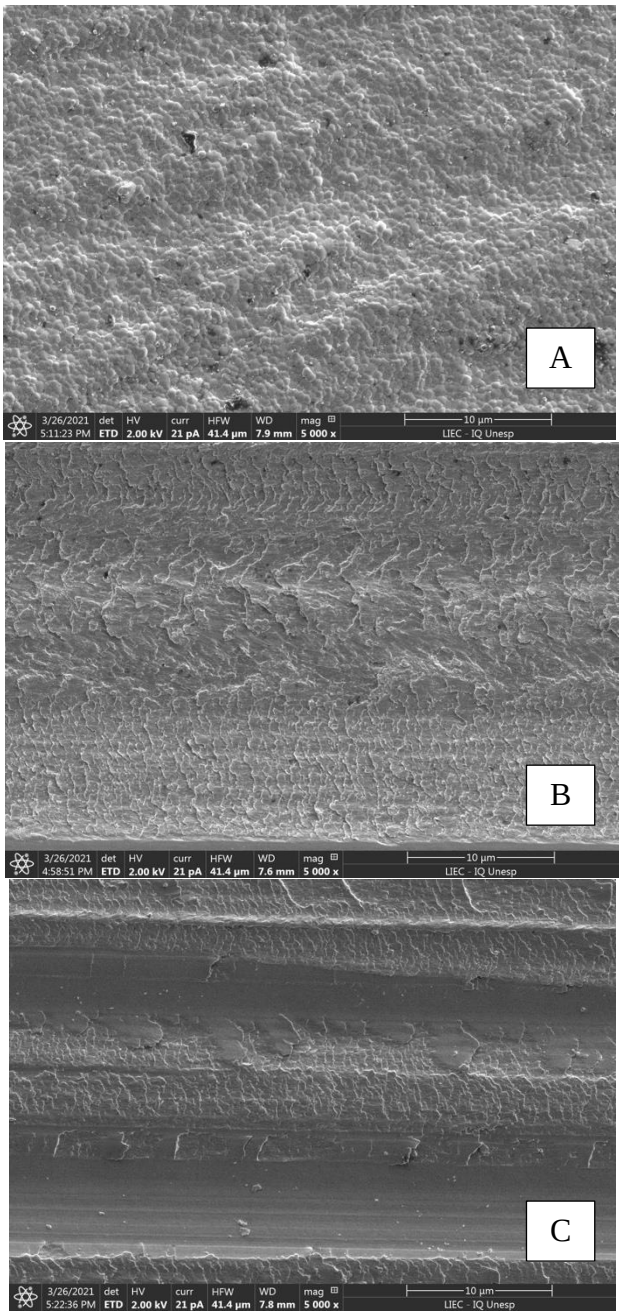
Fonte: Elaborado por Karem Janeth Rimachi Hidalgo.

Após a realização do DRX observou-se que o desgaste ocasionou o aparecimento de fase monoclínica na superfície dos espécimes, mostrando inclusive aparecimento de fase cúbica. Com a realização do tratamento térmico (1000 ºC/30 min) houve reversão total de fase monoclínica voltando à quantidade encontrada no grupo controle.

5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura

A Figura 7 mostra as imagens obtidas em microscópio eletrônico de varredura, no grupo controle (Figura 7A) a microestrutura apresentou-se íntegra, com grãos bem delimitados e regulares com formato e contorno conservados, contudo, quando se realizou o desgaste com a pedra diamantada (Figura 7B) a superfície perdeu o aspecto granular e mostrou ranhuras no sentido do corte, com deformações plásticas e trincas superficiais, após o tratamento térmico regenerativo (Figura 7C) observa-se uma superfície mais lisa, com ranhuras menos evidentes e com cantos mais arredondados.

Figura 7 - Imagens obtidas em microscópio eletrônico de varredura da superfície da zircônia. A- Controle, B- Desgaste, C- Desgaste com tratamento térmico 1000 ºC por 30 min



Fonte: Arquivo pessoal de Karem Janeth Rimachi Hidalgo.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou o efeito do tratamento térmico regenerativo em zircônia monolítica após desgaste, este tratamento pode e deve ser utilizado na prática clínica, pois tem potencial de induzir a transformação reversa de fase monoclínica para tetragonal, e devido a fase tetragonal possuir alta resistência à flexão, dificultando a formação de microtrincas, é um dos métodos sugeridos para aumentar a resistência e longevidade de peças protéticas feitas em zircônia.

A questão do desgaste em peças de zircônia sinterizadas ocorre em casos em que se precisa ajustar a peça protética à condição clínica, muitas vezes para melhorar uma adaptação marginal outras para obter espaço para o revestimento cerâmico ou mesmo necessidade de ajuste oclusal em peças monolíticas. O fato é que o desgaste produz grande quantidade da fase monoclínica em sua estrutura, e sendo a fase monoclínica a que possui em dentre suas características a associação com microtrincas, menor confiabilidade e maior degradação em baixas temperaturas, e neste sentido, tentativas de reversão da fase monoclínica para tetragonal são imprescindíveis para longevidade clínica no tratamento protético[34]. Contudo, mesmo o tratamento térmico regenerativo sendo capaz de reverter a fase da zircônia de monoclínica para tetragonal, há ainda na literatura divergências com relação as alterações em sua resistência à flexão, visto que tratamentos térmicos podem reduzir o estresse compressivo que fica na zircônia frente a um estresse o que poderia resultar em uma diminuição da resistência à flexão[35,36].

Ryan et al.[27] avaliaram a zircônia por difração de raios X, em uma fase de pré-sinterização, as fases encontradas foram monoclínicas e tetragonais, e, após sinterização, a fase dominante encontrada foi a tetragonal. O que pode explicar essa mudança é a temperatura e seus ciclos de sinterização, que, neste presente estudo, foi realizada com tratamento térmico por 8 h a 1500 °C. Após a sinterização, pode ser encontrada a fase cúbica da zircônia em seu conteúdo, sendo esta, uma fase fraca e que possui volume de até duas vezes maior do que a fase tetragonal, o que implicaria, sem dúvidas, em menor longevidade do material[27]. Neste presente estudo, resultados semelhantes foram observados após a realização do DRX, sendo possível observar-se que o desgaste ocasionou o aparecimento de fase monoclínica na superfície dos espécimes, mostrando inclusive aparecimento de fase cúbica. Com a realização do

tratamento térmico (1000 ºC/30 min) houve reversão total de fase monoclínica voltando à quantidade encontrada no grupo controle.

Hatanaka et al.[21] avaliaram o efeito do desgaste e regeneração por tratamento térmico em corpos de prova de zircônia, os autores avaliaram as fases cristalinas da 3Y-TZP por difração de raios X e o efeito do desgaste e tratamento térmico por teste de flexão, os resultados mostraram que o desgaste aumentou a resistência à flexão das amostras não sujeitas ao tratamento térmico regenerativo e, após regeneração, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos experimentais. Sugere-se que o calor gerado pelo atrito pode ter sido tão intenso que ao invés de gerar fase monoclínica, foi capaz de reverter para a fase tetragonal, o que explicaria como o desgaste conseguiu aumentar a resistência à flexão das amostras não sujeitas ao tratamento térmico regenerativo[27].

O desgaste é uma alternativa para eliminar a fase cúbica e realizar a transformação da fase monoclínica para tetragonal, visto que o calor e a energia gerado pela força de atrito (desgaste) induz a transformação reversa de monoclínica para tetragonal (m→t)[27].

Ryan et al.[27] observaram por meio de imagens obtidas em MEV, trincas semicirculares após desgaste e homogeneização da superfície após tratamento térmico. Neste presente estudo, também por meio de MEV, foi possível notar alteração de padrão na microestrutura similares, com o grupo controle apresentando superfície íntegra com grãos bem delimitados e regulares com formato e contorno conservados, entretanto, quando submetido ao desgaste com a pedra diamantada, a superfície perdeu o aspecto granular e apresentou ranhuras no sentido do corte, com deformações plásticas e trincas superficiais, após o tratamento térmico regenerativo, observou-se uma superfície mais lisa, com ranhuras menos evidentes e com cantos mais arredondados, tendendo a um padrão mais homogêneo.

O desgaste realizado na zircônia, quando analisado por meio de imagens em microscopia eletrônica de varredura (MEV), provoca trincas semicirculares, fissuras, microfissuras e sulcos na superfície, que, com o tempo, podem se propagar e acabar diminuindo a resistência à flexão do material. É diante deste cenário que se torna necessário a presença fundamental da fase tetragonal da zircônia em sua composição para evitar a propagação desses defeitos no material.

Apesar da limitação deste estudo de não ter sido finalizado em sua pergunta principal em função da ausência do teste de fadiga, as informações iniciais sinalizam

para a importância da realização de um tratamento térmico após desgaste na zircônia, pois cristalograficamente obtém-se um material que irá atuar de forma plena, ou seja, com todos os seus grãos na fase tetragonal e que quando submetidos a forças cíclicas mastigatórias associado a um ambiente úmido, será capaz de se transformar, na área de estresse, para grãos monoclínicos e assim bloquear a propagação da trinca. Partindo do pressuposto que quando não se faz o tratamento térmico previamente à aplicação da porcelana de cobertura o material já parte de uma quantidade significativa de fase monoclínica, tal cenário seria prejudicial para a longevidade de peças em zircônia bicamada, favorecendo processos de lascamento e/ou delaminação da porcelana de cobertura.

7 CONCLUSÃO

Baseado nas evidências apresentadas neste trabalho, se vê necessário a utilização de métodos que realizem a conversão da fase monoclínica da zircônia, obtida por meio de desgaste, para tetragonal, para que a confiabilidade do material e sua longevidade sejam aumentadas, sendo o tratamento térmico regenerativo uma opção para esta finalidade.

REFERÊNCIAS*

1. Liu Y, Feng H, Bao Y, Qiu Y, Xing N, Shen Z. Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. J Eur Ceram Soc. 2010; 30(6): 1297–305.

2. Felberg RV, Bassani R, Pereira GKR, Bacchi A, Silva-Sousa YTC, Gomes EA et al. Restorative possibilities using zirconia ceramics for single crowns. Braz Dent J. 2019; 30(5): 442-52.

3. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. J Dent Res. 2011; 90(8): 937–52.

4. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new material ad processing methods. Dent Mater. 2017; 31: 133-46.

5. Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zircônia- veneer dental prostheses. J Mech Behav Biomed Mater. 2013; 21: 167-77.

6. Al-Amleh B, Neil Waddell J, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. Dent Mater. 2014; 30(3): 271-80.

7. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. Dent Mater. 2011; 27(11): 1102-10.

8. Daou EE. The zirconia ceramic: strengths and weaknesses. Open Dent J. 2014; 8(1): 33–42.

9. Park CJ, Phark JH, Chee WW. Evaluation of fracture resistance of varying thicknesses of zirconia around implant abutment cylinders. J Oral Implantol. 2017; 43(5): 328–32.

10. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res. 2007; Suppl 3: 86-96.

11. Miura S , Kasahara S , Yamauchi S , Okuyama Y , Izumida A , Aida J et al. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic single crowns: an up to 12-year retrospective cohort study. Clin Oral Investig. 2018; 22(2): 697-706.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf.

12. Basso GR, Moraes RR, Borba M, Griggs JA, Della Bona A. Flexural strength and reliability of monolithic and trilayer ceramic structures obtained by the CAD-on technique. Dent Mater. 2015; 31(12): 1453.

13. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: effect of surface treatments. Dent Mater. 2010; 26(8): 751-60.

14. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. J Prosthet Dent. 2010; 104(2): 98-104.

15. Liu D, Matinlinna JP, Tsoi JK, Pow EH, Miyazaki T, Shibata Y et al. A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding. Dent Mater. 2013; 29(5): 559–65.

16. Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. Dent Mater J. 2008; 27: 448–54.

17. Candido LM, Fais L, Ferreira EB, Antonio SG, Pinelli L. Characterization of a diamond ground Y-TZP and reversion of the tetragonal to monoclinic transformation. Oper Dent. 2017; 42(4): 407-17.

18. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. Open Access Maced J Med Sci. 2018; 6(9): 1742–55.

19. Kosmač T, Oblak Č, Jevnikar P, Funduk N, Marion Lj. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res. 2000; 53(4): 304-13.

20. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006; 76(2): 440-8.

21. Hatanaka GR, Polli GS , Fais LMG , Nunes Reis JMDS , Pinelli LAP. Zirconia changes after grinding and regeneration firing. J Prosthet Dent. 2017; 118(1): 61-68.

22. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. Dent Mater. 2005; 21(5): 454-63.

23. Yoon HI, Yeo IS, Han JS. Effect of various surface treatments on the interfacial adhesion between zirconia cores and porcelain veneers. Int J Adhes Adhes. 2016; 69: 79–85.

24. Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. J Prosthet Dent. 2003; 90: 465-73.

25. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. Clin Oral Implants Res. 2007;18 Suppl 3: 73-85.

26. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses Dent Mater. 2012; 28(1): 102-11.

27. Ryan DPO, Fais LMG, Antonio SG, Hatanaka GR, Candido LM, Pinelli LAP. Y-TZP zirconia regeneration firing: microstructural and crystallographic changes after grinding. Dent Mater J. 2017; 36(4): 447-53.

28. Bömicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M. Short-term prospective clinical evaluation of monolithic and partially veneered zirconia single crowns. J Esthet Restor Dent. 2017; 29(1): 22-30.

29. Ataol AS, Ergun G. Repair bond strength of resin composite to bilayer dental ceramics. J Adv Prosthodont. 2018; 10(2): 101–12.

30. Kim SH, Park CJ, Cho LR, Huh YH. Evaluation of the ceramic liner bonding effect between zirconia and lithium disilicate. J Prosthet Dent. 2018; 120(2): 282-89.

31. Kiyan VH, Rodrigues FP, Samad RE, Zezell DM, Bottino MA, Batista De Lima N, Saraceni CHC. Femtosecond ti: an ultra-short-pulse laser irradiation effects on the properties and morphology of the zirconia surface after ageing. Ceramic Int. 47(4): 4455-65.

32. Machado PS, Pereira GKR, Zucuni CP, Guilardi LF, Valandro LF, Rippe MP. Influence of zirconia surface treatments of a bilayer restorative assembly on the fatigue performance. J Prosthodont Res. 2021; 30; 65(2): 162-70.

33. Kutsuma R, Koizumi H, Nogawa H, Burrow MF, Yoneyama T, Matsumura H. Effect of surface treatment with potassium hydrogen difluoride and ammonium hydrogen difluoride on bond strength between layered veneering porcelain and zircônia. Int J Adhes Adhes. 2021; 102777.

34. Hatanaka GR, Polli GS, Fais LMG, Reis JMDSN, Pinelli LAP. Zirconia changes after grinding and regeneration firing. J Prosthet Dent. 2017; 118(1): 61-8.

35. Denry IL, Holloway JA. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006; 76: 440-8

36. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2005; 33: 9-18.

ANEXO A – CERTIFICADO BOLSA PIBIC REITORIA

unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Certificado

Certifico que **Henrique Casarin Oliveira**, portador do CPF número 381.527.508-32, realizou iniciação cientifica na Modalidade **Bolsa PIBIC Reitoria**, no período de 01/09/2020 a 31/08/2021, na Unesp, Faculdade de Odontologia de Araraquara, sob a supervisão Professor(a) Ligia Antunes Pereira Pinelli, ao desenvolver o projeto intitulado "**Sucesso do tratamento térmico regenerativo em zircônia monolítica desgastada e envelhecida hidrotérmicamente avaliada por meio de fadiga mecânica**."

São Paulo, 14/03/2022

Edson Cocchieri Botelho
Pró-Reitor de Pesquisa
Universidade Estadual Paulista "Julio de Mesquisa Filho"

ANEXO B – MTS-810

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Araraquara

Araraquara, 02 de fevereiro de 2022

Venho, por meio desta, atestar que a máquina de ensaios mecânicos MTS 810 localizada na Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP apresentou problema no inicio de 2020 e desde então não está podendo ser usada em função da necessidade de manutenção (conserto do filtro de óleo), desta forma, foi solicitado aos pesquisadores que pretendiam utilizar a máquina que aguardassem o conserto da mesma.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz
Responsável pelo Laboratório de Ensaios
Biomecânicos da FOAr

Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz