



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



Karem Janeth Rimachi Hidalgo

**O efeito do tratamento térmico regenerativo após desgaste da zircônia na
resistência ao cisalhamento e na taxa de liberação de energia de fratura da
união zircônia/porcelana de cobertura**

Araraquara

2022



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



Karem Janeth Rimachi Hidalgo

O efeito do tratamento térmico regenerativo após desgaste da zircônia na resistência ao cisalhamento e na taxa de liberação de energia de fratura da união zircônia/porcelana de cobertura

Tese de Doutorado apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Doutor em Odontologia, na Área de Reabilitação Oral

Orientadora: Prof.^a Dr^a Lúgia Antunes Pereira Pinelli

Coorientador: Prof. Dr. Eduardo Bellini Ferreira

Araraquara
2022

R575e	Rimachi-Hidalgo, Karem Janeth O efeito do tratamento térmico regenerativo após desgaste da zircônia na resistência ao cisalhamento e na taxa de liberação de energia de fratura da união zircônia/porcelana de cobertura / Karem Janeth Rimachi-Hidalgo. -- Araraquara, 2022 102 p. : il., tabs. Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara Orientadora: Lígia Antunes Pereira Pinelli Coorientadora: Eduardo Bellini Ferreira 1. Zircônio. 2. Resistência ao cisalhamento. 3. Tratamento térmico. 4. Porcelana dentária. 5. Testes mecânicos. 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.

Karem Janeth Rimachi Hidalgo

O efeito do tratamento térmico regenerativo após desgaste da zircônia na resistência ao cisalhamento e na taxa de liberação de energia de fratura da união zircônia/porcelana de cobertura

Comissão julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutor em Reabilitação Oral

Presidente e orientador: Prof^a Dr^a Lígia Antunes Pereira Pinelli

2º Examinador: Prof^a Dr^a Andréa Candido dos Reis

3º Examinador: Prof^a Dr^a Leily Macedo Firoozmand

4º Examinador: Prof^a Dr^a Renata Garcia Fonseca

Araraquara, 1 de fevereiro de 2022.

DADOS CURRICULARES

Karem Janeth Rimachi Hidalgo

NASCIMENTO: 24/09/1986 Iquitos – Peru.

FILIAÇÃO: Pedro Segundo Rimachi Inga.
Rosario Hidalgo Gomez.

2004-2011: Curso de Graduação na Universidade de la Amazonia Peruana, Iquitos - Peru.

2016-2017: Estágio docência nas Disciplinas de Prótese Parcial Removível I e II, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

2016-2018: Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Área de concentração em Prótese, nível de Mestrado, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP.

2019-2021: Estágio docência nas Disciplinas de Prótese Fixa Convencional e sobre Implantes I e II, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

2018-2022: Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Área de concentração em Prótese, nível de Doutorado, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP.

Dedico este trabalho a **DEUS**, nosso Criador, que foi meu sustento para seguir em frente nesta longa jornada.

Aos meus pais, **PEDRO e ROSARIO**, por todo o amor, carinho, compressão e sacrifício que fizeram e ainda fazem por mim e meus filhos. **AMO MUITO VOCÊS**, e sem vocês eu não teria conquistado esta vitória, minha admiração é enorme, serão sempre a minha força e base em tudo.

Aos meus filhos **LUCCAS e BRUNELLA**, por serem meu pilar, alegria e força. Amo demais vocês.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, nosso Pai celestial, que pela sua infinita bondade nos dá saúde e forças para alcançar nossas metas.

Aos meus pais, **PEDRO E ROSARIO**, pela confiança, amor, compreensão e conselhos, agradeço por estarem sempre a meu lado, tornando este longo caminho mais fácil e alegre. Vocês sempre acreditaram em mim.

Agradeço também a meus filhos, **LUCCAS E BRUNELLA**, que com um sorriso me fazem esquecer as dificuldades da vida. Vocês são minha força.

Agradeço também a meu irmão, **MARCO**, pela ajuda.

Agradeço principalmente à Prof^a Dr^a **Lígia Antunes Pereira Pinelli**, pela oportunidade e confiança depositada em mim para realizar o doutorado nesta prestigiada universidade. Serei eternamente agradecida por sua admirável dedicação e amor por tudo que faz. Você foi quem me deu luz em meio à escuridão, acreditando em mim sem conhecer-me. Muito obrigada, Professora

Ao meu coorientador Prof. Dr. **Eduardo Bellini Ferreira**, pelos ensinamentos, paciência e disponibilidade em ajudar-me. Você é uma pessoa de caráter e muito trabalhadora. Você tem minha profunda admiração e gratidão.

A **Johnata Cavalcanti Fonseca**, por ter sempre disponibilidade de me ajudar e ensinar.

A **Leandro Fernandes** pela colaboração e ajuda nas análises de difração de raios X.

A **Raira Chefer** pela colaboração e ajuda na análise de perfilometria ótica.

Ao Prof. Dr. **Dalton Geraldo Guaglianoni** pela realização da análise estatística.

Ao Prof. Dr. **Rodrigo Paccola**, pela ajuda na realização das análises por elementos finitos.

Aos meus colegas em Araraquara, obrigada por tudo.

Aos docentes do curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral que de alguma forma contribuíram para meu crescimento e formação.

Às Instituições de Ensino USP/São Carlos, UFSCar/São Carlos e UNESP/Araraquara, pela infraestrutura para execução deste estudo.

À CAPES: o presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

À Universidade Estadual Paulista “**Júlio de Mesquita Filho**” – UNESP/Araraquara, e ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, área de **Reabilitação Oral** pela oportunidade de realização do curso de doutorado.

A todas as pessoas que participaram direta ou indiretamente da realização deste trabalho e que não estão citadas nominalmente, meus sinceros agradecimentos.

Rimachi Hidalgo KJ. O efeito do tratamento térmico regenerativo após desgaste da zircônia na resistência ao cisalhamento e na taxa de liberação de energia de fratura da união zircônia/porcelana de cobertura [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar a eficácia do tratamento térmico regenerativo (TTR) a 1000 °C por 30 min na melhoria da adesão entre cerâmicas bicamadas compostas de porcelana de cobertura (PC) e zircônia (Z), após desgaste prévio da zircônia. Para tanto, a resistência ao cisalhamento e a tenacidade da adesão foram determinadas experimentalmente. A tenacidade foi determinada pela taxa de liberação da energia elástica armazenada, ou energia de fratura (G), em corpos de prova bicamada entalhados e com tração na PC em flexão em quatro pontos. Diferentes geometrias de corpos de prova para testes de cisalhamento foram avaliadas pelo método dos elementos finitos, a partir de 10 modelos virtuais em 3D construídos com o software ANSYS® 19.1, variando-se a altura e a posição da PC na interface com a Z. Tais modelos foram organizados em blocos denominados REFERENCE (PC e Z com mesma altura), TOP (interface coincide no topo, e a altura da PC diminui da base em direção ao topo), MID (altura da PC diminui a partir do topo e da base em direção ao centro da interface com a Z) e DOWN (interface coincide na base, e a altura da PC diminui do topo em direção à base). Em todos os modelos, a Z foi engastada e uma carga de 150 N foi aplicada na PC a uma distância de 0,2 mm da interface. A partir da análise das tensões máximas resultantes, o modelo REFERENCE foi considerado mais adequado para os ensaios de cisalhamento, e essa geometria foi utilizada para confeccionar espécimes de zircônia 3Y-TZP (Lava Plus, 12,5 x 11 x 0,9 mm) distribuídos em 3 grupos (n=15): controle (C), desgastado (D) e desgastado com TTR à 1000 °C por 30 min (DT). O desgaste (0,3 mm) da Z foi realizado em dispositivo padronizador utilizando pedra diamantada MasterCeram® em baixa rotação sem irrigação. O TTR foi realizado em forno convencional de laboratório. A superfície da Z resultante dos tratamentos foi caracterizada por difração de raios X (DRX), microscopia eletrônica de varredura (MEV) e perfilometria óptica. As amostras foram recobertas com PC IPS e.max Ceram (2,5 x 11 x 0,9 mm). Os ensaios de cisalhamento foram realizados com velocidade de deslocamento do atuador de 0,5 mm/min. A taxa de liberação de energia elástica armazenada foi avaliada em espécimes de Z de 40 x 5 x 1,5 mm recobertos com 1,5 mm de espessura de PC, segundo a mesma metodologia utilizada nos espécimes de cisalhamento. Ensaios de flexão em 4 pontos foram realizados com limite de carga de 120 N e velocidade do atuador de 0,5 mm/min. DRX, MEV e perfilometria foram analisados descritivamente. Os resultados dos ensaios de cisalhamento e energia de fratura (G) foram avaliados de acordo com o teste estatístico t adotando-se $\alpha = 0,05$. O desgaste com pedra diamantada aumentou a rugosidade superficial da zircônia; o tratamento térmico por sua vez retornou os valores de rugosidade para os encontrados no grupo controle. Não houve diferença estatisticamente significativa na resistência da união da interface entre procedimentos adotados (desgaste seguido ou não de tratamento térmico, $p = 0,37$). Também se observou que a taxa de liberação de energia de fratura não se alterou nos grupos desgastado e desgastado seguido de tratamento térmico regenerativo ($p = 0,77$), em comparação com o grupo controle ($p = 0,12$). Conclui-se que o tratamento térmico regenerativo a 1000 °C por 30 minutos não influenciou a resistência ao cisalhamento e a taxa de liberação de energia da união zircônia/porcelana de cobertura.

Palavras – chave: Zircônio. Resistência ao Cisalhamento. Tratamento Térmico. Porcelana Dentária. Testes Mecânicos.

Rimachi Hidalgo KJ. The effect of regenerative heat treatment after zirconia grinding on the shear strength and fracture energy release rate of the zirconia/veneer porcelain interface [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effectiveness of regenerative heat treatment (HT) at 1000 °C for 30 min in improving the adhesion of bilayer ceramics composed by veneer porcelain (VP) and zirconia (Z), after previous Z grinding. The shear strength and the deformation energy release rate (G) were experimentally determined, this tenacity (G) was determined in bilayer notched specimens with traction on the VP in four-point flexion. Different geometries of specimens for shear tests were evaluated by the finite element method, from 10 virtual 3D models built with ANSYS® 19.1 software, varying the height and position of the VP at the interface with the Z. These models were organized in blocks called REFERENCE (VP and Z with the same height), TOP (interface coincides at the top, and the height of the VP decreases from the base towards the top), MID (height of the VP decreases from the top and from the top base towards the center of the interface with the Z) and DOWN (interface coincides at the base, and the height of the PC decreases from the top towards the base). In all models, the Z was crimped and a load of 150 N was applied to the PC at a distance of 0.2 mm from the interface. From the analysis of the resulting maximum stresses, the REFERENCE model was considered more suitable for the shear tests, and this geometry was used to fabricate specimens of 3Y-TZP zirconia (Lava Plus, 12.5 x 11 x 0.9 mm) divided into 3 groups (n=15): control (C), grinding (G) and G with HT at 1000 °C for 30 min (GHT). The grinding (0.3 mm) of the Z was performed in a standardizing device using MasterCeram® diamond stone at low-speed rotation without irrigation. HT was performed in a conventional laboratory oven. The surface of the Z resulting from the treatments was characterized by X-ray diffraction (XRD), scanning electron microscopy (SEM) and optical profilometry (OP). The samples were coated with VP IPS e.max Ceram (2.5 x 11 x 0.9 mm). The SBS test were performed with an actuator displacement speed of 0.5 mm/min. The (G) was evaluated in 40 x 5 x 1.5 mm Z specimens coated with 1.5 mm VP thickness, according to the same methodology used in the SBS specimens; 4-point bending tests were performed with a load limit of 120 N and actuator speed of 0.5 mm/min. XRD, SEM and OP were descriptively analyzed. The results of the SBS and (G) tests were evaluated according to the statistical t test, adopting $\alpha = 0.05$. The diamond stone grinding increased the surface roughness of the Z; HT, in turn, returned the roughness values to those found in the control group. There was no statistically significant difference in the SBS of the interface between the procedures adopted (G followed or not by HT, $p = 0.37$). It was also observed that (G) did not change in the groups G and GTH ($p = 0.77$) compared to the control group ($p = 0.12$). It is concluded that regenerative heat treatment at 1000 °C for 30 minutes does not influence the rate of energy release and shear in bilayer restorations.

Keywords: Zirconium. Shear Resistance. Thermic Treatment. Dental Porcelain. Mechanical Tests.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 PROPOSIÇÃO	12
2.1 Objetivos Específicos	12
2.2 Hipótese Nula	13
3 REVISÃO DA LITERATURA	14
3.1 Evolução, Propriedades e Indicação da Zircônia ao Longo do Tempo	14
3.2 Principais Problemas e Índice de Sobrevivência da Zircônia	21
3.3 União Zircônia/Porcelana de Cobertura: Tratamentos de Superfície	24
3.4 Métodos de Avaliação da Força de União da Interface Zircônia/Porcelana	35
4 MATERIAL E MÉTODO	50
4.1 Delineamento Experimental	50
4.2 Análise por Elementos Finitos (EF)	51
4.2.1 Resultados da análise por elementos finitos	56
4.3 Preparação das Amostras de Zircônia para os Testes de Resistência ao Cisalhamento	63
4.4 Desgaste da Zircônia nos Grupos Desgastados	64
4.5 Tratamento Térmico Regenerativo nos Espécimes de Zircônia (grupo DT) Previamente à Aplicação da Porcelana de Cobertura	65
4.6 Caracterização Superficial da Zircônia Antes da Aplicação da Porcelana de Cobertura	66
4.6.1 Difração de Raios X (DRX)	66
4.6.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	67
4.6.3 Perfilometria óptica	67
4.7 Aplicação da Porcelana de Cobertura nos Espécimes de Zircônia	67
4.8 Resistência ao Cisalhamento	71
4.9 Modo de Falha	72
4.10 Resistência à Flexão para Determinar a Taxa de Liberação de Energia de Deformação	73
4.11 Análise dos Resultados	77

5. RESULTADOS	78
5.1 Difração de Raios X	78
5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	79
5.3 Perfilometria Óptica	80
5.4 Resultados do Teste de Cisalhamento	82
5.5 Resultados do Modo de Falha	84
5.6 Resultados do Cálculo da Taxa de Liberação de Energia	86
6 DISCUSSÃO	90
7 CONCLUSÃO	96
REFERÊNCIAS	97

1 INTRODUÇÃO

Apesar do advento de próteses de zircônia monolítica, restaurações cerâmicas bicamada de zircônia e porcelana de cobertura ainda são indicadas e muito usadas na odontologia pela combinação da alta resistência da infraestrutura policristalina com as características óticas e, portanto, estéticas da porcelana de cobertura^{1,2}.

A zircônia 3Y-TZP possui resistência à flexão de 900 a 1200 Mpa^{3,4} e tenacidade à fratura de 9 a 10 MPa.m^{1/2}^{4,5}. Além disso, apresenta excelente biocompatibilidade^{6,7}, baixa adesão bacteriana⁷, baixa condutividade térmica e alta radiopacidade^{7,8}. No entanto, apesar de mostrar excelentes propriedades, apresenta baixa translucidez, e em alguns casos requer recobrimento com porcelanas feldspáticas para ajuste estético^{9,10}.

A aplicação de tais porcelanas em restaurações bicamadas envolve múltiplos processos de queima, que eventualmente sujeitam o conjunto à distribuição não homogênea de temperaturas (gradiente térmico)¹¹, produzindo tensões transitórias ou residuais na porcelana, frequentemente relacionadas à fratura precoce do material¹².

As principais complicações clínicas relatadas na literatura com as restaurações bicamada são a delaminação e o lascamento¹³⁻¹⁵. O problema do lascamento (falha coesiva) da porcelana sobre a 3Y-TZP é afetado por diferentes fatores mecânicos e térmicos durante o resfriamento da peça, que podem causar tensões residuais¹⁶. Se o resfriamento for suficientemente lento, a estrutura do líquido super-resfriado da porcelana relaxa antes de vitrificar em temperaturas relativamente altas, isto é, acima da transição vítrea, mas abaixo da temperatura de fusão termodinâmica¹⁷, sem formação de tensões residuais. Assim, o resfriamento lento é uma prática comum para materiais que contenham matriz vítrea para prevenção de tensões residuais¹⁸.

Entre as causas de falhas relatadas na literatura estão os danos produzidos durante procedimentos laboratoriais^{19,20}, ou devidos a uma taxa de resfriamento inadequada, ao desajuste dos coeficientes de expansão térmica (CTE) entre os materiais^{21,22} e a procedimentos de cimentação²³. Diversos estudos afirmam que a incidência de lascamento varia aproximadamente entre 13%^{24,25} e 25%¹³ durante o tempo de acompanhando (2, 5 e 10 anos).

A delaminação da cerâmica de cobertura, por sua vez, é uma falha adesiva entre a porcelana de cobertura e a infraestrutura, que pode afetar o prognóstico da

restauração²⁶. Ocorre por incompatibilidade entre os coeficientes de expansão térmica entre a infraestrutura e a porcelana de cobertura^{12,27}, acarretando a substituição da restauração^{28,29}. Wang et al. (2014)¹³ relatam uma taxa de delaminação de 6% entre 2 e 5 anos.

Para diminuir a incidência de delaminação e lascamento e garantir o sucesso clínico é importante garantir uma adesão eficiente na interface zircônia/porcelana de cobertura (Z/PC). A qualidade da adesão é determinada por uma série de fatores, tais como ligações químicas³⁰, travamento mecânico³¹, tipo e concentração de defeitos na interface e o grau de compressão na PC causada por uma menor contração térmica em relação à zircônia³². Diversos autores têm buscado tratamentos da superfície da zircônia com a finalidade de melhorar a adesão na interface Z/PC, como o ataque por ácido fluorídrico³³, jateamento com óxido de alumínio³⁴, tratamento à laser³⁵ e tratamentos térmicos de regeneração^{32,36}.

Tratamentos térmicos regenerativos são aplicados à zircônia após a prova e o ajuste da infraestrutura, e antes da aplicação da PC³⁷. É de conhecimento que qualquer tipo e intensidade de desgaste gera tensões³⁷, causando a transformação parcial ou total da zircônia na fase tetragonal para a monoclinica, com expansão de volume e maior degradação em longo prazo^{37,38}. Isso pode ser a causa de porosidade na interface^{34,39}. O tratamento térmico regenerativo tem a função de reverter a transformação de fase da zircônia, da fase monoclinica para a tetragonal.

Tratamentos térmicos da 3Y-TZP entre 900 e 1000 °C podem reverter a transformação da fase monoclinica para tetragonal^{36,40-43} e com isso dificultar a formação de microtrincas⁴¹. Acredita-se que a própria sinterização da camada de porcelana sobre a infraestrutura de 3Y-TZP possa provocar a reversão de fase m → t, com alívio das tensões residuais de compressão presentes na superfície da cerâmica^{42,44} especialmente as causadas pelo desgaste. No entanto, a queima da PC é considerada³⁹ como um fator desencadeador da transformação t → m. Mesmo que as tensões de compressão na superfície relaxem durante o tratamento térmico de sinterização da PC, a temperatura aplicada não é suficiente para selar as microtrincas presentes³².

Diversos métodos são propostos para avaliar a resistência da união na interface zircônia/PC, como o teste de resistência ao cisalhamento da união^{45,46}, teste de flexão em três e quatro pontos⁴⁷, teste de resistência à flexão biaxial⁴⁸ e o teste de resistência à microtração^{30,49}. No entanto, cada teste tem uma limitação em comum, que é a

difficuldade em determinar a real resistência da ligação entre o material do núcleo (zircônia) e a porcelana de cobertura a partir de uma força aplicada. Neste estudo, optou-se pela determinação da taxa de liberação de energia elástica armazenada como proposto por Charalambides et al. (1984)⁵⁰. Segundo os autores, esse método é mais preciso para avaliar a energia de fratura da interface zircônia/porcelana de cobertura. A partir dos valores resultantes é possível calcular a taxa de liberação de energia elástica armazenada no carregamento para formação da trinca. Este teste tem a vantagem de eliminar a distribuição não uniforme da tensão durante o procedimento e garantir o crescimento estável da trinca na interface de adesão. Também se optou pelo teste de cisalhamento por ser um dos testes mais populares da literatura^{15,16,30}, porém, previamente ao teste de cisalhamento, realizou-se uma análise por elementos finitos para entender melhor a distribuição de tensões máximas normais e de cisalhamento e a melhor geometria a ser utilizada para avaliação da resistência ao cisalhamento.

Baseado na ausência de um consenso sobre o que ocorre na interface Z/PC, torna-se oportuno avaliar o efeito do tratamento térmico regenerativo nesta interface após desgaste. Para isso, neste trabalho foram determinadas experimentalmente a resistência ao cisalhamento e a energia de fratura determinada a partir de testes de flexão em quatro pontos de amostras que foram ou não submetidas a tratamentos de desgaste e regeneração em 1000 °C por 30 min. A geometria dos corpos de prova para ensaios de cisalhamento foi estudada pela análise por elementos finitos. A hipótese nula é que não há diferença na resistência ao cisalhamento e na energia de fratura em espécimes submetidos ou não a desgaste e tratamento térmico regenerativo.

2 PROPOSIÇÃO

Avaliar o efeito do tratamento térmico regenerativo à 1000 °C por 30 min após desgaste da zircônia com pedra diamantada na resistência da adesão da interface em cerâmicas bicamada zircônia 3Y-TZP/porcelana de cobertura. A pesquisa foi organizada em duas etapas: na primeira realizou-se uma análise por elementos finitos (EF) para determinação da melhor geometria de corpo de prova para o teste experimental de resistência ao cisalhamento; e na segunda foram realizados testes experimentais de cisalhamento e flexão em 4 pontos, este último para a determinação da taxa de liberação de energia elástica armazenada, ou energia de fratura, durante a propagação de trinca ao longo da interface.

2.1 Objetivos Específicos

Determinar por elemento finito a melhor geometria de corpo de prova para ensaios de cisalhamento.

Caracterizar:

- por difração de raios X, as fases da zircônia na superfície de espécimes em três condições ou grupos: controle (sem tratamento), desgastado, e desgastado + tratamento térmico regenerativo à 1000 °C por 30 min;
- a rugosidade superficial dos grupos por perfilometria ótica;
- as alterações topográficas na superfície da zircônia após desgaste e tratamento térmico por microscopia eletrônica de varredura (MEV);

Verificar a resistência da união entre a porcelana de cobertura e a zircônia por testes de cisalhamento e o modo de falha após a fratura dos espécimes;

Verificar a tenacidade da união entre a porcelana de cobertura e a zircônia através da taxa de liberação de energia elástica armazenada determinada a partir da carga para fratura ao longo da interface em corpos de prova bicamada com entalhe e tração na porcelana sob flexão em quatro pontos.

2.2 Hipótese Nula

H_{0A} - A hipótese nula A é que não há diferença na resistência ao cisalhamento entre espécimes bicamada Z/PC submetidos e não submetidos previamente a desgaste e tratamento térmico regenerativo da Z.

H_{0B} - A hipótese nula B é que não há diferença na taxa de liberação de energia elástica armazenada entre espécimes bicamada Z/PC submetidos e não submetidos previamente a desgaste e tratamento térmico regenerativo da Z

3 REVISÃO DA LITERATURA

Esta revisão de literatura traz informações sobre a evolução e propriedades da zircônia e esclarecimentos sobre o que ocorre na interface com a porcelana de cobertura a fim de embasar a discussão sobre esse importante tópico.

3.1 Evolução, Propriedades e Indicação da Zircônia ao Longo do Tempo

Denry e Holloway⁵¹, em 2006, avaliaram as mudanças microestruturais e cristalográficas após desgaste da zircônia 3Y-TZP por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e difração de raios X (DRX). Amostras de 3Y-TZP (Cercon, Dentsply International) (n = 10 por grupo) foram sinterizadas a 1350 °C por 2 h e distribuídas aleatoriamente em quatro grupos: controle (A), desgaste com um disco de diamante de granulação 600 (abrasivos de 30-40 µm de diâmetro) (B), desgaste e polimento (C), e desgaste e tratamento térmico a 1000 °C por 1 h (D). Conduziram-se os seguintes testes: caracterização das fases cristalinas por DRX (n = 3), caracterização da microestrutura das amostras por MEV, determinação da dureza Vickers (com carga de 9,81 N) e da resistência à flexão biaxial em máquina universal de ensaios Instron modelo 4204 (velocidade do atuador de 0,5 mm/min). Os resultados evidenciaram que o grupo controle e o grupo D continham zircônia na fase tetragonal. A posição do pico de difração (0,1,1) para a fase tetragonal não foi significativamente diferente (p = 0,075) entre os grupos controle (A) e D, mas significativamente diferente (p = 0,001) do desgastado e polido (p = 0,011), indicando a existência de tem são residuais após o tratamento térmico. Os autores concluíram que o tratamento térmico tenha revertido com sucesso a transformação de fases, os danos superficiais causados pelo desgaste permaneceram, o que pode levar à falha devido à propagação de fissuras.

Manicone et al.³, em 2007, realizaram uma revisão de literatura referente à zircônia e suas propriedades básicas e aplicações clínicas. Neste trabalho, afirmam que cerâmicas baseadas em zircônia (ZrO₂) alcançam propriedades mecânicas adequadas para utilização em medicina, como resistência à compressão da ordem de 2 GPa. Sua opacidade é útil em situações clínicas, por exemplo, para mascarar dentes e sua radiopacidade pode ajudar na avaliação durante o controle radiográfico. Avaliações clínicas por 3 anos indicaram uma boa taxa de sucesso para próteses odontológicas fixas fabricadas em zircônia. Implantes e pilares de zircônia também

podem ser usados para melhorar o resultado estético de reabilitações implanto-suportadas. Os autores concluíram que uma criteriosa avaliação do paciente para a indicação do implante, juntamente com a adoção de protocolos clínicos e técnicos adequados, são necessários para maximizar o desempenho dessas restaurações.

Conrad et al.⁶, em 2007, realizaram uma revisão de literatura sobre sistemas totalmente cerâmicos. A pesquisa em língua inglesa foi realizada usando o MEDLINE e PubMed, com artigos publicados entre 1996 e 2006. Foram revisados ensaios clínicos randomizados, estudos controlados não randomizados, estudos clínicos experimentais longitudinais, estudos prospectivos longitudinais e estudos retrospectivos longitudinais. Os resultados mostraram que há vários materiais e sistemas totalmente em cerâmica atualmente disponíveis para uso clínico, não havendo um único material ou sistema para aplicação universal em situações clínicas. O sucesso do uso das cerâmicas depende da capacidade do clínico em combinar adequadamente materiais, técnicas de fabricação e procedimentos de cimentação com a situação clínica individual. Os autores concluíram que estudos clínicos longitudinais adicionais são necessários para avançar o desenvolvimento de materiais e sistemas cerâmicos.

Øilo et al.⁴⁴, em 2008, investigaram se o processo de sinterização afeta as propriedades mecânicas da zircônia mediante testes de resistência à flexão e microdureza. Trinta e três amostras de zircônia (DC Zircon, DCS Dental AG, Allschwil, Suíça) foram cortadas nas dimensões de 1,2 mm x 4 mm x 20 mm e distribuídos nos seguintes grupos: (1) controle (n = 13), (2) amostras tratadas termicamente uma vez a 820 °C (n = 10), e (3) amostras tratadas termicamente por cinco vezes a 820 °C (n = 10). Foram realizados testes de resistência à flexão, análise das superfícies de fratura em microscópio óptico, microdureza Vickers e rugosidade. Os resultados mostraram que houve uma diferença significativa entre os três grupos em relação à microdureza ($p < 0,001$) e à resistência à flexão ($p = 0,001$, teste de Kruskal-Wallis), no qual o grupo controle teve resistência à flexão e microdureza maior que cada um dos demais grupos experimentais, mas não houve diferença nas rugosidades de superfície determinadas pelos parâmetros R_a ($p = 0,118$) e R_{max} ($p = 0,103$). Também não houve diferença entre os grupos experimentais em relação à fratura ($p = 0,623$, Kruskal-Wallis). Os autores concluíram que o processo de sinterização influencia as propriedades avaliadas da zircônia, e que a resistência à flexão e a microdureza diminuem após a primeira queima.

Vagkpoulou et al.⁷, em 2009, revisaram a literatura sobre a evolução da zircônia como biomaterial e suas propriedades. A zircônia parcialmente estabilizada apresenta excelentes propriedades mecânicas e biológicas. Além disso, apresenta biocompatibilidade, alta radiopacidade, baixa condutividade térmica e interessantes propriedades ópticas, além de não apresentar efeitos citotóxicos, oncogênicos ou mutagênicos. O advento do projeto e fabricação auxiliados por computador (CAD/CAM) aumentou a aplicabilidade da zircônia na odontologia. No entanto, alguns procedimentos como retificação, polimento, jateamento e estratificação da zircônia podem afetar em longo prazo a estabilidade e o sucesso do material, influenciando sua sensibilidade ao envelhecimento. A biocompatibilidade dos implantes de zircônia também foi confirmada pela forte resposta do crescimento de tecido ósseo sobre a superfície modificada, alcançada após seis semanas de cicatrização em coelhos. A colonização bacteriana de superfícies de zircônia foi menor que a de titânio. Os autores concluíram que novas tendências e aplicações para a zircônia estão sendo descobertas e o futuro deste biomaterial parece ser muito promissor.

Daou et al.⁴, 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 outras matérias disponíveis no mercado para aplicações estéticas e funcionais em odontologia.

Wang et al.¹³, em 2014, avaliaram a tenacidade à fratura da interface zircônia/porcelana de cobertura com diferentes tratamentos de superfície. Quarenta amostras de zircônia (Cercon Zirconia, Dentsply DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha) foram divididas em grupos com diferentes tratamentos: (C) sem tratamento, (L) aplicação de *liner*, (A) jateamento com Al_2O_3 , e (AL) jateamento e aplicação de *liner*. O teste de fratura foi realizado em cada amostra. A taxa de liberação de energia elástica armazenada (G), com a propagação de trinca, e o ângulo de fase Ψ foram calculados para caracterizar a tenacidade da interface, além da rugosidade média. Os resultados mostraram que a rugosidade média (R_a) das

superfícies da zircônia antes do jateamento foi de $0,33 \pm 0,06 \mu\text{m}$ e o R_t médio foi $4,88 \pm 0,63 \mu\text{m}$. R_a e R_t médios das superfícies da zircônia com jateamento foram $0,73 \pm 0,13 \mu\text{m}$ e $6,65 \pm 0,97 \mu\text{m}$, respectivamente. Portanto, R_a e R_t das superfícies jateadas foram significativamente maiores que os das superfícies sem tratamento. Para cada amostra, a trinca se originou na extremidade do entalhe, e propagou pela interface. As superfícies da zircônia fraturadas foram observadas por MEV, que revelou misturas no modo de falha coesiva/adensiva para todas as amostras. O valor de (G) foi significativamente afetado por três fatores: jateamento, aplicação de *liner* e o ângulo da fase ($p < 0,01$). Não houve interações significativas entre os três fatores ($p = 0,574$), e não houve interações entre a aplicação do *liner* e o ângulo de fase ($p = 0,053$). Dentre os quatro grupos (C, L, A e AL), o grupo C apresentou o maior valor de (G) ($p < 0,05$). Os autores concluíram que o jateamento e aplicação de *liner* reduzem a tenacidade da interface zircônia/porcelana de cobertura. Portanto, os dois métodos de tratamento de superfície devem ser aplicados com cautela.

Mohammadi-Bassir et al.⁵², em 2017, avaliaram o efeito dos procedimentos de desgaste e polimento na resistência à flexão, rugosidade superficial, topografia e transformação de fases de um sistema cerâmico à base de zircônia. Cinquenta espécimes de zircônia (20 mm x 4 mm x 2 mm) foram divididos em cinco grupos ($n = 10$): polimento padrão sem tratamento de superfície (SP), polimento com o kit de Busch & Co (BP), *glaze* (GI), desgaste (GR), e polimento com o kit Meisinger (MP). Foram avaliadas a rugosidade da superfície das amostras usando um rugosímetro, a natureza das fases cristalinas por difração de raios X em uma amostra de cada grupo, e a topografia de superfície por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Testes de resistência à flexão em 3 pontos (0,5 mm/min) foram realizados em uma máquina universal de ensaios (Z020; Zwick-Roell). Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos experimentais para os valores de R_a , R_z ($p < 0,001$) e resistência à flexão ($p < 0,001$). Os maiores valores de R_a e R_z foram encontrados no grupo GR ($p < 0,001$) e os mais baixos no grupo GI. A maior resistência à flexão foi encontrada no grupo GR ($283,35 \pm 49,85 \text{ MPa}$). A fase monoclinica foi observada nos grupos GR (26%), BP (24%) e MP (23%). Os autores concluíram que a rugosidade aumentou significativamente após o desgaste, entretanto o polimento e a aplicação de *glaze* diminuíram a rugosidade. A aplicação de *glaze* após o desgaste diminuiu a resistência à flexão.

Em 2018, Shahmiri et al.⁵³, realizaram uma revisão sistemática sobre os requisitos mecânicos, químicos e ópticos de restaurações dentárias de zircônia. A revisão foi realizada de acordo com o protocolo para revisões sistemáticas e declaração de meta-análises (PRISMA). Foram usados os seguintes bancos de dados de pesquisa eletrônica: ProQuest, EMBASE, SciFinder, Biblioteca de procedimentos online MRS, Medline, Compendex, e Journal of the American Ceramic Society. A busca eletrônica identificou 96 artigos, sendo 57 artigos incluídos na revisão. Os autores relataram que os materiais à base de zircônia para aplicações odontológicas são ZTA (alumina tenacificada com zircônia), PSZ (zircônia parcialmente estabilizada), TZP (zircônia tetragonal policristalina), CSZ (zircônia cúbica totalmente estabilizada), embora também haja aquelas especificamente para fins estéticos, como ZTLS (silicato de lítio tenacificado com zircônia). TZP e PSZ oferecem os melhores resultados mecânicos, mas estão sujeitos a degradação em baixa temperatura (LTD- Low Temperature Degradation) pela saliva e umidade. No entanto, a degradação em baixa temperatura do TZP pode ser evitada com tamanhos de grãos menores na microestrutura. Os autores concluíram que a zircônia oferece vantagens mecânicas sobre outras restaurações dentárias cerâmicas, em grande parte devido ao potencial de tenacificação por transformação de fase.

Oliveira Dal Piva et al.⁵⁴, em 2018, investigaram a influência de materiais para coroas posteriores monolíticas usando a análise por elementos finitos. Foram analisados doze modelos 3D de dentes restaurados com diferentes materiais, em função do módulo elástico: resina acrílica, resina composta, cerâmica híbrida, silicato de lítio reforçado, porcelana feldspática, dissilicato de lítio, liga de ouro, liga de cobalto-cromo, zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria e alumina. Um dente molar foi modelado utilizando o software Rhinoceros (versão 5.0 SR8), com linhas anatômicas referentes aos sulcos oclusais da coroa do dente. As geometrias foram importadas para o software ANSYS CAE (ANSYS 17.2) e elementos tetraédricos formaram a malha na qual foi aplicada uma carga (600 N). Os resultados mostraram que os materiais de restauração com maior módulo de elasticidade apresentam maior concentração de tensões no interior da coroa, principalmente tensões de tração. Por outro lado, materiais com módulo de elasticidade menor permitem o alívio da tensão por deformação do cimento, porém aumentando o cisalhamento nessa camada. Materiais mais rígidos resultam em tensão mais altas. Os autores concluíram que a cerâmica híbrida apresentou comportamento mecânico mais promissor.

Zhang et al.⁵⁵, em 2018, realizaram uma análise crítica do progresso do desenvolvimento das zircônias. Nos últimos anos, a odontologia tendeu ao uso de restaurações monolíticas e desenvolvimento de sistemas por digitalização. A zircônia mais utilizada é a Y-TZP, por sua alta tenacidade devido à transformação $t \rightarrow m$ e resistência mecânica alcançada com tamanhos de grãos pequenos na microestrutura, ainda que não tenha atingido a qualidade estética de opalescência. Os autores destacam o desenvolvimento contínuo de novas Y-TZP com propriedades estéticas para próteses anteriores, mantendo a alta resistência.

Bajraktarova-Valjakova et al.³⁷, 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.

Ahmed et al.⁵⁶, em 2019, realizaram uma revisão com a finalidade evidenciar as propriedades mecânicas e microestruturais da zircônia. A estratégia de pesquisa envolveu o uso de uma busca eletrônica no Embase e Medline, sendo adotados como critérios de inclusão estudos in vivo e in vitro publicados até junho de 2018 no idioma inglês. A busca eletrônica encontrou 584 artigos no Medline e 231 artigos em Embase, dos quais 11 artigos foram selecionados. Os autores relataram que a zircônia tem sido cada vez mais usada em múltiplas aplicações odontológicas, como a fabricação de infraestruturas totalmente em cerâmica, próteses parciais fixas e próteses dentárias de arco completo, bem como pilares e implantes. Vários tipos de zircônia estão disponíveis para uso em aplicações odontológicas, tendo a zircônia tetragonal policristalina (3Y-TZP) de primeira geração demonstrando excelente resistência e tenacidade à fratura, composta de 5,2 % em peso ou 3 % molar de dopantes Y_2O_3 e 0,25 % em peso de Al_2O_3 e com pequeno tamanho de grão (0,3 - 0,5 μm), alta tenacidade à fratura (9 - 10 MPa/ m^2), alta resistência à flexão (900 - 1200 MPa), e um módulo de Young de 210 GPa em temperatura ambiente. A segunda geração,

referente à zircônia parcialmente estabilizada dopada com 3 % molar de Y_2O_3 (3Y-PSZ) contendo 0,25 % em peso de Al_2O_3 como auxiliar sinterização, apresenta maior temperatura de sinterização, tamanho do grão de 0,5 a 0,7 μm , e conteúdo da fase cúbica aumentado de 6 – 12 % para 20 – 30 %. Como consequência, a translucidez aumentou e a resistência biaxial diminuiu (900 a 1150 MPa). A terceira geração, 4-5Y-PSZ, isto é, produzida aumentando-se os dopantes Y_2O_3 para 4 a 5 mol% em relação à 3Y-TZP, incorpora zircônia cúbica mais opticamente isotrópica (50 – 80 %), com tamanho de grão entre 1 e 4 μm e temperatura de sinterização maior que a da segunda geração. No entanto, a zircônia cúbica é mais fraca e mais frágil do que sua contraparte tetragonal, o que compromete a resistência mecânica da zircônia. Os autores concluíram que é crucial aos profissionais de odontologia estarem cientes da natureza dos materiais de zircônia e suas propriedades mecânicas, que apresentam grandes variações em sua microestrutura e, conseqüentemente, desempenho.

Okada et al.⁵⁷, em 2019, avaliaram as propriedades mecânicas da zircônia por tratamento térmico com revestimento de nanopartículas de zircônia monoclinica. Corpos de provas de Y-TZP (Lava Frame, 3M Dental Products) de aproximadamente 18 mm de diâmetro e 1,4 mm de espessura foram sinterizados a 1500 °C por 2 h, alcançando as dimensões finais de 14 mm de diâmetro e 1,2 mm de espessura. Os espécimes foram tratados divididos nos seguintes grupos: AS (sem tratamento); SB (jateamento), SB-TA (jateamento seguido de tratamento térmico a 1000 °C por 1 min), e SB-mZr-TA (jateamento seguido de tratamento térmico a 1000 °C por 1 min com revestimento de nanopartícula $mZrO_2$), e submetidos a ensaio de flexão biaxial (1 mm/min). Os resultados mostraram um aumento significativo na resistência à flexão do grupo SB (1445 ± 191 MPa) em comparação com o grupo AS (1071 ± 112 MPa). O tratamento térmico melhorou a confiabilidade do Y-TZP jateado (SB-TA = 20,14 e SB-mZr-TA = 21,33), em comparação com o grupo SB (SB = 7,77). Os autores concluíram que o tratamento térmico com o revestimento de nanopartícula de $mZrO_2$ pode melhorar a confiabilidade da Y-TZP jateada sem diminuir sua resistência mecânica.

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.

3.2 Principais Problemas e Índice de Sobrevivência da Zircônia

Sailer et al.²⁴, 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 metal-cerâmica. 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, com média 88,6 % e IC 78,3 a 94,2 %. As frequências de fratura de material (estrutura e material de revestimento) (6,5 e 13,6 %) de próteses

fixas totalmente em cerâmica foram significativamente maiores ($p < 0,0001$) que as de metalocerâmicas (1,6 e 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 manufaturadas com vitrocerâmica ou cerâmica infiltrada de vidro são a fratura da estrutura e da porcelana de cobertura.

Pjetursson et al.⁵⁸, 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 (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 frequentes das coroas cerâmicas foram perda de vitalidade pulpar seguido por cárie. A falha técnica mais frequente 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.

Anusavice et al.⁵⁹, 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.

Bömicke et al.⁶⁰, 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 probabilidade 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.

Miura et al.²⁵, 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

cl 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.

3.3 União Zircônia/Porcelana de Cobertura: Tratamentos de Superfície

Isgro et al.⁴⁸, 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). 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, retificados 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 ± 14 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.⁴¹, em 2005, avaliaram a influência de jateamento, desgaste, orientação de desgaste, polimento e tratamento térmico na resistência à flexão da zircônia tetragonal estabilizada com ítria. Amostras em formato de barras ($n = 60$) 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 monoclinica da zircônia resultantes foram, respectivamente: jateamento (1540 MPa, 9,5 %); paralelo à superfície (1330 MPa, 8,3 %); perpendicular à superfície (1525 MPa; 8,3 %); paralelo à superfície e tratado termicamente (1225 MPa; conteúdo monoclinico não detectável); perpendicular e tratado termicamente (1185 MPa; conteúdo monoclinico não detectável); polido e aquecido (1165 MPa; conteúdo monoclinico 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.

Fischer et al.³², em 2008, avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união da cerâmica de recobrimento à zircônia. Foram utilizados cubos de Y-TZP (Cubos YZ, Vita Zahnfabrik) com comprimento de aresta de 10 mm. 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 (Rocatec 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 recobrimento foi queimada, cobrindo uma área de 5 mm x 10 mm em uma das faces. Apenas dentina, sem esmalte, foi estratificado. 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, o 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 $23,5 \pm 3,4$ MPa a $33,0 \pm 6,8$ 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.

Casucci et al.³³, em 2010, avaliaram o efeito de diferentes tratamentos químico-mecânicos de superfície na morfologia de três cerâmicas odontológicas. Discos de zircônia ($\varnothing$ 10 mm $\times$ 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 intergrãos, 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.⁴², 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 ($m \rightarrow t$) 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 monoclinica 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.

Aboushelib et al.³⁴, 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 demonstraram 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.

Liu et al.³⁵, 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 carbetto 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 CO₂ (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 $0,19 \pm 0,03 \mu\text{m}$, enquanto no Grupo S aumentou para $1,31 \pm 0,14 \mu\text{m}$ e no Grupo SH $1,23 \pm 0,17 \mu\text{m}$. Para o grupo tratado por irradiação à laser, a rugosidade média foi de $0,98 \pm 0,17 \mu\text{m}$. Não houve diferença significativa entre os Grupos S e SH ($p > 0,05$). A menor resistência ao cisalhamento foi observada para o grupo controle ($24,8 \pm 6,7 \text{ MPa}$), que foi significativamente menor que o Grupo S ($31,3 \pm 5,7 \text{ MPa}$) e Grupo L ($32,1 \pm 7,5 \text{ MPa}$). No entanto, as diferenças entre os Grupo S, Grupo SH ($29,2 \pm 7,0 \text{ MPa}$) e Grupo L não foram significativas ($p > 0,05$). Após o armazenamento em água, o Grupo L ainda exibia a maior resistência média ($29,7 \pm 6,1 \text{ MPa}$) e o grupo de C a mais baixa ($25,6 \pm 5,2 \text{ MPa}$). 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.

Em 2016, Yoon et al.³¹ 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 demonstraram 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.⁶¹, em 2016, avaliou 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 monoclinica, enquanto os grupos C e R apresentou fases tetragonal, cúbica e monoclinica. 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 monoclinica 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.

Candido et al.³⁶, 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 $t \rightarrow m$, 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. 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). A sinterização foi realizada com tratamento térmico por 8 h a 1500 °C. Foram realizados os seguintes testes: difração de raios X (DRX) para identificar as fases cristalinas, microscopia eletrônica de varredura (MEV), rugosidade média (R_a , $n = 10$), topografia superficial em perfilômetro e molhabilidade ($n = 5$) pela medida do ângulo de contato estático (gota sésil) de água destilada em um goniômetro. Para estudar a reversão da transformação de fases $t \rightarrow m$, foram testados tratamentos em diferentes temperaturas 700, 800, 900 e 1000 °C por 30 e 60 min ($n = 8$). Os resultados mostraram zircônia monoclinica na superfície das amostras após o desgaste com irrigação e sem irrigação (úmido/seco). O volume da fase monolítica foi menor nas amostras secas ($3,6 \pm 0,3 \%$) do que nas amostras úmidas ($5,6 \pm 0,3 \%$). A DRX de alta temperatura mostrou reversão da reação $t \rightarrow m$, 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 $t \rightarrow m$ pode

ser revertida por tratamento térmico a 800 ou 900 °C por 60 min ou 1000 °C por 30 min.

Hatanaka et al.⁴³, 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 relativamente grossa 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 et al.¹⁵, 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 demonstraram 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.

Kim et al.¹⁶, em 2018, investigaram a resistência ao cisalhamento (Shear Bond Strength- SBS) entre zircônia e porcelana de cobertura de dissilicato de lítio (LS₂) 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/LS₂ por cisalhamento significativamente mais baixa ($p < 0,05$). O menor coeficiente de expansão térmica da zircônia em relação à do LS₂ e o aumento da fração em volume de zircônia monoclinica após o jateamento podem enfraquecer a resistência da adesão na interface zircônia/LS₂. O *liner* melhorou significativamente a adesão entre a zircônia e o LS₂ ($p < 0,05$). Os valores de SBS

diminuíram na seguinte ordem: *liner* > jateado + *liner* > jateado. A imagem da secção transversal da interface zircônia/LS₂ 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 LS₂ aumentou significativamente com a aplicação de *liner* vitrocerâmico contendo sílica, mas diminuiu com o jateamento.

Kiyan et al.⁶², em 2020, avaliaram o efeito do tratamento superficial com laser de femtosecond Ti:Sa de pulsos ultra rápidos nas propriedades mecânicas, morfologia e transformação de fase $t \rightarrow m$ da zircônia após o envelhecimento em autoclave para simular mudanças de temperatura e pressão. Discos com $1,3 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ 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 1340 °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 monoclinica, indicando a maior proporção dessa fase como consequência 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.⁶³, 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 (Ivoclar Vivadent) 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 frequência 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 abrasão a ar 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.⁶⁴, 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.

3.4 Métodos de Avaliação da Força de União da Interface Zircônia/Porcelana

Charalambides et al.⁵⁰, em 1989, propuseram uma metodologia de análise da resistência da interface de corpos bicamadas. Os autores propuseram a avaliação da energia de fratura da interface utilizando-se corpos bicamadas no formato retangular. Este corpo de prova depois de confeccionado recebeu um entalhe na camada de revestimento que seria a região de iniciação da trinca. Após as quebras, os autores propuseram fórmulas para os cálculos da energia de fratura. Nessas fórmulas o coeficiente de Poisson e o módulo elástico dos materiais eram utilizados. Além disso, uma abordagem por elementos finitos foi utilizada para caracterizar a intensidade das tensões e descolamentos no material com relação as dimensões das amostras, suas propriedades elásticas e o comprimento do entalhe. Segundo os autores, este método é mais preciso para avaliar a fratura ao longo da interface zircônia/porcelana por onde a trinca se propaga, e a partir dos valores resultantes é possível calcular a taxa de liberação de energia elástica armazenada no carregamento para formações da trinca.

Kosmač et al.⁴⁰, 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 lixamento dentário reduziu a resistência média e o módulo de Weibull, enquanto o jateamento forneceu um método de fortalecimento. O material de granulação mais fina do polimento 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.

Al-Dohan et al.⁴⁵, em 2004, investigaram a resistência da interface da porcelana de cobertura em sistemas totalmente cerâmicos. Os sistemas de cerâmica pura testados com suas respectivas porcelanas de estratificação foram IPS-Empress 2 com Eris (IE), Procera AllCeram com AllCeram (PA), Procera AllZircon com CZR (PZ) e DC-Zircon com Vita D (DC). A porcelana de cobertura recomendada pelo fabricante para cada material foi queimada. Uma combinação de metalocerâmica (MC) foi testada como grupo de controle. Sessenta espécimes, 12 para cada sistema e controle, foram feitos a partir de uma matriz mestre. Um cilindro de porcelana de recobrimento de 2,4 mm de diâmetro foi aplicado usando um molde bipartido de alumínio especialmente projetado. Os corpos de prova foram colocados em um gabarito de montagem e submetidos à força de cisalhamento em uma máquina de ensaio universal. A carga foi aplicada a uma velocidade de 0,50 mm/min até a falha. As amostras com falha foram examinadas para classificar o modo de falha como coesivo na zircônia, coeso na porcelana ou adesivo na interface. A resistência média ao cisalhamento ($\pm$ DP), em MPa, foi: grupo controle MC $30,16 \pm 5,88$; IE ligado a Eris $30,86 \pm 6,47$; PZ ligado a CZR $28,03 \pm 5,03$; DC ligado a Vita D $27,90 \pm 4,79$; e PA ligado a AllCeram $22,40 \pm 2,40$. IE, PZ e DC não foram significativamente diferentes de MC. O exame microscópico mostrou que não ocorreu falha adesiva, ou delaminação completa entre a zircônia e os materiais de estratificação, a falha ocorreu principalmente perto da interface com a porcelana de cobertura residual remanescente na zircônia. Concluíram que as resistências de união de três dos materiais de cerâmica pura testados (IE, PZ e DC) não foram significativamente diferentes do grupo de controle (MC).

White et al.⁴⁷ (2005) investigaram a resistência da zircônia e da porcelana. Oito tipos de espécimes de zircônia (Lava System Frame) e porcelana feldspática (Lava Ceram). em camadas ou simples ($n = 10$) foram idealizados. Os módulos elásticos dos materiais foram medidos usando um método acústico. A força máxima e o módulo de ruptura foram determinados usando teste de flexão em 3 pontos. Os resultados mostraram que os espécimes com superfícies de tração de porcelana registraram resistências médias à tração e de ruptura de 77 a 85 MPa, enquanto espécimes com

superfícies de tração de zircônia registraram módulos de ruptura de 636 a 786 MPa. Os módulos elásticos dos materiais de porcelana e zircônia foram 71 e 224 GPa, respectivamente. Concluíram que o sistema de zircônia-porcelana em camadas testado registrou módulos de ruptura substancialmente mais altos do que foram relatados anteriormente para outros sistemas de cerâmica pura em camadas.

Também em 2005, Aboushelib et al.⁴⁹ avaliaram a resistência de união infraestrutura -revestimento e a resistência coesiva dos componentes de três sistemas comerciais de cerâmica pura. Dois tratamentos de superfície para o acabamento superficial da infraestrutura e cerâmicas de cobertura com diferentes coeficientes de expansão térmica (CET) foram testados. Foram selecionadas duas cerâmicas CAD-CAM: Cercon e Vita Mark II e IPS Empress 2 para técnica de estratificação. Corpos de prova foram confeccionados de acordo com as instruções do fabricante. As infraestruturas foram estratificadas com o verniz do fabricante ou com um verniz experimental com CET superior. As barras obtidas foram submetidas ao teste de microtração de aderência. Os dados obtidos foram analisados usando ANOVA de um e dois fatores. Os resultados mostraram que os materiais da infraestrutura foram significativamente mais fortes do que os materiais de revestimento e as amostras bicamadas, cujos resultados foram estatisticamente comparáveis. O polimento das superfícies da infraestrutura não afetou a resistência de união da mesma ao verniz. O verniz experimental com CET superior resultou em fraturas maciças tanto na infraestrutura quanto no material de revestimento. Concluíram que a força de união da infraestrutura-revestimento é uma das mais fracas das restaurações de cerâmica pura e tem um papel significativo em seu sucesso.

Dundar et al.³⁰, em 2007, compararam as metodologias de teste de resistência ao cisalhamento (Shear Bond Strength- SBS) e microtração (Micro traction Bond Strength- MTBS) da união entre a infraestrutura (IE) e a cerâmica de revestimento em quatro sistemas bicamada totalmente cerâmicos. Quatro combinações de IE com diferentes cerâmicas de revestimento foram consideradas, três feldspáticas e uma fluorapatita cerâmica reforçada com leucita (IPS Empress, Ivoclar), cerâmica reforçada com baixa leucita (Finesse, Ceramco), alumina infiltrada com vidro (In-Ceram Alumina, Vita) e dissilicato de lítio (IPS Empress 2, Ivoclar). As IEs cerâmicas (N = 40) foram fabricadas (n = 10 por grupo) para SBS com 3 mm de espessura e 5 mm de diâmetro, e para MTBS (n = 5 blocos por grupo) com 10 mm × 10 mm × 2 mm.

As cerâmicas de revestimento (espessura: 2 mm) foram condensadas em moldes de aço inoxidável e queimadas sobre os materiais cerâmicos da IE e incorporada em PMMA. Os corpos de prova foram armazenados em água destilada a 37 °C por 1 semana e os testes de resistência da união foram realizados em máquinas universais de ensaio (velocidade do atuador de 1 mm/min). As resistências de união (MPa) e os modos de falhas foram registrados. Os resultados mostraram diferença significativa entre os dois métodos de teste e os tipos de sistemas totalmente em cerâmica ($p < 0,05$) (ANOVA 2 fatores, teste de Tukey e Bonferroni). Os valores médios de SBS para cerâmica de revestimento para dissilicato de lítio foram significativamente maiores (41 ± 8 MPa) do que para a cerâmica de baixa leucita (28 ± 4 MPa), infiltrada com vidro (26 ± 4 MPa) e reforçada com leucita (23 ± 3 MPa), enquanto que o MTBS médio para a cerâmica de baixa leucita foi significativamente maior (15 ± 2 MPa) do que aqueles de leucita (12 ± 2 MPa), infiltrado de vidro (9 ± 1 MPa) e cerâmica de dissilicato de lítio (9 ± 1 MPa) (ANOVA, $p < 0,05$). Os autores concluíram que tanto a metodologia de teste quanto as diferenças nas composições químicas da IE e da cerâmica de revestimento influenciaram a resistência de união entre as camadas.

Em 2008, Guess et al.⁴⁶ ,investigaram o efeito da termociclagem na resistência ao cisalhamento da união entre várias espécies de zircônia e sua correspondente porcelana de cobertura. Foram utilizadas três zircônias: Cercon Base, Vita In-Ceram YZ Cubes e DC-Zirkon, e as porcelanas de cobertura: Cercon CeramS, Vita VM9 e IPS e.max Ceram ($n = 30$ /grupo). Um sistema metalocerâmico (Degudent U94, Vita VM13) foi usado como grupo de controle. Metade dos copos de prova de cada grupo ($n = 15$) foi termociclado (5 a 55 °C, 20.000 ciclos). Posteriormente, todos os espécimes foram testados em cisalhamento em máquina universal de ensaios. As superfícies de fratura foram avaliadas microscopicamente para determinar o modo de falha. Os resultados de resistência ao cisalhamento (SBS) da união foram, em MPa: $12,5 \pm 3,2$ para Vita In-Ceram YZ Cubes/Vita VM9, $11,5 \pm 3,4$ para DC-Zirkon/IPS e.max Ceram e $9,4 \pm 3,2$ para Cercon Base/Cercon Ceram S. Após a termociclagem, os valores médios de SBS foram: $11,5 \pm 1,7$ MPa para DC-Zirkon/IPS e.max Ceram, $9,7 \pm 4,2$ MPa para Vita In-Ceram YZ Cubes/Vita VM9 e $9,6 \pm 4,2$ MPa para Cercon Base/Cercon Ceram S. As diferenças entre os valores de SBS e a influência da termociclagem não foram estatisticamente significantes. Independentemente da termociclagem, o grupo controle ($27,6 \pm 12,1$ MPa sem termociclagem e $26,4 \pm 13,4$ MPa com termociclagem) exibiu SBS médio significativamente maior que os três

grupos totalmente em cerâmica testados. Os grupos de cerâmica pura mostraram modos de falha mistos, coesivo na porcelana de cobertura e adesivo na interface, enquanto o grupo controle apresentou fraturas predominantemente coesivas. Os autores concluíram que o SBS entre a zircônia e a porcelana de cobertura não foi afetada pela termociclagem.

DeHoff et al.¹², em 2008, avaliaram a compatibilidade térmica de sistemas cerâmicos odontológicos usando geometrias cilíndricas e esféricas. Esferas e cilindros foram fabricados usando IPS Empress 2® (E2C) e núcleo experimental (EXC) (Ivoclar, Amherst, NY), ambos vitrocerâmicas de dissilicato de lítio. Quatro cerâmicas de recobrimento dentário diferentes foram utilizadas: IPS Empress 2® (E2V), IPS Eris® (ERV), Vita VMK68 (VV) e Finesse (FV). Quatro combinações de infraestrutura e porcelana de cobertura foram selecionadas como grupos compatíveis (CG) e quatro consideradas incompatíveis (IG). O programa de elementos finitos ANSYS foi usado para calcular as tensões para cada combinação de geometria e cerâmica. Este processo exigiu uma análise de transferência de calor para determinar as temperaturas para cada modelo. Os resultados demonstraram que houve 100% de falhas dos cilindros termicamente incompatíveis, enquanto nenhuma das combinações termicamente compatíveis falhou. Entre as esferas, 100% dos sistemas termicamente incompatíveis falharam, mas apenas 16% dos sistemas termicamente compatíveis falharam. Os valores de tensão calculados estavam em geral de acordo com as observações experimentais, ou seja, baixas tensões residuais para as amostras que não falharam e altas tensões residuais para as amostras que falharam. Os autores concluíram que geometrias simples, como o cilindro, que simula uma coroa e a esfera, que simula um pântico, podem ser usadas para indicar sistemas cerâmica-cerâmica incompatíveis, mas não para estabelecer a incompatibilidade com segurança. A análise por elementos finitos pode ser útil para identificar os efeitos nas tensões transitórias e residuais de fatores como taxas de resfriamento, geometria e propriedades térmicas e elásticas do material.

Choi et al.⁶⁵, em 2009, avaliaram a resistência da união entre porcelanas de cobertura e zircônia ou ligas metálicas (liga de metal nobre e liga de metal de base, não nobre). Quinze espécimes de seção transversal retangular de zircônia Cercon (4 mm x 4 mm x 9 mm), liga de metal básico (Tillite) e liga de metal altamente nobre (Degudent H) foram fabricadas. A porcelana de recobrimento para cada tipo de material foi aplicada e queimada até alcançar 3 mm de espessura. Os corpos de prova

foram testados para determinação da resistência ao cisalhamento em máquina universal de ensaios (0,5 mm/min). As superfícies de fratura foram examinadas usando DRX e MEV para determinar o padrão de falha. Os resultados mostraram que a resistência média ao cisalhamento, em MPa, foi de: $25,43 \pm 3,12$ no grupo de zircônia, $35,87 \pm 4,23$ no grupo de metal base, e $38,00 \pm 5,23$ no grupo de metal nobre. O exame microscópico mostrou que a falha ocorreu principalmente na porcelana de cobertura próxima à interface com o material de infraestrutura. Os autores verificaram que houve diferença significativa na resistência ao cisalhamento da união da porcelana de cobertura com infraestruturas de metal e de zircônia. Não houve diferença significativa entre as ligas de metal base e nobre.

Swain et al.¹¹, em 2009, realizaram uma análise das causas de tensões residuais em cerâmicas odontológicas e buscaram identificar os principais parâmetros termomecânicos responsáveis por essas tensões. Assumiram que coroas de próteses fixas podem ser modeladas como uma placa de duas camadas (uma geometria plana de bicamada foi considerada). Esta abordagem permite que os princípios básicos sejam examinados, embora seja reconhecido que coroas e próteses múltiplas têm geometria muito mais complexa e análises numéricas sejam necessárias para estimar com segurança as tensões residuais e condições críticas de processamento. Tipicamente, a infraestrutura de uma coroa possui entre 0,3 e 1 mm de espessura, enquanto a porcelana de cobertura pode variar de 0,3 a 3 mm de espessura. Neste trabalho, duas combinações foram consideradas: (i) infraestrutura e porcelana de 0,5 mm de espessura; e (ii) infraestrutura de 1 mm e porcelana de cobertura de 3 mm. Os materiais foram caracterizados pelo módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson, calor específico, densidade, condutividade térmica e coeficiente de expansão térmica. O principal resultado deste estudo foi que camadas espessas de porcelana em infraestruturas com baixa difusividade térmica, como Y-TZP e vitrocerâmicas, são mais propensas a gerar altas tensões residuais subsuperficiais de tração que podem resultar em rachaduras ou lascamentos. Em todos os casos em que o coeficiente de expansão térmica da porcelana é inferior ao do material da infraestrutura, desenvolvem-se tensões de compressão na porcelana adjacente a esse material; no entanto, a tensão na superfície é ligeiramente tênsil. A magnitude das tensões residuais na porcelana é quase independente do módulo de elasticidade do material da infraestrutura, mas está diretamente relacionada à diferença de expansão térmica entre esta e o substrato. A presença de tensões residuais de tração na superfície da

porcelana pode ser uma das razões pelas quais os dentistas tradicionalmente removem a prótese do forno de sinterização acima de 500 °C e a deixa esfriar em temperatura ambiente do laboratório. Os autores concluíram que tensões residuais podem surgir devido à incompatibilidade térmica associada ao resfriamento rápido.

Scherrer et al.⁶⁶, em 2010, realizaram uma pesquisa bibliográfica, coletando todos os dados de resistência de união à dentina obtidos para seis adesivos com quatro testes (cisalhamento, microcisalhamento, tração e microtração) e analisaram criticamente os resultados com relação à resistência média de união, coeficiente de variação, modo de falha e classificação do produto. Realizaram uma busca no PubMed entre 1998 e 2009. Os resultados mostraram uma alta dispersão contínua nos dados de força de união, independentemente de qual adesivo e qual teste de união foi usado. Os coeficientes de variação permaneceram altos (20-50%), mesmo com o teste de microsonda. Os modos de falha relatados para todos os testes ainda incluíam alto número de falhas coesivas. A classificação parecia depender do teste usado. Os autores concluíram que melhorando os testes mecânicos e os padronizando obteriam melhores resultados na análises da união de restaurações bicamadas.

Göstemeyer et al.²⁷, em 2010, estudaram os protocolos de queima de cerâmicas odontológicas e observaram que podem influenciar a resistência da união entre a infraestrutura de zircônia (Z) e a porcelana de cobertura (PC). Quatro diferentes PC (Lava Ceram, Triceram, VM9 e Zirox) foram queimadas em amostras de Z (Lava Frame) e resfriadas usando taxas de resfriamento rápida e lenta. Vinte amostras bicamada (Z/PC) foram fabricadas (25 mm x 8 mm x 1,25 mm). Cada grupo foi dividido em dois subgrupos (n = 10) variando a taxa de resfriamento, rápida e lenta. Os espécimes bicamada foram entalhados na porcelana (0,5 mm) e testados para flexão em quatro pontos com tração na porcelana em uma máquina de teste universal (Z2010). A carga crítica para a propagação estável de trinca na interface Z/PC foi determinada e utilizada para calcular a taxa de liberação de energia de deformação ((G), J.m⁻²). Além disso, medidas dilatométricas das PC foram realizadas para determinar o coeficiente de expansão térmica entre 50 e 450 °C (a₁) e acima da temperatura de transição vítrea (a₂). Os resultados de (G) dos grupos resfriados rapidamente variaram de 8,2 ± 1,7 J.m⁻² (Lava Ceram) a 17,1 ± 2,8 J.m⁻² (VM9). Para os grupos de resfriamento lento, os valores de (G) variaram de 7,5 ± 1,1 J.m⁻² (Lava Ceram) a 13,0 ± 1,9 J.m⁻² (VM9). Foram encontrados valores estatisticamente

diferentes para (G) nas diferentes composições de Z/PC para as amostras de resfriamento rápido e lento (ANOVA, $p < 0,05$). Além disso, em todas as combinações de materiais os valores de (G) das amostras resfriadas lentamente foram menores que das amostras resfriadas rapidamente. A análise microscópica das superfícies de fratura revelou que a propagação de trinca ocorreu na interface entre a zircônia e a PC. No entanto, a observação direta da superfície de fratura da zircônia mostrou um padrão de fratura misto. Os autores concluíram que a resistência da união entre a zircônia e a PC diminui com o resfriamento mais lento no intervalo entre a temperatura de sinterização e a T_g (temperatura de transição vítrea). Além disso, a diferença na resistência da união entre as diferentes taxas de resfriamento acima de T_g mostrou correlação com a diferença de CET (coeficiente de expansão térmica) entre a Z e os material de estratificação acima e abaixo de T_g .

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 $\sim 1 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) do núcleo e da porcelana seja suficiente para desencadear a propagação de trinca responsável pela fratura.

Ereifej et al.⁶⁷, em 2011, avaliaram a resistência da união entre a zircônia IPS e.max ZirCAD (Ivoclar-Vivadent) e o dissilicato de lítio (LS₂) IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) com a porcelana de cobertura IPS e.max Ceram (Ivoclar-Vivadent) pela determinação da resistência ao cisalhamento e uma análise por elementos finitos (FEA). Foram utilizados 15 blocos cerâmicos IPS e.max ZirCAD (ZirCAD) e 15 blocos de IPS e.max CAD (LS₂) com dimensões 12,5 mm x 11,0 mm x 0,9 mm, recobertos em uma das faces 11,0 mm x 0,9 mm com porcelana de cobertura de 2,5 mm de espessura. As amostras foram submetidas ao cisalhamento em máquina universal de ensaios. Posteriormente, foi criado um modelo para FEA da geometria das amostras

utilizadas no teste experimental de cisalhamento. O software MSC PATRAN foi utilizado para criar a malha 2D constituída por 4307 elementos e 4440 nós, e gerar superfícies com as mesmas dimensões das amostras do ensaio experimental de cisalhamento. Foi aplicada uma carga de 150 N (50 N por nó). Como resultado, todas as amostras ZirCAD/Ceram fraturaram adesivamente na interface infraestrutura/porcelana, enquanto nenhuma das amostras LS₂/Ceram fraturou na interface e apresentaram fratura coesiva na porcelana de cobertura ou na infraestrutura ou falha mista adesiva/coesiva. Portanto, os padrões de fratura foram significativamente diferentes entre os grupos. A resistência ao cisalhamento foi maior no grupo LS₂/Ceram. As tensões médias de cisalhamento (MPa) foram de $28,8 \pm 9,5$ para ZirCAD/Ceram e $29,1 \pm 8,3$ para LS₂/Ceram. Os autores concluíram que a ligação entre a porcelana de cobertura e a vitrocerâmica é mais resistente que a da PC com as infraestruturas de zircônia.

Tholey et al.¹⁸, 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.

Göstemeyer et al.⁶⁸, em 2012, avaliaram o efeito das diferenças no comportamento de expansão térmica de cerâmicas de cobertura na adesão a Y-TZP. Sete cerâmicas de cobertura (VM7, VM9, VM13, Lava Ceram, Zirox, Triceram, Allux) e uma cerâmica Y-TZP foram investigadas. Os coeficientes de expansão térmica e as temperaturas de transição vítrea foram determinados para calcular as tensões residuais (σ (R), MPa) entre a zircônia e a porcelana. Posteriormente, as cerâmicas de estratificação foram queimadas em espécimes de zircônia de forma retangular,

lixadas e entalhadas no lado da porcelana de estratificação. Em seguida, os espécimes foram carregados em um teste de flexão de quatro pontos. A carga crítica para induzir extensão de trinca estável na interface de adesão foi avaliada para calcular a taxa de liberação de energia de deformação (G), J / m² para cada sistema. Os resultados foram que as tensões residuais variaram de $48,3 \pm 1,5$ MPa (VM7) a $36,1 \pm 4,8$ MPa (VM13) com diferenças significativas entre todos os grupos ($p < 0,05$). A taxa de liberação de energia de deformação dos espécimes Y-TZP / porcelana de cobertura variou de $8,2 \pm 1,7$ J / m² (Lava Ceram) a $17,1 \pm 2,8$ J / m² (VM9). Os valores de (G) não puderam ser obtidos com os espécimes VM7, Allux e VM13, devido à descolagem espontânea ou ao crescimento instável de trincas. Exceto para os espécimes Triceram e Zirox, a taxa de liberação de energia de deformação foi significativamente diferente entre todos os grupos ($p < 0,05$). Os autores concluíram que as tensões residuais térmicas e as taxas de liberação de energia de deformação foram correlacionadas. Tensões compressivas na região de -20MPa foram benéficas para a adesão interfacial. Tensões superiores ou inferiores a este valor exibiram adesão diminuída.

Em 2013, Belli et al.²¹, 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.

Em 2014, Kosyfakiet, et al.⁶⁹ avaliaram a adesão entre zircônia e quatro cerâmicas de estratificação disponíveis usando a configuração de teste de Schwickerath. Amostras de zircônia Y-TZP (In-Ceram YZ, n=40, 25 mm X 3,0 mm X 0,5 mm) foram recobertas com uma das seguintes porcelanas: IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent), CerabienZR (Noritake), Vintage ZR (Shofu) ou VITA VM9 (Vita Zahnfabrik) seguindo as instruções do fabricante com dimensões finais de 8,0 mm X 3,0 mm X 1,1 mm. Entalhes com vários comprimentos variando de 0,5 a 6 mm foram preparados. Todos os espécimes foram submetidos a flexão de três pontos a uma velocidade de 1,5 mm min. Realizou-se o cálculo da energia de fratura e imagens em microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que o CerabienZR tem os valores mais altos para todas as abordagens e o IPS e.max Ceram o mais baixo, enquanto para Vintage ZR e VITA VM9 a classificação entre as abordagens de força é invertida.

Al-Amleh et al.²², 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.

Nishigori et al.³⁹, em 2014, avaliaram a influência do jateamento com partículas de alumina na superfície na zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria na resistência ao cisalhamento da união entre a zircônia e a porcelana de cobertura. Quarenta e oito amostras de Y-TZP (Diazir; Ivoclar Vivadent) de 6 mm de diâmetro por 4 mm de altura foram sinterizadas a 1500 °C por 8 h. As amostras foram divididas em 4 grupos (n = 12): controle (C), tratamento térmico de 650 °C a 1000 °C por 55 min (H), jateamento com partículas de alumina (Al_2O_3) de 50 μm sob pressão de 0,4 MPa por 10 s (S), e tratamento térmico após jateamento (SH). As 12 amostras de cada grupo foram divididas em 2 subgrupos, com ou sem carregamento cíclico. Os grupos com carregamento cíclico foram submetidos a fadiga em uma máquina Electropuls 3000 (Instron) a 10.000 ciclos, 1,5 Hz e carga 10 N. Ensaio de cisalhamento foram realizados em uma máquina universal de ensaios (Sintech ReNew 1123; MTS) com velocidade do atuador de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que a média mais alta de resistência ao cisalhamento foi registrada para o grupo S ($34,1 \pm 10$ MPa). A menor resistência ao cisalhamento média da união foi observada para o grupo jateado após carga cíclica ($10,7 \pm 15,4$ MPa). Os autores concluíram que a resistência ao cisalhamento entre a zircônia e a porcelana de cobertura não foi significativamente afetada pelo tratamento de superfície.

Pereira et al.⁷⁰, em 2015, avaliaram os efeitos do envelhecimento em baixa temperatura na topografia da superfície, na transformação de fase e na resistência à flexão biaxial da Y-TZP. Corpos de prova em forma de disco foram fabricados e divididos de acordo com dois fatores: "desgaste" – sem desgaste (Ctrl), desgaste com uma fresa diamantada extrafina (25 μm ; Xfine) e fresa de diamante grosso (181 μm ; Grosso); e "envelhecimento a baixa temperatura". O desgaste foi realizado em baixa rotação com refrigeração a água. O envelhecimento foi realizado em uma autoclave a 134°C, abaixo de 2 bar, por um período de 20 h. A análise da topografia da superfície mostrou um aumento na rugosidade com base no tamanho do grão (Grosso > Xfine > Ctrl) e o envelhecimento (Ag) promoveu diferentes efeitos na rugosidade (Ctrl Ag < Ctrl; Xfine Ag < Xfine; Grosso Ag > Grosso). O desgaste e o envelhecimento promoveram um aumento na quantidade de fase monoclinica. A análise de Weibull mostrou um aumento na resistência após o desgaste (Grosso = Xfine > Ctrl); no entanto, efeitos distintos foram observados para envelhecimento (Ctrl < Ctrl Ag; Xfine

= Xfine Ag; Grosso > Grosso Ag). Os resultados de rugosidade indicaram que o desgaste estatisticamente influenciou nos valores (R_a , $p < 0,0001$; R_z , $p < 0,0001$), assim como o envelhecimento (R_a , $p < 0,0001$; R_z , $p = 0,21$), e essa interação dos fatores também foi estatisticamente relevante (R_a , $p < 0,0001$; R_z , $p < 0,0001$). Os módulos de Weibull foram estatisticamente semelhantes. Os autores concluíram que o desgaste promoveu um aumento na resistência característica como resultado de um aumento no conteúdo da fase monoclinica; quando a superfície Y-TZP foi polida por fresas de diamante grossas seguidas de envelhecimento a resistência foi reduzida.

Zaher et al.²⁹, em 2017, compararam a resistência ao cisalhamento do dissilicato de lítio e da vitrocerâmica de fluorapatita prensada sobre um substrato de zircônia. Trinta blocos de zircônia foram cortados (20 mm x 15 mm x 2,5 mm de espessura), sinterizados e divididos em dois grupos. Em um dos grupos, denominado 'prensado', a técnica da cera perdida foi utilizada para fabricar blocos vitrocerâmicos de fluorapatita (3 mm x 3 mm x 3 mm) que foram prensados sobre os blocos de zircônia sinterizados. O segundo grupo, denominado 'sinterizado', blocos de dissilicato de lítio foram cortados (3 mm x 3 mm x 3 mm) e cristalizados e foram unidos à zircônia por uma vitrocerâmica de baixa fusão que foi padronizada em aproximadamente 80 μ m de espessura. Os níveis de resistência ao cisalhamento das amostras foram avaliados usando uma máquina de teste universal (1 mm/min) até a falha. Os resultados demonstraram que o grupo sinterizado apresentou valores médios de resistência ao cisalhamento ($41,2 \pm 6,3$ MPa) significativamente maiores ($p < 0,001$) que os do grupo prensado ($21,3 \pm 4,3$ MPa). Concluíram que a sinterização do dissilicato de lítio alcançou valores mais altos de resistência ao cisalhamento do que a vitrocerâmica de fluorapatita prensada sobre um substrato de zircônia.

Polli et al.⁷¹, em 2018, avaliaram o efeito do desgaste e tratamento térmico de regeneração. Quarenta espécimes (20 x 4,0 x 1,2 mm) compuseram o grupo controle somente sinterizado (AS = grupo controle) e outros 80 (20 x 4,0 x 1,5 mm) foram desgastados com pedra diamantada cilíndrica sob refrigeração (WG) ou em condição seca (G) para atingir 1,2 mm de espessura. Metade de os corpos-de-prova foram submetidos a tratamento térmico (1000 °C, 30 min), formando os grupos AS/R, WG/R e G/R. O limite de fadiga (500.000 ciclos, 10 Hz) foi determinado pelo método de escada por meio do teste de flexão em 4 pontos. A topografia da superfície ($n = 3$) e a área de fratura ($n = 3$) foram avaliados em MEV. As amostras também foram analisadas por refinamento de Rietveld a partir de dados de difração de raios-X.

ANOVA revelou diferenças significativas ($p < 0,001$) para os protocolos de desgaste, tratamento térmico e sua interação. Nos grupos não submetidos à tratamento térmico, o limite médio de fadiga à flexão do GW foi maior ($p < 0,05$) do que o de G e AS, sem diferença estatística entre si ($p > 0,05$). Após o tratamento térmico, foi observada a desigualdade onde $WG > AS > G$ ($p < 0,05$). O tratamento térmico regeneração aumentou o limite de fadiga do grupo AS e diminuiu os dos grupos G e WG ($p < 0,05$). Os protocolos de desgaste criaram sulcos evidentes na superfície da zircônia. Concluíram que o tratamento térmico reduziu o limite de fadiga de amostras desgastadas, porém reduziu a quantidade de fase monoclinica em todas as condições experimentais.

O estudo realizado por Douglas et al.⁷², em 2018, teve como objetivo avaliar por meio de uma análise por elementos finitos a influência da geometria dos espécimes e dos materiais dos mesmos nas tensões térmicas desenvolvidas durante um teste de ciclagem. Foram criadas três geometrias diferentes: i) hastes cilíndricas feitas de zircônia ou liga de cobalto (Co-Cr-Mo), ii) barras usadas para teste de flexão em 3 pontos, constituída de tira metálica com porcelana de cobertura, e iii) coroas dentárias constituídas totalmente em cerâmica de zircônia com porcelana de cobertura ou metalocerâmica (liga Co-Cr-Mo com porcelana de cobertura). As simulações foram realizadas com auxílio do software COMSOL Multiphysics. As tensões em cada geometria foram avaliadas ao longo do ciclo de teste. Os resultados mostraram que o teste de flexão em três pontos exibiu a maior tensão, resultando em tensões até 230 % maiores que as apresentadas pelas hastes cilíndricas, que são normalmente utilizadas em ciclos térmicos. A tensão máxima nessas geometrias (haste cilíndrica e barra bicamada) foi concentrada na interface. Na coroa dentária, a tensão não se concentrou apenas na interface, mas também em sua parede externa. Comparadas com as coroas dentárias, as amostras cilíndricas podem subestimar as tensões residuais em até 40 %, enquanto as amostras de flexão em 3 pontos podem superestimar a tensão em até 15 %. Os autores concluíram que a geometria da amostra influencia significativamente as tensões máximas, e durante um teste em vários ciclos, essas tensões causam diferentes estados de fadiga. A tensão máxima foi localizada na interface entre os materiais para todas as geometrias analisadas. As amostras à base de zircônia (flexão em 3 pontos e cilíndrica) e a coroa dentária totalmente em cerâmica exibiram os estados de tensão mais semelhantes durante o ciclo térmico, sendo recomendável seu uso.

Chen et al.⁷³, em 2019, realizaram uma avaliação da resistência ao cisalhamento (Shear Bond Strength- SBS) entre zircônia, cimento e resina composta e os fatores que podem afetar os valores de resistência. Para isso, por uma análise por elemento finito (FEA) usando o software Abaqus (Dassault Systemes S.A.) foi criado um modelo 3D composto de 22857-33477 elementos hexaédricos. Para simular o teste SBS, os nós limites da zircônia foram fixados sem movimento em nenhuma direção. Para avaliar a distribuição de tensões uniforme e não uniforme, foi modelado um cilindro de resina composta (Filtek Z250), e as forças foram carregadas na parte superior do cilindro usando uma haste rígida de 2 mm x 3 mm para imitar as situações práticas. Diferentes espessuras de cimento resinoso e módulos de elasticidade de resina composta também foram analisados. O teste SBS também foi realizado para validar os resultados da FEA. Para isso, foram confeccionadas 375 placas de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP, 6 mol% Y_2O_3), com dimensões de 10 mm x 10 mm x 0,9 mm. Foi observado na FEA em 3D que as diferenças nas espessuras da camada de cimento resinoso e de resina composta levam a variações da área de acumulação de tensão. Os autores concluíram que para avaliar o teste SBS, a carga aplicada durante a cimentação e as diferentes resinas compostas afetam os resultados de SBS e, portanto, devem ser padronizadas.

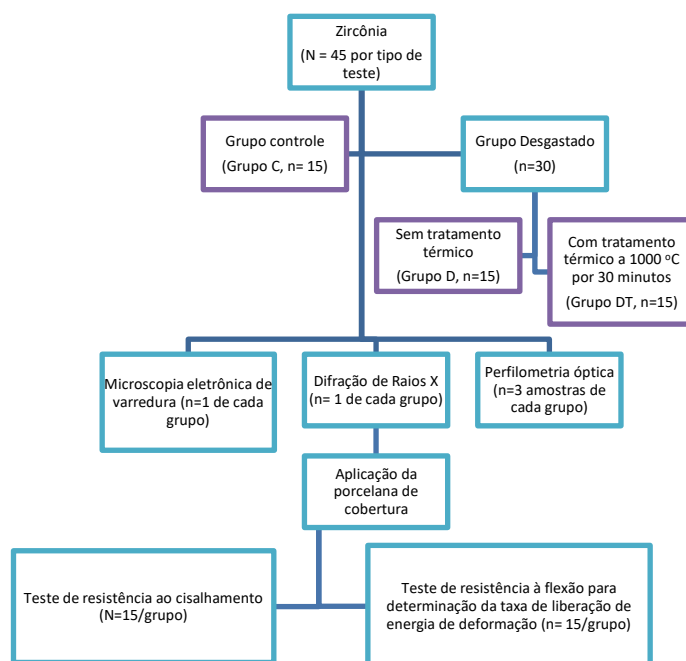
4 MATERIAL E MÉTODO

Esta pesquisa foi dividida em duas etapas. Na primeira foi realizada uma análise por elementos finitos para avaliar o nível e distribuição das tensões máximas em diferentes modelos bicamada sob cisalhamento e com isso selecionar um modelo experimental adequado para testes de cisalhamento em espécimes bicamada. Na segunda etapa foram confeccionados espécimes bicamada tanto para ensaios de cisalhamento como de flexão em quatro pontos, em amostras com e sem tratamento para regeneração da fase tetragonal após desgaste da zircônia e antes da aplicação de porcelana de cobertura. Os resultados de flexão em quatro pontos de amostras com entalhe e tração na porcelana serviram para o cálculo da taxa de liberação de energia elástica armazenada por deformação. Os resultados foram então comparados e discutidos. A seguir, o procedimento experimental é detalhado

4.1 Delineamento Experimental

Os testes e análises realizadas nesta etapa estão representados na Figura 1; os espécimes, após confeccionados, foram distribuídos nos grupos por aleatorização simples.

Figura 1 – Delineamento experimental da pesquisa na qual foram realizados testes em espécimes físicos



Fonte: Elaboração própria.

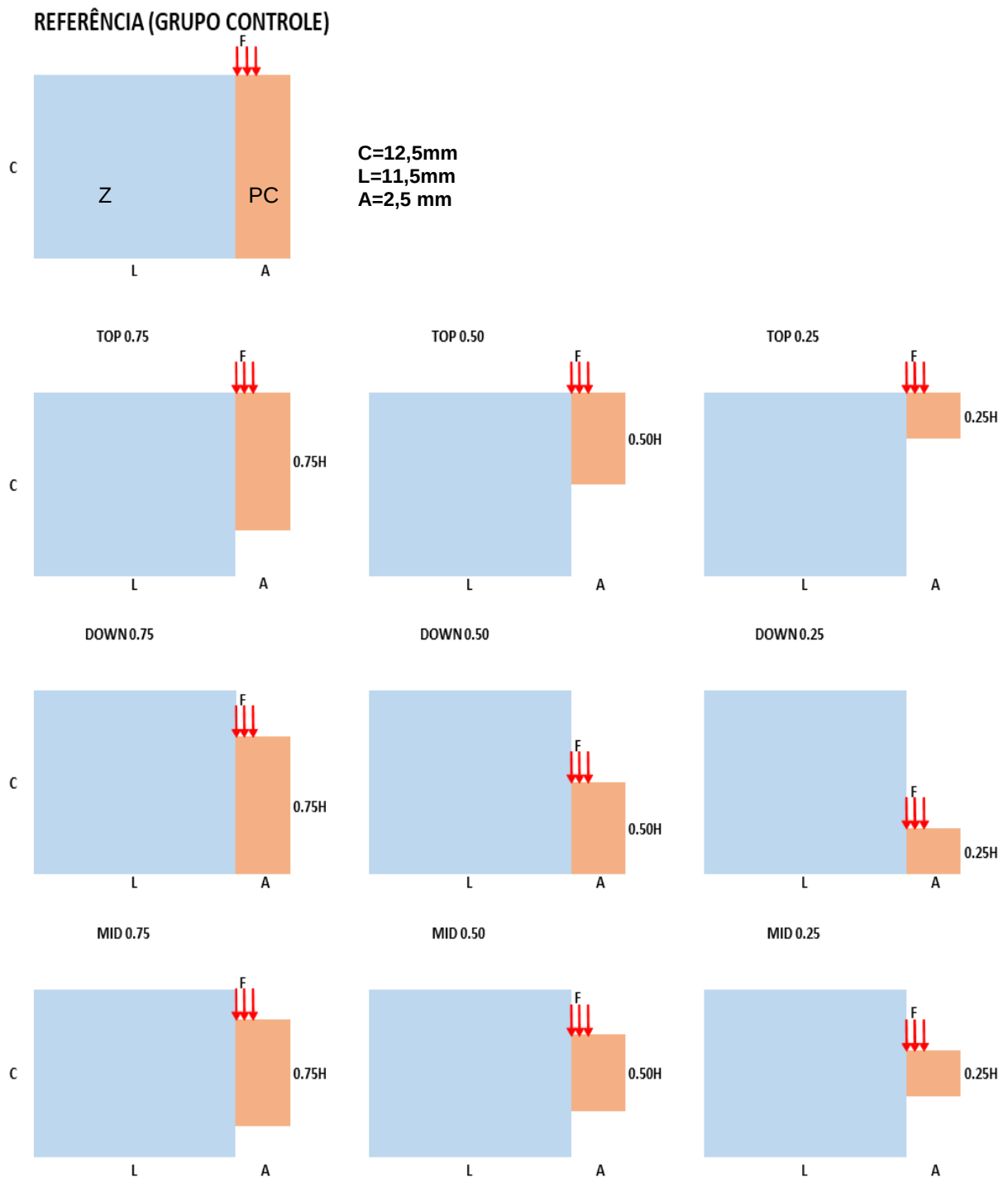
4.2 Análise por Elementos Finitos (EF)

A padronização do teste de cisalhamento é importante para a avaliação do comportamento mecânico de materiais cerâmicos bicamada e a comparação dos resultados. Por este motivo, uma análise por elementos finitos foi realizada para se avaliar o nível e a distribuição das tensões na região da interface zircônia/porcelana de cobertura para diferentes geometrias utilizadas em ensaios de cisalhamento.

Dez modelos tridimensionais foram criados no software ANSYS® (v. 19.1, Ansys Inc., PA, EUA) para simular o efeito de diferentes geometrias no comportamento de corpos de prova cerâmicos bicamada submetidos a cisalhamento. As geometrias e dimensões foram baseadas em testes experimentais da literatura^{15, 33,64,65,67}. A geometria nomeada como Referência (REFERENCE, grupo controle) teve a mesma altura de zircônia (Z) e porcelana de cobertura (PC), com dimensões (comprimento x altura x espessura) de 12,5 mm x 11,0 mm x 0,9 mm para a zircônia e 2,5 mm x 11,0 mm x 0,9 mm para a porcelana de cobertura.

A altura da porcelana de cobertura e sua posição em relação à zircônia foram alteradas para criar outras geometrias (Figura 2), que posteriormente foram divididas em três grupos denominados TOP, DOWN e MID. Para a geometria TOP, tanto a PC quanto a Z foram fixadas no mesmo nível superior, e a altura da PC foi reduzida de baixo para cima. A abordagem foi invertida no modelo DOWN, onde o mesmo nível inferior foi estabelecido para a PC e a Z, e a altura da PC foi reduzida de cima para baixo. Na geometria MID, a altura da PC foi cortada simetricamente dos lados superior e inferior em direção ao centro. Para os modelos TOP, DOWN e MID, a altura da PC foi alterada para 75%, 50% e 25% da altura da Z.

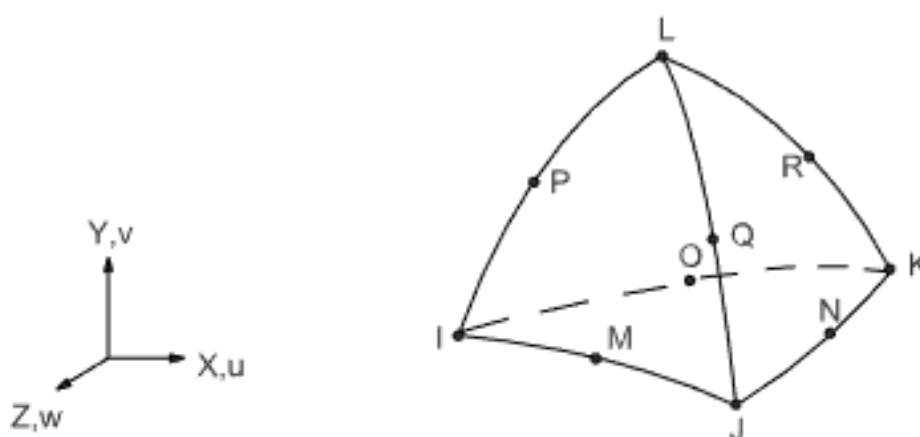
Figura 2 - Modelos de teste de cisalhamento REFERÊNCIA (REFERENCE), TOP, DOWN e MID. Cor azul representa a zircônia (Z) e cor laranja a porcelana de cobertura (PC)



Fonte: Elaboração própria.

As geometrias dos espécimes foram criadas a partir de dois blocos tridimensionais (comando BLOCK no ANSYS®) nas dimensões da zircônia e da porcelana. Posteriormente, o comando GLUE foi utilizado para uni-las e garantir o acoplamento entre as malhas a serem geradas em seguida. As malhas foram geradas utilizando o elemento de sólido SOLID187 do ANSYS®, que consiste em um elemento tetraédrico de 10 nós e três graus de liberdade em cada nó, ou seja, translação nos eixos x, y e z, adequados para análises estruturais (Figura 3).

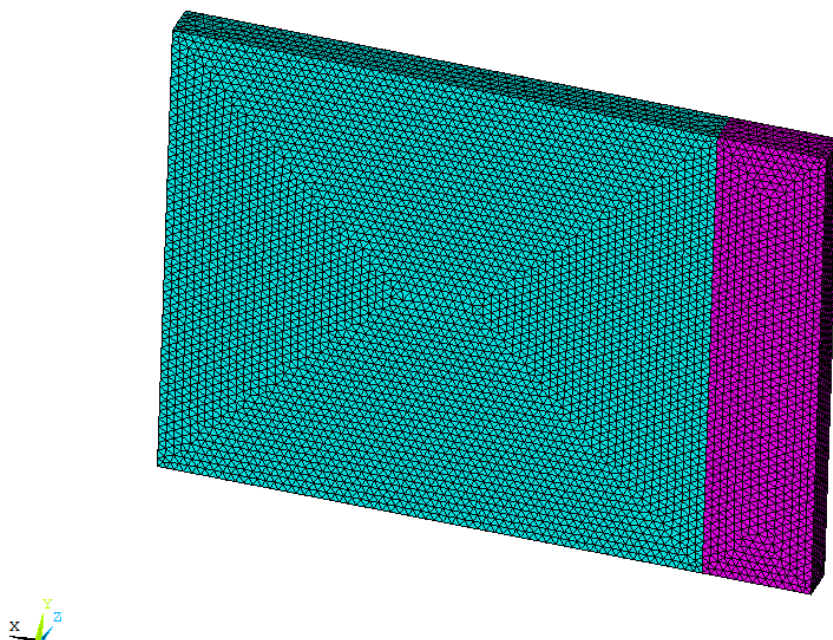
Figura 3 - Geometria, localização dos nós e o sistema de coordenadas para o elemento SOLID187



Fonte: ANSYS Mechanical APDL Material Reference (2013)⁷⁴.

Elementos tetraédricos foram escolhidos para ajustar a malha à geometria do problema. O comprimento da aresta do elemento foi restrito a 0,2 mm, considerado suficiente para representar a distribuição de tensões após um teste de convergência do nível de refinamento. A Figura 4 mostra uma representação 3D da geometria de REFERENCE com as malhas geradas para a Z e a PC.

Figura 4 - Geometria 3D com as malhas geradas para a zircônia (esquerda, verde) e a porcelana de cobertura (direita, rosa)



Fonte: Elaboração própria.

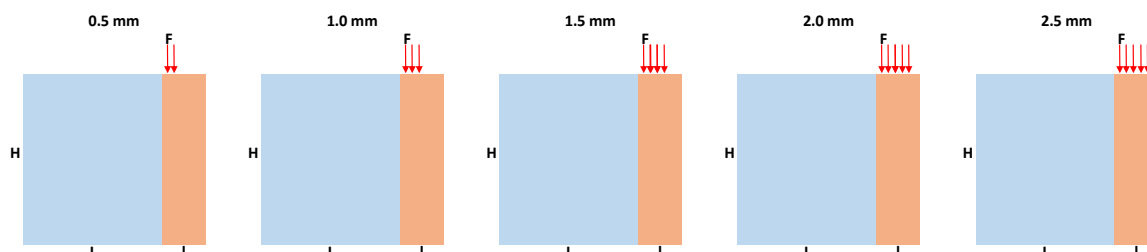
Os nós no contato entre a Z e a PC foram mesclados em nós únicos, permitindo que as tensões se propagassem através da interface. Os nós das laterais da Z tiveram seus movimentos restritos em todas as direções até uma distância de 0,5 mm da interface, diferentes dos nós da PC, que foram deixados livres para se mover sob carregamento.

Uma carga de 150 N foi aplicada em uma área correspondente à região localizada a uma distância de 0,15 mm da interface até 0,95 mm. Essa área corresponde à largura da célula de carga que entra em contato com a porcelana durante o ensaio.

O efeito da área de aplicação de carga sobre a porcelana de cobertura também foi avaliado. No modelo REFERENCE, a carga de 150 N foi aplicada em uma área inicial de 0,5 x 0,9 mm² (comprimento x espessura) a partir da interface. Em seguida, o comprimento da aresta ao longo do comprimento da porcelana que define a área de aplicação da carga (junto com a espessura dos modelos, que foi mantida fixa), foi aumentado em incrementos de 0,5 mm até a distância máxima de 2,5 mm, correspondendo ao comprimento total da porcelana de cobertura, mantendo-se a

carga de 150 N (Figura 5). As distribuições de tensões principais ($\sigma_{\max}$) e de cisalhamento ($\tau_{\max}$), e a razão entre elas, $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$, foram analisadas em função da área de aplicação da carga.

Figura 5 – Área de aplicação de carga ao longo da superfície superior da porcelana de cobertura, em azul zircônia, em laranja a porcelana de cobertura



Fonte: Elaboração própria.

4.2.1 Resultados da análise por elementos finitos

A Figura 6 mostra os resultados da análise por elementos finitos para as distribuições de tensão principais e de cisalhamento nos modelos. Os números após o nome dos subgrupos (TOP, MID e DOWN) referem-se à porcentagem da altura da PC em relação à altura da zircônia. As distribuições de tensão nos modelos REFERENCE e TOP foram semelhantes entre si, assim como os modelos MID e DOWN foram entre si. Ao contrário da intensidade das tensões, que apresentaram diferenças, as distribuições de tensões foram semelhantes para todas as geometrias. Assim, a tensão máxima ocorre na mesma região em todas as geometrias.

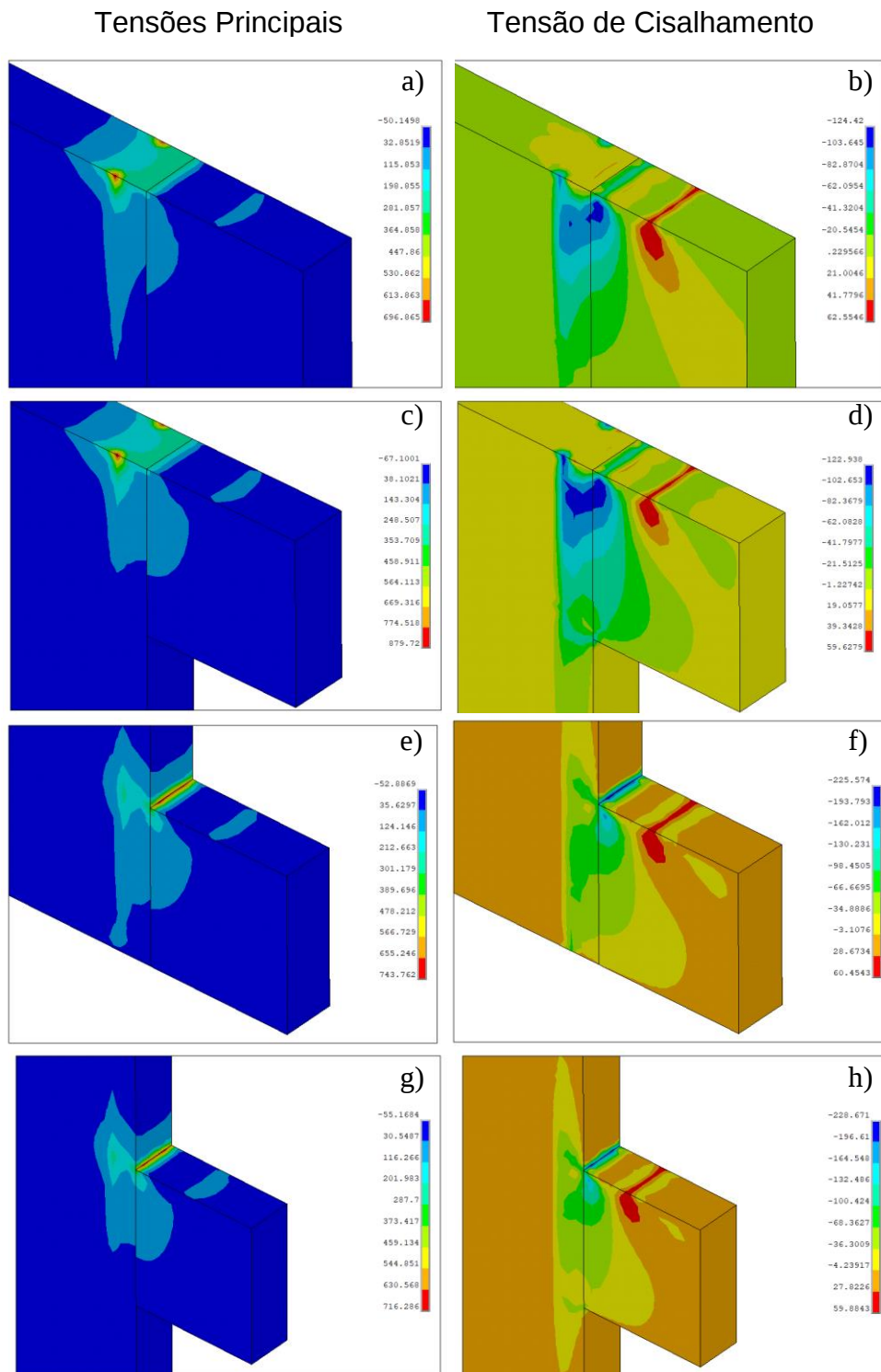
As distribuições de tensões principais resultantes são mostradas à esquerda da Figura 6. Em todos os casos, a carga aplicada na PC foi máxima em sua superfície superior, diminuindo em direção ao interior do material. Para as geometrias REFERENCE e TOP (Figura 6a e 6c), tensões principais surgiram na zircônia, atingindo um máximo no topo da infraestrutura de zircônia devido às restrições ao movimento dos nós. Essas tensões principais no topo da zircônia não foram consideradas na análise, uma vez que a tensão máxima de fratura da zircônia é muito maior que a da porcelana de cobertura ou da união na interface entre ambas.

À direita da Figura 6 é possível observar que as tensões de cisalhamento são distribuídas sobre a PC como duas regiões na forma de bulbos, aproximadamente

simétricas e de sinais opostos no plano x-y (comprimento - altura), estendendo-se através do eixo z (espessura) de forma aproximadamente paralela à interface e com tensões de cisalhamento positivas próximas a ela. As zonas de cisalhamento se propagam em direção ao material da infraestrutura e nos modelos DOWN e MID também se propagam acima do nível de aplicação da carga. Em todos os casos, as zonas de tensões cisalhantes positivas máximas estão localizadas logo abaixo da zona de aplicação da carga no lado da PC à aproximadamente 0,2 mm da interface. Nas geometrias REFERENCE e TOP (Figura 6b e 6d), as tensões de cisalhamento positivas estendem-se em direção à zircônia e apresentam uma zona de tensão máxima secundária no topo da mesma, enquanto nas geometrias DOWN e MID (Figura 6f e 6h) este máximo aparece na aresta superior da própria interface.

Nas geometrias REFERENCE e TOP (Figura 6b e 6d), também é possível observar uma linha de tensão de cisalhamento na zircônia a aproximadamente 0,5 mm de distância da interface devido à restrição de movimento dos nós nessa região simulando as restrições da máquina de ensaio. Considerando que a zircônia é muito mais resistente que a PC, pode-se argumentar que tal concentração de tensões é desprezível.

Figura 6 - Distribuições de tensão principal (esquerda) e de cisalhamento (direita) para a) e b) Modelos REFERÊNCIA, c) e d) Modelos TOP, e) e f) Modelos DOWN, g) e h) Modelos MID com diferentes relações de altura da porcelana de cobertura/altura da zircônia



Fonte: Elaboração própria.

As tensões máximas principais na interface, bem como as tensões de cisalhamento na PC, foram obtidas levando em consideração os valores médios do módulo de Young ($\bar{E}$) e seus respectivos desvios padrões. Combinações dos valores mínimos e máximos dos módulos de elasticidade da zircônia e da porcelana considerando a variação de um desvio padrão para mais e para menos foram utilizadas para avaliar os valores extremos das tensões principais e de cisalhamento. Esses valores foram utilizados para gerar as barras de erros no gráfico da Figura 7. A Tabela 1 mostra os resultados para o modelo REFERENCE. Os outros modelos apresentaram resultados similares, os quais foram omitidos para simplificar.

Tabela 1 – Tensões principais e cisalhamento na interface (MPa) no modelo de REFERENCE, considerando combinações de módulo de Young $\bar{E}$ (GPa) ± 1 DP da zircônia (Z) e da porcelana de cobertura (PC)

Z ($\bar{E}$)	Tensões principais na interface			Tensões de cisalhamento		
	PC ($\bar{E}$)			PC ($\bar{E}$)		
	52	60	68	52	60	68
226	308*	285	265	131*	128	125
197	286	263	244	128	124	121
168	261	239	220#	124	120	117#

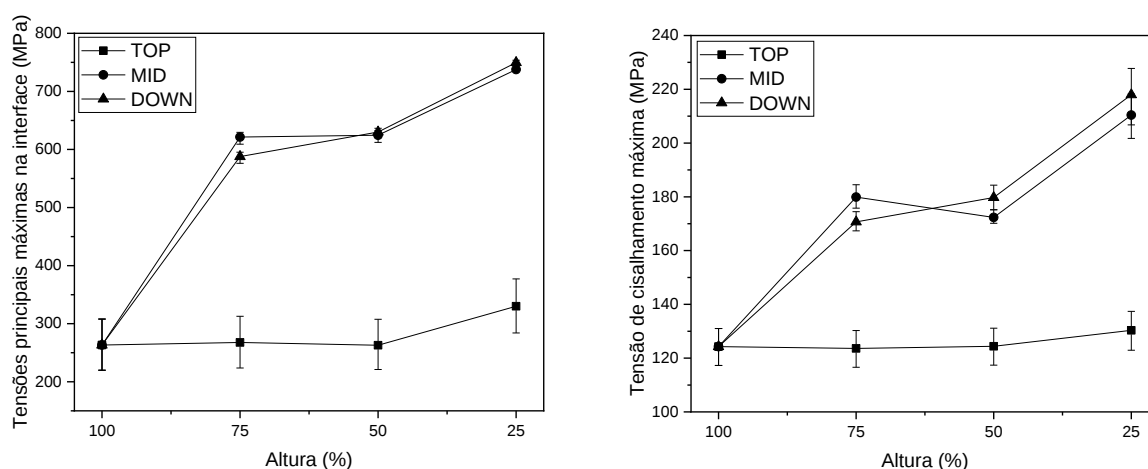
* Os maiores valores de tensões de tração e cisalhamento, # os menores valores de tensões de tração e cisalhamento.

Fonte: Elaboração própria.

A tensão máxima principais na interface, $\sigma_{\max}$, e a tensão máxima de cisalhamento na porcelana de cobertura, $\tau_{\max}$, foram obtidas a partir do maior $\bar{E}$ para a zircônia e do menor $\bar{E}$ para o PC. As tensões mínimas correspondentes resultaram da combinação inversa. Assim, para todos os modelos, $\sigma_{\max}$ e $\tau_{\max}$ foram calculados para três combinações de módulo de Young entre a zircônia e a PC: 197 e 60 GPa para o valor médio; 226 e 52 GPa para o limite superior; e 168 e 68 GPa para o limite inferior.

A Figura 7 mostra $\sigma_{\max}$ e $\tau_{\max}$ para os modelos REFERENCE, TOP, DOWN e MID. Em comparação com REFERENCE (ponto no gráfico correspondente à altura relativa 1,00), os resultados para o modelo TOP não apresentaram diferença considerável. Já os modelos MID e DOWN, apresentaram um aumento significativo em relação à REFERÊNCIA tanto para as tensões principais quanto para as tensões de cisalhamento. Porém, não houve diferença observável nos valores entre si. Além disso, observa-se que também não houve diferença entre as alturas de 75% e 50%, mas houve um aumento no nível de tensões quando se analisa a altura de 25%. Em média, as tensões principais na interface e de cisalhamento na PC nos modelos MID₂₅ e DOWN foram 20% maiores que as tensões nos modelos com 50% e 75% da altura da PC. Em algum ponto entre 50% e 25%, a razão entre a altura da PC e a altura da Z passou a afetar mais fortemente o nível das tensões máximas.

Figura 7- Tensão principais máxima (esquerda) e tensão máxima de cisalhamento (direita) para as geometrias TOP, DOWN e MID

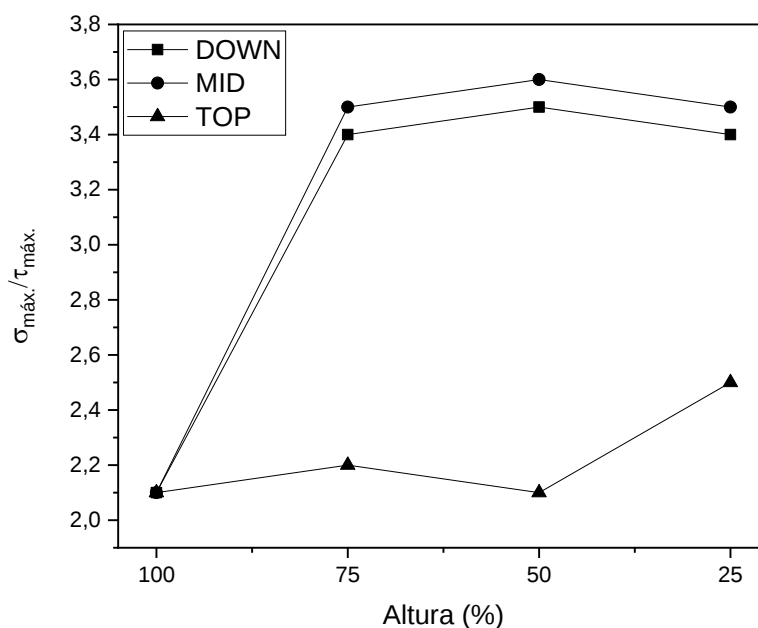


Fonte: Elaboração própria

A Figura 8 mostra a relação $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$ em função da altura da PC para todos os modelos, em comparação com REFERENCE (ponto no gráfico correspondente à altura relativa 1,00). Apesar da grande diferença nos níveis de tração e cisalhamento para as geometrias DOWN e MID, o aumento da tensão de cisalhamento não foi tão substancial quanto a tração. A razão $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$ aumentou de 2,1 no modelo REFERENCE para aproximadamente 3,5 nas geometrias DOWN e MID. Em comparação com o modelo REFERENCE, a razão $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$ para as geometrias

TOP75 e TOP50 não mudou significativamente, enquanto um pequeno aumento foi observado para a TOP25.

Figura 8- Relação $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$ na PC das geometrias TOP, MID e DOWN em comparação com REFERENCE (ponto no gráfico correspondente à altura relativa 1,00)



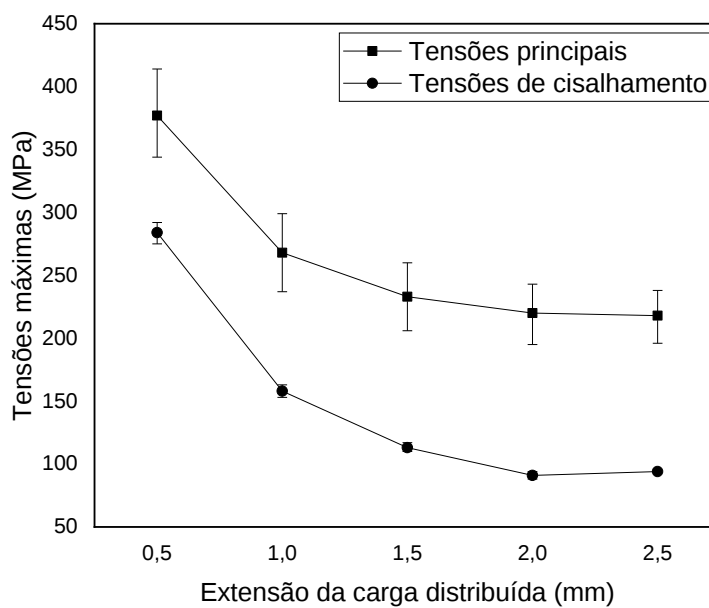
Fonte: Elaboração própria

As tensões máximas principais e de cisalhamento e a razão $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$ entre ambas são apresentadas na Tabela 2 em função da extensão da distribuição da carga ao longo da espessura da PC, e os valores são mostrados graficamente nas Figuras 9 e 10. É possível observar que quanto menor a extensão de carga distribuída (0,5 mm) maior é a tensão principal (351 MPa) e de cisalhamento (182 MPa). Além disso, a razão $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$ é menor, quanto menor for a extensão da carga.

Tabela 2 - Tensões máximas principais, cisalhamento e $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$ (MPa)

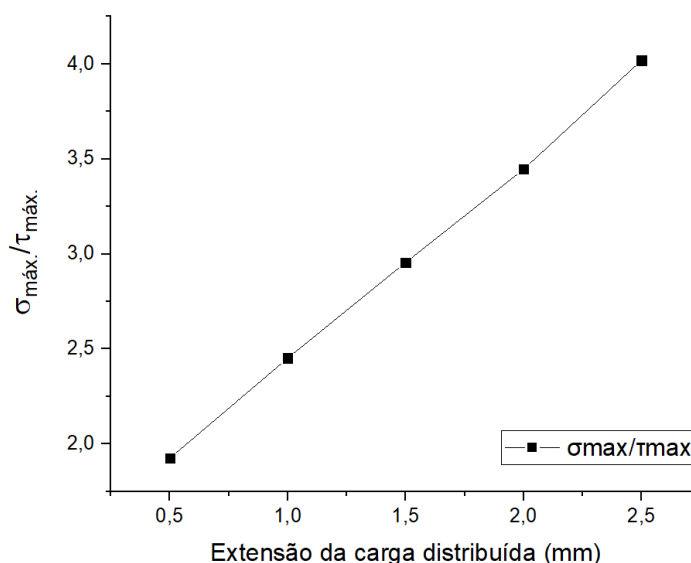
Extensão da carga distribuída (mm)	Tensão principal (MPa)	Tensão de Cisalhamento (MPa)	$\sigma_{\max}/\tau_{\max}$
0,5	351	182	1,9
1	269	110	2,5
1,5	232	78	3,0
2	214	62	3,4
2,5	207	51	4,0

Fonte: Elaboração própria.

Figura 9- Tensão principal e tensão de cisalhamento em função da extensão da distribuição da carga ao longo da espessura da PC

Fonte: Elaboração própria.

Figura 10- Relação $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$ em função da extensão de carga distribuída (mm) ao longo da espessura da PC



Fonte: Elaboração própria.

Baseado nos resultados encontrados nos testes de elemento finito com as diferentes geometrias testadas e na facilidade técnica de confecção e padronização dos espécimes optou-se por confeccionar o modelo REFERENCE como espécime experimental.

4.3 Preparação das Amostras de Zircônia para os Testes de Resistência ao Cisalhamento

A zircônia utilizada foi a Lava™ Plus (3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha), uma zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada com 3 %mol de ítria. Blocos pré-sinterizados de Lava™ Plus foram cortados em máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) com disco diamantado (Series 15LC Diamond, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) e irrigação com água, em dimensões aproximadamente 20% maiores que as dimensões finais para compensar a retração de sinterização.

Para o teste de resistência ao cisalhamento foram cortados espécimes (N = 45) de 15 mm x 14 mm x 1,2 mm para o grupo ‘controle’ e 15 mm x 14 mm x 1,5 mm para os grupos ‘desgastado’.

Após o corte, as amostras receberam acabamento com pontas de silicone (Exacerapol, Edenta, Labordental, Hauptstrasse, Suíça) para remoção de irregularidades das margens oriundas da usinagem. As margens foram biseladas e as superfícies polidas com lixas de carbetto de silício #1200, #1500 e #2000 (401Q, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil). As dimensões das amostras foram mensuradas em paquímetro digital (500-144B, Mitutoyo Sul Americana, Suzano, SP, Brasil) e sinterizadas por 8 h a 1500 °C (Sirona In Fire HTC Speed, Dentsply Sirona, Alemanha). Os parâmetros de sinterização são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3– Temperaturas e tempos para sinterização propostos pelo fabricante

Programa	Taxa de aquecimento (°C / min)	Temperatura (°C)	Intervalo de retenção (min)
S4	20	250	1
S3	15	800	1
S2	10	1500	120
S1	20	1000	1

Fonte: Elaboração própria.

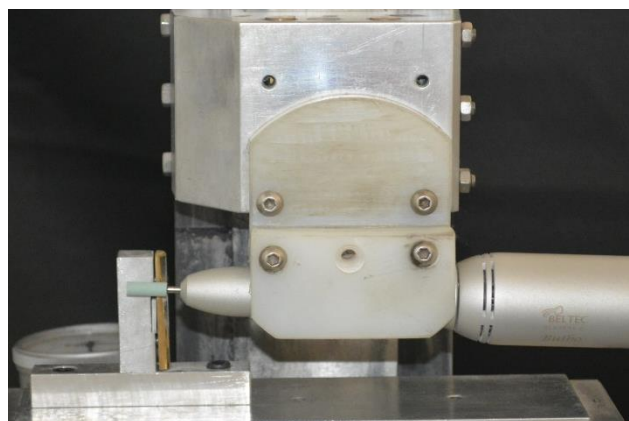
As dimensões finais após a sinterização da zircônia por 8 h foram: i) grupo controle: 12,5 mm x 11 mm x 0,9 mm; e ii) grupos desgastados: 12,8 mm x 11 mm x 0,9 mm

4.4 Desgaste da Zircônia nos Grupos Desgastados

Foram desgastados 0,3 mm de zircônia dos grupos D e DT com ajuda de um aparelho padronizador de desgaste desenvolvido na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP (Figura 11). Este equipamento permite estabilizar a amostra e controlar a quantidade de desgaste. Os espécimes foram inseridos em um dispositivo acoplado ao aparelho e por meio de um cabeçote móvel automatizado com um micromotor elétrico (Micromotor Elétrico de Bancada para Prótese LB 100, Beltec,

Araraquara, SP, Brasil) foi realizado o desgaste com uma pedra diamantada cilíndrica (MasterCeram®, MCE 133 104, Eurodental Comercial Importadora Ltda, São Paulo, SP, Brasil) sem irrigação a uma velocidade de rotação entre 20.000 e 22.000 rpm^{36,43,75,76}

Figura 11- Máquina de desgaste com o espécime para o teste de cisalhamento inserido no dispositivo metálico acoplado ao aparelho e micromotor instalado no cabeçote móvel para realizar o desgaste por meio de pedra diamantada cilíndrica



Fonte: Elaboração própria.

Após o desgaste os espécimes dos grupos D e DT ficaram com 12,5 mm x 11 mm x 0,9 mm. Todas as amostras foram limpas em água destilada em ultrassom por 5 min⁷⁷ e secas com papel absorvente previamente aos testes.

4.5 Tratamento Térmico Regenerativo nos Espécimes de Zircônia (grupo DT) Previamente à Aplicação da Porcelana de Cobertura

Para o tratamento térmico regenerativo, as amostras dos grupos DT foram colocadas em forno convencional para cerâmica (Sirona In Fire HTC Speed, Dentsply Sirona, Alemanha), adotando-se a temperatura e tempo de 1000 °C por 30 minutos³⁶ (Tabela 4). Após o tratamento as amostras foram removidas do forno e resfriadas na bancada até a temperatura ambiente

Tabela 4 – Temperaturas e tempos para o tratamento térmico regenerativo

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

Fonte: Elaboração própria.

4.6 Caracterização Superficial da Zircônia Antes da Aplicação da Porcelana de Cobertura

Previamente à aplicação da porcelana de cobertura nos espécimes de zircônia foram realizadas a análise por difração de raios X, microscopia eletrônica de varredura e perfilometria óptica para se verificar os efeitos do desgaste com pedra diamantada sem irrigação e do desgaste seguido por tratamento térmico regenerativo (1000 °C, 30 minutos).

4.6.1 Difração de Raios X (DRX)

As amostras foram limpas em ultrassom imersas em acetona (5 min), água destilada (5 min) e álcool isopropílico (5 min) e secas com papel absorvente. Uma amostra de cada grupo C, D, DT foi avaliada em difratômetro de raios-X (Bruker D8 Advance, Karlsruhe, Alemanha), utilizando-se anodo de cobre $\lambda K\alpha_1 = 1,5406 \text{ \AA}$ e $K\alpha_2 = 1,5444 \text{ \AA}$, $I\alpha_2/I\alpha_1 = 0,5$, com varredura entre 20° e 80°, passo angular de 0,02° e 3 s de varredura contínua para verificar a reversão de fase após o tratamento térmico.

Os resultados de DRX foram plotados no software Origin Pro 2021b. A identificação das fases cristalográficas (monoclínica, tetragonal e cúbica) foi realizada pelo software Crystallographica Search Match (International Union of Crystallography). Para a quantificação das fases foi utilizado o método de refinamento de Rietveld⁷⁸

utilizando o software Match! Phase Analysis using Powder Diffraction versão 2 (Crystal Impact, Bohn, Alemanha).

4.6.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Da mesma forma que para o DRX, as superfícies de zircônia (n=1 espécimes por grupo) foram limpas em ultrassom com acetona (5 minutos), água destilada (5 minutos) e álcool isopropílico (5 minutos) e secas com papel absorvente. Em seguida foram caracterizadas recebendo um recobrimento com carbono para posterior análise em microscópio eletrônico de varredura (Inspect F50, FEI, Achtseweg Noord 5, Eindhoven, Holanda). Foram usadas magnitude de 10.000 x.

4.6.3 Perfilometria óptica

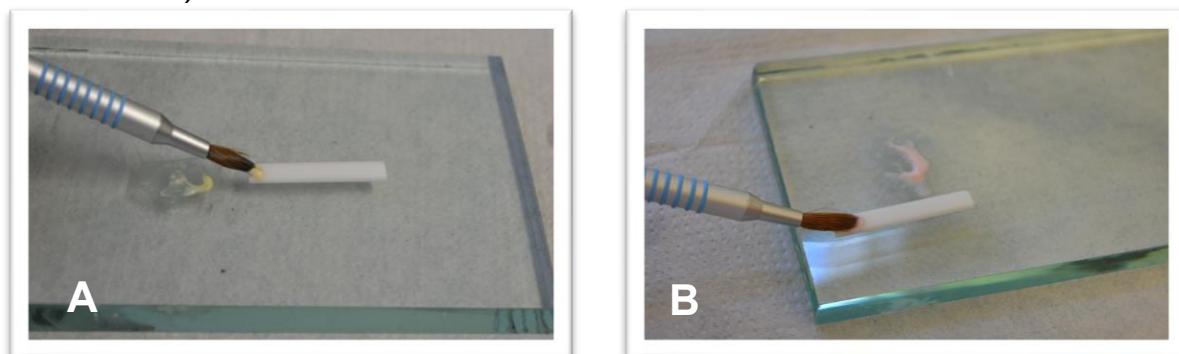
Três amostras de cada grupo (C, D e DT) foram avaliadas em perfilômetro óptico (PB 1000, Nanovea, EUA) em uma área de 500 µm x 500 µm e passo de 5 µm, para analisar sua topografia e estimar a rugosidade média. A imagem gerada foi processada com o software Gwyddion 2.48 (GPL free software).

4.7 Aplicação da Porcelana de Cobertura nos Espécimes de Zircônia

Após a limpeza de todas as amostras com água destilada em ultrassom por 5 min⁷⁷ e secagem com papel absorvente, foi aplicada uma camada ($\approx 0,1$ mm) de Zirliner 1-4 (IPS e.max Zirliner+ IPS Zirliner build- Up Liquid allround, Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri, SP, Brasil) utilizando um pincel fino de pelo de Marta nº 3 (Kolinsky, Kota, Cotia, São Paulo, Brasil), seguida de uma camada de suspensão de porcelana mais fluida (Wash, IPS e. max Ceram Dentin A4+ IPS Build-UP Liquid allround), e aplicação da porcelana de cobertura (1ª e 2ª camada de dentina, IPS e.max Ceram Dentin A4 + IPS Build- UP Líquido allround, Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri, SP, Brasil) (Figura 12). A aplicação da porcelana de cobertura foi realizada na superfície desgastada nos grupos D e DT e nos grupos C com auxílio de uma matriz de silicone de laboratório (Zetalabor, Zhermack, Badia Polesine, Rovigo, Itália) com dimensões de 40 mm X 5 mm X 3,5 mm. A primeira aplicação de PC foi realizada com os corpos de prova no interior da matriz (Figura 13) e a segunda foi realizada sem ela, para

correções da dimensão. Lenços absorventes foram utilizados para remoção do excesso de água.

Figura 12 - Aplicação do agente de união e de uma camada de porcelana fluida. A) Zirliner, B) Wash



Fonte: Elaboração própria.

Figura 13 - Aplicação da primeira camada de porcelana com ajuda de uma matriz de silicone



Fonte: Elaboração própria.

A queima foi realizada utilizando-se o formo Programat P310 (Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri, SP, Brasil) com os parâmetros recomendados pelo fabricante (Tabela 5).

Tabela 5 - Parâmetros de temperatura e tempo utilizados para a aplicação do sistema IPS e.max Ceram

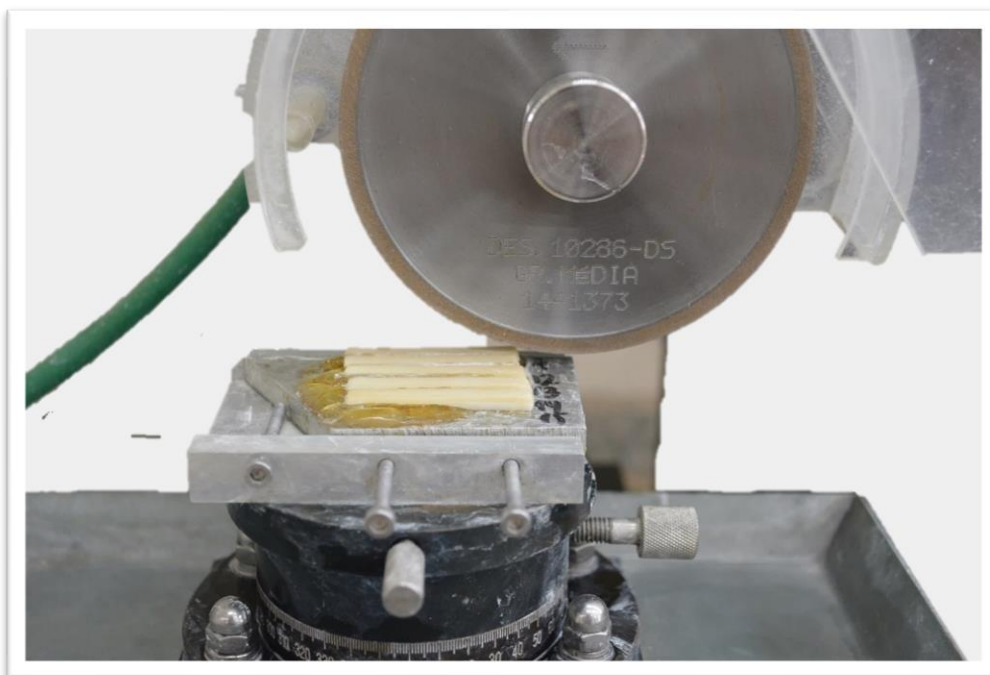
Material	Ti °C	TS min	T °C/min	TF °C	TP min	V1 °C	V2 °C	TA °C
Zirliner	403	4	40	960	1	450	959	-
Wash	403	4	40	750	1	450	749	-
Dentin	403	4	40	750	1	450	749	-
Glaze	403	6	60	725	1	450	724	450

Ti – temperatura inicial; TS – tempo de secagem; T – taxa de aquecimento; TF – temperatura final; TP – tempo de permanência; V1 – temperatura de início do vácuo; V2 – temperatura final de vácuo; TA – temperatura de abertura do forno.

Fonte: Elaboração própria, dados fornecidos pela Ivoclar Vivadent Ltda.

Após a queima das camadas de dentina os espécimes receberam acabamento a fim de deixar as superfícies paralelas, na superfície da porcelana de cobertura utilizou-se uma retífica com rebolo granulação média Gr.140/170 Mesh (Dinser Ferramentas Diamantadas Ltda, Sacomã, São Paulo, Brasil) (Figura 14), nas laterais dos espécimes utilizou-se fresa diamantada PM (Edenta, Labordental, Hauptstrasse, Suíça) seguido de pontas de borracha (126c, Edenta, Labordental, São Paulo, Brasil).

Figura 14- Retifica com rebolo de granulação média, com amostra posicionada para deixar suas superfícies paralelas



Fonte: Elaboração própria.

Após a paralelização das superfícies foi realizado o glazeamento por meio da aplicação de glaze (Glaze Paste, Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri, SP, Brasil) (Figura 15).

Figura 15 - Aplicação do glaze



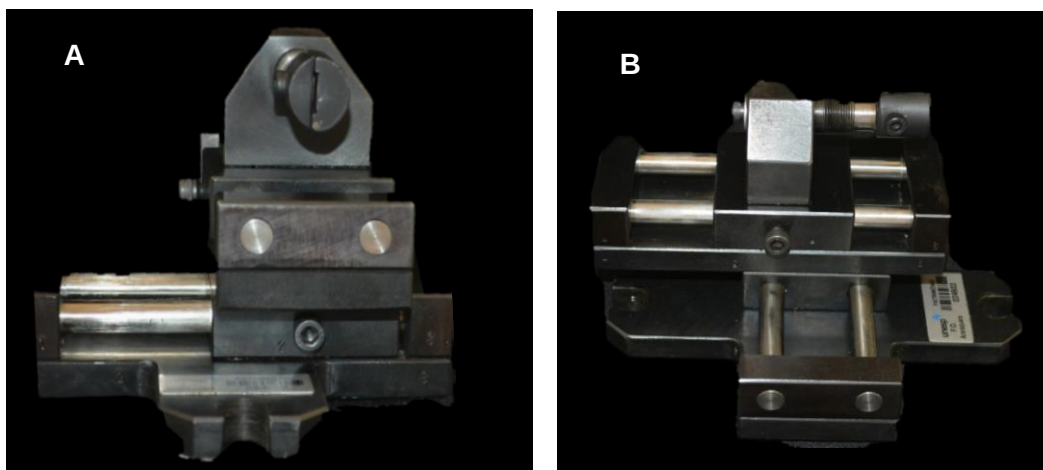
Fonte: Elaboração própria

As dimensões finais da PC foram de 2,5 mm de PC nas amostras do teste de resistência ao cisalhamento. Todas as amostras foram limpas com etanol (95 %) em ultrassom durante 5 min e secos com papel toalha antes desta análise⁷⁷

4.8 Resistência ao Cisalhamento

A resistência ao cisalhamento da interface Zr/PC foi realizada usando uma máquina de ensaios (EMIC DL 2000, Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, Brasil) com velocidade de 0,5 mm/min¹³. Para realização deste ensaio, foi acoplado um dispositivo de metal (Figura 16) desenvolvido pela Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP que permite estabilizar a amostra na máquina de ensaio. Foi aplicada uma força paralela à interface de 200 N por meio de uma haste metálica que estava acoplada no travessão superior na parte de cima da máquina de ensaio (Figura 17).

Figura 16 – Imagem do dispositivo de metal desenvolvido pela Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, A) Vista lateral e B) Vista superior



Fonte: Elaboração própria.

Figura 17 – Teste de resistência ao cisalhamento. Haste metálica superior posicionada paralela à interface Z/PC (Z branca, PC mais amarela).



Fonte: Elaboração própria.

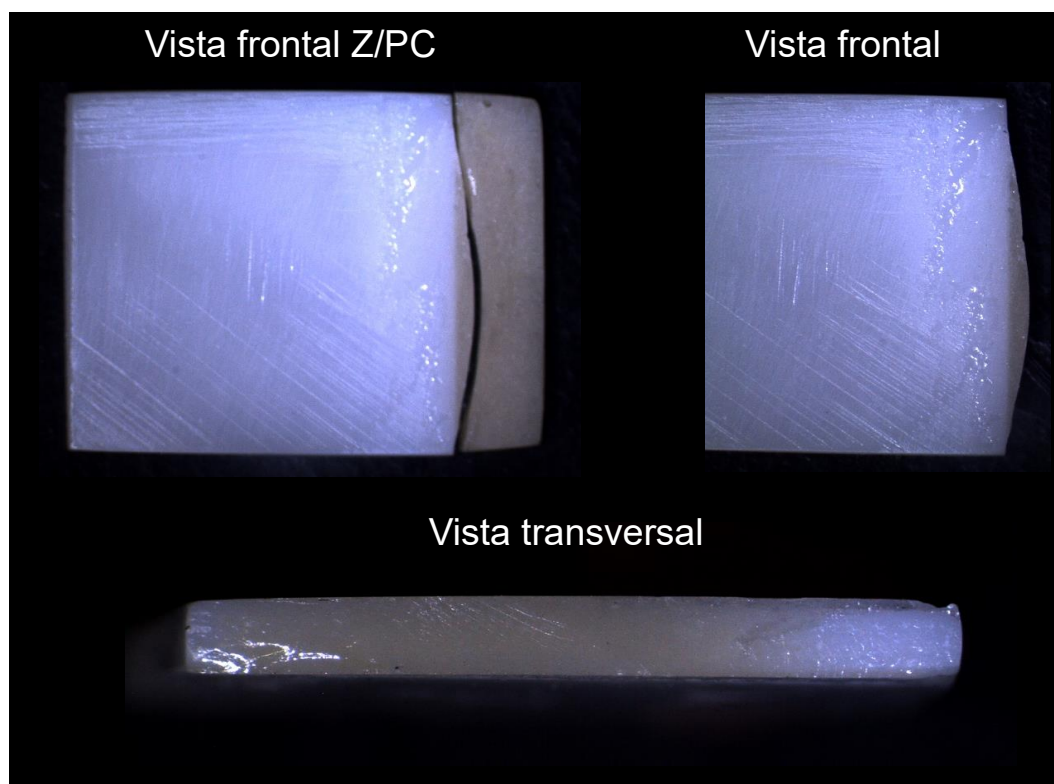
A carga máxima de fratura para a falha foi registrada para cada amostra (em MPa). A tensão de cisalhamento (τ) foi obtida dividindo-se a força (em Newton) para falha (F) pela área de superfície (A, em m²) de cada amostra⁶⁷ conforme a equação 1:

$$\tau = \frac{F}{A} \quad [1]$$

4.9 Modo de Falha

Os espécimes bicamada submetidos ao ensaio de cisalhamento foram analisados em microscópio óptico Leica (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) com o programa de análise de imagem Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltd., Heerbrugg, Suíça) para a caracterização do modo de falha em adesiva (quando a fratura ocorre na interface entre a zircônia e a porcelana de cobertura), coesiva (quando a fratura ocorre na porcelana de cobertura) ou mista (combinação de falhas adesiva e coesiva) (Figura 18). Dois espécimes de cada grupo foram ainda analisados em microscópio eletrônico de varredura (Inspect F50, FEI, Achtseweg Noord 5, Eindhoven, Holanda) para observar microscopicamente o padrão dessa fratura. Para o MEV se utilizou os mesmos parâmetros descritos no item 4.6.2.

Figura 18- Modo de falha das amostras do teste de cisalhamento



Fonte: Elaboração própria.

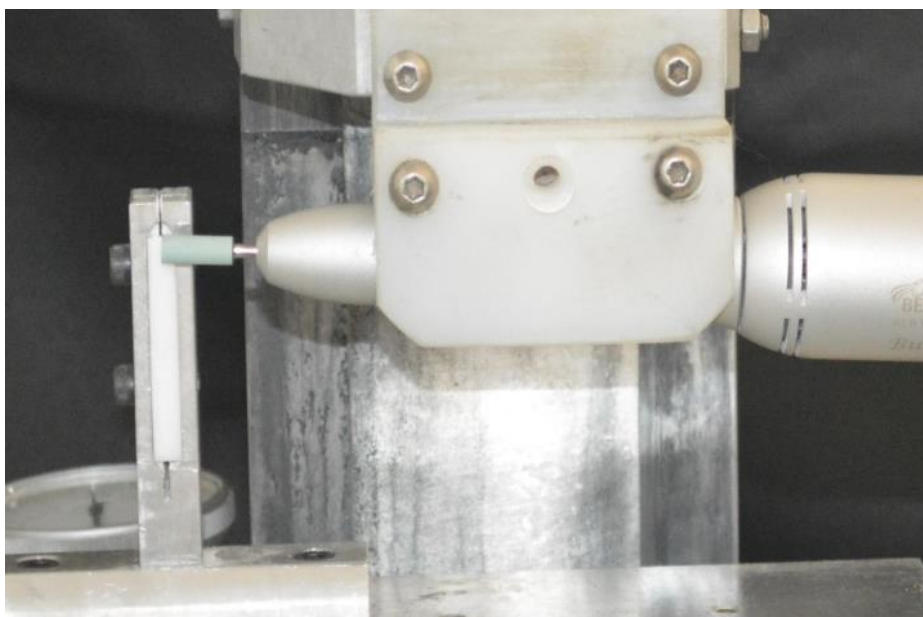
4.10 Resistência à Flexão para Determinar a Taxa de Liberação de Energia de Deformação

Blocos pré-sinterizados de Lava™ Plus foram usinados em cortadeira metalográfica de alta precisão utilizando-se disco diamantado (Series 15LC Diamond) sob irrigação com água com dimensões aproximadamente 20% maiores que as dimensões finais. Para o teste de resistência à flexão adotou-se espécimes (N=45) de 50 mm x 6,3 mm x 1,9 mm para o grupo controle e 50 mm x 6,3 mm x 2,3 mm para os grupos experimentais (desgastados).

O preparo dos espécimes (40 mm x 5 mm x 1,2 mm (grupo controle) e 40 mm x 5 mm x 1,5 mm (grupos desgastados)), acabamento e polimento, o desgaste (para os grupos D e DT, Figura 19) e o tratamento térmico regenerativo seguiu a mesma metodologia adotada para os espécimes para resistência ao cisalhamento e estão descritos nos itens 4.3, 4.4 e 4.5, respectivamente. Foram também realizados nestes espécimes difração de raios X (n=1 por grupo), microscopia eletrônica de varredura

(n=1 por grupo) e perfilometria óptica (n=3 por grupo) de seguindo a metodologia adotada nos itens 4.6.1, 4.6.2 e 4.6.3.

Figura 19- Máquina de desgaste com o espécime para o teste de resistência à flexão inserido no dispositivo metálico acoplado ao aparelho e micromotor instalado no cabeçote móvel para realizar o desgaste por meio de pedra diamantada cilíndrica



Fonte: Elaboração própria.

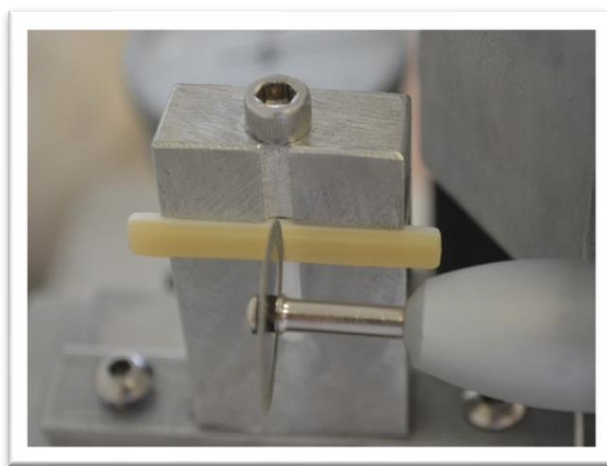
A aplicação da PC seguiu a metodologia descrita no item 4.7. As dimensões finais das amostras após a aplicação da PC (espécimes bicamada) foram de 40 mm x 5 mm x 3 mm, obtendo-se proporção zircônia/PC de 1:1^{32,79}. Nessas amostras foi confeccionado um entalhe no centro da PC. Para tanto, utilizou-se um disco diamantado (0,1 mm x 22 mm) dupla face 7020 KG (KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) (Figura 20). A profundidade do entalhe foi padronizada com auxílio de um relógio comparador acoplado ao aparelho de desgaste, sendo adotada uma profundidade total de 0,7 mm^{32,79}. A verificação da profundidade foi realizada em microscópio óptico Leica (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) com o programa de análise de imagem Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltd., Heerbrugg, Suíça) (Figura 21).

Após a realização do entalhe foi utilizado uma gilette (Gillette, São Paulo, Brasil), óxido de cério e líquido diamantado (0,06 microns, Buehler) a fim de deixar a superfície do entalhe mais afilada, polida e lisa. Para tanto, foi preparada uma pasta

consistente com óxido de cério e o líquido diamantado, que foi colocado no entalhe e com o auxílio da gilete foi realizado movimentos manuais de vai e vem, seqüência foi utilizado um tecido de polir.

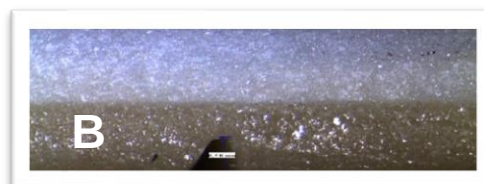
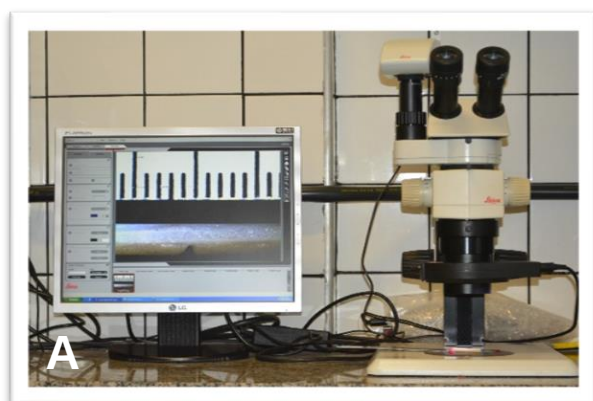
Todas as amostras foram limpas com etanol (95 %) em ultrassom durante 5 min e secos com papel toalha antes desta análise⁷⁷

Figura 20 - Preparação do entalhe nos espécimes bicamada para o teste de resistência à flexão



Fonte: Elaboração própria.

Figura 21 – Imagem do microscópio óptico Leica em A) utilizado para a checagem da medição do entalhe (0,7 mm) e em (B) nos espécimes bicamada previamente ao teste de resistência à flexão



Fonte: Elaboração própria.

Para avaliar a taxa de liberação de energia elástica armazenada, foi utilizado o ensaio de flexão em quatro pontos para determinar a carga de fratura da união entre

a porcelana de cobertura e a zircônia. O teste foi realizado por meio de um dispositivo de flexão em quatro pontos acoplado à máquina de ensaios EMIC DL 200 com célula de carga de 200 N, adotando-se limite de carga de 120 N e uma velocidade do atuador de 0,5 mm/min, de acordo com a norma ISO 6872. A superfície da porcelana com entalhe foi aplicada tração. A fratura foi levada até a propagação da trinca pela interface, sem ocasionar a fratura total da infraestrutura de zircônia.

A taxa de liberação de energia elástica armazenada (G) foi calculada pela equação [2] proposta por Charalambides et al.⁶⁰ (1989).

$$G = \frac{\eta (P^2 l^2 (1 - \nu_2^2))}{E_1 b^2 h^3} \quad [2]$$

Onde P é a carga no momento da propagação da trinca pela interface zircônia/porcelana de cobertura, obtida no ensaio de flexão em quatro pontos. Cada espécime gerou um gráfico da carga em função do deslocamento, a partir do qual pode-se observar um patamar correspondente à força no momento da fratura da interface. l é a distância entre os apoios interior e exterior de um dos lados no dispositivo de aplicação da carga em flexão 4 pontos. No presente caso $l = 7,5$ mm. E_1 é o módulo de Young da zircônia (210 GPa)⁸⁰, ν_1 é o coeficiente de Poisson da zircônia (0,34)⁸¹, b é a largura total da amostra. h é a espessura total da amostra. O parâmetro adimensional η foi calculado pela equação 3:

$$\eta = \left(\frac{3}{2} \right) \left[\frac{1}{\left(\frac{h_1}{h} \right)^3} - \frac{\lambda}{\left(\frac{h_1}{h} \right)^3 + \lambda \left(\frac{h_2}{h} \right)^3 + 3\lambda \frac{\left(\frac{h_1 h_2}{h^2} \right)}{\left(\frac{h_1}{h} + \lambda \frac{h_2}{h} \right)}} \right] \quad [3]$$

Onde h_1 e h_2 são as espessuras da porcelana de cobertura e da zircônia, respectivamente; e λ foi calculado de acordo com a equação [4]:

$$\lambda = \frac{(1 - \nu_2^2) E_1}{(1 - \nu_1^2) E_2} \quad [4]$$

Onde E_2 e ν_2 são, respectivamente, o módulo de Young (70 GPa) e o coeficiente de Poisson (0,27) da porcelana de cobertura¹³.

4.11 Análise dos Resultados

Os dados de DRX, as imagens de MEV e de perfilometria, e os dados de modo de falha foram explorados descritivamente. Os demais dados (rugosidade, resistência ao cisalhamento e G) foram organizados em banco de dados Excel. Optou-se pelo uso do teste t de Student para duas amostras presumindo variâncias diferentes, estabelecendo-se $p < 0,05$ como nível de significância, porque os demais possíveis testes não satisfizeram as exigências dos próprios. A variável independente foi o tratamento (tratamento de superfície: sem tratamento, desgaste e desgaste com tratamento térmico regenerativo) e as variáveis dependentes a resistência ao cisalhamento e a taxa de liberação de energia elástica armazenada com a fratura (G), obtida por meio do teste de flexão, e a rugosidade. A análise estatística foi realizada por meio de ferramenta do próprio Excel (análise de dados).

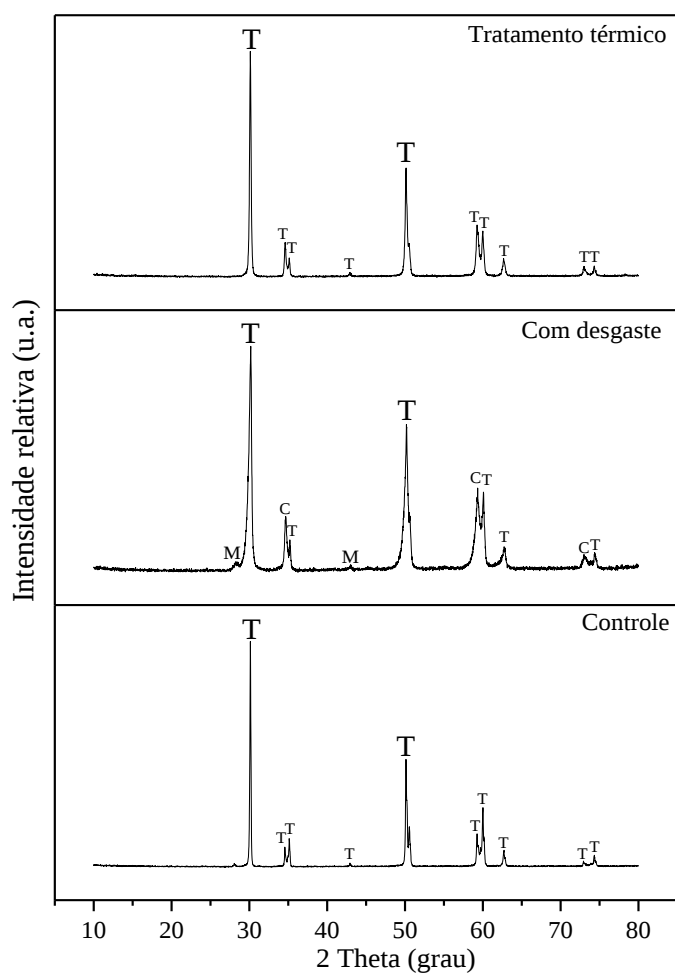
5 RESULTADOS

Os resultados de difração de raios X, as imagens feitas em microscópio eletrônico de varredura e em perfilômetro óptico estão descritas de forma conjunta abaixo, uma vez que os resultados foram semelhantes.

5.1 Difração de Raios X

A Figura 22 apresenta os difratogramas referentes às análises por DRX dos grupos, e a Tabela 6 as porcentagens encontradas para cada fase.

Figura 22- Difratograma de raios X. Fases encontradas na superfície dos grupos experimentais



Fonte: Elaboração própria.

Tabela 6- Quantificação das fases cristalográficas encontradas nos grupos pelo método de Rietveld

Grupos	Fases (%)		
	Monoclínica	Tetragonal	Cúbica
	Nº do arquivo	Nº do arquivo	Nº do arquivo
	ICDD* 96-900-5834	ICDD 96-152-1475	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/>

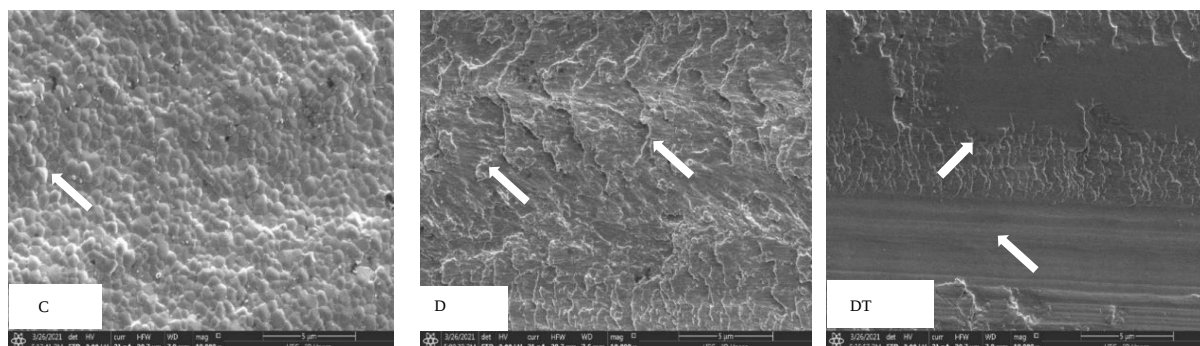
Fonte: Elaboração própria.

Após a realização do DRX observou-se que o desgaste ocasionou o aparecimento de fase monoclínica na superfície dos espécimes (13 %). Com a realização do tratamento térmico a 1000 °C por 30 min houve reversão total desta fase (monoclínica) inclusive com reversão da fase cúbica transformada pelo procedimento de desgaste, voltando à quantidade encontrada no grupo controle.

5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

As micrografias dos espécimes para caracterização superficial antes da aplicação da porcelana estão apresentadas na Figura 23. Pode-se observar que no grupo controle (C) a microestrutura da superfície se apresentou integra, com grãos regulares bem definidos, sem alterações visíveis, e com contornos e formatos preservados (setas brancas). No grupo com desgaste (D) a irregularidade superficial dos espécimes aumentou, causada pela ação da pedra diamantada. Consegue-se observar a presença de ranhuras no sentido do desgaste (setas brancas), estruturas semelhantes a escamas e trincas superficiais. Após o desgaste e tratamento térmico (DT), observam-se mudanças sutis, deixando as lascas e arestas um pouco menos evidenciadas, mais uniformes e com cantos mais arredondados e definidos (setas brancas).

Figura 23- Imagens obtidas em microscópio eletrônico de varredura (ampliação original de 10.000 x) da superfície da zircônia. C - controle, D - desgaste, DT - desgaste com tratamento térmico 1000 °C por 30 minutos

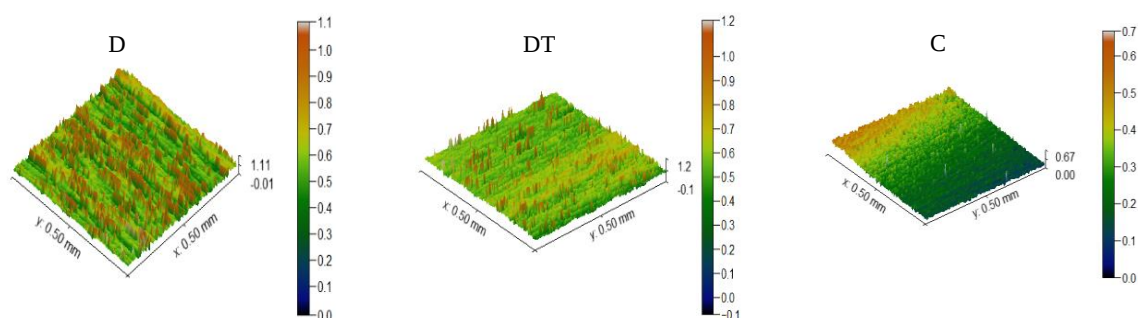


Fonte: Elaboração própria.

5.3 Perfilometria Óptica

A Figura 24 mostra as imagens obtidas em perfilômetro óptico.

Figura 24- Imagens tridimensionais da topografia de superfície dos grupos C (controle), D (desgaste) e DT (desgaste com tratamento térmico à 1000 °C por 30 min)



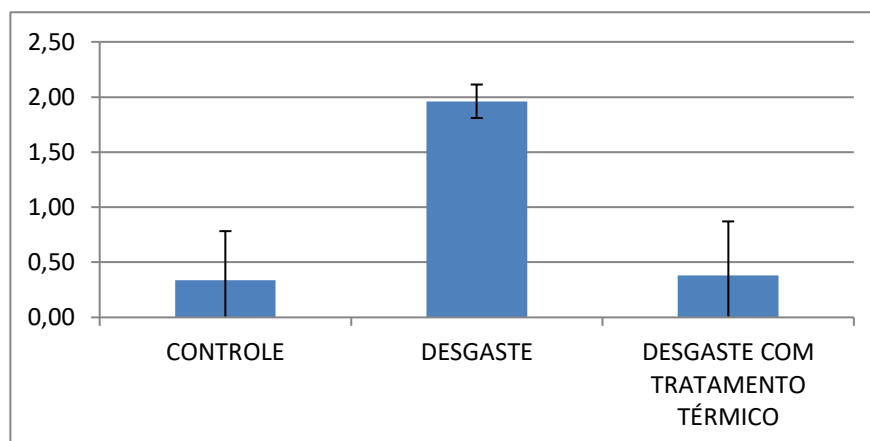
Fonte: Elaboração própria.

As imagens de perfilometria óptica mostram um aumento da rugosidade caracterizado por flutuações na superfície, evidenciando aspereza no grupo D. No grupo DT foram visualizadas pequenas asperezas na superfície e no grupo C não foram visualizadas diferenças importantes.

A Figura 25 mostra um aumento da irregularidade superficial no grupo desgaste, causado pela pedra diamantada. No grupo desgaste e tratamento térmico

(DT), observam-se mudanças sutis o que se vê refletido no gráfico com uma diminuição da Ra, ao igual que no grupo controle.

Figura 25- Gráfico representativo da rugosidade média (μm) dos grupos com as barras de erros



Fonte: Elaboração própria.

Os dados originais de rugosidade média (Ra) obtidos no perfilômetro óptico foram analisados pelo teste estatístico t que mostrou que o desgaste aumentou a rugosidade dos espécimes (Tabela 7, $p = 0,02$), mas que o tratamento térmico fez com que a rugosidade média voltasse aos patamares iniciais (Tabela 8, $p = 0,91$ e Tabela 9, $p = 0,03$).

Tabela 7- Comparação da rugosidade média em (Ra, μm) entre os grupos controle (C) e desgastado (D)

	Grupo C	Grupo D
Média	0,34	1,96
Variância	0,20	0,02
Observações	3	3
Hipótese H_0	0/	
Gl	2	
Stat t	5,96	
$P(T \leq t)$	0,0270*	
t crítico	4,30	

* valor de p estatisticamente significante

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 8- Comparação da rugosidade média (R_a , μm) entre os grupos controle (C) e desgastado seguido de tratamento térmico regenerativo (DT)

	Grupo C	Grupo DT
Média	0,34	0,38
Variância	0,20	0,24
Observações	3	3
Hipótese H_0	0	
Gl	4	
Stat t	0,12	
$P(T \leq t)$	0,9110 ns	
t crítico	2,78	

* valor de p estatisticamente não significativo

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 9- Comparação da rugosidade média (R_a , μm) entre os grupos desgastado (D) e desgastado seguido de tratamento térmico regenerativo (DT)

	Grupo D	Grupo DT
Média	1,96	0,38
Variância	0,02	0,24
Observações	3	3
Hipótese H_0	0	
Gl	2	
Stat t	5,34	
$P(T \leq t)$	0,0334*	
t crítico	4,30	

* valor de p estatisticamente significativo

Fonte: Elaboração própria.

5.4 Resultados do Teste de Cisalhamento

Foi aplicado aos dados originais o teste estatístico t com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que não ocorreu diferença estatística entre os grupos avaliados: controle vs desgastado ($p = 0,31$), controle vs desgastado com tratamento

térmico ($p = 0,06$) e desgastado vs desgastado com tratamento térmico ($p = 0,37$), mostrado nas Tabelas de 10 a 12, respectivamente.

Tabela 10- Médias e variância (em MPa) da resistência ao cisalhamento do grupo controle e desgastado

	Grupo C	Grupo D
Média	18,42	14,83
Variância	109,20	69,28
Observações	15	15
Hipótese da diferença de média	0	
GI	27	
Stat t	1,04	
P(T<=t) bi-caudal	0,3070 ns	
t crítico bi-caudal	2,05	

* valor de p estatisticamente não significante

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 11- Médias e variância (em MPa) da resistência ao cisalhamento do grupo controle e desgastado com tratamento térmico

	Grupo C	Grupo DT
Média	18,42	12,45
Variância	109,20	31,26
Observações	15	15
Hipótese da diferença de média	0	
GI	21	
Stat t	1,95	
P(T<=t) bi-caudal	0,0645 ns	
t crítico bi-caudal	2,08	

* valor de p estatisticamente não significante

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 12- Médias e variância (em MPa) da resistência ao cisalhamento do grupo desgastado e desgastado com tratamento térmico

	Grupo D	Grupo DT
Média	14,83	12,45
Variância	69,28	31,26
Observações	15	15
Hipótese da diferença de média	0	
GI	24	
Stat t	0,92	
P(T<=t) bi-caudal	0,3674 ns	
t crítico bi-caudal	2,06	

*valor de p estatisticamente não significante

Fonte: Elaboração própria.

5.5 Resultados do Modo de Falha

Após a análise do modo de falha de cada espécime fraturado por cisalhamento foi possível observar que a maioria das fraturas foram do tipo coesivas, tanto para o grupo desgastado quanto para o desgastado com tratamento térmico. O grupo controle apresentou praticamente metade de fratura mistas (53%) e o restante fraturas coesivas (Tabela 13).

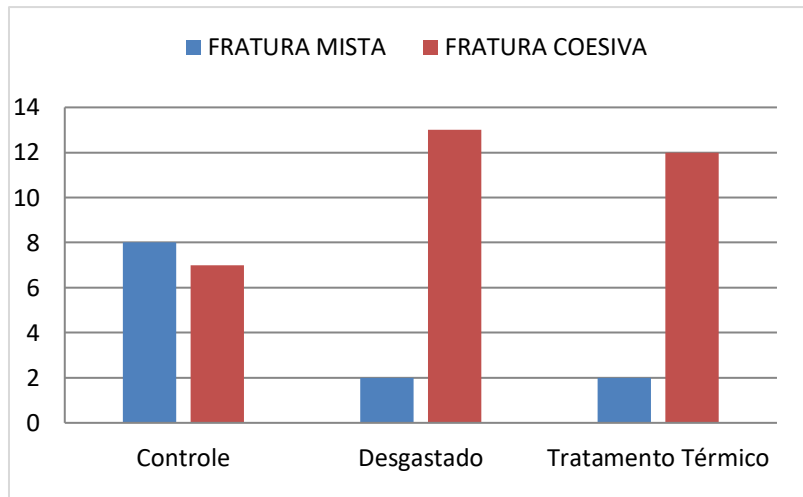
Tabela 13- Classificação do tipo de fratura

Tipo de Fratura	Controle	Desgastado	Desgastado	Total
			com tratamento Térmico	
Mista	8	2	2	12
Coesiva	7	13	12	32
Total	15	15	14	44

Fonte: Elaboração própria.

A Figura 26 mostra a representação gráfica dos tipos de fratura e a Figura 27 um exemplo de fratura coesiva obtiva em microscópio óptico

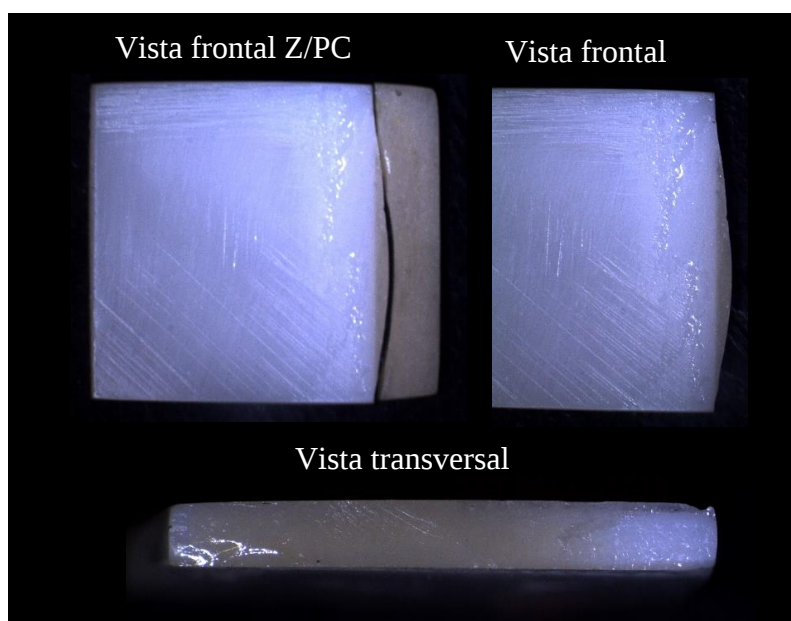
Figura 26- Gráfico representativo do modo de falha dos grupos experimentais



Fonte: Elaboração própria

A Figura 26 mostra a predominância da fratura coesiva sobre a fratura mista em todos os grupos experimentais, sendo maior no grupo desgaste (D), seguido pelo grupo de tratamento térmico (DT) e controle (C). Também evidência no grupo controle (C) a prevalência da fratura mista, sendo o grupo com maior número de fratura mista, seguido pelo tratamento térmico (DT) e desgaste (D).

Figura 27- Exemplo de fratura coesiva

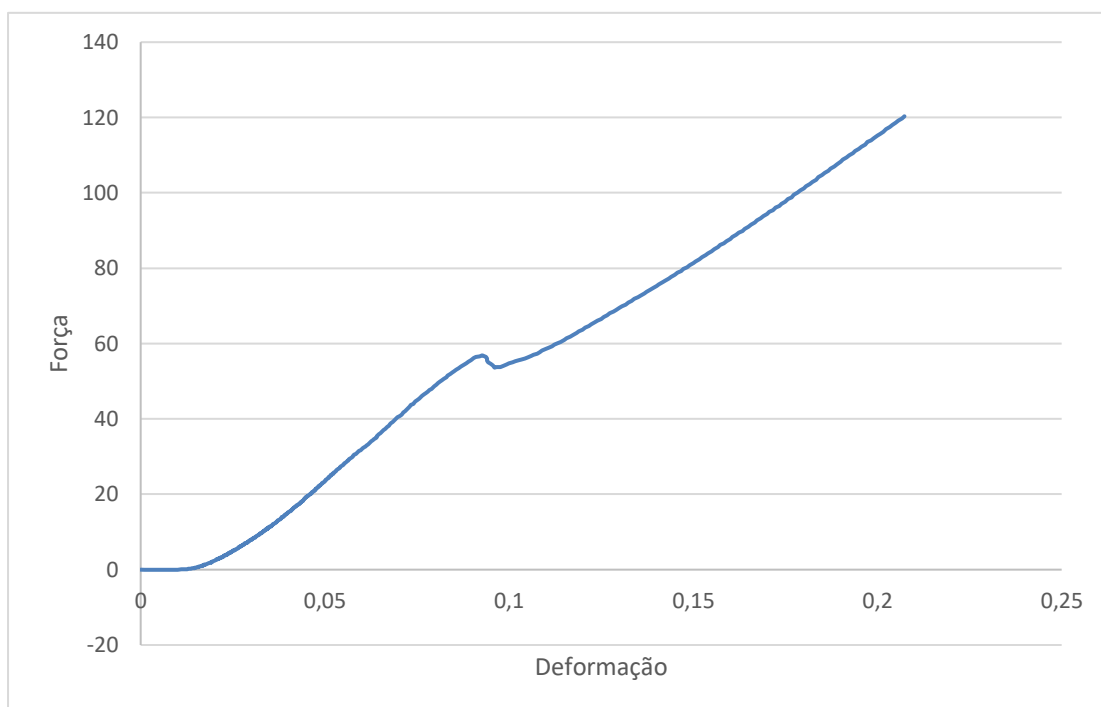


Fonte: Elaboração própria

5.6 Resultados do Cálculo da Taxa de Liberação de Energia

A carga na fratura da interface, P , foi determinada a partir dos dados de flexão em 4 pontos, plotados em gráficos da carga versus deslocamento, e utilizada no cálculo da taxa de liberação de energia elástica armazenada G . A Figura 28 mostra um exemplo do gráfico gerado.

Figura 28- Exemplo de gráfico da força vs deformação obtido a partir do teste de flexão em quatro pontos



Fonte: Elaboração própria.

Os resultados da análise estatística mostraram que não houve diferença estatística significativa entre os grupos avaliados: controle vs desgastado ($p = 0,12$), controle vs desgastado com tratamento térmico ($p = 0,06$) e desgastado vs desgastado com tratamento térmico ($p = 0,38$), conforme evidenciado nas Tabelas de 14 a 16, respectivamente.

Tabela 14- Médias e variância (em J.m⁻²) da taxa de liberação de energia de deformação do grupo controle e desgastado

	Grupo C	Grupo D
Média	3,91	5,95
Variância	4,45	11,08
Observações	10	10
Hipótese H ₀	0	
GI	15	
Stat t	1,64	
P(T<=t)	0,1220 ns	
t crítico	2,13	

*valor de p estatisticamente não significante.

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 15- Médias e variância (em J.m⁻²) da taxa de liberação de energia de deformação do grupo controle e desgastado com tratamento térmico

	Grupo C	Grupo DT
Média	3,91	5,60
Variância	4,45	3,66
Observações	10	12
Hipótese H ₀	0	
GI	18	
Stat t	1,94	
P(T<=t)	0,0676 ns	
t crítico	2,10	

*valor de p estatisticamente não significante.

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 16- Médias e variância (em J.m⁻²) da taxa de liberação de energia de deformação do grupo desgastado e desgastado com tratamento térmico

	Grupo D	Grupo DT
Média	5,95	5,60
Variância	11,08	3,66
Observações	10	12
Hipótese H ₀	0	
Gl	14	
Stat t	0,30	
P(T<=t)	0,3839 ns	
t crítico	1,76	

*valor de p estatisticamente não significante.

Fonte: Elaboração própria.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou a interface entre zircônia e porcelana de cobertura de espécimes cerâmicos bicamada para uso odontológico, após desgaste da zircônia com pedra diamantada sem irrigação e tratamento térmico regenerativo a 1000 °C por 30 min. A hipótese nula foi que não há diferença na resistência ao cisalhamento e na taxa de liberação de energia de fratura em espécimes desgastados submetidos e não a tratamento térmico regenerativo e tal hipótese, em face dos resultados encontrados, foi aceita.

Foi possível observar pela análise de EF que as distribuições das tensões de tração e cisalhamento sobre a zircônia/porcelana de cobertura não são contínuas na interface (Figura 2). A descontinuidade da distribuição de tensões nos modelos DOWN e MID é mais pronunciada do que nos modelos TOP e REFERENCE, mostrando que a distribuição de tensão não é apenas afetada pela incompatibilidade do módulo de Young dos materiais e tipo de carregamento, mas também pela geometria do material. Ou seja, a concentração de tensões fora da interface pode mascarar e superestimar a resistência da união, levando o material a fraturar de forma coesiva na PC.

Foi considerada a variação do módulo de Young para a estimativa do erro nos valores de tensões máximas obtidas por EF, uma vez que o coeficiente de Poisson é menos propenso a variar. As geometrias REFERENCE e TOP tiveram desvios dos valores médios duas vezes maiores que os modelos DOWN e MID, embora as barras de erro nos últimos modelos fossem maiores do que nos primeiros. Isso mostra que a geometria pode afetar fortemente os resultados.

É necessário localizar as tensões máximas principais e cisalhamento para prever onde uma amostra bicamada provavelmente falhará sob carregamento de cisalhamento. Nos modelos testados, a maior tensão de cisalhamento ocorreu na porcelana de cobertura, embora sempre tenha sido menor do que a tensão máxima de tração na interface. Além disso, a tração em materiais frágeis é a principal fonte de falha devido à propagação de trincas. Assim, é mais provável que a falha aconteça na interface sob tensão de tração. Nos modelos DOWN e MID, isso é mais provável de ocorrer em um nível de carga inferior, uma vez que a tensão de tração máxima aumenta significativamente mais que a tensão de cisalhamento com o aumento da carga de teste. Portanto, na presença de uma falha de superfície com tamanho crítico, a interface falhará como resultado das tensões de tração locais máximas.

As geometrias REFERENCE e TOP e MID e DOWN tiveram resultados semelhantes entre si, mas os modelos MID e DOWN foram significativamente diferentes de REFERENCE e TOP (Figura 3) no que diz respeito às tensões máximas de tração na interface e cisalhamento da PC, demonstrando que a posição da PC pode afetar o nível de estresse máximo durante o teste. Nas geometrias de 25 % (a menor relação entre a altura da porcelana de cobertura e a altura da zircônia), o pequeno volume disponível para a dissipação de tensões pode ter aumentado a concentração de tensões.

Nas geometrias DOWN e MID, os valores de $\sigma_{\max}$ foram o dobro dos valores de $\tau_{\max}$ (Figura 4), o que corrobora o fato de a interface falhar sob tensão de tração. Além disso, 25 % das geometrias tiveram um $\sigma_{\max}/\tau_{\max}$ mais alto, ou seja, quando o volume da PC afetou a distribuição de tensão, a tensão de tração máxima da interface aumentou mais do que a tensão de cisalhamento máxima da PC.

Ainda que os valores de tensão obtidos por EF sejam muito mais altos que a resistência típica do material, é possível usá-los para localizar e avaliar as regiões com maiores concentrações tensões de tração e cisalhamento em ambos os materiais e na interface. Esses resultados podem ser correlacionados qualitativamente para prever onde a falha é mais provável de ocorrer. Por se tratar de materiais frágeis, como compósitos cerâmico-cerâmicos e vitrocerâmicos, é fundamental saber se o corpo de prova falhou na região de tensões máximas ou pela presença de trincas de tamanho crítico em outros lugares.

Dos modelos testados, as geometrias REFERENCE e TOP podem ser recomendadas para um ensaio de cisalhamento uma vez que os modelos MID e DOWN concentram fortemente as tensões máximas de tração da interface, aumentando a possibilidade de variação do teste. Além disso, como os resultados do TOP75 e do TOP50 foram semelhantes, o último seria preferido para uma padronização, pois permite a economia de material sem afetar a distribuição de tensões.

Sendo assim, a análise por elementos finitos indica que as geometrias mais recomendadas para o teste de cisalhamento são a REFERENCE e a TOP. Neste trabalho, optou-se pelo modelo REFERENCE para confecção de espécimes bicamada a fim de se avaliar a resistência da interface zircônia/porcelana de cobertura com diferentes tratamentos e comparar os resultados.

Com relação à resistência da união da interface medida pelo teste de resistência ao cisalhamento, este estudo demonstrou que não houve alteração da resistência da união da zircônia com a porcelana de cobertura entre procedimentos com desgaste seguido ou não de tratamento térmico ($p = 0,37$), indicando que tais procedimentos não influenciam essa união, no sentido de aumentar sua resistência adesiva de curto prazo (sem considerar efeitos de envelhecimento).

Machado et al (2021)⁵⁸ avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície (desgaste, jateamento e aplicação de *liner*), concluindo que tais tratamentos não influenciam a resistência à fratura da porcelana ou à delaminação dos espécimes bicamada de zircônia e porcelana de cobertura. Por outro lado, Polli et al., 2018⁷¹, avaliaram o efeito do desgaste e queima para regeneração em zircônia Lava™ Y-TZP, mostrando que o tratamento térmico regenerativo aumentou o limite de fadiga da zircônia, embora tenha reduzido sua resistência mecânica após desgaste.

Neste estudo foi possível observar que a maioria das fraturas foram do tipo coesivas, tanto para o grupo desgastado quanto para o desgastado com tratamento térmico. O grupo controle apresentou praticamente metade de fratura mistas (53 %) e o restante foram fraturas coesivas. A presença de uma maior porcentagem de falhas coesivas em todos os grupos está de acordo com algumas publicações^{61,30,32} que avaliaram a resistência ao cisalhamento para medir a resistência da união entre zircônia e porcelana de cobertura. Guess et al. (2008)⁶⁴ observaram que os grupos de sistemas totalmente em cerâmica mostraram modos de falha combinados como coesivo na porcelana de cobertura e adesivo na interface, enquanto o grupo controle apresentou fraturas predominantemente coesivas. A predominância de falhas coesivas (fratura na porcelana de cobertura) nos grupos “desgaste” do presente trabalho ocorreu provavelmente porque o desgaste pode ter deixado uma superfície mais reativa à porcelana de cobertura do ponto de vista de irregularidades e o tratamento térmico, apesar de voltar aos valores de rugosidade inicial, mantiveram a superfície com irregularidades capazes de aumentar a resistência adesiva do ponto de vista do modo de falha.

O procedimento de fabricação da porcelana de cobertura possui etapas críticas, como estratificação, queima, acabamento superficial e polimento da porcelana estratificada, que são passíveis de gerar defeitos críticos e devem ser realizadas com o máximo de cuidado⁸². Além disso, a resistência da porcelana de estratificação, que também está relacionada ao seu grau de cristalinidade, é fundamental para a

longevidade das restaurações⁸². Por sua vez, o maior número de falhas mistas no grupo controle pode ser devido a não adoção de tratamentos de superfície por desgaste, por exemplo.

Outro método usado neste trabalho para avaliação da resistência da interface de corpos bicamadas foi o cálculo da taxa de liberação de energia elástica armazenada (G) (Charalambides et al. (1989)⁶⁰, que é um critério de energia limite que deve ser transferida para o material no carregamento para produzir a propagação de trinca na interface¹³. Göstemeyer et al. (2010)²⁷ observaram que a tenacidade, ou seja, a resistência à fratura da união medida pela taxa de liberação de energia elástica armazenada (G) é um método sensível para detectar a influência de tensões térmicas na qualidade da adesão de amostras bicamadas zircônia/porcelana de cobertura.

Os resultados do presente estudo mostraram que a taxa de liberação de energia na fratura não se alterou nos grupos desgastado e desgastado seguido de tratamento térmico regenerativo ($p = 0,77$), em comparação com o grupo controle ($p = 0,12$), indicando que tais procedimentos não influenciam a tenacidade da união da interface zircônia/porcelana de cobertura, no sentido de aumentar sua resistência à fratura adesiva. Estes resultados podem ser atribuídos à incompatibilidade térmica entre os componentes bicamada⁶⁸, que gera tensões residuais. A intensidade dessas tensões depende da magnitude da diferença entre os coeficientes de expansão térmica (CTE) da infraestrutura (zircônia) e a camada de estratificação (PC), e cresce no resfriamento a partir do momento em que a porcelana de cobertura passa de um estado viscoelástico para um estado sólido, na prática. Presume-se que o intervalo de temperatura para a transição do comportamento da porcelana de viscoso para sólido corresponda ao intervalo de transição vítrea, caracterizado pela temperatura de transição vítrea (T_g). Essas tensões podem influenciar a adesão interfacial e, portanto, o desempenho clínico de restaurações de duas camadas baseadas em zircônia⁶⁸.

Nossos resultados de taxa de liberação de energia elástica armazenada (G) foram $5,6 \text{ J.m}^{-2}$ para o grupo desgastado com tratamento térmico (DT), $5,95 \text{ J.m}^{-2}$ para o grupo desgastado e $3,91 \text{ J.m}^{-2}$ para o grupo controle. Kosyfakiet al. (2014)⁶⁹ observaram que a taxa de liberação de energia de deformação (G) na fratura da união de zircônia com CerabienZR foi maior ($12,61 \pm 0,04 \text{ J/m}^2$) que com IPS e.max Ceram ($5,06 \pm 0,45 \text{ J/m}^2$), possivelmente pelo CerabienZR ser mais tenaz por causa da presença de fases cristalinas. No IPS e.max Ceram, a superfície de fratura revelou

uma superfície intercalada com poros, que resulta em encurtamento do trajeto da trinca e, portanto, menor resistência à propagação da mesma.

Baseado nos testes de cisalhamento e taxa de liberação de energia elástica armazenada (G), e no questionamento da sensibilidade dos mesmos em medir adequadamente a resistência da união da interface zircônia/porcelana de cobertura, observou-se que nem o desgaste, nem o desgaste seguido de tratamento térmico foram capazes de aumentar a resistência da união da interface adesiva, mesmo tendo-se observado que o desgaste com pedra diamantada aumentou a rugosidade da zircônia ($p = 0,03$), e que o tratamento térmico posterior, apesar de micrograficamente manter a superfície com aspectos de lascas, produziu o retorno da rugosidade à valores semelhantes ao grupo controle ($p = 0,91$).

As imagens de perfilometria óptica também mostraram um aumento da rugosidade, caracterizada por flutuações na superfície de pequenos comprimentos de onda evidenciando aspereza. No grupo submetido a tratamento térmico, também foram visualizadas pequenas asperezas na superfície (Figura 24), semelhante aos dados encontrados na literatura³⁶.

Quinn et al. (2003)⁸² explicaram que a presença de uma correlação rugosidade-resistência é observada quando se alcança um equilíbrio entre a profundidade dos defeitos superficiais induzidos por desgaste e/ou polimento em comparação com as imperfeições superficiais existentes. Quando a profundidade das fissuras introduzidas pelo desgaste é semelhante à das falhas superficiais existentes, não seria de esperar uma correlação. No entanto, quando as rachaduras introduzidas são mais profundas do que as falhas de superfície existentes, uma correlação mais forte é observada⁸².

De acordo com Candido et al. (2017)³⁶ a pedra de diamante aumenta a rugosidade e transforma parte da fase cristalográfica tetragonal da superfície da cerâmica Y-TZP em zircônia monoclínica. Os autores concluíram que o tratamento térmico regenerativo converte a zircônia monoclínica, cujo conteúdo foi aumentado em função do desgaste, em tetragonal ao mesmo tempo que retém a forma tetragonal durante o resfriamento à temperatura ambiente. Ryan et al. (2016)⁵⁶ sugerem que o tratamento térmico regenerativo é um procedimento que deve ser feito antes da aplicação da porcelana, quando algum tipo de desgaste é realizado na superfície da zircônia Y-TZP⁵⁶.

O tratamento térmico regenerativo entre 900 e 1000 °C torna o material mais estável cristalograficamente⁵⁶. Este tratamento é aplicado à zircônia após prova e

ajustes da infraestrutura e previamente à aplicação da PC³⁷. Sendo um tratamento que induz a transformação reversa da fase monoclinica para tetragonal^{36,40-43}, espera-se que dificulte a propagação de microtrincas⁴¹. Neste estudo, demonstra-se que houve transformação de fase $m \rightarrow t$ (Figura 22) com o tratamento térmico efetuado, o que confirma a indicação deste procedimento para a estabilização da zircônia tetragonal na interface com PC. Porém, o fato de se observar por meio de testes mecânicos que não houve diferença entre os grupos controle e com desgaste, e o fato de a temperatura para cura da porcelana de cobertura ser próxima da temperatura que inicia a reversão de fase $m \rightarrow t$, faz crer que somente a queima da PC pode ser suficiente para recuperar a fase tetragonal da zircônia transformada para monoclinica no desgaste, mesmo sem o tratamento térmico adicional.

A literatura afirma que as respostas de Y-TZP aos estímulos mecânicos são dependentes do material (alteração na composição, conteúdo do estabilizador, tamanho de grãos) e do protocolo de processamento^{70,83}. Por isso, cerâmicas Y-TZP de diferentes fabricantes exibem diferentes suscetibilidades à transformação de fase e, conseqüentemente, comportamento mecânico distinto.

Este estudo forneceu importantes informações e conhecimentos que nos direcionam na busca por melhoras das propriedades da porcelana de cobertura, criando uma nova geração de cerâmicas, eventualmente novas formulações ou protocolos de queima da PC para que esta alcance a temperatura capaz de reverter a transformação de fase $m \rightarrow t$ sem necessidade de tratamento regenerativo prévio adicional, e processos de resfriamento controlados antes da aplicação da próxima camada, evitando assim os problemas mais comum nas restaurações bicamadas que são a delaminação e o lascamento.

7 CONCLUSÃO

Considerando os dados obtidos e as limitações do estudo, é possível concluir que:

Embora não tenha havido diferença significativa nas tensões máximas e localizações das mesmas nas simulações por elementos finitos realizadas nas geometrias REFERENCE e TOP, uma maior concentração de tensões foi observada no TOP25. Por isso, recomenda-se que a altura da porcelana de cobertura não seja menor que a metade da altura da zircônia em testes de cisalhamento com tal geometria. As geometrias REFERENCE E TOP são as mais indicadas para a realização de teste de cisalhamento em espécimes bicamadas, enquanto as geometrias MID e DOWN devem ser evitadas, por gerar concentrações de tensões fora da interface.

- O desgaste com pedra diamantada sem irrigação aumentou a rugosidade superficial da zircônia. O tratamento térmico à 1000 °C por 30 min, por sua vez, reverteu os valores de rugosidade para os níveis encontrados no grupo controle.
- Apesar de não ter sido detectada diferença estatisticamente significativa na resistência da união na interface entre zircônia e porcelana de cobertura dos grupos desgastado e desgastado seguido de tratamento térmico regenerativo, em relação ao grupo controle, avaliada pela tensão máxima de fratura por cisalhamento e pela taxa de liberação de energia elástica armazenada (ou energia de deformação elástica) causada pela fratura na região da interface, o tratamento térmico regenerativo à 1000 °C por 30 minutos foi capaz de reverter totalmente a transformação da fase tetragonal para monoclínica.

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, Sarkis-Onofre R, Spazzin AO. Restorative possibilities using zirconia ceramics for single crowns. *Braz Dent J.* 2019; 30(5): 442-52.
3. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007; 35(11): 819-26.
4. Daou EE. The zirconia ceramic: strengths and weaknesses. *Open Dent J.* 2014; 8(1): 33–42.
5. 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.
6. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(5): 389-404.
7. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 1. discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009; 4(2): 130-51.
8. Martinez-Rus F, Garcia AM, de Aza AH, Pradies G. Radiopacity of zirconia-based all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 2011; 24(2): 144-6.
9. Esquivel-Upshaw JF, Rose WF Jr, Barrett AA, Oliveira ER, Yang MC, Clark AE et al. Three years in vivo grinding: core-ceramic, veneers, and enamel antagonists. *Dent Mater.* 2012; 28(6): 615-21.
10. Ghodsi S, Jafarian Z. A review on translucent Zirconia. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2018; 26(2): 62-74.
11. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixedpartial dentures. *Acta Biomater.* 2009; 5(5): 1668-77.
12. DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater.* 2008; 24(6): 744-52.
13. Wang GQ, Zhang S, Bian C, Kong H. Interface toughness of zirconia/veneer system and effect of liner application. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(3): 576-83.
14. Liu Y, Shen JZ. Clinical failures of ceramic dental prostheses. *J Adv Ceram.* 2014; 77-102.

* 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>

15. Ataol AS, Ergun G. Repair bond strength of resin composite to bilayer dental ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2018; 10(2): 101–12.
16. 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.
17. Bansal NP, Doremus RH. Handbook of glass properties. Orlando: Academic Press. 1986.
18. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater*. 2011; 27(11): 1102-10.
19. 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.
20. 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.
21. Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia- veneer dental prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013; 21:167-77.
22. 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.
23. Son YH, Han CH, Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *J Dent*. 2012; 40(10): 866–72.
24. Sailer I , Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle 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; 18 Suppl 3: 86-96.
25. Miura S , Kasahara S , Yamauchi S , Okuyama Y , Izumida A , Aida J , Egusa H. 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.
26. 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.
27. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater*. 2010; 6(12):4532–38.
28. Mun-Hwan Lee, Bong Ki Min, Jun Sik Son, Tae-Yub Kwon. Influence of different post-plasma treatment storage conditions on the shear bond strength of veneering porcelain to zirconia. *Materials (Basel)*. 2016; 12;9(1):43.
29. Zaher AM, Hochstedler JL, Rueggeberg FA, Kee EL. Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques. *J Prosthet Dent*. 2017; 118(2): 221–27.

30. Dündar M, Ozcan M, Gokce B, Comlekoglu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater* 2007; 23: 630-36.
31. 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.
32. 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.
33. 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.
34. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent*. 2010; 104(2): 98-104.
35. 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.
36. 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.
37. 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.
38. Gupta T, Bechtold J, Kuznicki R, Cadoff L, Rossing B. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci*. 1977; 12: 2421–26.
39. Nishigori A, Yoshida T, Bottino MC, Platt JA. Influence of zirconia surface treatment on veneering porcelain shear bond strength after cyclic loading. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(6): 1392-8.
40. 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.
41. 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.
42. Denry IL, Peacock JJ, Holloway JA. Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2010; volume 93B, Issue 1.
43. 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.
44. Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater*. 2008; 24(4):471-5.

45. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of coreveneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 349-355.
46. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008; 24: 1556-67.
47. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental allceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 125-31
48. Igro 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.
49. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 984-91.
50. Charalambides PG, Lund J, Evans AG, McMeeking RM. A test specimen for determining the fracture resistance of bimaterial interfaces. *J Appl Mech.*1989; 56: 77–82.
51. 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.
52. Mohammadi-Bassir M, Babasafari M, Mohammad Bagher R, Jamshidian M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J Prosthet Dent.*2017; 118(5): 658-65.
53. Shahmiri R, Standard OC , Hart JN , Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2018; 119(1): 36-46.
54. Oliveira Dal Piva AM ,Tribst JPM , Borges ALS,RO Souza , Bottino MA. CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dent Mater.* 2018; 34(9): 1342-50.
55. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018; 97(2): 140-47.
56. Ahmed WM, Troczynski T , McCullagh AP , Wyatt CCL , Carvalho RM. The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: a review. *J Esthet Restor Dent.* 2019; 31(5): 423-30.
57. Okada M , Taketa H, Hara ES , Torii Y, Irie M , Matsumoto T. Improvement of mechanical properties of Y-TZP by thermal annealing with monoclinic zirconia nanoparticle coating. *Dent Mater.* 2019; 35(7): 970-78.
58. 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.

59. 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.
60. 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
61. 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
62. Kiyon VH, Rodrigues FP, Samad RE, Zezell DM, Bottino MA, Batista De Lima N, Saraceni CHC. Femtosecond laser ultra short-pulse laser irradiation effects on the properties and morphology of the zirconia surface after ageing. *Ceram. Int.* 2020; Volume 47, Issue 4.
63. 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):162-170.
64. 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 zirconia. *Int J Adhes Adhes.* 2021; 102777.
65. Choi BK, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont.* 2009; 1: 129-35.
66. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.* 2010; 26(2):e78–93.
67. Erifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater.* 2011; 27(6): 590–7.
68. Göstemeyer G, Jendras M, Borchers L, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Effect of thermal expansion mismatch on the Y-TZP/veneer interfacial adhesion determined by strain energy release rate. *J Prosthodont Res* 2012; 56(2):93-101.
69. Kosyfakiet P & Swain MV. Adhesion determination of dental porcelain to zirconia using the Schwickerath test: Strength vs. fracture energy approach. *Acta Biomater*; 2014; 10(11), 4861–69.
70. Pereira GKR, Amaral M, Cesar PF, Bottino MC, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015a ;45:183-192.
71. Polli GS, Hatanaka GR, Abi-Rached F. de O., Góes M, Reis JM. dos S. N. Fatigue behavior and surface characterization of a Y-TZP after laboratory grinding and regeneration firing. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018; (88) 305–12.
72. Douglas F, Souza JCM, Silva FS, Fredel M, Gasik M, Henriques B. Influence of specimens' geometry and materials on the thermal stresses in dental restorative materials during thermal cycling. *J Dent.* 2018; 69: 41-48.

73. Chen B, Yang L, Lu Z, Hongliang Meng, Xinyi Wu, et al. Shear bond strength of zirconia to resin: The effects of specimen preparation and loading procedure. *J Adv Prosthodont*. 2019; 11(6): 313–23.
74. Geometria, localização dos nós e o sistema de coordenadas para o elemento SOLID187, referenciado de ANSYS Mechanical APDL Material Reference (2013).
75. Işeri U, Ozkurt Z, Kazazoğlu E, Küçükoğlu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Braz Dent J*. 2010; 21(6): 528-32.
76. Subaşı MG, Demir N, Kara Ö, Ozturk AN, Özel F. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *J Adv Prosthodont*. 2014; 6(6): 462-7.
77. Baldissara P, Querze M, Monaco C, Scotti R, Fonseca RG. Efficacy of surface treatments on the bond strength of resin cements to two brands of zirconia ceramic. *J Adhes Dent*. 2013; 15(3): 259–67.
78. Rietveld HM. A profile refinement method for nuclear and magnetic structures. *J Appl Crystallogr*. 1969; 2: 65-71.
79. Thomas NP, Tran N, Tran PA, Walters JL, Jarrell JD, Hayda RA, Born CT. Characterization and bioactive properties of zirconia based polymeric hybrid for orthopedic applications. *J Mater Sci Mater Med*. 2014; 25(2): 347-54.
80. Kim JW, Kim JH, Thompson VP, Zhang Y. Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. *J Dent Res*. 2007; 86(11): 1046-50.
81. Taskonak B, Borges GA, Mecholsky JJ, Anusavice KJ, Moore BK, Yan J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent Mater*. 2008; 24(9): 1149-55.
82. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003; 19:603-11.
83. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res* 2007; 37:1-32.

Autorizo a reprodução deste trabalho

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara,1 de fevereiro de 2022

Karem Janeth Rimachi Hidalgo