



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

LISSETH PATRICIA CLAUDIO CONTRERAS

**RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA DE ESTRUTURAS
CERÂMICAS MULTILAYERS EM MODELOS
TRADICIONAIS E BIOINSPIRADOS**

2021

LISSETH PATRICIA CLAUDIO CONTRERAS

**RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA DE ESTRUTURAS CERÂMICAS
MULTILAYERS EM MODELOS TRADICIONAIS E BIOINSPIRADOS**

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

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de Materiais Reabilitadores

Orientadora: Orientadora: Pesq. III Dra. Renata Marques de Melo Marinho

São José dos Campos

2021

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2021]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

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

Contreras, Lisseth Patricia Claudio

Resistência à fadiga cíclica de estruturas cerâmicas multilayers em modelos tradicionais e bioinspirados / Lisseth Patricia Claudio Contreras. - São José dos Campos : [s.n.], 2021.
175 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2021.

Orientadora: Renata Marques de Melo Marinho.

1. Prótese dental. 2. Porcelana. 3. Zircônia. 4. Bioinspiração. I. Marinho, Renata Marques de Melo, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Pesquisadora III Dra. Renata Marques de Melo Marinho (Orientadora)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. João Mauricio Ferraz da Silva

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Gabriel Kalil Rocha Pereira

Universidade Federal de Santa Maria

Instituto de Ensino Superior

Campus Santa Maria

Prof. Dra. Graziela Ávila Galhano Logar

Universidade do Oeste Paulista

Instituto de Ensino Superior

Campus de Presidente Prudente

São José dos Campos, 5 de outubro de 2021.

DEDICATÓRIA

À Deus pelo dom da vida, por guiar-me ao longo da minha existência, ser o apoio e fortaleza nos momentos de dificuldade e debilidade.

À minha mãe: **Paulina Nancy**; meu pai **José Elias** por serem incentivadores dos meus sonhos, por confiarem em mim, pelos conselhos e valores que me foram dados.

À meus avós: **Honorato Contreras e Leonor Palomino** para quem não tenho palavras para expresser meu amor e gratidão.

Para meu companheiro de vida, **João Paulo** quem me ha dado todo apoio e amor para conseguir este objetivo na minha vida.

Para minhas filhas: **Ana Paula** que se tornou meu maior tesouro e maior motivação e para minha pequena **Júlia** que ficou pouco tempo conosco e voltou para o céu, mas foi o suficiente para deixar lembranças boas na minha mente e coração. Vocês sempre estarão em mim.

AGRADECIMENTOS

À UNESP - Universidade Estadual Paulista, na pessoa da diretora do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, Profa. Adj. Rebeca Di Nicoló e vice-diretor Prof. Adj. Cláudio Antônio Talge Carvalho e ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa do coordenador Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges.

À toda minha família, tias, tios e primos que sempre estiveram me apoiando à distância, á minha tia Julia que sempre me incentivou dando muito apoio e minha tia madrinha Maria que sempre esteve presente na minha vida.

À minha orientadora Professora Renata Melo, minha eterna admiração e gratidão pela orientação, convivência, apoio e carinho que demonstrou durante momentos muito difíceis da minha vida. Por toda paciência e por confiar e acreditar em meu potencial. Obrigada pelos conselhos e a oportunidade de crescer profissionalmente na pesquisa.

Ao professor Marco Antonio Bottino que me orientou no mestrado e incentivou sempre no aperfeiçoamento clínico e científico e por sempre garantir a excelência dos laboratórios de matérias.

Aos professores examinadores da banca: Alexandre Borges, João Mauricio Ferraz, Gabriel Kalil Rocha e Graziela Ávila Galhano pelas valiosas contribuições e por aceitarem fazer parte da minha banca examinadora pela segunda vez.

À professora Dra. Susana Salazar Marocho, minha gratidão eterna, pelas valiosas oportunidades de intercâmbio na universidade de UMMC. Você se tornou um exemplo pra mim, uma pesquisadora e mãe exemplar. Tenho muito orgulho de ter compartilhado um ano com você, de ser orientada e mais que isso, me abrir as portas de sua família e se tornar uma amiga para mim.

Ao professor Dr. Jason Griggs que me permitiu estar no laboratório de UMMC e participar das reuniões e palestras, você é muito admirado pela sua sabedoria e simplicidade. Tenho ótimas lembranças de todo a equipe do laboratório de biomateriais.

Para meus amigos do laboratório Kartikeya, Lauren e Megan, vocês fizeram minha estadia em Jackson muito divertida e alegre, obrigada pelas conversas e almoços juntos. À Susan e Jeane minhas amigas do International Students,

obrigada pelo carinho e por me mostrar mais da cultura do Sul dos Estados Unidos. Especialmente a Yumarie pela amizade, passeios e jantares divertidos, sem esquecer da deliciosa Paella de despedida.

Aos meus colegas da pós-graduação que contribuíram com minha formação na UNESP: Larrisa Alves Martins, Amanda Dal Piva, João Paulo Tribst, Jaiane Monteiro, Guilherme Schmitt, Aline Barcellos, Pedro Diamantino, Camila Madruga, Mirian Bueno, Gabriela Fonseca, Jéssica Dias, Marcela Penteado, Vandenberg Diniz, Aline Lins, Marcelo Gallo, Fernanda Abu-izze, Nayara Barchetta, Tabata Sato, Hilton Riquieri, Elisa Kukulka, Larissa Barreto e, Manassés Grangeiro, Natália Gonçalves, Natália Rossi, Renata Samico, Cristiane Inagati, Guilherme Scalzer, Michelle Gomes, Leonardo Gomes, Rossana Pignataro e Pablo Benitez. A minha aluna de Iniciação científica, Vanessa Nogueira pela dedicação no projeto e sua amizade.

Aos meus amigos, Claudia Gonzales, Danae Tinco, Tamara e meus primos Bruno Lepre, Sheila Mondragon que tornaram minha estadia no Brasil mais feliz e foram minha segunda família, eu adoro vocês!

À todos os Professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

Ao professor, Luiz Felipe Valandro pela oportunidade de usar o laboratório da faculdade de odontologia de Santa Maria. À Camila Pauleski Zucuni por me mostrar a faculdade e ajudar no teste de fadiga.

À todos os funcionários da Unesp (São José dos Campos), em especial, aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Marcio e Thais.

À secretaria da pós-graduação, Bruno, Ivan, Sandra e Carolina pela sua dedicação.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (capes) pela bolsa de doutorado regular no país, através do processo nº 88882.434266/2018-01, no período de 01/04/2017 a 05/10/2021.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| RESUMO | 8 |
| ABSTRACT | 9 |
| 1 INTRODUÇÃO | 10 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA | 13 |
| 2.1 Bioinspiração com cerâmicas odontológicas | 13 |
| 2.1.1 Bilaminados de zircônia e vitrocerâmicas em configuração tradicional | 16 |
| 2.1.2 Bicamadas e multicamadas de zircônia e vitrocerâmicas em configuração tradicional | 20 |
| 2.1.3 Resistência à fadiga de cerâmicas odontológicas | 23 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 27 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS | 28 |
| 4.1 Confeções dos corpos de prova | 29 |
| 4.1.1 Técnica de injeção da cerâmica de cobertura | 29 |
| 4.1.2 Técnica com conector vítreo | 33 |
| 4.1.3 Técnica de cimentação das camadas | 35 |
| 4.1.4 Cimentação dos cilindros sobre os discos de G-10 | 36 |
| 4.1.5 Testes de fadiga <i>Stepwise</i> | 37 |
| 4.1.6 Teste de fadiga | 38 |
| 4.1.7 Análise da espessura das camadas | 39 |
| 4.1.8 Análise das falhas | 40 |
| 4.1.9 Estatística | 41 |
| 5 RESULTADO | 42 |
| 5.1 Análise de probabilidade de falha | 42 |
| 5.2 Espessura da camada de união | 43 |
| 5.3 Análise fractográfica | 47 |

| | |
|-------------------------|-----------|
| 6 DISCUSSÃO..... | 52 |
| 7 CONCLUSÃO..... | 59 |
| REFERÊNCIAS..... | 60 |

Contreras LPC. Resistência à fadiga cíclica de estruturas cerâmicas multilayers em modelos tradicionais e bioinspirados [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2021.

RESUMO

Este estudo avaliou a resistência à fadiga cíclica de estruturas em forma de disco cerâmico multicamada de configuração tradicional (T) e bioinspirado em macroescala (B), cimentadas de forma adesiva ao substrato análogo à dentina. As amostras foram produzidas com zircônia ($\varnothing = 10$ mm, espessura = 0,5 mm) e cerâmica feldspática ($\varnothing = 10$ mm, espessura = 1,5 mm) e foram unidas com três técnicas diferentes ($n = 15$): Injeção (inj); com vidro de fusão Crystal Connect (cv) e técnica cimentada (cim). Para a configuração tradicional a zircônia foi a infraestrutura sobre qual a cerâmica feldspática foi aderida. Para os bioinspirados, a zircônia foi a supraestrutura e a cerâmica feldspática foi a infraestrutura. Os discos foram cimentados em resina G-10 ($\varnothing = 10$ mm, espessura = 1,5 mm). As amostras foram testadas sob a abordagem de fadiga cíclica até apresentar alguma trinca observada por transluminação. O método *stepwise*: 20 Hz, seguidos por etapas incrementais de 200 N a cada 10×10^3 ciclos, com carga inicial de 600 N até 2600 N com pistão de 40 mm de diâmetro e célula de carga de 5 KN (Instron Electropuls E 3000, Instron, Glenview, IL, EUA). Todas as amostras foram analisadas estereomicroscópio para determinar o tipo de falha e uma amostra representativa de cada grupo foi analisada no microscópio eletrônico de varredura (MEV). As configurações bioinspiradas testadas foram estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$) e não aumentaram a sobrevivência à fadiga das estruturas comparadas com a técnica tradicional. A bioinspiração apresentou predominantemente trincas radiais e únicas. A gradação do módulo elástico em macroescala e a configuração das estruturas. A utilização do conector vítreo se mostrou favorável para diminuir das trincas no material análogo à dentina.

Palavras-chave: Prótese dental. Porcelana. Zircônia. Bioinspiração.

Contreras LPC. Cyclic fatigue resistance of multilayer ceramic structures in traditional and bioinspired models [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2021.

ABSTRACT

This study evaluated the cyclic fatigue resistance of multilayer ceramic disc-shaped structures of traditional configuration (T) and macroscale bioinspired (B), cemented adhesively to the substrate analogic to dentin. The samples were produced with zirconia ($\text{Ø} = 10 \text{ mm}$, thickness = 0.5 mm) and feldspar ceramics ($\text{Ø} = 10 \text{ mm}$, thickness = 1.5 mm) and were joined with three different techniques ($n = 15$): Injection (inj); with Crystal Connect melting glass (cv) and cemented technique (Cim). For the traditional configuration zirconia was the infraestructura on which the feldspathic ceramic was adhered. For the bioinspired, zirconia was the superstructure, and feldspathic ceramics was the infraestructura. The discs were cemented in G-10 resin ($\text{Ø} = 10 \text{ mm}$, thickness = 1.5 mm). The samples were tested under the cyclic fatigue approach until some crack was observed by translumination. The stepwise method: 20 Hz, followed by incremental steps of 200 N every 10×10^3 cycles, with initial charge from 600 N to 2600 N (40 mm diameter piston) and 5 KN load cell (Instron Electropuls E 3000, Instron, Glenview, IL, USA). All samples were analyzed stereomicroscopically to determine the type of failure and a representative sample of each group was analyzed in the scanning electron microscope (SEM). The bioinspired configurations tested were statistically similar ($p > 0.05$) and did not increase the fatigue survival of the structures compared to the traditional technique. The bioinspiration presented predominantly radial and unique cracks. The use of the vitreous connector was favorable to decrease the cracks in the analogous dentin material.

Keywords: Dental prosthesis. Porcelain. Zirconia. Bioinspiration.

1 INTRODUÇÃO

A demanda por restaurações dentárias estéticas e o desenvolvimento de novos materiais e tecnologias aumentaram o uso das restaurações livres de metal. Na última década, a zircônia (parcialmente estabilizada por ítria, Y-TZP) tornou-se uma alternativa para a confecção de infraestruturas por possuir propriedades mecânicas, como alta tenacidade à fratura e resistência (Belo et al., 2013; Benetti et al., 2010; Borba et al., 201; Heintze, Rousson, 2010; Piconi, Maccauro, 1999; Della Bona, Kelly, 2008; Guazzato et al., 2004). Porém, a medida em que se mostraram susceptíveis às falhas por lascamento (Della Bona, 2008; Vichi et al., 2011), a zircônia recoberta com porcelana deixou de ser a opção mais confiável em comparação com as novas gerações de zircônias monolíticas translúcidas (Harada et al., 2016; Tostes et al., 2017; Wang et al., 2013).

Assim, apesar da estética favorável, a principal desvantagem da zircônia recoberta com porcelana é a baixa resistência da cerâmica de cobertura levou a um alto índice de falhas. Foram observados problemas como delaminação, que chegou à média de 20% após 3 anos (Christensen, Ploeger, 2010; Raigrodski et al., 2006; Sailer et al., 2007; Sailer et al., 2009; Tinschert et al., 2008; Örtorp et al., 2009; Örtorp et al., 2012) e de 3% -15% após 5 anos de uso clínico (Sailer et al., 2007; Vult Von Steyern et al., 2001).

Um dos fatores que influencia a ocorrência de falhas na porcelana sobre zircônia é a forma de aplicação do material (Beuer et al., 2009; Choi et al., 2011). Tradicionalmente, existem duas formas de confeccionar a cerâmica de cobertura: pela técnica de estratificação que consiste na mistura do pó de cerâmica com o líquido modelador para a aplicação em camadas da massa até formar a anatomia dental para ser sinterizada com a infraestrutura (Choi et al., 2011). Outra forma é a técnica de injeção, na qual primeiro se faz um modelo de cera sobre a zircônia sinterizada e sob pressão e vácuo a cerâmica fundida é injetada (Choi et al., 2011;

Guazzato et al., 2004; Guees et al., 2013). Frequentemente, a técnica estratificada favorece a ocorrência de falhas porque depende da habilidade do técnico, homogeneização adequada da mistura pó-líquido e de sinterização seguida de taxas lentas de resfriamento (Alessandretti et al., 2017). Quando restaurações são fabricadas pelas técnicas estratificada e injetada, diversos ciclos de queima também são realizados e a resistência à fratura pode ser influenciada pelos estresses térmicos residuais (Choi et al., 2011; Guees et al., 2013; Mainjot et al., 2012).

Na tentativa de superar as limitações das técnicas anteriores, e com o advento da tecnologia CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture) viabilizou-se a usinagem da cerâmica de cobertura com a utilização de materiais pré-sinterizados, evitando as sucessivas queimas de sinterização. A zircônia e a cerâmica de cobertura usinadas podem ser unidas mediante a cimentação adesiva da cerâmica de cobertura (Al-Wahadni et al., 2016; Gee et al., 2017; Schmitter et al., 2013) ou através de um conector vítreo (Alessandretti et al., 2017; Renda et al., 2015) Com ambas as técnicas se obtêm restaurações em camadas em menos tempo e em situações de suficiente espaço interoclusal dispensam o uso de restaurações monolíticas que, por sua vez, podem ser de difíceis remoção ou acesso endodôntico.

Outra maneira de melhorar o comportamento das restaurações livres de metal é o modelo bioinspirado, uma configuração de restauração que se assemelha à estrutura dentária, em que o material de maior módulo elástico é utilizado como camada mais externa. O módulo vai então decrescendo nas camadas mais internas. Dessa forma, a bioinspiração aumenta a resistência e a distribuição das tensões de tração ao longo da superfície e assim pode melhorar a resistência às fraturas devido à redução e concentração dos estresses (Du et al., 2013).

Diante do exposto, são necessários experimentos de fadiga para determinar como as arquiteturas bioinspiradas promovem melhoria na resistência à fadiga.

Portanto, o presente estudo tem como objetivo avaliar o limite de fadiga de restaurações de zircônia bilaminadas com diferentes formas de aplicação da cerâmica de cobertura: (zircônia/cerâmica feldspáticas) em configuração tradicional ou bioinspirada em macroescala.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Bioinspiração com cerâmicas odontológicas

Os materiais biológicos encontrados na natureza apresentam uma riqueza de paradigmas ideais sobre como fabricar estruturas fortes e resistentes usando elementos simples de construção. As ligações geradas a partir desses sistemas naturais podem fornecer inspiração e potencial para o desenvolvimento de excelentes propriedades em materiais artificiais, especialmente para resolver o problema de fragilidade encontrado em muitos materiais que necessitam de alta resistência. A distribuição hierárquica de suas estruturas através da montagem de seus componentes de múltiplas escalas oferece tenacidade notável e tolerância a danos (Huang et al., 2019).

Na bioinspiração em escala atômica ($<1\text{nm}$) a manipulação de moléculas nos permite adicionar a resistência em escala atômica através de ligações químicas e deformação molecular. Na nanoescala (1nm a $1\mu\text{m}$) por exemplo, pontes e reorientação de fibras que aportam mecanismos de resistência adicionais. Manipulação de materiais na microescala ($1\mu\text{m}$ a 1mm) podem prover endurecimento, dissipação de energia, deflexão, torção, reorientação de fissuras em diferentes taxas de carregamento. Deste modo, bioinspiração na macroescala ($>1\text{mm}$) geralmente, são combinações de diferentes materiais e estruturas com designs específicos, morfologias e formas (Huang et al., 2019).

O extenso desenvolvimento das técnicas de fabricação está abrindo caminhos para o desenvolvimento de materiais biomiméticos na odontologia. As propriedades evidentes no esmalte, o DEJ e a dentina levaram à inspiração de melhorar o desempenho das cerâmicas odontológicas. No melhoramento na escala nanométrica técnicas de fabricação aditiva empregadas para a fabricação de

cerâmica dental funcionalmente graduadas (Huang et al., 2019; Madeira et al., 2019; Thompson et al., 2020).

Estudos investigaram os efeitos do aumento da elasticidade em função da profundidade da superfície na resistência ao dano por contato em cerâmicas odontológicas reproduzindo as propriedades das estruturas dentárias. A falha da cerâmica e fratura podem ser substancialmente mitigadas por gradientes controlados do módulo de elasticidade nas camadas da restauração, a gradação linear no módulo de Young. Tais estruturas graduadas exibiram resistência significativamente maior ao contato deslizante por fadiga e danos à flexão em relação às cerâmicas bilaminadas e monolíticas. Isto pode ser devido a que o gradiente diminui a intensidade das tensões de tração e transfere simultaneamente essas tensões da superfície das camadas para o interior, longe da fonte de falhas na superfície que induzem falhas (Canillo et al., 2006; Dorthé et al., 2012; Ren et al., 2014; Zhang et al., 2012).

Estruturas de vidro-zircônia com módulo de elasticidade graduados podem ser criadas usando o método de infiltração. Zircônias com temperatura de tratamento térmico um pouco baixa são usadas para combinar a infiltração de vidro e a densificação de zircônia em um único processo (Ramos et al., 2018; Toyama et al., 2019; Zang et al., 2014;). As estruturas funcionalmente graduadas de zircônia possuem rigidez mais alta que a camada adesiva convencional, ela serve como um amortecedor de tensão para a camada superior de cerâmica, dissipando a tensão da camada superior de cerâmica funcionalmente graduadas (Du et al., 2015). A camada graduada também melhora a resistência à fratura por flexão da zircônia. Além disso, a superfície de cimentação de restaurações graduadas pode ser gravada com ácido fluorídrico e silanizada para facilitar uma ligação resina-cimento (Du et al., 2013; Mafda et al., 2016; Niu et al., 2009; Rahbar, Soboyejo, 2011).

A zircônia graduada surge como um conceito viável de material dentário para melhorar o desempenho mecânico, em particular contornando a baixa resistência ao crescimento de delaminação nos sistemas, os resultados mostram uma melhora significativa na capacidade de carga após a adição de sílica e vidro na superfície da zircônia. A infiltração na zircônia pode reduzir as áreas de delaminação (Chai et al., 2018).

Deste modo, a bioinspiração pode se tratar de uma estrutura graduada, tanto pela diminuição do módulo elástico quanto pela criação da camada de sílica simulando a DEJ. A bioinspiração em macroescala, invertendo as disposições tradicional das cerâmicas de coroas bilaminadas, o material de maior módulo elástico suporta a maior tensão, e a camada inferior funciona como amortecedor para esta transmissão de tensão ao pilar. A bioinspiração em macroescala e a graduação por infiltração de sílica da zircônia podem melhorar o comportamento mecânico das restaurações (Ramos et al., 2018).

Porém, Toyama e colaboradores (2019) encontraram que a infiltração de sílica na zircônia foi praticamente irrelevante na microestrutura para favorecer a resistência a flexão de estruturas bioinspiradas pela inversão das camadas tradicionais na técnica de injeção. Mas, a bioinspiração em macroescala evitou falhas catastróficas das estruturas, lascas foram as falhas mais comuns, demonstrando que a porcelana, e não a interface, continua a ser o elo mais fraco do sistema de zircônia / porcelana (Toyama et al., 2019).

Deste modo, outras configurações da disposição das cerâmicas (feldspática, disilicato de lítio e zircônia) foram testados de acordo com diferentes arranjos bioinspirados, demonstrando que o material sob tensão de tração determinou a resistência das estruturas. Porém a técnica de cimentação adesiva influenciaria negativamente o comportamento mecânico das estruturas bioinspiradas em multicamadas sobre teste acelerados de fadiga (Archangelo et al., 2019; Marchionatti et al., 2019).

Com tudo, zircônias monolíticas mostraram resistência à fadiga e à flexão superior aos métodos de multicamadas tradicional e bioinspiradas em macroescala (zirconia/dissilicato de lítio) com interfase adesiva cimentada e conector vítreo. O conector vítreo poderia ser uma alternativa em camadas, pois apresenta maior resistência à fadiga do que a técnica cimentada. A configuração macroescala bioinspirada poderia evitar a fratura catastrófica mesmo se a estrutura colocada sob tensão durante o teste de fadiga à flexão fosse a de menor módulo elástico (Marchionatti et al., 2019).

Deste modo, técnicas de conexão viáveis e simples das cerâmicas odontológicas ainda precisam ser estudadas a fundo para conseguir restaurações em bioinspiradas em macroescala.

2.1.1 Bilaminados de zircônia e vitrocerâmicas em configuração tradicional

A zircônia tetragonal parcialmente estabilizada ou de primeira geração (Y-TZP) foi desenvolvida há mais de 18 anos. A zircônia estabilizada por ítrio apresenta a propriedade de transformação de fase induzida por tensão. Quando uma trinca começa a se propagar na estrutura os cristais tetragonais próximos a trincam se transformam em monoclinicos aumentando de volume o qual provoca tensões de compressão e impedindo o crescimento e propagação da trinca (Denry e Kelly 2008). A transformação, da fase tetragonal para a monoclinica, é descrita como uma transformação martensítica e é caracterizada por um aumento no volume de aproximadamente 4% por esse motivo a zircônia pode ser chamada de biomaterial inteligente. As propriedades mais notáveis deste material, em comparação com as outras cerâmicas, são a sua resistência e tenacidade à fratura. Esta zircônia convencional possui um alto índice de refração da luz, presente

como um material opaco. Mesmo existindo pigmentos para tingir a zircônia branca esta pode resultar em restaurações pouco estéticas. Sendo necessário o recobrimento por uma vitrocerâmica (Luo et al., 2010; Stawarczyk et al., 2017; Preis et al., 2013).

A zircônia de segunda geração surgiu da modificação no nível molecular da zircônia estabilizada por ítria (3Y-TZP). O número e o tamanho de grão dos grãos de óxido de alumina (Al_2O_3) foram reduzidos nesse processo e estes foram realocados na estrutura de zircônia. Permite uma reflexão mais alta de luz sem perder a resistência mecânica similares a zircônias de primeira geração (Stawarczyk et al., 2017).

Recentemente, a zircônia de terceira geração (5Y-TZP) foi introduzida no mercado. Esta zircônia, em comparação com a primeira e a segunda geração, não é apenas estabilidade na fase tetragonal, mas também contém uma proporção de fase cúbica de até 53%, sendo uma zircônia totalmente estabilizada com uma estrutura cúbica / tetragonal mista tornando o material mais translúcido, porém com a tenacidade à fratura mais baixa (Stawarczyk et al., 2016).

Tanto a zircônias de primeiras e segunda gerações ainda são amplamente utilizadas como revestimento de cerâmica feldspática ou porcelana. Porém, pesquisas clínicas reportaram uma alta incidência de lascamento da cerâmica de cobertura (“chipping”). Sendo o lascamento das próteses confeccionadas com infraestrutura em zircônia é a principal causa dos insucessos relatados na clínica diária (Al-Amleh et al., 2010; Baldassarri et al., 2012; Zahran et al., 2008).

Essas falhas podem ser devidas a uma resistência de união inadequada entre a zircônia e a porcelana (Choi et al., 2001), propriedades mecânicas fracas dos laminados de porcelana para zircônia (Sailer et al., 2007), suporte insuficiente da estrutura devido ao design não anatômico inadequado (Guess et al., 2013), aumento da espessura da a porcelana bilaminada (Lima et al., 2013) e distribuição

do estresse residual durante o resfriamento da porcelana (Göstemeyer et al., 2010).

A cerâmica feldspática inicialmente foi desenvolvida como material de revestimento para estruturas metálicas, e possuía um coeficiente de expansão térmica (CTE) entre a porcelana e as estruturas metálicas. A porcelanas para zircônia possuem menor quantidade de leucitas na composição para se aproximar ao CTE da zircônia e ser mais compatível. Isso pode ser um dos motivos pelos qual a porcelana de revestimento de ligas metálicas apresenta maior resistência a delaminação uma vez que contém uma maior quantidade de leucita (Cesar et al., 2005).

Tradicionalmente existem dois métodos diferentes que podem ser utilizados para a aplicação da cerâmica feldspática sobre a infraestrutura em zircônia. A tradicional técnica de estratificação, com a mistura do pó de cerâmica com um líquido modelador e a técnica de injeção que requer um modelo em cera e sobre qual, uma pastilha de cerâmica é injetada na infraestrutura de zircônia e sinterizada sob pressão a vácuo.

O estresse residual tem sido estudado amplamente para melhorar as propriedades de resistência dos materiais, utilizando modelos geométricos simples, restaurações clinicamente relevantes até elementos finitos. Por que estas tensões influenciam a resistência à flexão e tenacidade à fratura aparente dessas restaurações, principalmente quando a trinca crítica inicia dentro da superfície da cerâmica de cobertura (Taskonak et al., 2008).

As falhas em restaurações bicamadas ocorrem predominantemente devido ao lascamento dentro da cerâmica de cobertura e/ou delaminação a partir da interface entre zircônia e cerâmica de cobertura. Isso tem sido demonstrado que falhas iniciais podem estender em áreas de alta concentração de tensão que estão frequentemente localizadas próximas à área de contato oclusal (Swain et al., 2009; Zang et al., 2013).

A estabilidade de bicamadas de restaurações zircônia e de restauração é atribuída às tensões internas. As tensões internas resultam, por sua vez, da diferença nos coeficientes de expansão térmica (CTE) do material da estrutura e da cerâmica de revestimento. Essas tensões internas também são cobertas pelas tensões induzidas externamente (força mastigatória). Quando a soma das tensões internas e externas induzidas excede a resistência dos materiais o início da fratura pode acontecer (Kim et al., 2018; Swain et al., 2009).

As tensões residuais acumuladas durante o processo de esfriamento do revestimento cerâmico é uma das principais causas de lascamento das restaurações (Belli et al., 2013; Guazzato et al., 2010; Mainjot et al., 2011). É indicado o resfriamento lento devido a que o resfriamento rápido poderia introduzir maior tensão de tração residual na cerâmica feldspática e gerar tensões de tração para iniciar a propagação das trincas (Belli et al., 2012; Meira et al., 2013; Pjetursson et al., 2015; Rathmann et al., 2017). O resfriamento lento poderia reduzir o gradiente térmico, produzindo tensão residual apropriada (Göstemeyer et al., 2010). Porém, em estudos recentes, o ciclo de queima de porcelana com um tempo de resfriamento prolongado não pareceu influenciar a ocorrência de trincas e fraturas de coroas de zircônia bilaminadas de zircônia comparadas com bilaminados de infraestrutura metálica (Geminiani et al., 2019). A resistência a lascas da zircônia bilaminada não apresentaria diferenças nos protocolos de resfriamento rápido e lento quando aplicadas uma força na orientação perpendicular (Tanaka et al., 2019). No entanto, alguns autores propõem que o resfriamento rápido melhora resistência à flexão e adesão da zircônia à porcelana (Almeida et al., 2013; Göstemeyer et al., 2010).

Porcelanas injetadas e convencionais para estratificação de bilaminados de zircônia não apresentam diferenças em termos de propriedades mecânicas e microestrutura quando diferentes métodos de resfriamento são aplicados. A porcelana estratificação e para injeção são semelhantes em composição e

microestrutura. Ambos possuem conteúdo de leucita e microestruturas comparáveis e concentração de cristal (Longuini et al., 2016). A técnica de aplicação da porcelana pode influenciar na resistência à flexão biaxial. Além disso, bilaminados de cerâmica feldspática de injeção apresenta menor incompatibilidade de contração térmica, resultando em menor estresse residual em comparação com uma cerâmica vítrea de fluoroapatita injetada (Dhital et al., 2020).

Para uma melhor a durabilidade e a força de união entre os materiais das restaurações bilaminadas a proporção da espessura da infraestrutura e a cerâmica de cobertura deve possuir qualidade e homogeneidade (Aboushelib et al., 2006; Paula et al., 2015). O lascamento da cerâmica de cobertura pode ser diminuído pelo aumento da espessura da zircônia e pela diminuição da espessura da camada de cerâmica de cobertura (Silva et al., 2012). A resistência a fratura de bilaminados não muda nas proporções de espessura de zircônia/cerâmica de revestimento em proporções 1: 2 e 2: 1. portanto a razão de espessura da infraestrutura/revestimento pode ser relativamente pequena a cerca de 1: 2 para obter uma boa aparência (Wang et al., 2014).

2.1.2 Bicamadas e multicamadas de zircônia e vitrocerâmicas em configuração tradicional

Com a tecnologia CAD/CAM é possível não apenas a fabricação de infraestrutura, mas também para supra estruturas para recobrimento das restaurações. Na técnica de multicamadas, a infraestrutura e o revestimento de cerâmica são desenhados junto com o software CAD. Após o processo de usinagem através de sistema CAM, duas partes são unidas usando um conector

vítreo fundido entre o conjunto (Beuer et al., 2009; Kanat et al., 2014; Schmitter et al., 2012) ou um cimento resinoso (Kurbad et al., 2011). Este método não apenas diminui o número de estágios laboratoriais, que pode causar erros relacionados ao operador durante a restauração, mas também oferece a oportunidade de usar métodos homogêneos. Estudos apontam que a utilização de blocos de cerâmicas para CAD/CAM aumenta a confiabilidade das restaurações (Goryainova et al., 2018; Tinschert et al., 2000).

Ainda existe controvérsia qual técnica é melhor para unir as cerâmicas e melhorar a resistência e durabilidade das restaurações. Cerâmicas de cobertura para zircônia fabricadas com a técnica de conector vítreo apresentam maior resistência que as coroas de zircônia de revestimento de cerâmica de fluoroapatita fabricadas pelas técnicas de estratificadas e injeção. Isto pode ser devido a que a cerâmica de dissilicato de lítio possui uma maior resistência à flexão em comparação com a cerâmica de fluoroapatita utilizando técnicas de estratificação e injeção (Yilmaz, Aykent, 2017).

O protocolo de resfriamento rápido teve uma forte influência na taxa de sobrevivência de restaurações bilaminadas estratificadas. Destacando o efeito deletério das tensões de tração residuais. No entanto, a sobrevida foi semelhante para ambos protocolos (rápido e lento). Mas, estruturas feldspática para CAD/CAM cimentadas apresentaram melhor desempenho evitando o lascamento. A técnica de cimentação representa um método eficiente para revestir estruturas de zircônia, reduzindo as etapas de processamento e, mais importante, aumentando a vida útil das restaurações (Riedel et al., 2019).

Por outro lado, a técnica de cimentação da cerâmica de revestimento (feldspática) sobre a zircônia apresenta valores de resistência a fratura significativamente mais baixos do que os de outras técnicas como injeção e estratificação. O método de estratificação mostra valores mais altos em

comparação ao método injeção, a razão para isso pode ser explicada pelas diferenças no comportamento físico dos bilaminados e multicamadas sob carga mecânica. Propriedades interfaciais e as diferenças entre os módulos elásticos dos materiais afetam a propagação de trincas e o comportamento mecânico das camadas (Kanat et al., 2014). Assim, a técnica de estratificação e injeção são superiores em termos de resistência à fratura apresentando falhas coesivas, quando comparados a técnica cimentada que apresentaram predominância de falhas adesivas. Isto é atribuído à presença de uma camada intermediária relativamente mais fraca de cimento com resistência à flexão de (aproximadamente 60 MPa) entre a infraestrutura de zircônia e a camada de porcelana cimentada, o que pode causar tensões de alta resistência à tração na superfície interna da camada de revestimento relativamente fraca (Al-Wahadni et al., 2018). Embora métodos como jateamento aumentem a resistência de união dos cimentos resinosos a zircônia, eles podem levar a camada de estresse compressivo e microfissuras devido à transformação de fase de tetragonal para monoclinica em zircônia portanto, a aparente fraca adesão à zircônia (Kanat et al., 2014).

Os blocos de CAD/CAM utilizam material de alta qualidade com um mínimo de falhas em comparação com os procedimentos manuais de estratificação e injeção. Fraturas coesivas não são observadas usando conector vítreo indica que uma boa ligação obtida pela técnica do conector vítreo (Buer et al., 2009; Schmitter et al., 2012). Assim, a técnica CAD-on, com dissilicato de lítio ligado à zircônia, apresenta maior resistência adesiva do que a técnica injeção com de cerâmica de fluorapatita (Renda et al., 2015).

As técnicas de conector vítreo têm maior taxa de liberação de energia de deformação e resistência à iniciação de trincas comparadas a técnica cimentada. A vitrocerâmica do conector vidro se espalha em ambas superfícies (zircônia/cerâmica de recobrimento) e acontece solubilidade de ambos

componentes no vidro, resultando numa interface forte na qual a trinca se propaga através do material de ligação de vidro de menor tenacidade. Na técnica cimentada com cimento resinoso, a trinca se estende ao longo da interface mais fraca, que é a superfície de cimento resinoso na zircônia (Swain et al., 2017). A técnica do conector vítreo resulta em uma ligação mais forte entre a cerâmica de cobertura e a estrutura, em comparação com a técnica convencional estratificação e injeção.

O tipo de material de revestimento não teve efeito na resistência ao cisalhamento de multilaminados de disilicato ou de cerâmica feldspática em bloco CAD/CAM unidos com conector vítreo à zircônia os valores de resistência de união semelhantes aos dos unidos com técnica estratificada. As estruturas unidas com conector vítreo podem servir como um procedimento alternativo para a estratificação convencional (Tanis et al., 2019). A técnica de revestimento CAD-on gera significativamente maior resistência à flexão que outras técnicas de revestimento. A técnica de conector vítreo é capaz de induzir maior transformação de fase tetragonal para monoclinica do que as técnicas de estratificação e injeção. Isso implica que a capacidade de gerar tensão residual de compressão para conector vítreo era maior do que outras técnicas, o que resultava em um melhor aprimoramento da resistência à flexão (Juntavee, Serirojanakul, 2019).

A aplicação da porcelana de fusão (conector vítreo) para unir zircônia e material de revestimento produzido digitalmente pode servir como um método de revestimento alternativo ao método de estratificação convencional, acelerando e facilitando as etapas clínicas e laboratoriais (Basso et al., 2015; Tanis et al., 2019).

2.1.3 Resistência à fadiga de cerâmicas odontológicas

A avaliação mecânica mais comum para avaliar a integridade estrutural de

interfaces multicamadas é derivada do teste de flexão padronizado. As geometrias das amostras são padronizadas e podem variar para produzir camadas com diferentes proporções de espessura (Lohbauer et al., 2017). Porém, os testes geralmente não representam a realidade clínica das restaurações. A resistência à fadiga é uma das propriedades mecânicas mais importantes dos biomateriais submetidos a carregamento mecânico porque estas estruturas estão continuamente expostas a condições de cargas cíclicas na boca e a falha por fadiga pode acontecer. Primeiro a trinca por fadiga acontece e cresce durante um tempo até atingir um valor crítico, não suportável pela estrutura (Kelly et al., 2017; Wendler et al., 2018).

Os três tipos de carga comumente usados para experimentos de fadiga e determinação dos parâmetros de crescimento lento de fissuras são teste de fadiga de carga estática, onde a carga constante de fadiga é sustentada até a fratura. Teste de fadiga de carga dinâmica: a carga é aumentada em uma taxa fixa até a fratura e teste de fadiga de carga cíclica, onde a carga e a descarga ocorrem a uma frequência e amplitude de carga fixas. No teste de resistência à fadiga podemos verificar o número de ciclos (n) que o espécime pode resistir antes de falhar, dentro de uma determinada carga (s) (Bonfante, Coelho, 2016; Kelly et al., 2017).

Os ensaios acelerados acabam por ser a alternativa viável para testar cerâmicas odontológicas, destacam-se três: O teste *Staircase* ou método da escada, as amostras são individualmente carregadas por um número pré-determinado de ciclos com cargas que variam de acordo com a sobrevivência ou fratura do espécime anterior, aumentando-as ou diminuindo-as (Amaral et al., 2016; Archangelo et al., 2019; Bonfante, Coelho, 2016; Fraga et al., 2016; Kelly et al., 2010; Yi, Kelly, 2011; Magne et al., 2012; Marchionatti et al., 2019; Monteiro et al., 2018). O segundo, o teste *Stepstress*, as amostras são divididas e submetidos a diferentes perfis de carregamento, denominados frequentemente como leve, moderado e agressivo, onde varia-se incrementos de carga e número

de ciclos. Os testes de vida acelerados, como o *Step-stress*, extrapolam as condições clínicas, pois utilizam vários perfis de tensão para se obter falhas com diferentes incrementos de carga, a fim de estimar o tempo de vida dos materiais (Basso et al., 2016; Bonfante, Coelho, 2016; Coelho et al., 2009; Corazza et al., 2015; Dapieve et al., 2018; Pereira et al., 2019; Zucuni et al., 2019). O terceiro, o método *Stepwise*, corresponde a uma simulação da situação clínica através do carregamento com incrementos crescentes de carga até a falha do material ou até um número de ciclos pré-estabelecidos. A amostra a ser testada é sucessivamente ensaiada em níveis elevados de stress (Anami et al., 2016; Borba et al., 2013; Fennis et al., 2004; Guilardi et al., 2020; Heintze et al., 2011; Magne et al., 2010; Schmitt de Andrade et al., 2020). O seu funcionamento passa por uma série de passos. Começa-se por colocar a amostra num determinado nível de stress constante durante um período de tempo. Se a amostra não falhar, então coloca-se num nível de stress mais elevado durante um certo tempo. Se voltar a não falhar, repete-se o procedimento até ocorrer a falha (Bonfante, Coelho, 2016). O degrau de carregamento inicial é utilizado para adaptação do aplicador à superfície do material (Fennis et al., 2004). No *Fatigue Life* (tempo de vida), podemos observar o número de ciclos que o espécime resiste antes de fraturar (Bonfante, Coelho, 2016). O degrau de carregamento inicial é utilizado para adaptação do aplicador à superfície do material (Fennis et al., 2004).

A partir dos resultados destes testes de fadiga é possível calcular curvas de sobrevivência ou a confiabilidade dos espécimes em sobreviver a determinadas missões e, dependendo do número de espécimes, realizar teste de homogeneidade dos materiais envolvidos por meio de análise de Weibull.

Portanto, danos acumulados por fadiga podem resultar em uma trinca radial na superfície de adesão, acompanhada por uma fissura de cone na superfície da zircônia em contato com o pistão (fissura combinada), onde também há uma alta concentração de tensões. A fratura é frequentemente uma competição

complexa entre vários modos de falha. Especialmente na fadiga, é difícil prever ou concluir qual crack é a principal fonte da fratura catastrófica. Trincas externas de cone e radiais são suscetíveis ao crescimento lento de trinca; enquanto as trincas no cone interno também são propensas ao efeito adicional do bombeamento hidráulico devido à intrusão de água induzida por pressão durante o carregamento cíclico. No entanto, clinicamente, a maioria das falhas catastróficas das coroas monolíticas totalmente em cerâmica não se iniciaram com danos na superfície oclusal, mas com as fissuras radiais localizadas na superfície cerâmica (Kelly et al., 2017).

Deste modo, o teste de resistência à fadiga é um dos parâmetros preferidos usados na odontologia para determinar a indicação clínica de restaurações dentárias (Wendler et al., 2017). Os testes de tenacidade a fratura contam apenas parte da história de fadiga. O início da trinca sob tensão máxima de tração não significa necessariamente 'falha' de um complexo sistema em multicamadas (Zang et al., 2013). A degradação das propriedades sempre ocorre ao longo do tempo; portanto, o parâmetro fadiga realmente reflete a dependência do tempo do desempenho do material e, no final, determina a vida útil de uma restauração. O ideal dos testes de fadiga *In-vitro* é reproduzir de maneira significativa o mesmo sistema de crack visto em falhas clínicas (Kelly et al., 2017).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi determinar o limite de resistência à fadiga cíclica (método Step-wise) de estruturas cerâmicas multilayers em modelos tradicionais e bioinspirados, em macroescala, utilizando três técnicas de união (cerâmica de injeção, com conector vítreo e cimentação).

4 MATERIAL E MÉTODOS

Os materiais que foram usados para o estudo encontram-se presentes no quadro abaixo (Quadro 1)

Quadro 1- Marcas comerciais, tipos de material, fabricantes dos produtos utilizados no estudo

| Materiais | Nome comercial/ fabricante |
|---|---|
| Blocos de polímero de acrilato. (Substitui a cera modeladora) | CAD Waxx Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha |
| Cerâmica Feldspática para injeção | Vita PM9, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha |
| Zircônia | Vita YZ HT, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha |
| Cerâmica feldspática reforçada com leucita | VITABLOCS TriLuxe forte, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha |
| Cimento resinoso | Variolink N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein |
| Cerâmica vítrea de baixa fusão | CrystaL Connect, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein. |
| Primer a base de MDP | Monobond N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein. |
| Polímero | Nema G.10, InternationalPaper, Hampton/SC, EUA |
| Adesivo | ExciTE F DSC, IvoclarVivadent. Schaan, Liechtenstein. |





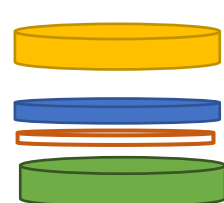
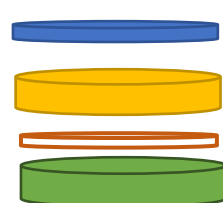





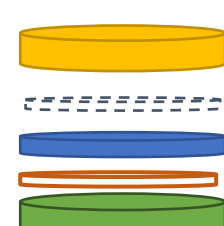
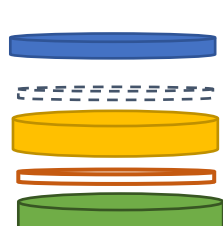
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1 Confeções dos corpos de prova

Foram cortados 90 discos de uma barra de resina epóxi reforçados por malha de vidro, Nema classe G-10 (International Paper, Hampton/SC, EUA) altura: 1.5 mm; 10 mm de diâmetro. Metade dos corpos de prova de cada grupo tiveram configuração Tradicional (Infraestrutura em zircônia e cobertura em porcelana) e a outra metade, a configuração Bioinspirada (Infraestrutura em porcelana e cobertura em zircônia) (Quadro 2).

Quadro 2 - Divisão dos grupos

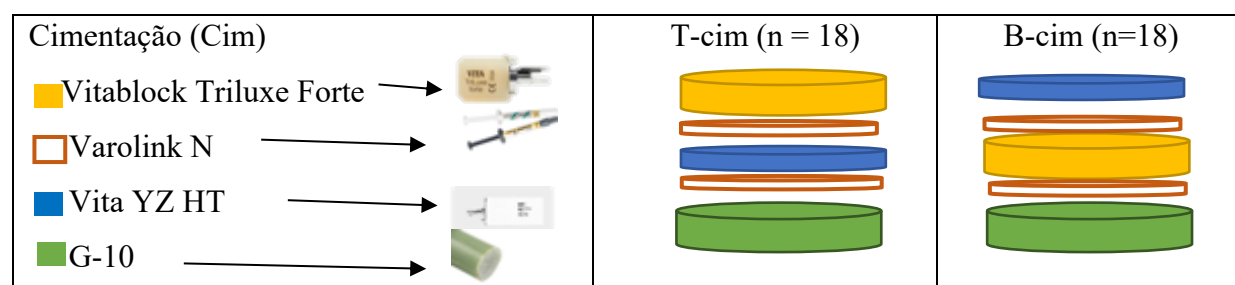
(continua)

| Técnica de confecção da cerâmica de cobertura | Grupos | |
|--|--|---|
| | Tradicional (T) | Bioinspiração (B) |
| <p>Injeção (Inj)</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Vita PM9 →  ■ Vita YZ HT →  □ Varolink N →  ■ G-10 →  | <p>T-Inj (n=18)</p>  | <p>B-Inj (n=18)</p>  |
| <p>Conector vítreo (cv)</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Vitablock Triluxe Forte →  ■ IPS e.max CAD Crystall →  ■ Vita YZ HT →  □ Varolink N →  ■ G-10 →  | <p>T-cv (n=18)</p>  | <p>B-cv (n=18)</p>  |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Quadro 2 - Divisão dos grupo

(conclusão)



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.1 Técnica de injeção da cerâmica de cobertura

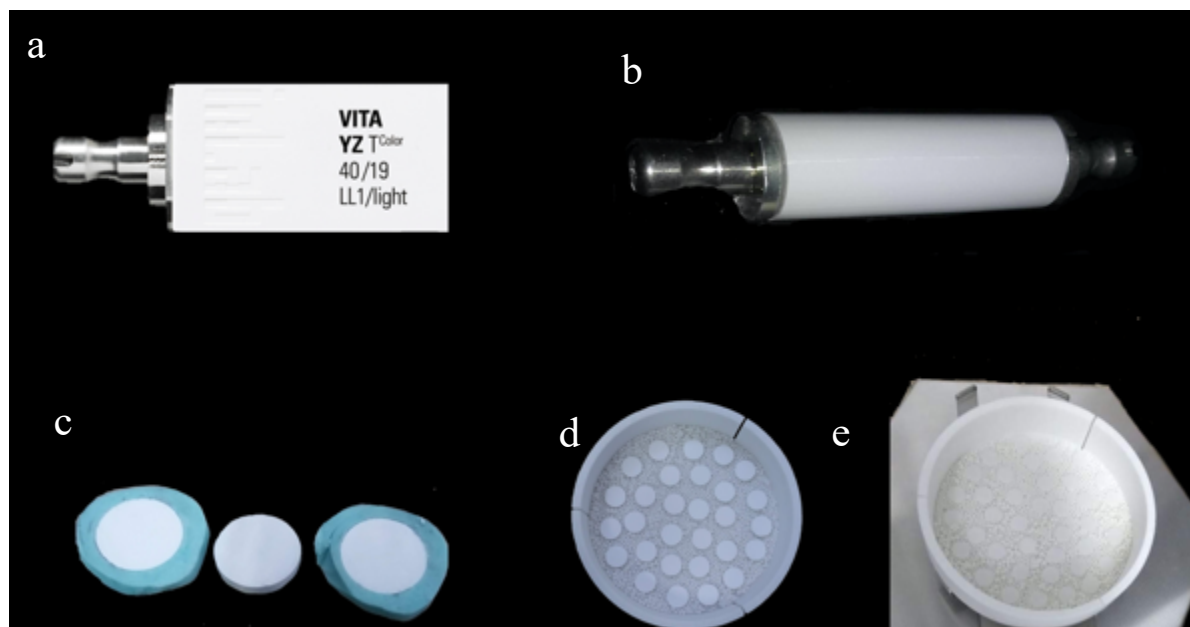
Discos de zircônia foram realizados com o bloco cerâmico pré-sinterizado Vita YZ HT (Vita Zahnfabrik, Alemanha). Os blocos foram lixados e convertidos em cilindros de 12 mm de diâmetro para logo fatiar discos de 0,7 mm de espessura na máquina de corte. Os cilindros foram envolvidos na base de silicone de condensação para minimizar as vibrações da máquina de corte. Para conseguir a espessura desejada final, os discos foram lixados com ajuda de um dispositivo de um molde de aço inoxidável até obter 0.63 mm de espessura. Os discos de zircônia pré-sinterizada foram cortados com 17,8 % de aumento das dimensões finais, a fim de compensar a contração de sinterização. Após sinterização obtivemos discos de 10 mm de diâmetro e 0,5 mm de espessura. As estruturas de zircônia foram sintetizadas no forno Zyrcomat de acordo com ciclo de sinterização recomendada pelo fabricante (Quadro 3).

Quadro 3 - Etapas do ciclo de sinterização da Zircônia Vita YZ HT

| Temperatura de sinterização [° C] | Taxa de aquecimento [°C/h] | Patamar [min] | Taxa de resfriamento [h] |
|-----------------------------------|----------------------------|---------------|--------------------------|
| 1450 | 5° C/min | 120 | 5° C/min |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 1 - Confeção dos discos de zircônia



Legenda: (a) bloco de zirconia pré- sinterizado, (b) bloco transformado em cilindro, (c) cilindros na máquina de corte, (d) discos após corte, (e) discos de zirconia pré-sinterizados lixados e (f) discos de zirconia após sinterização.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para as infraestruturas Bioinspiradas e de cobertura tradicionais de injeção foi utilizado blocos de polímero acrílico CAD Waxx (Vita Zahnfabrik, Alemanha). Cada bloco foi transformado em cilindros com ajuda de discos de metal de 10 mm de diâmetro colados nos extremos e lixados até obter cilindros. Trinta e seis discos de 1.5 mm de espessura foram obtidos usando a cortadora de precisão.

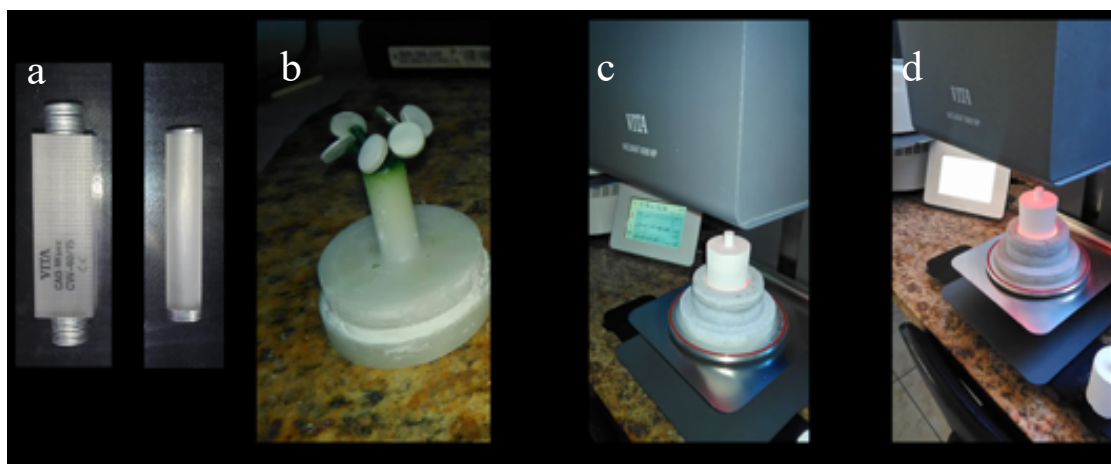
Após a sinterização da zircônia, o conjunto (disco de zircônia e disco do polímero acrílico) cobertura e infraestrutura, tanto tradicional como bioinspirada, foram unidos com cera e posicionadas num *sprue* na base de um cadinho a 45° como mostrado na figura 2b. Foram posicionados no anel de revestimento e em seguida foi adicionado o revestimento. Após a cristalização do revestimento, este foi levado ao forno específico (EDG 3 P-S, EDG Equipamentos e controle Ltda., São Carlos-SP, Brasil) para a eliminação de todo o polímero. Logo para a injeção da porcelana, foram colocadas duas pastilhas de Vita PM9 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen Alemanha) dentro do revestimento. A porcelana foi sinterizada e injetadas a uma pressão de 3 bar no forno Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent). A abertura do forno seguiu as recomendações do fabricante a fim de minimizar os efeitos térmicos prejudiciais e acúmulo de tensões residuais. O ciclo de sinterização foi de acordo com o fabricante (Quadro 4).

Quadro 4- Etapas do ciclo de sinterização da cerâmica feldspática, Vita PM9

| (°C) | (°C/min) | (°C) | (mm: ss) | ($\mu\text{m}/\text{min } ^\circ\text{C}$) |
|------|----------|------|----------|--|
| 700 | 60 | 15 | 5:00 | 3000 |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 2 - Confeção dos bilaminados por injeção



Legenda: (a) Bloco de polímero antes e depois do arredondamento, (b) discos de zircônia e polímero unidos com cera e ligados com cera ao centro da base formadora de cadinho e têm um ângulo de 45°-60°. (c) Molde de revestimento no forno de injeção, (d) molde depois da injeção.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.2 Técnica com conector vítreo

Nas técnicas com conector vítreo e cimentada, foram fabricados os discos de zircônia YZ HT (Vita Zahnfabrik, Alemanha) e como mencionado nos grupos anteriores. Para as infraestruturas tradicionais e Bioinspiradas foi utilizado os blocos de Cerâmica feldspática multicromática com graduação, VITABLOCS TriLuxe forte, (Vita Zahnfabrik, Alemanha). Cada bloco de cerâmica feldspática foi colocado na unidade de corte usando uma broca para vidro diamantada 12 mm de diâmetro (serra copo) para obter cilindros de 10 mm de diâmetro. Logo os cilindros foram cortados para obter 36 discos de 0,5 mm de espessura.

Após a sinterização da zircônia, para união das infraestruturas e cobertura, foi utilizado o IPS e.max CAD Crystall, um conector vitro-cerâmico, na interface infraestrutura/cobertura que através da fusão (queima) que une a infraestrutura à

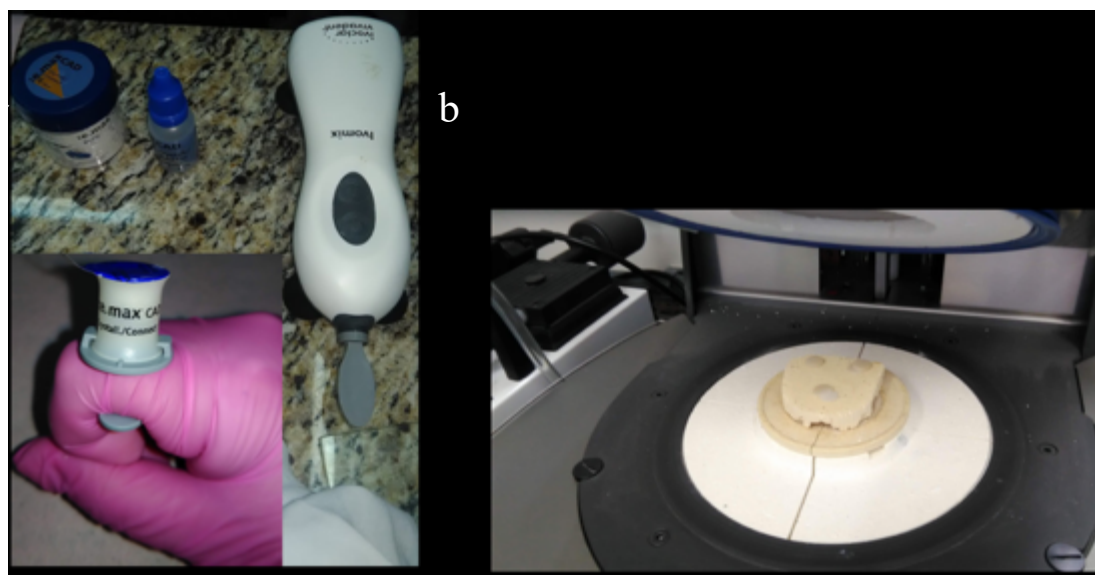
cerâmica de cobertura. Este material foi aplicado numa superfície dos discos das cerâmicas sobre um vibrador a fim de eliminar porosidade e ajudar a padronizar a espessura pelo escoamento. As cerâmicas foram unidas sob pressão digital, e em seguida levadas ao forno de acordo com as temperaturas indicadas no Quadro 5.

Quadro 5- Etapas do ciclo de sinterização da cerâmica IPS e.max CAD Crystall de acordo com as recomendações do fabricante

| | | | | | |
|---------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------|-------------------------|---------------------------------------|
| Temperatura de serviço B (°C) → | Temperatura de fechamento S (min) → | Acréscimo de temperatura t 1 (°C) ↗ | Temperatura de queima T1(°C) ↗ | Manutenção H1 min → | Acréscimo de temperatura t 2 (°C/min) |
| 403 | 6 | 60 | 820 | 0:10 | 30 |
| Temperatura de queima (°C) → | Tempo de manutenção (min) → | Vácuo 1 (°C) | Vácuo 2 (°C) | Resfriamento lento (°C) | Decréscimo de temperatura (°C/min) |
| 840 | 3 | 550 | 820 | 600 | 0 |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 3 - Confeção dos corpos de prova de multicamadas com conector vítreo



Fonte: (a) Conector vítreo, (PS e.max CAD Crystall/Connect) e vibrador Ivomix, (b) amostras de zircônia e cerâmica feldspática unidos com conector vítreo no forno.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.3 Técnica de cimentação das camadas

Os discos de zircônia e de cerâmica feldspática foram fabricados a partir dos blocos como descrito anteriormente. Nesta técnica, a região externa da zircônia, Vita YZ HT (Vita Zahnfabrik, Alemanha) a superfície foi tratada com a aplicação de silano (Monobond plus – Ivoclar Vivadent) por 1 minuto. Na cerâmica feldspática, foi realizado o tratamento de superfície com ácido fluorídrico 5 % durante 1 min, lavagem com água e secagem por 30s com jato de ar e aplicação do silano (Monobond plus – Ivoclar Vivadent) durante 1 min. As infraestruturas de cerâmicas foram cimentadas com Variolink N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sob pressão digital, com uma espátula de inserção, e esta foi pressionada com força suave, uniforme e constante sobre a infraestrutura. Os excessos de cimento foram removidos antes da presa final e fotoativada por 40 s nas quatro faces (Poly wireless – KAVO 1100 mW/cm² –

Brasil Ind. Com. Ltda Joinville - SC, Brasil).

4.1.4 Cimentação dos cilindros sobre os discos de G-10

Após a confecção dos espécimes, foi realizada a cimentação das estruturas discos de G-10 de 10 mm de diâmetro e 1.5 mm de espessura. Antes da cimentação, discos de G-10 foram condicionados com ácido fluorídrico 10% por 1 minuto e lavados abundantemente com água. Foi aplicado o sistema adesivo ExciTE F DSC (Ivoclar Vivadent, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) em duas camadas e fotopolimerizado por 40 segundos. Para o tratamento de superfície dos espécimes foram utilizado o seguinte protocolo:

Tradicional: O lado cimentado ao G-10 foi o lado da zircônia. Este lado teve tratamento da superfície com a aplicação de silano (Monobond plus – Ivoclar Vivadent) por 1 minuto.

Bioinspirada: O lado cimentado ao G-10 foi a da cerâmica feldspática, foi realizado o tratamento de superfície com ácido fluorídrico 5 % durante 1 min, lavagem com água e secagem por 30s com jato de ar e aplicação do silano (Monobond plus – Ivoclar Vivadent) durante 1 min.

Para todos os espécimes foram realizadas a cimentação com Variolink II (Ivoclar Vivadent) cuja base e catalisador foram espatulados em proporções iguais. O cimento foi aplicado na base interna, que foi levada em posição e mantida sob carga de 750 g. O conjunto foi fotopolimerizado por 40 s nos lados (totalizando 120 s. Os cilindros foram armazenados em água destilada em temperatura ambiente por 7 dias antes dos testes.

4.1.5 Testes de fadiga *Stepwise*

Para aplicação desta metodologia, dois principais pressupostos devem ser considerados: o valor apropriado para o incremento da força; se este for demasiado alto, o teste perderá seu potencial discriminatório, contrariamente, se este valor for subestimado, o número de amostras é indevidamente aumentado.

Para determinar o perfil do teste foram testados 3 espécimes na máquina de fadiga e média dos valores foi utilizado para determinar o *step* inicial de carga.

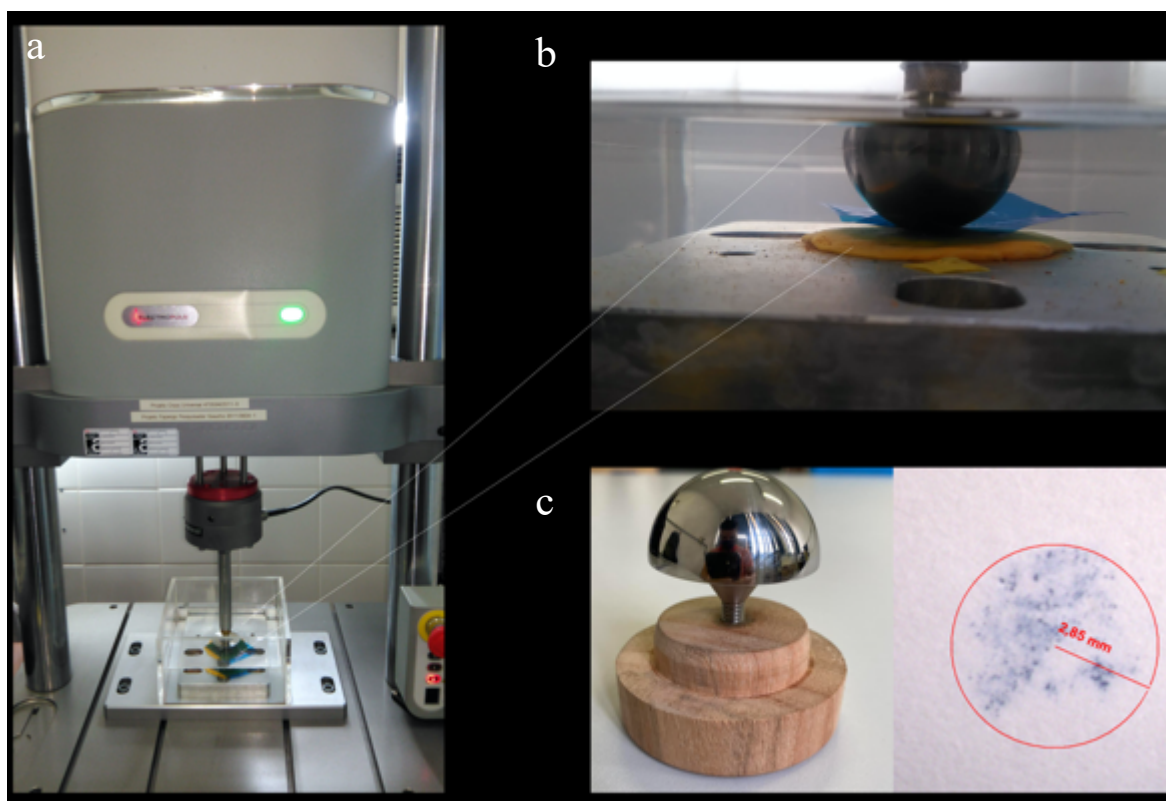
4.1.6 Teste de fadiga

As amostras foram posicionadas sobre uma matriz de silicone para evitar que as amostras se transladem durante os testes. Foram realizadas marcas em linha vertical com um marcador permanente vermelho para saber a posição inicial a que foi colocado e facilitar a reposição de cada espécimen na máquina de fadiga.

Sobre as amostras foram colocados uma fita de celofane entre a superfície dos discos e do pistão. Em cada amostra ao iniciar o teste foi feito o *tuning* para o assentamento da amostra usando a metade da força inicial e amplitude por 5 mil ciclos.

Após de este primer *step* de assentamento o teste iniciou como o *step* inicial de 600N e o valor da amplitude foi determinada pela fórmula $(\text{Carga máxima} - 10) / 2$. A cada 10 mil ciclos as amostras foram retiradas e observadas sobre luz branca de transluminação para observar a formação de trincas. Se a amostra não apresentava trincas, esta era posicionada seguindo a guia de orientação e a carga era aumentada a cada em 200 N para cada ciclo até trincar ou chegar à carga limite de 2600 N. Foi utilizada a máquina Instron Electro Puls E3000, Instron Corp, Norwood, United State com esfera de aço inoxidável de 40 mm de diâmetro. A qual produz uma área de contato de aproximadamente 19 mm² de contato sobre as amostras (Figura 4).

Figura 4 - Máquina de fadiga



Legenda: (a) Instron Electro Puls E3000, Instron Corp, Norwood, United States. (b) esfera de aço inoxidável (40 mm de diâmetro) foi utilizada para aplicar a carga no centro das amostras, submersa em água. (c) medida da área de contato do pistão.

Fonte: Elaborada pelo autor.

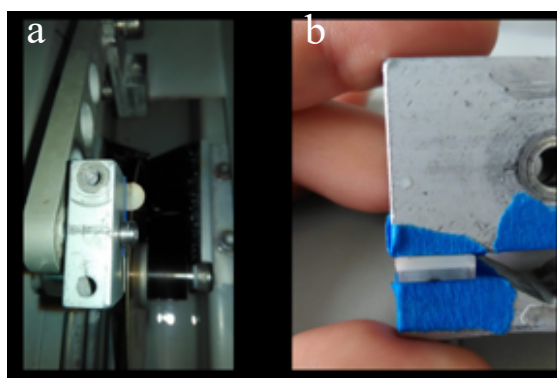
4.1.7 Análise da espessura das camadas

Foram medidas a espessura da camada de união do cimento resinoso e do conector vítreo de 5 amostras por grupo. Os cilindros foram cortados transversalmente e levados ao esteromicroscópio mediante a utilização do Software (Axiovision Rel 4.8) foi medida a espessura das camadas em micrometros.

4.1.8 Análise das falhas

Foram recolhidos os espécimes e fragmentos de cada uma das amostras fraturadas e trincadas para serem avaliados macroscopicamente e identificar o modo como a fratura correu. Cinco amostras trincadas, mas que os fragmentos não se separaram foram cortadas perpendicularmente à trinca para a análise do caminho da trinca no interior das amostras. A superfície de fratura foi observada em estereomicroscópio (Zeiss Discovery V20). Foram selecionados para análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) os fragmentos que provavelmente contém o defeito originador. As amostras selecionadas foram limpas em água destilada em cuba ultrassônica (Digital Dental Ultrasonic CD-4820, Shenzhen Codyson Electrical Ltd, Guangdong, China) por 10 min, secas e metalizadas com camada de ouro de aproximadamente 12 nm (Emitech SC7620, Quorum Technologies Ltd, Laughton, UK). Em seguida foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura (INSPECT S50, FEI, Brno, República Tcheca) para mapeamento da fratura, em alto vácuo, 15 kV e de 15 a 25 mm.

Figura 5 - Corte das amostras para análise no estéreo microscópio



Legenda: (a) Amostras depois do teste a fadiga posicionada na maquina de corte. (b) Amostra cortada perpendicularmente a trinca.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.9 Estatística

A carga de falha por fadiga obtida (em N) e o número de ciclos por falha foram submetidos aos testes de sobrevivência de Kaplan Meier e Mantel-Cox ($\alpha = 0,05$) (SPSS 21.0, IBM, Chicago, EUA). A análise de probabilidade de falha de Weibull forneceu o valor beta (β) que descreve o comportamento da taxa de falha ao longo do tempo (ReliaSoft Weibull ++/ ALTA PRO).

5 RESULTADO

5.1 Análise de probabilidade de falha

Segundo as curvas de sobrevivência do teste Kaplan-Meier e Mantel-Cox (Log Rank test) para os grupos experimentais não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre todos os grupos de configuração bioinspirada (B-cim, B-inj e B-cv) e o grupo de configuração cimentada tradicional (T-cim) (Tabela 1). Também, não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre as curvas de sobrevivência de configuração tradicional unida pela técnica da injeção (T-inj) e conector vítreo (T-cv), ambos apresentaram as maiores taxas de sobrevivência à fadiga (Figura 7). A Tabela 2 mostra que os grupos T-inj e T-cv obtiveram maiores taxas de probabilidade de sobrevivência, não apenas para parâmetros de carga, mas também para número de ciclos.

O parâmetro de forma Beta (β), que indica o tipo de falha do material demonstra que todos os grupos apresentaram defeitos que aumentaram com a fadiga mecânica após o tempo sob ciclagem ($\beta > 1$) e os maiores módulos de (m) Weibull foram para os grupos T-inj e T-cv (Figura 6).

Somente duas amostras dos grupos injeção tradicional (T-inj) sobreviveram ao protocolo de fadiga estabelecido e duas amostras apresentaram delaminação da cerâmica feldspática.

Os grupos injeção tradicional (T-inj) e tradicional usando conector vítreo (T-cv) tiveram maior variação nos formatos de trincas na superfície ao contrario das amostras das configurações bioinspiradas que apresentaram predominantemente trincas únicas e radiais. Em alguns grupos o substrato

análogo da dentina no apresentaram trincas evidentes (Tabela 3), sendo os grupos que usaram o conector vítreo nas configurações bioinspiradas e tradicional e o grupo de tradicional e injeções tradicional (T-inj) os que apresentaram quantidade similar de amostras sem trincas no substrato (G10).

5.2 Espessura da camada de união

A espessura em média da camada de cimentação do cimento resinoso foi de 59 micrometros e do conector vítreo foi de 65 micrometros nos respectivos grupos.

Tabela 1 – Dados da carga (média e intervalo de confiança-95%) e número de ciclos (média e intervalo de confiança-95%) até a falhar, parâmetros beta e modulo de Weibull (beta e módulo) dos grupos experimentais

| Grupo | Carga para falha (N) Media - IC (95%) | Número de ciclos Média- IC (95%) | Parâmetros da distribuição de Weibull | |
|-------|--|-------------------------------------|---|------------------|
| | | | β | m - IC (95%) |
| T-cim | 1560 ^B (1371,8 -1748,2) | (53067,4 - 71599,2) | 3,6 | 4,9 (3,3 – 7,2) |
| B-cim | 1440 ^B (1244,2 -1635,2) | (47209,3 - 66790,7) | 3,4 | 3,9 (2,7 – 5,7) |
| T-inj | 2280 ^A (2067,7 -2492,3) | (88384,6 - 109615,4) | 4,3 | 7,8 (4,9 – 12,1) |
| B-inj | 1293 ^B (1034,0 - 1546,7) | (36998,1 - 62335,3) | 2,5 | 2,8 (1,9 – 3,9) |
| T-cv | 2133 ^A (1951,2 - 2315,5) | (81866,7 - 100133,3) | 5,2 | 8,3 (5,5 – 12,8) |
| B-cv | 1333 ^B (1074,8 – 1591,9) | (38740,8 - 64592,6) | 3 | 2,8 (1,9 – 4) |

Legenda: Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre as condições avaliadas na mesma coluna.

Fonte: Elaborado pelo autor.

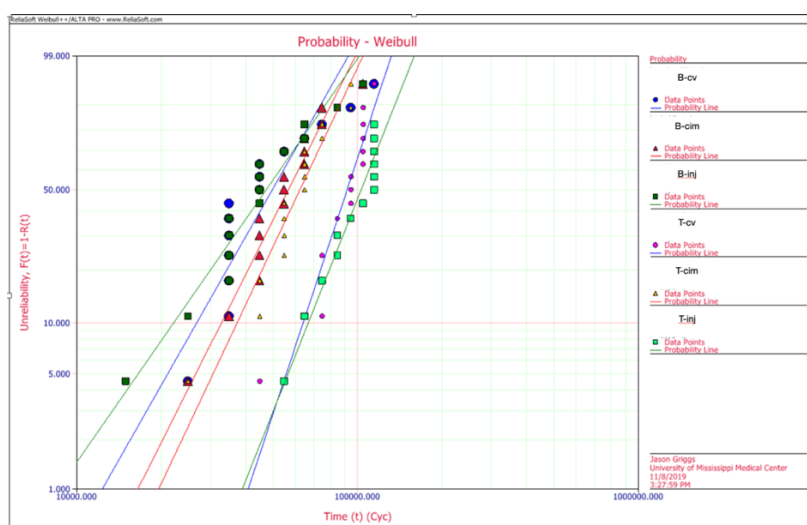
Tabela 2 – Taxas de sobrevivência (probabilidade dos espécimes excederem a respectiva carga e ciclos de falha por fadiga sem trincar) para as diferentes grupos

| Carga/Ciclos | Grupos | | | | | |
|----------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | T-cim | B-cim | T-inj | B-inj | T-cv | B-cv |
| 400/ 5 x10 ³ | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 600/15 x10 ³ | 1 | 1 | 1 | 0.9 (0.06) | 1 | 1 |
| 800/25 x 10 ³ | 0.9 (0.06) | 0.9 (0.06) | 1 | 0.9 (0.06) | 1 | 0.9 (0.06) |
| 1000/35 x 10 ³ | 0.9 (0.06) | 0.9 (0.09) | 1 | 0.6 (0.13) | 1 | 0.5 (0.13) |
| 1200/45 x 10 ³ | 0.8 (0.10) | 0.6 (0.13) | 1 | 0.3(0.10) | 0.9 (0.06) | 0.3 (0.11) |
| 1400/55 x 10 ³ | 0.5 (0.13) | 0.4 (0.13) | 0.9 (0.64) | 0.3 (0.11) | 0.9 (0.06) | 0.3 (0.11) |
| 1600/65 x 10 ³ | 0.3 (0.12) | 0.2 (0.10) | 0.9 (0.88) | 0.1 (0,09) | 0.9 (0.06) | 0.2 (0.10) |
| 1800/75 x 10 ³ | 0.1 (0.09) | 0.1 (0.64) | 0.8 (0.10) | 0.1(0.06) | 0.7 (0.11) | 0.1 (0.10) |
| 2000/85 x 10 ³ | * | * | 0.7 (0.12) | * | 0.7 (0.12) | 0.1 (0.01) |
| 2200/95 x 10 ³ | * | * | 0.6 (0.13) | * | 0.4 (0.13) | 0.1(0.06) |
| 2400/105 x 10 ³ | * | * | 0.5 (0.12) | * | 0.1 (0.01) | * |
| 2600/115 x 10 ³ | * | * | * | * | * | * |

Legenda: O '*' indica ausência de amostra sendo testada na respectiva etapa de carga ciclos.

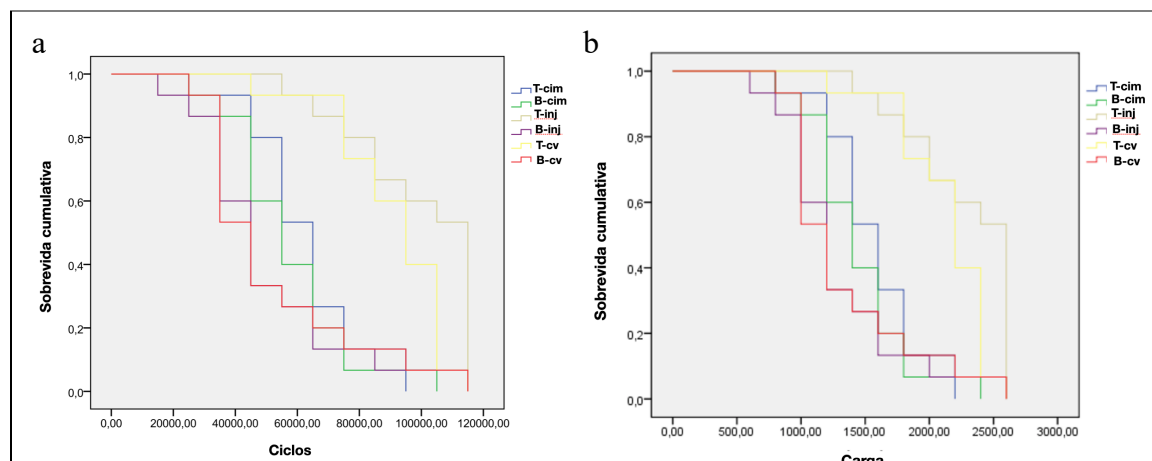
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 6 - Gráfico de probabilidade de falha utilizando análise de Weibull para os dados de resistência a fadiga



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 7 - Gráficos de sobrevivência dos testes de Kaplan-Meier e Log-rank (Mantel-Cox)



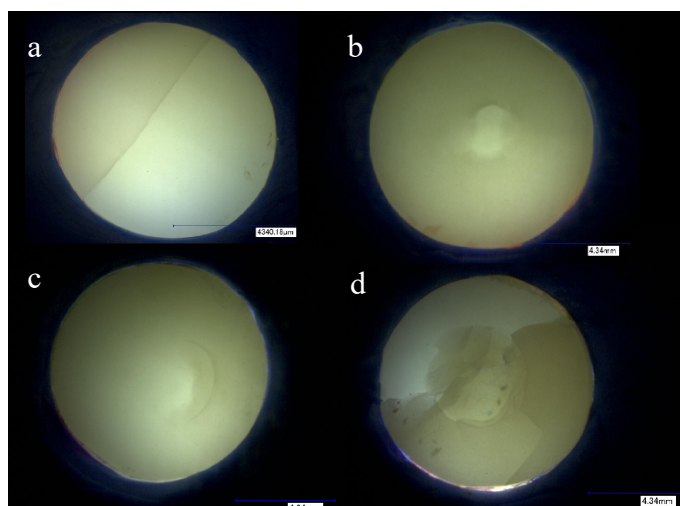
Legenda: Carga por falha na fadiga - (a) e número de Ciclos para falha - (b) para cada grupo avaliado
Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 3 - Tipo de trincas (extensão da trinca em mm) nos discos cerâmicos e análogo a dentina (G10) após teste de fadiga de amostras de cada grupo

| Grupo | Trincas nos discos cerâmicos | | | | Trincas no G10 | | | |
|-------|------------------------------|------|------------------|---|--------------------|--------------|--------------|-----------------------------------|
| | Tipo de Trinca | | | | n° de amostras com | | | n° de amostras Com 1 Trinca |
| | Radial | Cone | Cone + radial | C | 1 Trinca | 2 Trincas | 3 Trincas | |
| T-cim | 11 | 0 | 2 | 2 | 11 | 3 | 1 | 12 |
| B-cim | 15 | 0 | 0 | 0 | 15 | 0 | 0 | 14 |
| T-inj | 8 | 3 | 1 | 2 | 7 | 2 | 2 | 10 |
| B-inj | 14 | 0 | 0 | 1 | 15 | 0 | 0 | 15 |
| T-cv | 5 | 3 | 1 | 2 | 8 | 4 | 3 | 10 |
| B-cv | 14 | 0 | 0 | 1 | 13 | 2 | 0 | 9 |

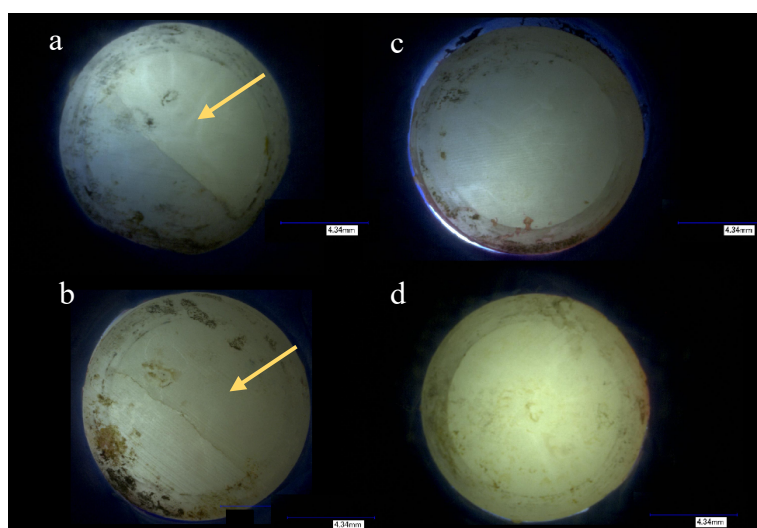
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8 – Formatos das trincas na superfície das cerâmicas observadas por transluminação



Legenda: (a) Trinca radial, (b) trinca em formato Cone, (C) trinca em C e Trinca formato cone + Radial.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 9 – Vista do G10 de amostras com e sem trincas evidentes nas superfícies após os testes de fadiga cíclicas



Legenda: (a) (b) Vista inferior da amostra onde se evidencia a trinca no G10, (c) (d) amostras onde o G10 não apresentou trincas.
Fonte: Elaborado pelo autor.

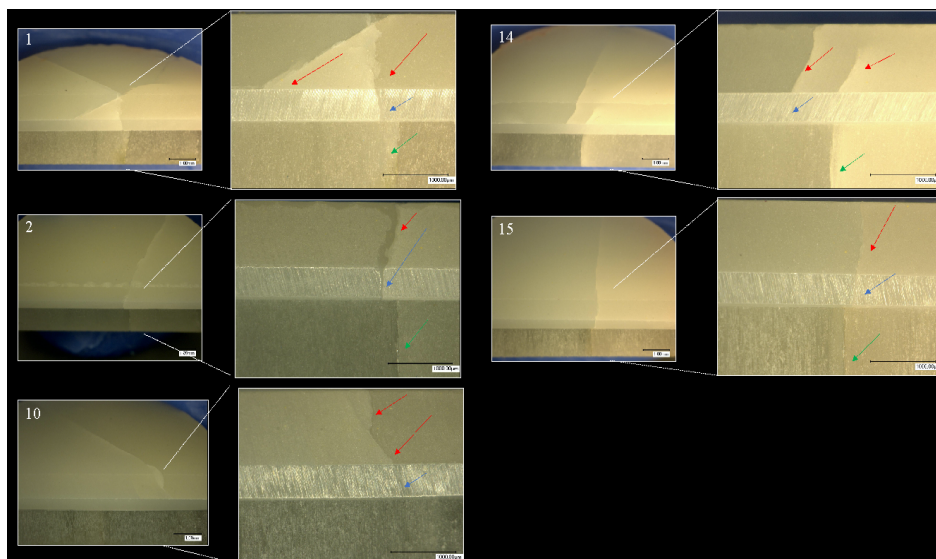
5.3 Análise fractográfica

Como as mostras não fraturaram, 5 amostras representativas foram cortadas perpendicularmente a trinca radial com o proposito de encontrar a origem da trinca. Com ajuda da transluminação as trincas foram evidenciadas, nas figuras (8-13) as setas coloridas mostram o caminho internamente nos corpos de prova.

Uma amostra representativa de cada grupo foi analisada no microscópio eletrônico de varredura demonstrando mostrando que nos grupos de configuração tradicional a trinca principal atravessou toda a estrutura da zircônia. No grupo T-cim e T-cv a trinca cresceu até mais superficial da cerâmica feldspática. Na amostra T-cv a trinca primaria apresentou duas ramificações (Figura 14).

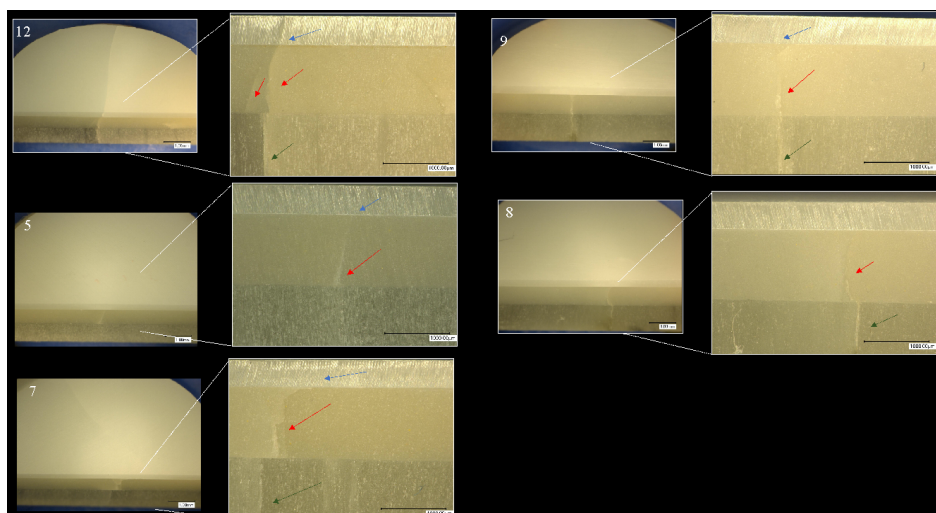
As mostras (Figura 15) de configuração bioinspiração também apresentaram início aparente das trincas na interface do cimento resinoso do G-10 e cerâmica feldspática, porém ao chegar ao nível da zircônia a trinca muda de direção marcadamente

Figura 10 - Fotomicrografias do corte perpendicular á trinca das amostras do grupo cimentado tradicional



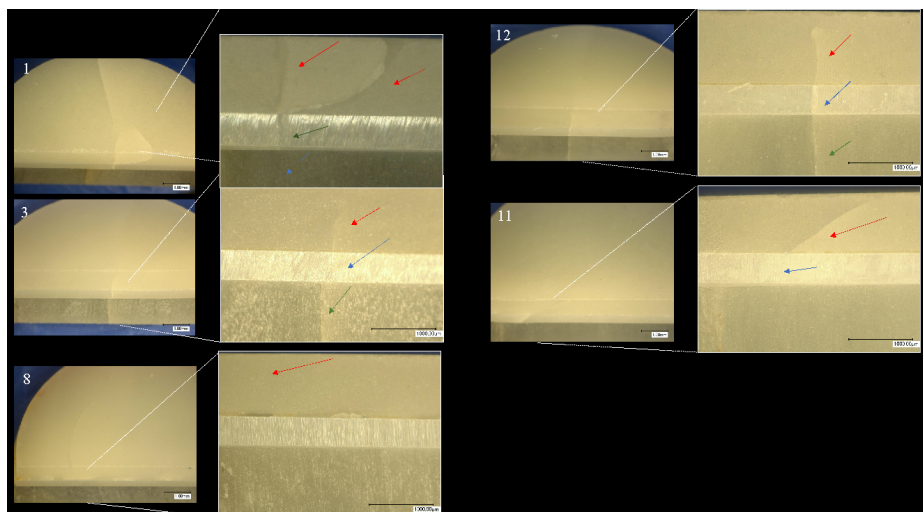
Legenda: Seta vermelha indica a cerâmica feldspática, azul a zircônia e verde no G-10.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 11 - Fotomicrografia do corte perpendicular á trinca das amostras dos grupos cimentação bioinspirada



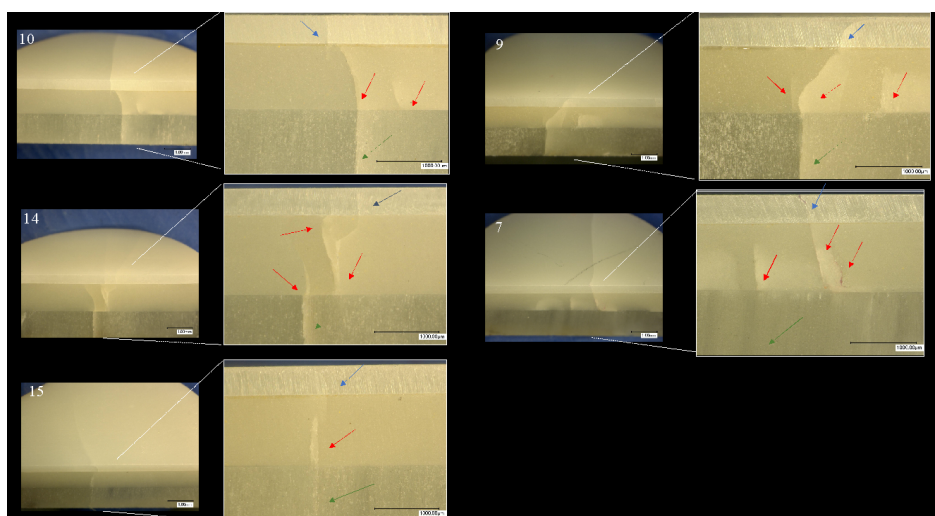
Legenda: Seta vermelha indica a cerâmica feldspática, azul a zircônia e em verde o G-10.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 12 - Fotomicrografia dos cortes perpendicular á trinca das amostras do grupo tradicional com conector vítreo



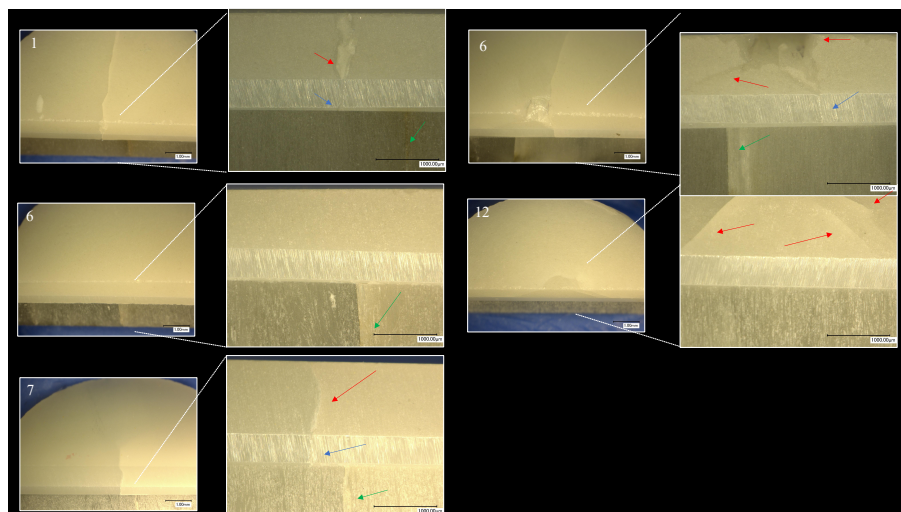
Legenda: Seta vermelha indica a cerâmica feldspática, azul a zircônia e verde o G-10.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 13 - Fotomicrografia do corte perpendicular á trinca das amostras do grupo bioinspiração com conector vítreo



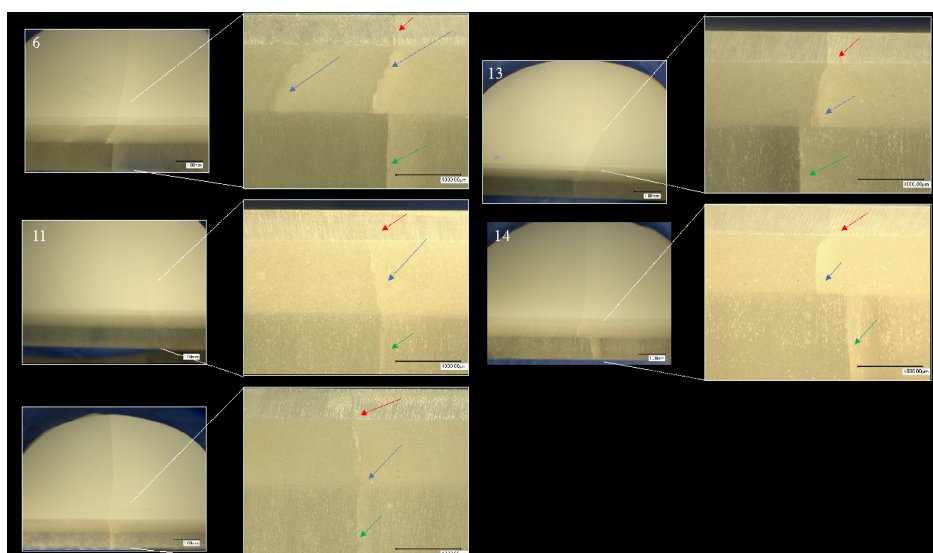
Legenda: Seta vermelha indica a cerâmica feldspática, azul a zircônia e verde no G-10.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 14 - Fotomicrografia do corte perpendicular á trinca das amostras do grupo Tradicional injeção



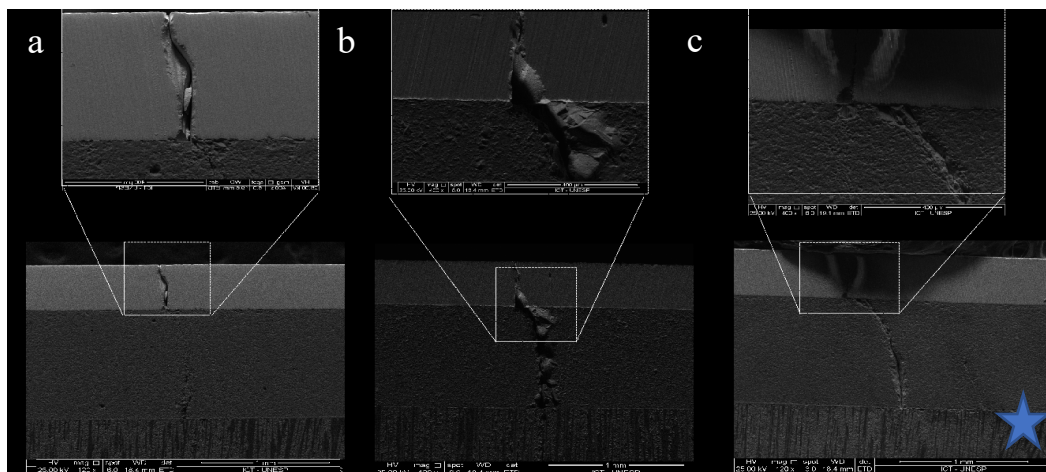
Legenda: Seta vermelha indica a cerâmica feldspática, azul a zircônia e em verde o G-10.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 15 - Fotomicrografia do corte perpendicular á trinca das amostras do grupo bioinspirada injeção



Legenda: Seta vermelha indica a cerâmica feldspática, azul a zircônia e em verde no G-10.
Fonte: Elaborada pelo autor.

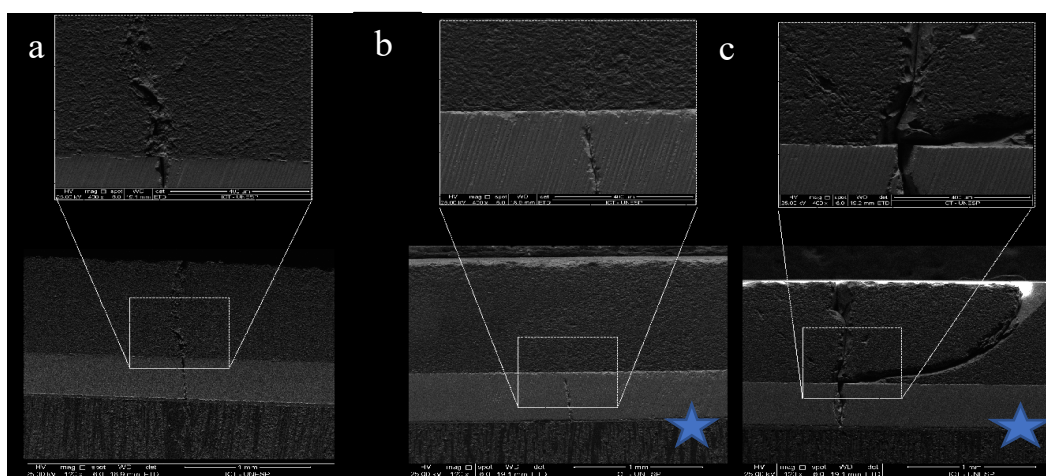
Figura 16 – MEV das amostras de configuração bioinspiradas, em aumento de 400x a camadas mais superficial onde a trinca muda de direção



Legenda: (a) Amostra B-cim, (b) amostra B-inj e (c) amostra B-cv. Estrela azul marca a amostra sem trinca no G10.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 17 – MEV das amostras de configuração tradicional, em aumento o percurso da trinca na camada da cerâmica feldspática



Legenda: (a) Amostra T-cim, (b) amostra T-inj e (c) amostra T-cv. Estrela azul marca a amostra sem trinca no G10.

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

No presente estudos foi realizado o teste de fadiga cíclica acelerada de discos cerâmicos multilayer na configuração tradicional e Bioinspirada em macroescala, unidas com três técnicas de união diferentes. De acordo com os nossos resultados a técnica de bioinspiração em função da diminuição do módulo elástico das cerâmicas não apresentou aumento da probabilidade de sobrevivência em comparação com a configuração tradicional, independentemente da técnica de união das cerâmicas utilizada no estudo: injeção, conector vítreo e cimentação.

Os resultados de resistência à fratura em fadiga foram em média superior a 1200 N para todos grupos. Foi relatado que a força de mordida máxima de adultos jovens e saudáveis na região posterior é de aproximadamente cerca de 700 N a 900 N a (Ferrario et al., 2004; Waltimo, Kononen, 1995). Portanto, de acordo com o resultado do teste fadiga (Tabelas 1 e 2) a carga para fratura de todos os grupos testados foi superior à força de mordida média na região posterior, demonstrando que todas a configurações suportariam cargas fisiológicas extremas.

A configuração Bioinspirada, onde a zircônia está disposta na camada mais externa, não apresentou resultados benéficos no aumento da resistência em fadiga, mesmo a zircônia sendo uma cerâmica policristalina que apresenta propriedades mecânicas superiores como a alta tenacidade à fratura devido à transformação de fase tetragonal para monoclinica. Apesar do mecanismo de tenacificação, a zircônia translúcida HT utilizada em espessura de 0,5 mm pode ser considerada crítica para restaurações monolíticas em comparação às espessuras de 1 mm e 1,5 mm (Zimmerma et al., 2020). Restaurações ultra finas de zircônia são difíceis de serem confeccionadas e restaurações de 1 mm apresentaram desempenho mais favorável comparada com outras cerâmicas e materiais híbridos (Ioannidis et al., 2019). Aumentar a espessura de 0,5 para 0,7 mm pode levar a um aumento na resistência de 31% para as coroas Y-TZP de alta translucidez e 55% para as coroas

Y-TZP de baixa translucidez (Nordahl et al., 2015) e dobrar a espessura da zircônia pode aumentar em três vezes a resistência à fratura (Sun et al., 2014). No nosso estudo, a cerâmica feldspática de 1 mm na camada externa obteve melhor desempenho em fadiga provavelmente porque a zircônia de 0,5 mm de espessura, logo abaixo, impediu a deflexão da mesma.

Na configuração Bioinspirada e tradicional, onde se utilizou a técnica de cimentação em camadas, ocorreram as menores probabilidades de sobrevivência em fadiga acelerada. Mais uma vez, a espessura das camadas de zircônia e feldspática, independente da sua localização, sofreram maior deflexão quando cimentadas sobre material de menor módulo elástico, como na linha de cimentação, é o lugar com maior acúmulo de tensões (Al-Wahadni et al., 2018; Kanat-Ertürk et al., 2015). A trinca pode iniciar na cerâmica de cobertura que é mais frágil e propagar-se ao longo da camada de cimentação sem conseguir ser transferida à infraestrutura zircônia. Quando aplicada diretamente sobre a zircônia, cerâmica de revestimento se beneficia da alta resistência da zircônia. A técnica de união das cerâmicas mediante a cimentação apresenta o acúmulo de tensão na área da cerâmica de revestimento (Costa et al., 2014; Kanat-Ertürk et al., 2015). Restaurações mais espessas poderiam resultar em um desfecho diferente (Tribist et al., 2018).

Em nosso estudo, a média da espessura da camada de cimentação foi de 65 micrometros, o que está dentro dos parâmetros esperados para um bom desempenho clínico (Almeida et al., 2014). Porém, a degradação da camada de cimento resinoso na técnica de união das cerâmicas mediante a cimentação ainda é possível (Ridel et al., 2019).

Os grupos de configuração tradicional com técnica de união do conector vítreo e injeção tiveram as maiores taxas de sobrevivência a fadiga acelerada. Em estudos recentes foi demonstrado que, em estruturas em multicamadas de zircônia confeccionadas com a técnica do conector vítreo, a resistência a fadiga cíclica e

confiabilidade foram similares a estruturas monolíticas de zircônia (Alessandretti et al., 2017; Alessandretti et al., 2020). O conector vítreo se espalha na zircônia e na vitrocerâmica e, com a solubilidade dos componentes no vidro, resulta em interfaces fortes, se propagaria de forma coesiva através do material de ligação de vidro de menor tenacidade (Gee et al., 2017).

Marchionatti e colaboradores (2019) avaliaram a técnica de união do conector vítreo comparada com a técnica da cimentação nas configurações tradicionais e encontraram que estas técnicas proporcionavam similar resistência a fadiga por compressão da cerâmica de cobertura. Mas, quando as camadas de cerâmicas eram invertidas, similar ao modelo bioinspirado proposto neste projeto, as técnicas de união das cerâmicas afetaram negativamente a resistência a fadiga dos conjuntos. Assim, nas estruturas unidas com a técnica de cimento resinoso, a trinca se estende ao longo da interface mais fraca, que é a superfície do cimento resinoso e da zircônia (Gee et al., 2017). A configuração tradicional apresenta a vantagem de ter a camada de zircônia o material mais resistente na camada de tração no teste (Archangelo et al., 2019; Marchionatti et al., 2019). Para a técnica de bioinspiração, a zircônia na camada de compressão não proporcionou a diminuição do estresse na camada mais inferior da camada de recobrimento e além disso a técnica de cimentação diminuiu a quase a metade a resistência do conjunto (Marchionatti et al., 2019).

A bioinspiração mediante a gradação do modulo elástico na escala macroscópica não se mostrou tão efetiva como na escala microscópica. As camadas com maior número de interfaces e variação do modulo elástico apresentaram as menores probabilidade de sobrevivência (Tabela 2). A técnica de injeção apresenta uma interface mais resistente entre a porcelana e a zircônia o que justificaria os melhores resultados de resistência a fadiga comparada com as outras técnicas testadas (Toyama et al., 2019).

A junção amelo dentinaria da estrutura dentária que serve de inspiração

para a bioinspiração das camadas de cerâmicas tem aproximadamente 60-100 micrometros de largura e é uma 'estrutura com gradiente', em que o módulo de elasticidade faz uma transição quase linear do esmalte (~ 70 GPa para o esmalte interno) para o da dentina (~ 15 GPa). Isto pode ser devido a mudança na composição e redução do conteúdo do cálcio e fosfato (Thompson et al., 2020). Uma estrutura com gradação serve para reduzir as tensões de tração substancialmente na interface de um material quebradiço com um de módulo de elasticidade inferior, resultando em aumento da resistência e resistência à fadiga em estruturas naturais (Thompson et al., 2020). Nesse estudo a gradação do modulo elástico foi em macro escala, em camadas de cerâmicas e camadas de material de união tendo em total de 4 a 5 camadas. No grupo Bioinspiração Cad-on com a gradação de materiais mais linear, houve maior proteção ao substrato (G10). Os módulos elásticos dos materiais assim como a proporção dos materiais ainda são pontos que precisam ser melhor estudados para a bioinspiração. A zircônia (210 GPa) (VITA catalogo, 2018) com um modulo elástico superior ao esmalte na camada externa na espessura mínima não foi eficiente para aumentar a probabilidade de sobrevivência em todos os grupos. Mas a zircônia unida com o conector vítreo (70 GPa) (Basso et al., 2015) na cerâmica feldspática para CAD/CAM (43 GPa) (Argyrou et al., 2016), unida com uma camada de cimento resinoso (18 GPa) (Archangelo et al., 2019) foi mais eficiente em evitar trincas no substrato análogo a dentina (15 GPa) (Yi, Kelly, 2008).

Toyama e colaboradores (2019) realizaram testes de resistência a flexão em configuração Bioinspirada em macroescala e gradação do modulo elástico por infiltração do vidro, só utilizando a técnica de injeção para união dos discos. As estruturas bioinspiradas apresentaram maior taxa de resistência independente da infiltração do vidro. Porém os resultados de resistência a flexão não podem ser correlacionados com nossos resultados de fadiga cíclica. Os testes de resistência a flexão geralmente não representam tão bem a realidade clínica das restaurações.

A resistência à fadiga é uma das propriedades mecânicas mais importantes dos biomateriais submetidos a carregamento mecânico porque estas estruturas estão continuamente expostas a condições de cargas cíclicas na boca e a falha por fadiga pode acontecer (kelly et al., 2017; Wendler et al., 2018). Os parâmetros de Weibull mostraram que o teste de fadiga acelerada step wise ($\beta > 1$) foi efetivo para produzir falhas por fadiga nos grupos e não por defeitos internos da produção.

Ramos e colaboradores observaram que as configurações bioinspiradas e bioinspiradas com gradação e infiltradas por sílica melhoraram o comportamento mecânico das restaurações, e também aumentaram sua longevidade, Porém as configurações testadas foram em multicamadas, com espessuras maiores que as testadas em nosso estudo. Isto sugere dúvidas se a bioinspiração em camadas de macroescala é eficiente para aumentar a sobrevivência das estruturas pelo módulo elástico ou pelo aumento em sim da espessura da zircônia (Ramos et al., 2018).

Espessuras como 0.3 mm de cerâmicas feldspática e dissilicato de lítio dispostas diferentes configurações Bioinspirada não foram tão eficientes como estruturas monolíticas de 1,5 mm de espessuras. O material submetido ao esforço de tração é decisivo para a resistência da restauração. A interface adesiva influenciou negativamente o comportamento mecânico de estruturas em multicamadas (Archangelo et al., 2019).

Segundo a classificação das trincas todos os grupos bioinspirados tiveram predominância de trincas radiais (Tabela 3). As imagens em MEV mostraram que as trincas iniciaram nas interfaces que se encontrava em tração. Ao aplicar uma carga compressiva à superfície de uma estrutura de cerâmica rígida cimentada em um substrato elástico como o G10, a deformação do substrato (flexão) gera tensões de tração na ligação interface e na superfície do entalhe cerâmico, onde se originam as fissuras radiais (Alessandretti et al., 2017; Salazar et al., 2010). As trincas radiais frequentemente evoluem em falhas clínicas, como fraturas

catastróficas e a fratura coesiva da porcelana de revestimento (Martins et al., 2010). Os grupos tradicionais, além de trincas radiais, tiveram maior variabilidade de trincas nas superfícies, trincas em forma de cone ou em C. As trincas em formato de Cone e em C são predominantes em estudos de fadiga, em estruturas de cerâmicas de zircônia recobertas de cerâmica feldspática, submetidas a baixas cargas e alto número de ciclos. Este tipo de falhas estaria clinicamente relacionado com falhas tipo lascamento ou delaminação da cobertura associado a danos por contato e ao crescimento subcrítico da trinca (Kelly et al., 1999; Lawn et al., 2001; Stawarczyk et al., 2011).

Uma observação importante foi encontrada nos grupos de configuração tradicional injeção, Cad-on e Bioinspirada Cad-on apresentaram menor número de amostras com de trincas no substrato (Tabela 3). Este achado mostra uma das principais preocupações dos dentistas que é a preservação do substrato, como remanescentes dentários e implantes. Quanto melhor preservado se encontrar o substrato maior a longevidade dos tratamentos e opções para retratamentos. Trincas na dentina podem se propagar em longo prazo e causar fratura vertical da raiz (Bier et al., 2009) o que levaria a 10,9%–31% dos motivos de extração de dentes (Fuss et al., 2001).

Além das propriedades mecânicas mencionadas, a bioinspiração em camadas proporcionaria vantagens biológicas e clínicas. Zircônias bem polidas proporcionam menor adesão bacteriana e menor citotoxicidade celular em fibroblastos gengivais (Dalpiva et al., 2018). Além disso a zircônia mesmo sendo translúcida pode mascarar substratos mais escurecidos como no caso de dentes endodonticamente tratados. Uma espessura entre 0,6 e 1 mm para zircônia ultratranslúcida de multicamadas é sugerida para mascarar fundos coloridos (Shamseddine et al., 2017; Tabatabaian et al., 2020). Do mesmo modo, a zircônia numa camada mais fina externa proporcionaria maior facilidade para o acesso de re-tratamento endodôntico (Mallya et al., 2020; Nejat et al., 2021).

As inovações das técnicas de restauração com materiais tradicionais e novos materiais é um desafio que necessita ser mais fomentando para o aproveitamento de todos os potenciais benefícios dos materiais. Novas estratégias de design e fabricação aprimoradas são necessárias na área da saúde, especialmente na odontologia devido a complexa natureza estrutural e funcional dos tecidos dentais (Zafar et al., 2020). A bioinspiração pelo modulo elástico em camadas pode ser uma alternativa em situações específicas mencionadas anteriormente, mas a fadiga cíclica em dessas estruturas não se mostrou superior a configuração tradicional, porém pode apresentar outro tipo de vantagem ao dente remanescente ou pilar quando utilizada um conector vítreo para unir as cerâmicas.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações do presente estudo pode-se concluir que:

As diferentes configurações de restauração apresentaram diferentes probabilidades de falha após o ensaio de fadiga cíclica. A sobrevivência a fadiga cíclicas das amostras feitas com 3 técnicas de união (injeção, cimentação e conector vítreo) na configuração Bioinspirada foram semelhantes. As estruturas tradicionais apresentam a menor probabilidade de falha e a Bioinspirada maior probabilidade de falhas.

A gradação do módulo elástico em macroescala e a configuração das estruturas Bioinspirada não foi suficiente para aumentar a sobrevivência a fadiga das estruturas bioinspiradas.

A utilização do conector vítreo se mostrou favorável para diminuir das trincas no material análogo dentina.

REFERÊNCIAS*

Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010 Aug;37(8):641-52. doi: 10.1111/j.13652842.2010.02094.x. PubMed PMID: 20406352.

Al-Wahadni, Shahin, Kurtz. An in vitro investigation of veneered zirconia based restorations shade reproducibility. *J Prosthodont.* 2018 Apr;27(4):347-54. doi: 10.1111/jopr.12489. PubMed PMID: 27159089.

Alessandretti R, Borba M, Benetti P, Corazza P, Ribeiro R, Della Bona A. Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. *Dent Mater.* 2017 Feb;33(2):191-7. doi: 10.1016/j.dental.2016.11.014. PubMed PMID: 27986280.

Alessandretti R, Borba M, Della Bona A. Cyclic contact fatigue resistance of ceramics for monolithic and multilayer dental restorations. *Dent Mater.* 2020 Apr;36(4):535-41. doi: 10.1016/j.dental.2020.02.006. PubMed PMID: 32057488.

Almeida A Jr, Longhini D, Domingues NB, Santos C, Adabo GL. Effects of extreme cooling methods on mechanical properties and shear bond strength of bilayered porcelain/3Y-TZP specimens. *J Dent.* 2013 Apr;41(4):356-62. doi: 10.1016/j.jdent.2013.01.005. PubMed PMID: 23353069.

Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LC, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):515-23. doi: 10.1007/s00784-013-0987-2. PubMed PMID: 23716064.

Amaral M, Cesar PF, Bottino MA, Lohbauer U, Valandro LF. Fatigue behavior of Y- TZP ceramic after surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; Apr;57:149-56. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.042. Epub 2015 Dec 15. PubMed PMID: 23716064.

Anami LC, Lima JM, Valandro LF, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Bottino MA. Fatigue resistance of YTZP/porcelain crowns is not influenced by the

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

conditioning of the intaglio surface. *Oper Dent*. 2016 Jan-Feb;41(1):1-12 doi: 10.2341/14-166-L. PubMed PMID: 26266655.

Archangelo KC, Guilardi LF, Campanelli D, Valandro LF, Borges ALS, Fatigue failure load and finite element analysis of multilayer ceramic restorations. *Dent Mater*. 2019 Jan;35(1):64-73. doi: 10.1016/j.dental.2018.10.006. PubMed PMID: 30448347.

Argyrou R, Thompson GA, Cho SH, Berzins DW. Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2016 Sep;116(3):397-403. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.02.014. PubMed PMID: 27157600.

Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dent Mater*. 2012 Aug;28(8):873-9. doi: 10.1016/j.dental.2012.04.019. PubMed PMID: 22578663.

Basso GR, Moraes RR, Borba M, Duan Y, Griggs JA, Bona A Della. Reliability and failure behavior of CAD-on fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2016 May;32(5):624-30. doi: 10.1016/j.dental.2016.01.013. PubMed PMID: 26897479.

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 Dec;31(12):1453-9. doi: 10.1016/j.dental.2015.09.013. PubMed PMID: 26472742.

Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns. *Dent Mater*. 2013 Feb;29(2):181-90. doi: 10.1016/j.dental.2012.11.015. PubMed PMID: 23261021.

Belli R, Monteiro S Jr, Baratieri LN, Katte H, Petschelt A, Lohbauer U. Aphotoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. *J Dent Res*. 2012 Mar;91(3):316-20. doi: 10.1177/0022034511435100. PubMed PMID: 22262632.

Belo D, Sonza Q, Borba M, Bona A. Zirconia tetragonal estabilizada por itria: comportamento mecanico, adesao e longevidade clinica. *Ceramica*. 2013 Dez;352(59):633-9. doi: org/10.1590/S0366-69132013000400021.

Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2009 Dec;13(4):445-51. doi: 10.1007/s00784-009-0249-5. PubMed PMID: 19169719.

Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. Highstrength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings-a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009 Jan;25(1):121-8. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.019. PubMed PMID: 18620748.

Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod.* 2009 Feb;35(2):236-8. doi: 10.1016/j.joen.2008.10.021. PubMed PMID: 19166781.

Bonfante EA, Coelho PG. A Critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. *Adv Dent Res.* 2016 Mar;28(1):18-27. doi: 10.1177/0022034515624445. PubMed PMID: 26927484.

Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Bona A Della. Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. *Dent Mater.* 2013 Aug;29(8):913-8. doi: 10.1016/j.dental.2013.05.009. PubMed PMID: 23827018.

Cannillo V, Manfredini T, Montorsi M, Siligardi C, Sola A. Microstructure-based modelling and experimental investigation of crack propagation in glass alumina functionally graded materials. *J Eur Ceram Soc.* 2006;26(15):3067-73. doi: doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2005.10.003.

Cesar PF, Yoshimura HN, Miranda WG, Okada CY. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *J Dent.* 2005 Oct;33(9):721-9. doi: 10.1016/j.jdent.2005.02.001. PubMed PMID: 16199280.

Chai H, Mieleszko AJ, Chu SJ, Zhang Y. Using glass-graded zirconia to increase delamination growth resistance in porcelain/zirconia dental structures. *Dent Mater.* 2018 Jan;34(1):e8-e14. doi: 10.1016/j.dental.2017.11.004. PubMed PMID: 29183670.

Choi JE, Waddell JN, Torr B, Swain M. Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1204-12. doi: 10.1016/j.dental.2011.08.006. PubMed PMID: 21958727.

Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010 Nov;141(11):1317-29. doi: 10.14219/jada.archive.2010.0076. PubMed PMID: 21037189.

Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain–zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater.* 2009 Sep;25(9):1122-7. doi: 10.1016/j.dental.2009.03.009. PubMed PMID: 19395078.

Costa AK, Borges AL, Fleming GJ, Addison O. The strength of sintered and adhesively bonded zirconia/veneer-ceramic bilayers. *J Dent.* 2014 Oct;42(10):1269-76. doi: 10.1016/j.jdent.2014.08.001. Epub 2014 Aug 15. PubMed PMID: 25132365.

Corazza PH, de Castro HL, Feitosa SA, Kimpara ET, Della Bona A. Influence of CAD-CAM diamond bur deterioration on surface roughness and maximum failure load of Y-TZP-based restorations. *Am J Dent.* 2015;28(2):95–9. PubMed PMID: 26087575.

Dapieve KS, Guilardi LSF, Silvestri T, Rippe MP, Pereira GK, Valandro LF. Mechanical performance of Y-TZP monolithic ceramic after grinding and aging: survival estimates and fatigue strength. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Nov;87:288-95. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.07.041. PubMed PMID: 30103110.

Dal Piva A, Contreras L, Ribeiro FC, Anami LC, Camargo S, Jorge A, et al. Monolithic ceramics: effect of finishing techniques on surface properties, bacterial adhesion and cell viability. *Oper Dent.* May/Jun 2018;43(3):315-25. doi: 10.2341/17-011-L. Epub 2018 Mar 13. PubMed PMID: 29533718.

Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008 Sep;139 Suppl:8S-13S. doi: 10.14219/jada.archive.2008.0361.

Dhital S, Rodrigues C, Zhang Y, Kim J. Viscoelastic finite element evaluation of transient and residual stresses in dental crowns: *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Mar;103:103545. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103545. PubMed PMID: 31760273.

Dorthé E, Zhang Y. Load-bearing increase in alumina evoked by introduction of a functional glass gradient. *J Eur Ceram Soc.* 2012 Jun 1;32(6):1213-20. doi: 10.1016/j.jeurceramsoc.2011.11.041. PubMed PMID: 22639492.

Du J, Niu X, Rahbar N, Soboyejo W. Bio-inspired dental multilayers: effects of layer architecture on the contact-induced deformation. *Acta Biomater.* 2013 Feb;9(2):5273-9. doi: 10.1016/j.actbio.2012.08.034. PubMed PMID: 22940125.

Du J, Niu X, Soboyejo W. Creep-assisted slow crack growth in bio-inspired dental multilayers. *Acta Biomater.* 2013 Feb;9(2):5273-9. doi: 10.1016/j.actbio.2012.08.03. PubMed PMID: 22940125.

Fennis M, Kuijs R, Kreulen CM, Verdonschot N, Creugers N. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodont.* May-Jun 2004;17(3):313-7. PubMed PMID: 15237878.

Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent.* 2004 Aug;32(6):451-7. doi: 10.1016/j.jdent.2004.02.009. PubMed PMID: 15240063.

Fraga S, Kalil G, Pereira R, Freitas M, Johannes C, Felipe L, et al. Loading frequencies up to 20 Hz as an alternative to accelerate fatigue strength tests in a Y-TZP ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Aug;61:79-86. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.01.008. PubMed PMID: 26849030.

Fuss Z, Lustig J, Katz A, Tamse A. An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. *J Endod.* 2001 Jan;27(1):46-8. doi: 10.1097/00004770-200101000-00017. PubMed PMID: 11487164.

Gee C, Weddell JN, Swain VM. Comparison of three and four point bending evaluation of two adhesive bonding systems for glass-ceramic zirconia bilayered ceramics. *Dent Mater.* 2017 Sep;33(9):1004-11. doi: 10.1016/j.dental.2017.06.007. PubMed PMID: 28662858.

Geminiani A, Chochlidakis K, Hosney S, Corsentino G, Ercoli C. Effect of framework design and firing cycle on the success rate of bilayered zirconia crowns. *Quintessence Int.* 2019;50(1):30-9. doi: 10.3290/j.qi.a41333. PubMed PMID: 30411090.

Goryainova KE, Morokov ES, Retinskaja MV, Rusanov FS, Apresyan SV, Lebedenko IY. The micromorphological research of the internal structure of chairside CAD/CAM materials by the method of scanning impulse acoustic microscopy (SIAM). *Open Dent J*. 2018 Jan; 31(12):125-32. doi: 10.2174/1874210601812010125. eCollection 2018. PubMed PMID: 29492178.

Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach F, Stiesch M, Ko-horst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater*. 2010 Dec;6(12):4532-8. doi: 10.1016/j.actbio.2010.06.026. PubMed PMID: 20601242.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004 Jun;20(5):449-56. doi: 10.1016/j.dental.2003.05.002. PubMed PMID: 15081551.

Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J*. 2010 Sep;55(3):306-10. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01239.x. PubMed PMID: 20887519.

Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater*. 2013 Mar;29(3):307-16. doi: 10.1016/j.dental.2012.11.012. PubMed PMID: 23228337.

Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*. 2016 Aug;116(2):257-63. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.019. PubMed PMID: 26994676.

Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater* 2011 Feb;27(2):e10-9. doi: 10.1016/j.dental.2010.09.004. PubMed PMID: 20932564.

Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010 Nov-Dec;23(6):493-502. PubMed PMID: 21209982.

Huang W, Restrepo D, Jung JY, Su FY, Liu Z, Ritchie RO, et al. Multiscale toughening mechanisms in biological materials and bioinspired designs. *Adv Mater*. 2019 Oct;31(43):e1901561. doi: 10.1002/adma.201901561. PubMed PMID: 31268207.

Ioannidis A, Bomze D, Hämmerle CHF, Hüsler J, Birrer O, Mühlemann S. Load-bearing capacity of CAD/CAM 3D-printed zirconia, CAD/CAM milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate ultra-thin occlusal veneers on molars *Dent Mater*. 2020 Apr;36(4):e109-e116. doi: 10.1016/j.dental.2020.01.016. PubMed PMID: 31992483.

Juntavee N, Serirojanakul P. Influence of different veneering techniques and thermal tempering on flexural strength of ceramic veneered yttria partially stabilized tetragonal zirconia polycrystalline restoration. *J Clin Exp Dent*. 2019 May 1;11(5):e421-e31. doi: 10.4317/jced.55722. eCollection 2019 May. PubMed PMID: 31275514.

Kanat B, Cömlekoğlu M, Dündar-Çömlekoğlu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Güngör M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *Prosthodont. J Prosthodont*. 2014 Aug;23(6):445-55. doi: 10.1111/jopr.12130. PubMed PMID: 24417370.

Kanat-Erturk B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Özcan M, Gungor MA. Effect of veneering methods on zirconia framework-veneer ceramic adhesion and fracture resistance of single crowns. *J Prosthodont*. 2015 Dec;24(8):620-8. doi: 10.1111/jopr.12236. PubMed PMID: 25319017.

Kelly JR, Cesar PF, Scherrer S, Della Bona A, van Noort R, Tholey M, et al. ADM guidance ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater*. 2017 Nov;33(11):1192-204. doi: 10.1016/j.dental.2017.09.006. PubMed PMID: 29017761.

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *Comparative Study J Prosthet Dent*. 2010 Oct;104(4):228-38. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60129-1. PubMed PMID: 20875527.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999; 81(6):652-61. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70103-4. PubMed PMID: 10347352.

Kim J, Dhital S, Zhivago P, Kaizer MR, Zhang Y. Viscoelastic finite element analysis of residual stresses in porcelain-veneered zirconia dental crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Jun;82:202-9. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.020. PubMed PMID: 29621687.

Kisi EH, Howard CJ. Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation. *Key Eng Mater* 1998;153(4):1-36. doi: doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.153-154.1.

Kurbad A. Digital veneering-manufacturing computer-generated veneers with the CAD-on technique. *Int J Comput Dent*. 2011;14(3):255-71. English, German. PubMed PMID: 22141235.

Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent*. 2001 Nov;86(5):495-510. doi: 10.1067/mpr.2001.119581. PubMed PMID: 11725278.

Lima JM, Souza AC, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza RO. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dent Mater*. 2013 Oct;29(10):1063-72. doi: 10.1016/j.dental.2013.07.019. PubMed PMID: 23957933.

Lohbauer U, Scherrer SS, Della Bona A, Tholey M, van Noort R, Vichi A, et al. ADM guidance-Ceramics: all-ceramic multilayer interfaces in dentistry. *Dent Mater*. 2017 Jun;33(6):585-98. doi: 10.1016/j.dental.2017.03.005. PubMed PMID: 28431686.

Longhini D, Rocha CO, Medeiros IS, Fonseca RG, Adabo GL. Effect of glaze cooling rate on mechanical properties of conventional and pressed porcelain on zirconia. *Braz Dent J*. 2016 Sep-Oct;27(5):524-31. doi: 10.1590/0103-6440201600709. PubMed PMID: 27982228.

Luo XP, Zhang L. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *J Prosthodont*. 2010 Aug;19(6):465-70. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00610.x. PubMed PMID: 20546495.

Madeira G, Souza MC, Silva BH. Damping and mechanical behavior of metal-ceramic composites applied to novel dental restorative systems. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Feb;90:239-47. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.09.046. PubMed PMID: 30384219.

- Madfa AA, Yue XG. Dental prostheses mimic the natural enamel behavior under functional loading: *Dent Sci Rev*. 2016 Feb;52(1):2-13. doi: 10.1016/j.jdsr.2015.07.001. PubMed PMID: 28408950.
- Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010 Sep;104(3):149-57. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60111-4. PubMed PMID: 20813228.
- Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater*. 2012 Jul;28(7):777-82. doi: 10.1016/j.dental.2012.04.002. PubMed PMID: 22575740.
- Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater*. 2011 Sep;27(9):906-14. doi: 10.1016/j.dental.2011.05.005. PubMed PMID: 21676454.
- Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zircônia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater*. 2012 Apr;28(4):378-84. doi: 10.1016/j.dental.2011.11.009. PubMed PMID: 22153718.
- Mallya J, DuVall N, Brewster J, Roberts H. Endodontic access affect on full contour zirconia and lithium disilicate failure resistance. *Oper Dent*. 2020;45(3):276-85. doi: 10.2341/18-231-L. PubMed PMID: 32053460.
- Marchionatti A, Wandscher VF, Aurélio IL, Bergoli CD, May L. File-splitting multilayer vs monolithic Y-TZP: Fatigue flexural strength and loading stresses by finite element analysis. *Dent Mater*. 2019Apr;35(4):e63-e73. doi: 10.1016/j.dental.2019.01.014. PubMed PMID: 30745211.
- Martins LM, Lorenzoni FC, Farias BC, Lopes LDS, Bonfante G, Rubo JH. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica*. 2010 Jun;56(338):148-55. doi: 10.1590/S036669132010000200009.
- Meira J, Reis BR, Tanaka C, Ballester RY, Cesar PF, Versluis A, et al. Residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers. *Dent Mater*. 2013 May;29(5):594-601. doi: 10.1016/j.dental.2013.03.012. PubMed PMID: 23561942.

Monteiro JB, Oliani MG, Guilardi LF, Prochnow C, Rocha Pereira GK, Bottino MA, et al. Fatigue failure load of zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic cemented to a dentin analogue: Effect of etching time and hydrofluoric acid concentration. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Jan;77:375-82. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.09.028. PubMed PMID: 28988143.

Nejat AH, Dupree P, Kee E, Xu X, Zakkour W, Odom M. Effect of endodontic access preparation on fracture load of translucent versus conventional zirconia crowns with varying occlusal thicknesses. *J Prosthodont.* 2021 Oct;30(8):706-10. doi: 10.1111/jopr.13337. PubMed PMID: 33484219.

Niu X, Rahbar N, Farias S, Soboyejo W. Bio-inspired design of dental multilayers: experiments and model. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009 Dec;2(6):596-602. doi: 10.1016/j.jmbbm.2008.10.009. PubMed PMID: 19716103.

Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015 Sep;57(3):255-61. doi: 10.2334/josnusd.57.255. PubMed PMID: 26369491.

Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent.* 2009 Sep;37(9):731-6. doi: 10.1016/j.jdent.2009.06.002. PubMed PMID: 19564070.

Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. *J Dent.* 2012 Jun;40(6):527-30. doi: 10.1016/j.jdent.2012.02.011. PubMed PMID: 22387979.

Pereira GKR, Graunke P, Maroli A, Zucuni CP, Prochnow C, Valandro LF, et al. Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Mar;91:122-30. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.12.010. PubMed PMID: 30579109.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999 Jan;20(1):1-25. doi: 10.1016/s0142-9612(98)00010-6. PubMed PMID: 9916767.

Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015 Jun;31(6):624-39. doi: 10.1016/j.dental.2015.02.013. Epub 2015

Apr 30. Erratum in: *Dent Mater*. 2017 Jan;33(1):e48-e51. PubMed PMID: 25935732.

Preis V, Letsch C, Handel G, Behr M, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Dent Mater*. 2013 Jul;29(7):e113-21. doi: 10.1016/j.dental.2013.04.011. PubMed PMID: 23726361.

Rahbar N, Soboyejo W. Design of functionally graded dental multilayers. *Fatigue Fract Eng Mater Struct*. 2011;34(11): 887-97. doi:10.1111/j.1460-2695.2011.01581.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006 Oct;96(4):237-44. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.08.010. PubMed PMID: 17052467.

Ramos GF. Distribuição de tensões e probabilidade de falha de coroas totais em zircônia tradicional, graduada e bioinspirada [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2018.

Rathmann F, Bömicke W, Rammelsberg P, Ohlmann B. Veneered zirconia inlay-retained fixed dental prostheses: 10-Year results from a prospective clinical study. *J Dent*. 2017 Sep;64:68-72. doi: 10.1016/j.jdent.2017.06.008. PubMed PMID: 28647157.

Ren L, Zhang Y. Sliding contact fracture of dental ceramics: principles and validation. *Acta Biomater*. 2014 Jul;10(7):3243-53. doi: 10.1016/j.actbio.2014.03.004. PubMed PMID: 24632538.

Renda JJ, Harding AB, Bailey CW, Guillory VL, Vandewalle KS. Microtensile bond strength of lithium disilicate to zirconia with the CAD-on technique. *J Prosthodont*. 2015 Apr;24(3):188-93. doi: 10.1111/jopr.12246. PubMed PMID: 25850949.

Riedel C, Wendler M, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. In vitro lifetime of zirconium dioxide-based crowns veneered using Rapid Layer Technology. *Eur J*

Oral Sci. 2019 Apr;127(2):179-86. doi: 10.1111/eos.12604. PubMed PMID: 30648767.

Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007 Jul-Aug;20(4):383-8. PubMed PMID: 17695869.

Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009 Nov-Dec;22(6):553-60. PubMed PMID: 19918588.

Salazar Marocho SM, Studart AR, Bottino MA, Bona AD. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dent Mater.* 2010 May;26(5):483-90. doi: 10.1016/j.dental.2010.01.007. PubMed PMID: 20303160.

Schmitt de Andrade G, Diniz V, Datte CE, Pereira GKR, Venturini AB, Campos TMB, et al. Newer vs. older CAD/CAM burs: Influence of bur experience on the fatigue behavior of adhesively cemented simplified lithium-disilicate glass ceramic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Jul;95:172-79. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.04.002. PubMed PMID: 31009901.

Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012 Feb;40(2):154-62. doi: 10.1016/j.jdent.2011.12.007. PubMed PMID: 22197634.

Schmitter M, Mueller D, Rues S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil.* 2013 Jul;40(7):519-25. doi: 10.1111/joor.12061. PubMed PMID: 23663118.

Shamseddine L, Majzoub Z. Relative translucency of a multilayered ultratranslucent zirconia material. *J Contemp Dent Pract.* 2017 Dec 1;18(12):1099-106. doi: 10.5005/jp-journals-10024-2183. PubMed PMID: 29208782.

Silva NR, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *J Dent Res.* 2012 Mar;91(3):305-10. doi: 10.1177/0022034511433504. Epub 2011 Dec 28. PubMed PMID: 22205635.

Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jun;59:128-38. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.040. PubMed PMID: 26751707.

Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*. 2017;48(5):369-80. doi: 10.3290/j.qi.a38057. PubMed PMID: 28396886.

Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CH. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater*. 2011 Oct;27(10):1045-53. doi: 10.1016/j.dental.2011.07.006. PubMed PMID: 21820726.

Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Jul;35:93-101. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.03.014. PubMed PMID: 24762856.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*. 2009 Jun;5(5):1668-77. doi: 10.1016/j.actbio.2008.12.016. PubMed PMID: 19201268.

Tabatabaian F, Karimi M, Namdari M. Color match of high translucency monolithic zirconia restorations with different thicknesses and backgrounds. *J Esthet Restor Dent*. 2020 Sep;32(6):615-21. doi: 10.1111/jerd.12596. PubMed PMID: 32529720.

Tanaka CB, Ballester RY, De Souza GM, Zhang Y, Meira JBC. Influence of residual thermal stresses on the edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia structures: experimental and FEA study. *Dent Mater*. 2019 Feb;35(2):344-55. doi: 10.1016/j.dental.2018.11.034. PubMed PMID: 30579589; PMCID: PMC6342632.

Tanış M, Kılıçarslan MA, Bellaz. In vitro evaluation of bond strength between zirconia core and CAD/CAM-produced veneers. *J Prosthodont*. 2020;29(1):56-61. doi: 10.1111/jopr.13068. PubMed PMID: 31054172.

Taskonak B, Borges GA, Mecholsky JJ Jr, 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 Sep;24(9):1149-55. doi: 10.1016/j.dental.2008.01.004. PubMed PMID: 18329705.

Thompson VP. The tooth: an analogue for biomimetic materials design and processing. *Dent Mater.* 2020 Jan;36(1):25-42. doi: 10.1016/j.dental.2019.08.106. Epub 2019 Sep 19. PubMed PMID: 31543376.

Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont.* 2008 May-Jun;21(3):217-22. PubMed PMID: 18548959.

Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000 Sep;28(7):529-35. doi: 10.1016/s0300-5712(00)00030-0. PubMed PMID: 10960757.

Tostes BO, Guimarães RB, Noronha-Filho JD, Botelho GD, Guimarães JG, Silva EM. Characterization of conventional and high-translucency Y-TZP dental ceramics submitted to air abrasion. *Braz Dent J.* 2017 Jan-Feb;28(1):97-104. doi: 10.1590/0103-6440201701035. PubMed PMID: 28301026.

Toyama DY, Alves LMM, Ramos GF, Campos TMB, de Vasconcelos G, Borges ALS, et al. Bioinspired silica-infiltrated zirconia bilayers: strength and interfacial bonding. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Jan;89:143-49. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.09.013. PubMed PMID: 30273833.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Penteado MM, Borges ALS, Bottino MA. Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. *Braz Oral Res.* 2018 Nov 29;32:e118. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0118. PubMed PMID: 30517427.

Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):97-108. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.018. PubMed PMID: 21122905.

Vult von Steyern P, Jönsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont.* 2001 Jul-Aug;14(4):379-84. PubMed PMID: 11508096.

Waltimo A, Könönen M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young finnish non-patients. *Acta Odontol Scand*. 1995 Aug;53(4):254-8. doi: 10.3109/00016359509005982. PubMed PMID: 7484109.

Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*. 2013 Jul;110(1):14-20. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60333-9. PubMed PMID: 23849609.

Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: flexural strength testing. *Dent Mater*. 2017 Jan;33(1):99-109. doi: 10.1016/j.dental.2016.10.008. Epub 2016 Nov 21. PubMed PMID: 27884403.

Yi YJ, Kelly JR. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Dent Mater*. 2011 Dec;27(12):1252-8. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.002. Epub 2011 Oct 4. PubMed PMID: 21975307.

Yi YJ, Kelly JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater*. 2008 Mar;24(3):403-9. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.017. PubMed PMID: 17698187.

Yilmaz Savas T, Aykent F. Effect of veneering techniques on shear and microtensile bond strengths of zirconia-based all-ceramic systems. *J Adhes Dent*. 2017 Dec 18:507-15. doi: 10.3290/j.jad.a39595. Epub ahead of print. PubMed PMID: 29255812.

Zafar MS, Amin F, Fareed MA, Ghabbani H, Riaz S, Khurshid Z, et al. Biomimetic aspects of restorative dentistry biomaterials. *biomimetics* (Basel). 2020 Jul 15;5(3):34-42. doi: 10.3390/biomimetics5030034. PubMed PMID: 32679703.

Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont*. 2008 Jul;17(5):370-7. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00305.x. PubMed PMID: 18355164.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*. 2013 Dec;41(12):1135-47. doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.007. PubMed PMID: 24135295.

Zhang Y, Sun MJ, Zhang D. Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomater.* 2012 Mar;8(3):1101-8. doi: 10.1016/j.actbio.2011.11.033. PubMed PMID: 22178651.

Zimmermann M, Ender A, Mehl A. Influence of CAD/CAM fabrication and sintering procedures on the fracture load of full-contour monolithic zirconia crowns as a function of material thickness. *Oper Dent.* 2020 Mar/Apr;45(2):219-26. doi: 10.2341/19-086-L. PubMed PMID: 31738694.

Zucuni CP, Venturini AB, Prochnow C, Rocha Pereira GK, Valandro LF. Load bearing capacity under fatigue and survival rates of adhesively cemented yttrium-stabilized zirconia polycrystal monolithic simplified restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Feb;90:673-80. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.11.009. PubMed. PMID: 30522089.