



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



**Mariana Ribeiro Baldochi**

**Efeito da espessura de zircônia e dissilicato de lítio monolíticos sob fadiga  
acelerada progressiva**

**Araraquara**

**2021**



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



**Mariana Ribeiro Baldochi**

**Efeito da espessura de zircônia e dissilicato de lítio monolíticos sob fadiga  
acelerada progressiva**

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

**Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo**

**Araraquara**

**2021**

B178e

Baldochi, Mariana Ribeiro

Efeito da espessura de zircônia e dissilicato de lítio  
monolíticos sob fadiga acelerada progressiva / Mariana Ribeiro  
Baldochi. -- Araraquara, 2021

51 p. : il., tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista  
(Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara

Orientador: Gelson Luis Adabo

1. Cerâmica. 2. Zircônio. 3. Resistência de materiais. I.

Título.

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

Essa ficha não pode ser modificada.

**Mariana Ribeiro Baldochi**

**Efeito da espessura de zircônia e dissilicato de lítio monolíticos sob fadiga acelerada progressiva**

**Comissão julgadora**

**Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de Reabilitação Oral**

Presidente e orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

2º Examinador: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Renata Garcia Fonseca

3º Examinador: Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante

Araraquara, 07 de julho de 2021

## **DADOS CURRICULARES**

**Mariana Ribeiro Baldochi**

NASCIMENTO: 15/01/1996 – Ribeirão Preto, SP

FILIAÇÃO: Anacynira Barros Ribeiro Baldochi e Américo Baldochi Júnior

2014 – 2018: Curso de Graduação em Odontologia  
Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr - UNESP)

2019 – 2019: Curso de Extensão em Odontologia Estética  
Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas (APCD), Regional de Araraquara

2019 – 2021: Curso de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Reabilitação Oral  
Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese- Nível Mestrado  
Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr - UNESP)

## AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, à Deus por nunca me desamparar em meu caminho, mostrando-me, ao final, que sempre Seus planos se cumprem.

Aos meus pais, Ana e Américo, por serem responsáveis por toda minha formação pessoal e por sempre assegurarem minha formação profissional. Vocês, juntamente com minha irmã, Amanda, são a base sólida para a construção de minhas conquistas.

Ao meu namorado Luan, por estar sempre ao meu lado, apoiando-me e amparando-me nas dificuldades, sem medir esforços para me ajudar.

Agradeço aos meus amigos Suellen, Thaís e Marlon, que desde a graduação se tornaram meus grandes companheiros. Saber que podia contar com vocês durante a pós-graduação foi imprescindível para a conclusão desta etapa. A amizade de vocês levarei para sempre comigo.

Agradeço aos demais colegas da minha turma de Mestrado, por compartilharem esse caminho comigo e sempre estarem dispostos a me ajudar quando preciso.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Gelson Luis Adabo. Após quase sete anos sob sua orientação, faltam-me palavras para lhe agradecer. Integridade e solicitude lhe definem. Obrigada por todo conhecimento compartilhado, pela disposição em sempre ajudar e por despertar meu amor pela ciência. Sua jornada é admirável e sou grata por ter feito parte dela.

Agradeço ao Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante pelas contribuições significativas que possibilitaram a execução e conclusão desta pesquisa.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara e ao Programa de Pós-graduação em Odontologia por viabilizar a realização deste trabalho.

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

À FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Auxílio à Pesquisa Processo nº 2016/09604-0) pelo apoio financeiro essencial para realização dessa pesquisa.

Baldochi MR. Efeito da espessura de zircônia e dissilicato de lítio monolíticos sob fadiga acelerada progressiva [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

## RESUMO

O lascamento da porcelana de cobertura é um problema recorrente em sistemas totalmente cerâmicos a base de zircônia policristalina estabilizada por ítria (YTZP) e para eliminar a necessidade do material de recobrimento, foram desenvolvidas zircônias com maior grau de translucidez, indicadas para o uso monolítico. No entanto, o comportamento mecânico desses novos materiais sob fadiga e a espessura mínima indicada ainda são incertos. O objetivo deste estudo foi avaliar as zircônias monolíticas Prettau (P) e Prettau Anterior (PA) e o dissilicato de lítio IPS e.max CAD (DL), por meio de ensaio de fadiga acelerada progressiva variando-se a espessura do material. Foram confeccionados discos com as cerâmicas (n=54/material) com as dimensões finais de 12 mm de diâmetro e espessura de 0,5 mm, 1,0 mm e 1,5 mm. Os discos foram cimentados sobre discos de resina epóxi G10 de 12 mm de diâmetro e 3 mm de espessura. Os corpos-de-prova (n=18/grupo) foram submetidos ao ensaio de fadiga acelerada na distribuição 3 x 2 x 1, sendo 9 espécimes testados em regime leve, 6 no regime moderado e 3 no agressivo. A distribuição das falhas e as probabilidades de sobrevivência foram submetidos à análise de Weibull de dano acumulado, por meio do software ReliaSoft. O modo de falha foi investigado para identificação do tipo e da origem da fratura. Os resultados de confiabilidade para uma missão calculada de 50000 ciclos a 500 N variaram de 68% a 85% para Prettau Anterior, de 97 a 99% para e.max CAD e 86% a 100% para Prettau. Na espessura de 1,0 mm e 1,5 mm o e.max CAD apresentou confiabilidade superior a Prettau Anterior e na espessura de 1,0 mm houve redução significativa da confiabilidade da Prettau. Houve diferença estatística significativa na resistência característica e no módulo de Weibull, sendo que P 1,5 mm apresentou a mais elevada média desses parâmetros. A avaliação do modo de falha revelou que os grupos DL 0,5 mm, PA em todas as espessuras e P 0,5 mm e P 1,5 mm, as trincas foram predominantes radiais, associadas a algumas trincas tipo cone interno. Foram observadas trincas radiais associadas a trincas tipo cone interno em número maior e em diferentes direções para o grupo P 1,0 mm. Concluiu-se que a zircônia totalmente estabilizada por ítria, apresenta menor confiabilidade e resistência característica. Ambos os tipos de zircônia se mostraram sensíveis à variação da espessura, particularmente na medida intermediária. O dissilicato de lítio foi pouco influenciado pela espessura.

**Palavras – chave:** Cerâmica. Zircônio. Resistência de materiais.

Baldochi MR. Thickness effect of monolithic zirconia and lithium disilicate under step-stress accelerated life testing [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

## **ABSTRACT**

Chipping of veneer porcelain is a recurrent problem in all-ceramic systems based on yttria-stabilized polycrystalline zirconia (YTZP) and to eliminate the need for veneer material, monolithic zirconia with a higher translucency have been developed. However, mechanical behavior of these new materials under fatigue and the minimum thickness indicated are still uncertain. The aim of this study was to evaluate different thickness of two types of monolithic zirconias (Prettau and Prettau Anterior) and a lithium disilicate (IPS e.max CAD) by step stress accelerated life testing. Ceramic discs (n=54/material) were made with 12 mm in diameter and 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm thickness. The discs were cemented on G10 epoxy resin discs (12 mm of diameter and 3 mm of thickness). The samples (n=18/group) were tested by step stress accelerated life testing in a 3 x 2 x 1 distribution, with 9 samples being tested in mild profile, 6 in moderate profile and 3 in aggressive profile. Failure distribution and survival probabilities were submitted to Weibull analysis of accumulated damage using ReliaSoft software. Failure mode analysis was performed to identify the type and origin of the fracture. Reliability results for a given mission of 50000 cycles under 500 N ranged from 68% to 85% for Prettau Anterior, 97 to 99% for e.max CAD, and 86% to 100% for Prettau. The thickness of 1.0 mm and 1.5 mm of e.max CAD provided greater reliability than Prettau Anterior and Prettau 1.0 mm. There was a statistically significant difference in characteristic strength and Weibull modulus, with P 1.5 mm presenting the highest mean of these parameters. Failure mode evaluation indicated that the groups e.max CAD 0.5 mm, Prettau Anterior in all thicknesses and Prettau in 0.5 mm and 1.5 mm, presented radial cracks associated to inner cone cracks. In the group Prettau 1.0 mm there were radial cracks associated to higher amount of inner cone cracks. It was concluded that the full stabilized zirconia was less reliable and less strong than the other ceramics, particularly when compared to partially stabilized zirconia. Both types of zirconia were sensible to thickness, especially in intermediary thickness. The lithium disilicate ceramic was not markedly affected by thickness.

**Keywords:** Ceramic. Zirconium. Material resistance.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>9</b>
<b>2 PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>14</b>
<b>2.1 Objetivos Específicos.....</b>	<b>14</b>
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>15</b>
<b>3.1 Desenvolvimento da Zircônia .....</b>	<b>15</b>
<b>3.2 Fadiga e Falha de Materiais Cerâmicos .....</b>	<b>20</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODO .....</b>	<b>26</b>
<b>4.1 Material .....</b>	<b>26</b>
<b>4.2 Método .....</b>	<b>26</b>
<b>4.2.1 Confecção dos espécimes de zircônia .....</b>	<b>26</b>
<b>4.2.2 Confecção dos espécimes de dissilicato de lítio.....</b>	<b>27</b>
<b>4.2.3 Obtenção do substrato de resina epóxi .....</b>	<b>27</b>
<b>4.2.4 Cimentação dos espécimes .....</b>	<b>27</b>
<b>4.2.5 Ensaio mecânico de fadiga acelerada progressiva .....</b>	<b>28</b>
<b>4.2.6 Análise de falha .....</b>	<b>31</b>
<b>4.2.7 Análise dos resultados .....</b>	<b>32</b>
<b>5 RESULTADO .....</b>	<b>33</b>
<b>5.1 Ensaio Mecânico de Fadiga Acelerada Progressiva .....</b>	<b>33</b>
<b>5.2 Análise de Falha .....</b>	<b>38</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>40</b>
<b>7 CONCLUSÕES .....</b>	<b>45</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>46</b>
<b>APÊNDICE.....</b>	<b>51</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A busca pelo material restaurador com características ideais vigora há muito tempo na Odontologia<sup>1</sup>. Neste contexto, as cerâmicas odontológicas representam uma evolução no campo da ciência nas últimas três décadas em razão de suas propriedades promissoras como biocompatibilidade, estética e durabilidade química<sup>2</sup>. Além disso, a partir da década de 70, o desenvolvimento da tecnologia CAD/CAM (*computer aided design/computer aided manufacturing*) permitiu o uso de blocos fabricados industrialmente sob rígido controle -materiais monolíticos- que garantem menor presença de falhas internas, otimização do tempo de trabalho e preparos dentais mais conservadores<sup>1,3</sup>.

Atualmente, a zircônia tem sido um importante material de eleição dentre as cerâmicas odontológicas por apresentar propriedades mecânicas superiores e excelente biocompatibilidade<sup>4</sup>. Este material pode ser encontrado em três diferentes estruturas cristalinas (monoclínica, tetragonal e cúbica) que se estabilizam conforme a temperatura. É na fase tetragonal que as propriedades mecânicas mais úteis são obtidas, portanto são adicionados óxidos, como a ítria ( $Y_3O_2$ ), que estabilizam a zircônia nesta fase durante o resfriamento até a temperatura ambiente. Logo, este material, conhecido por zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP), é metaestável, uma vez que pode ocorrer a reversão da fase tetragonal para monoclínica sob determinadas condições de tensão, o que gera expansão volumétrica do grão cristalino. Esse fenômeno, descrito por Garvie et al.<sup>5</sup>, é conhecido por tenacificação por transformação de fase e é responsável pelo aumento da resistência à fratura da Y-TZP uma vez que limita o crescimento de trincas geradas pelas tensões. Todavia, apesar do interessante desempenho mecânico, a coloração branca e opaca intrínseca da Y-TZP não permite um resultado estético satisfatório, o que justifica, portanto, a indicação de seu recobrimento com porcelanas feldspáticas para mimetizar a aparência natural da dentição<sup>3</sup>.

Contudo, índices clínicos elevados de lascamento e de fratura coesiva da porcelana têm sido considerados as principais causas de falha destas restaurações<sup>6-8</sup>. Al-Amleh et al.<sup>9</sup> em uma revisão sistemática de casos clínicos se referem ao lascamento da porcelana de cobertura como a complicação mais comum em restaurações com infraestrutura em zircônia, sendo observada em todas as oito

marcas de zircônias investigadas em seu estudo. Sailer et al.<sup>10</sup> em uma revisão sistemática publicada em 2007, verificaram a porcentagem estimada de 10% a 60% para essas complicações em prótese com infraestrutura em zircônia em um período de apenas cinco anos. Em 2018, Sailer et al.<sup>11</sup> publicaram outra revisão sistemática com abordagem de próteses fixas implantossuportadas e concluiu que, nestes casos, a estimativa de perda das próteses por fratura da cerâmica de cobertura foi 4,1% quando baseada em infraestrutura de zircônia e apenas 0,2% para as metalocerâmicas. Diante disto, algumas estratégias foram desenvolvidas por fabricantes para permitirem o uso da zircônia monolítica<sup>12</sup>, de forma a dispensar o recobrimento com porcelana e, conseqüentemente, aumentar a longevidade das restaurações. Tais estratégias incluem alternativas que visam aumentar a translucidez da zircônia, por exemplo, por meio da alteração do tamanho dos grãos cristalinos<sup>13</sup> ou redução do conteúdo de alumina<sup>14</sup>, de modo a diminuir a dispersão óptica deste material. Outra alternativa, mais recente, é baseada no aumento do conteúdo de ítria (de 2-5% em mol para no mínimo 8%)<sup>15</sup>, com o objetivo de aumentar a proporção de fase cúbica, caracterizada por maior translucidez devido a propriedade de isotropia nesta condição; estas são conhecidas como zircônias de alta translucidez, sendo um exemplo desta categoria de material a zircônia Prettau Anterior (Zirkonzhan).

Neste sentido, com finalidade didática, as diferentes formulações de zircônias têm sido classificadas em gerações, como descrito, por exemplo, por Kwon et al.<sup>16</sup> e Zhang e Lawn<sup>17</sup>:

1- Primeira geração: representada pela 3Y-TZP convencional que tem em sua composição 3 mol% de ítria, responsável pela metaestabilidade da fase tetragonal, e 0,25% de alumina, que tem a função de maximizar a sinterização e reduzir a porosidade. Apresenta elevada resistência mecânica, baseada no fenômeno de tenacificação por transformação de fase, apesar da alta opacidade, sendo por isso, recomendada para infraestruturas de próteses.

2- Segunda geração: também é baseada na Y-TZP (3-4 mol%), porém com redução no tamanho médio dos grãos, diminuição da concentração de alumina e aumento da temperatura de sinterização. Assim, as propriedades ópticas são moderadamente melhoradas e, portanto, são indicadas para restaurações monolíticas em região posterior. Nesta condição as características mecânicas são mantidas, pois o fenômeno de tenacificação por transformação de fases é preservado.

3- Terceira geração: tem uma importante alteração na composição, aumentando significativamente a concentração de ítria e, por conseguinte, a concentração de fase cúbica, a qual pode ser totalmente estabilizada por este dopante. Assim, as propriedades ópticas são significativamente melhoradas, contudo o mecanismo de tenacificação por transformação de fase não é observado na zircônia cúbica o que, por conseguinte, reduz a resistência mecânica deste material.

Assim sendo, estudos que investiguem o comportamento mecânico das zircônias monolíticas de segunda e terceira gerações em longo prazo são necessários, tendo em vista que a zircônia totalmente estabilizada possui configuração microestrutural diferenciada e virtualmente elimina o mecanismo de tenacificação por transformação de fase<sup>18</sup>, considerado a chave do sucesso mecânico das zircônias convencionais. Ademais, recentemente Muñoz et al.<sup>19</sup> demonstrou a inexistência de transformação de fase tetragonal para monoclinica na zircônia totalmente estabilizada por ítria mesmo em condições de envelhecimento mecânico e hidrotérmico artificial, contrariamente aos achados para as zircônias parcialmente estabilizadas por ítria, o que justificou a menor resistência à flexão biaxial da Prettau Anterior em comparação com as demais neste estudo.

Outra cerâmica com importante indicação para a produção de peças sem infraestrutura metálica é a cerâmica vítrea a base de dissilicato de lítio, disponível para técnica de prensagem ou usinagem (CAD/CAM). Tal indicação é baseada em ótimas características estéticas devido a maior translucidez, quando comparada à zircônia. Apesar de apresentar resistência mecânica menor que a zircônia, o desempenho mecânico é satisfatório dentro de suas indicações<sup>2,20</sup>. Além disso, possui bem estabelecida técnica de cimentação, o que promove adequada adesão com o substrato; as zircônias, ao contrário, têm a adesão como um dos pontos críticos da técnica de cimentação e, por consequência, da performance clínica dessas cerâmicas<sup>21,22</sup>.

Dessa forma, devido ao aumento da popularidade dos sistemas totalmente cerâmicos, em vista do crescimento da exigência estética e do desenvolvimento da tecnologia CAD/CAM, cresce também a investigação no campo da ciência em relação às suas propriedades.

Logo, é notável a importância da caracterização do desempenho mecânico dos materiais cerâmicos. Neste contexto, o fenômeno de fadiga é um importante parâmetro preditor da longevidade das restaurações, por acelerar a degradação do

material que ocorre, de fato, ao longo do tempo sob influência de fatores ambientais<sup>23</sup>. Neste tipo de ensaio mecânico, tradicionalmente, é feita a aplicação repetida de estresse- normalmente menor do que o necessário para causar falha em ensaios estáticos- até a fratura do espécime. Contudo, vários métodos para análise da fadiga são descritos na literatura. O método de fadiga acelerada progressiva (do inglês, *step-stress accelerated life testing* – SSALT) tem sido utilizado para determinação da confiabilidade de materiais cerâmicos<sup>24-28</sup>. Dessa forma, a análise da sobrevida é feita baseada no registro de tempo (número de ciclos) necessário para gerar a falha sob um determinado estresse (carga). Neste método em questão, os espécimes são submetidos a níveis de carregamento crescente e estão distribuídos em três perfis (leve, moderado e agressivo) que indicam a progressiva rapidez com que se atinge o limite de carga. A principal vantagem deste teste é registrar a falha em um tempo menor através do aumento progressivo da quantidade de estresse mecânico e, portanto, otimizar também o desempenho da máquina de ensaio, que tende a ficar em situação de sobreuso em caso de testes de duração extrema<sup>29</sup>.

Além disso, em estudos em que fraturas de cerâmicas são envolvidas, torna-se relevante a investigação da superfície fraturada, sendo esta uma importante ferramenta de análise com a finalidade de buscar padrões e marcas específicas para identificação da origem e possível determinação da causa da fratura, o que pode auxiliar na busca de medidas que otimizem o desempenho dos materiais<sup>30,31</sup>.

Outro aspecto que merece destaque é a relação entre espessura, resistência mecânica e translucidez. Para que o dissilicato de lítio apresente resistência adequada, é recomendável prover espessura de 1,5 mm. Por outro lado, a zircônia poderia ser empregada em menores espessuras devido à sua maior resistência mecânica<sup>32</sup>. Além disso, à medida que se reduz a espessura, a translucidez é aumentada. Assim, diante desse pressuposto, restaurações de zircônia monolítica seriam particularmente interessantes em situações clínicas de pequeno espaço interoclusal. No entanto, o uso de pequenas espessuras de zircônia monolítica é pouco explorado na literatura, principalmente, quando se considera estudos de fadiga mecânica em zircônias de terceira geração.

Em vista do exposto, julgamos oportuno investigar o comportamento de dois tipos de zircônias monolíticas, parcialmente e totalmente estabilizada por ítria, e um dissilicato de lítio para o sistema CAD/CAM, em ensaio de fadiga acelerada progressiva de discos cimentados em um substrato análogo à dentina, obtidos em três

diferentes espessuras, de modo a determinar a confiabilidade e analisar as falhas destes materiais.

## **2 PROPOSIÇÃO**

Investigar, por meio do ensaio de fadiga acelerada progressiva, o comportamento mecânico de materiais cerâmicos para uso monolítico (zircônia totalmente estabilizada, zircônia parcialmente estabilizada e dissilicato de lítio) em três diferentes espessuras cimentados à um substrato de resina epóxi.

### **2.1 Objetivos Específicos**

- Avaliar a confiabilidade calculada dos materiais do estudo em diferentes espessuras para uma determinada missão;
- Obter o módulo de Weibull para avaliar a confiabilidade estrutural dos grupos, bem como investigar a resistência característica dos mesmos;
- Determinar os modos de falha ocorridos nas cerâmicas em diferentes espessuras.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1 Desenvolvimento da Zircônia

Piconi e Macauro<sup>33</sup> em 1999 publicaram uma revisão a respeito do uso da zircônia como biomaterial. O início da utilização deste material nesta função foi na década de 60, em razão de suas boas propriedades, como, estabilidade dimensional e química, resistência mecânica e tenacidade. O uso da zircônia em reabilitações totais de quadris representa a evolução na aplicação biomédica desta cerâmica. A zircônia é conhecida por seu polimorfismo, ou seja, pode ser encontrada em até três formas: à temperatura ambiente, a zircônia pura se encontra em fase monoclinica; acima de 1170 °C se encontra em fase tetragonal e acima de 2370 °C se transforma em fase cúbica. Assim, o resfriamento promove a transformação das fases de zircônia, a qual gera uma expansão volumétrica de 3-4% no grão cristalino, que pode originar trincas no material a partir deste estresse. Para evitar esses efeitos prejudiciais, certos óxidos, como a ítria, são utilizados para estabilizar a zircônia em temperatura ambiente e assim, surgem materiais multifásicos conhecidos como zircônia parcialmente estabilizada por ítria.

Em 2010, Al-Amleh et al.<sup>9</sup> publicaram uma revisão sistemática sobre pesquisas clínicas com zircônia. Os autores nos trazem que desde 1885 jaquetas de porcelana foram primeiramente utilizadas como coroas de dentes anteriores em vista de sua estética. Contudo, a fragilidade deste material limitou seu uso por décadas na odontologia. Neste sentido, a zircônia representa uma inovação no cenário das cerâmicas odontológicas uma vez que, devido à tenacificação por transformação de fase, sua resistência mecânica excede a de todas outras cerâmicas sinterizadas disponíveis. Porém, comparada às restaurações metálicas, duas principais desvantagens ocorrem em restaurações a base de zircônia, sendo o primeiro o alto índice clínico de lascamento da porcelana de cobertura e, segundo, o envelhecimento acelerado na presença de água, conhecido como degradação a baixa temperatura (LTD). Os resultados demonstraram que fraturas da infraestrutura em zircônia foram consideradas raras, contudo, a complicação mais comum em restaurações base de zircônia é a fratura (*chipping*) da porcelana de recobrimento. Esta fratura coesiva pode ou não expor a infraestrutura de zircônia e, na literatura, se relata incidência de até 54% no período de apenas um ano. Além disso, nos estudos investigados nesta

revisão, nenhuma marca de zircônia não apresentou este problema. Estratégias de reforço da porcelana de recobrimento ou que eliminem seu uso são estudadas de modo a superar este revés.

Johansson et al.<sup>34</sup> relataram em publicação de 2013 que fraturas completas em restaurações a base de zircônia são raras, contudo, fraturas do tipo *chipping* do material de cobertura (utilizados para mimetizar a aparência natural da dentição) têm sido relatadas na literatura e é um empecilho a ser considerado. Diversos fatores que podem influenciar esse tipo de fratura já foram discutidos, como por exemplo, diferentes coeficientes de expansão térmica entre o material de infraestrutura (zircônia) e de revestimento (porcelana), design e diferença nas propriedades mecânicas ou na espessura entre esses materiais. Contudo, modificar o material de cobertura para cerâmicas vítreas, assim como otimizar processos de queima/resfriamento parece não diminuir significativamente os índices de fratura. Assim, eliminar o material de recobrimento e lançar mão do uso de zircônias monolíticas de maior translucidez é eficaz e torna-se possível pelo uso da tecnologia CAD/CAM, além de representar um tratamento mais rápido e de bom custo-benefício. Ainda, este estudo confirma a maior resistência a fratura de zircônias monolíticas translúcidas em comparação à porcelana de cobertura e ao dissilicato de lítio monolítico.

Ghodsí e Jafarian<sup>35</sup> em 2018 publicaram uma revisão de literatura acerca de zircônias com elevada translucidez. Os autores nos trazem as diferentes estratégias para diminuir a opacidade intrínseca da zircônia, sendo a primeira alternativa o aumento do tamanho dos grãos cristalográficos, o que resulta em menor dispersão óptica pois diminui-se o espalhamento a cada passagem pelo limite intergranular. Contudo, esta alteração diminui a resistência mecânica e pode favorecer a degradação por baixa temperatura (LTD). A segunda estratégia, a qual pareceu ser mais eficaz, é a de diminuir o tamanho dos grãos, contudo, estudos mostram que esta estratégia, a depender de um tamanho crítico, também pode reduzir a resistência. A terceira estratégia diz respeito ao aumento do conteúdo do dopante ítria, convencionalmente utilizado em 3% mol. Dessa forma, aumenta-se o conteúdo de fase cúbica do material e, conseqüentemente sua translucidez. Materiais como a zircônia Prettau Anterior (Zirkonzahn) apresentam 8% mol de ítria e são conhecidos como ultratranslúcidos, sendo que nesta condição apresentam completa estabilização da fase cúbica. Contudo, quando comparados à zircônia tetragonal parcialmente

estabilizada, demonstram redução significativa em resistência flexural e tenacidade à fratura. Já a zircônia Prettau (Zirkonzahn) é considerada zircônia de alta translucidez e possui 5% mol de ítria com estabilização parcial da fase cúbica. As outras alternativas para aumento de translucidez da zircônia citada pelos autores são redução de impurezas e aumento da temperatura de sinterização.

Zhang e Lawn<sup>17</sup> avaliaram em revisão publicada em 2018 o desenvolvimento das zircônias atualmente disponíveis e também de próxima geração. O conjunto de excelentes propriedades mecânicas, biocompatibilidade e resistência à corrosão são destacados pelos autores como fatores de interesse da zircônia. A primeira geração de 3Y-TZP apresenta maior conteúdo de alumina e exibe resistência flexural acima de 1GPa. Contudo, sua alta opacidade em razão do fenômeno de birrefringência dos grãos tetragonais, limita sua indicação para infraestruturas de peças recobertas com porcelanas. A segunda geração desenvolveu-se de modo a permitir o uso monolítico da zircônia por meio da redução do conteúdo de alumina e sinterização em mais altas temperaturas. Assim, a translucidez deste material é otimizada e sua torna-se aceitável para o uso monolítico em dentes posteriores. Já a terceira geração, é caracterizada pelo aumento no conteúdo de ítria e, conseqüentemente, de fase cúbica, o que melhora significativamente a translucidez pela característica não-birrefringente. Esta zircônia é indicada para peças em regiões anteriores, contudo, tem redução de sua resistência pela falta de tenacificação por transformação de fases. Portanto, otimizar a translucidez da zircônia e manter suas características de resistência e tenacidade representam os desafios acerca desta cerâmica como material restaurador.

Stawarczyk et al.<sup>36</sup> em 2017 apresentaram o desenvolvimento histórico das zircônias, do seu uso como infraestrutura até sua utilização de forma monolítica. Nas zircônias, a adição de dopantes estabiliza parcialmente os grãos tetragonais em temperatura ambiente o que, em situação de estresse, dificulta a propagação de trincas em razão da reversão de grãos tetragonais para monoclinicos que, conseqüentemente, gera um aumento volumétrico e uma força compressiva. Este mecanismo, conhecido por tenacificação por transformação de fases é favorável para a resistência mecânica da zircônia parcialmente estabilizada por ítria. Já a geração mais atual de zircônias, em comparação às outras, possui melhor translucidez alcançada pela adição de maior conteúdo do dopante ítria, portanto, este material apresenta maior conteúdo de fase cúbica e é conhecido por zircônia totalmente

estabilizada por ítria. Na segunda parte deste trabalho de Stawarczyk et al.<sup>37</sup>, os autores discutem, após ensaio in vitro, sobre as propriedades ópticas das diferentes gerações de zircônia. Dessa forma, demonstram que as zircônias de terceira geração possuem translucidez comparável ao dissilicato de lítio, mas, de fato, o ganho de translucidez da zircônia está associado a perda resistência mecânica.

Carrabba et al.<sup>38</sup> compararam em 2017 as propriedades mecânicas e a translucidez de zircônias de diferentes composições e um dissilicato de lítio. Espécimes foram submetidos à ensaio de resistência à flexão (3 pontos), avaliação da translucidez por espectrofotômetro e avaliação microestrutural por microscopia eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram que a translucidez e a resistência flexural atuaram como variáveis com relação inversa. O dissilicato de lítio apresentou-se como o material mais translúcido e menos resistente em comparação às zircônias. Entre as zircônias, a menor resistência flexural (539 MPa) foi do grupo Aadvia NT (GC Tech) que apresentava maior quantidade de fase cúbica e de conteúdo de ítria (até 5,5%mol). Diferentes composições, como adição de alumina e aumento do conteúdo de ítria, influenciam as propriedades mecânicas e óticas da zircônia e podem afetar sua indicação clínica, portanto, a relação entre espessura, translucidez e propriedades mecânicas devem ser consideradas.

Kwon et al.<sup>16</sup> em 2017 publicaram um estudo que comparou a resistência flexural, a translucidez, a resistência de união e o desgaste do esmalte e do material de duas zircônias (5Y-TZP e 3Y-TZP) e um dissilicato de lítio. Para tal, espécimes foram submetidos ao ensaio de resistência à flexão (3 pontos), a translucidez foi mensurada por espectrofotômetro, a resistência de união foi avaliada em ensaio de cisalhamento a curto e longo prazo e o ensaio de desgaste foi realizado em espécimes de esmalte e das cerâmicas com cúspides de molares humanos como antagonistas. A mais elevada média de resistência flexural obtida foi da zircônia 3Y-TZP e a menor do dissilicato de lítio, sendo que a zircônia 5Y-TZP apresentou média intermediária. Em relação à translucidez, o dissilicato de lítio apresentou a mais elevada média, seguido da zircônia 5Y-TZP e 3Y-TZP. Não houve diferença estatisticamente significativa para a resistência de união. Não foi observado desgaste nas zircônias e não houve diferença significativa no desgaste do esmalte ao comparar as diferentes cerâmicas. Assim, a zircônia 5Y-TZP, a qual possui aproximadamente 50% de fase cúbica, apresentou comportamento intermediário entre a zircônia 3Y-TZP e o dissilicato de lítio.

Harada et al.<sup>39</sup> em 2016 publicaram um estudo com objetivo de mensurar a translucidez de zircônias recentemente desenvolvidas (Prettau Anterior, BruxZir, Katana HT, Katana ST, Katana UT) em comparação a um dissilicato de lítio (e.max CAD). Espécimes nas espessuras de 0,5 mm e 1,0 mm de zircônias não coloridas e de dissilicato de lítio B1 foram obtidos e com a utilização de espectrofotômetro foi avaliado transmitância total da luz. Os resultados demonstraram que em ambas espessuras o dissilicato de lítio foi mais translúcido que as zircônias. Na espessura de 0,5 mm, Katana UT foi a mais translúcida entre as zircônias. Já na espessura de 1,0 mm (espessura sugerida para restaurações monolíticas de zircônia) Prettau Anterior, Katana ST e Katana UT foram as zircônias mais translúcidas, as quais apresentam maior conteúdo de ítria; essas, podem ser utilizadas em restaurações monolíticas de menor espessura e com preparos mais conservadores. BruxZir e Katana HT apresentaram maior opacidade e podem ser utilizadas em situações clínicas que necessitam mascarar substratos escurecidos ou intermediários de implantes. Redução de poros e impurezas, tamanho do grão cristalino, temperatura de sinterização e concentração de alumina e ítria são fatores a serem considerados para o desenvolvimento das zircônias de mais alta translucidez.

Zadeh et al.<sup>40</sup> em 2018 compararam em 2018 as propriedades ópticas e mecânicas da zircônia cúbica/tetragonal (altamente translúcida) com o dissilicato de lítio. Espécimes de seis diferentes marcas diferentes de zircônia e de um dissilicato de lítio foram avaliados quanto a resistência à flexão, tenacidade à fratura, translucidez e tamanho dos grãos. Os resultados mostraram que o dissilicato de lítio exibiu menor resistência à flexão e tenacidade à fratura, porém, maior translucidez, quando comparado às zircônias. O aumento do volume de óxidos estabilizadores resulta em aproximadamente 50% de fase cúbica nas zircônias recentemente desenvolvidas e é responsável por aumentar a translucidez, porém diminuir a resistência destes materiais. A variação no conteúdo de alumina e ítria das zircônias altamente translúcidas resulta em materiais com propriedades entre a zircônia convencional e o dissilicato de lítio. Neste estudo, a confiabilidade das zircônias foi similar ao dissilicato de lítio. Concluiu-se que a zircônia cúbica/tetragonal pode substituir o dissilicato de lítio em aplicações clínicas no que diz respeito às propriedades mecânicas, contudo, ainda possui estética inferior.

### 3.2 Fadiga e Falha de Materiais Cerâmicos

Bonfante e Coelho<sup>41</sup> em 2016 publicaram um estudo com avaliação crítica dos ensaios mecânicos mais comumente utilizados para caracterizar implantes/próteses na odontologia. Sob função, na cavidade oral, qualquer material restaurador sofrerá degradação da resistência ao longo do tempo conduzida por fadiga. Defeitos intrínsecos dos materiais atuam como concentradores de tensão e, sob estresse, crescem com o tempo até que este estresse ultrapasse a tenacidade à fratura do material. Ensaio mecânicos *in vitro* devem simular idealmente a performance clínica de próteses e reproduzir falhas com relevância clínica. A fadiga é um processo de mudança estrutural permanente e progressiva em um material sob tensão que pode resultar em trincas ou falha completa, que ocorre após um limite crítico. Este estresse pode ser reproduzido em laboratório de modo estático (permanece constante ao longo do tempo), dinâmico (sob uma taxa constante) ou cíclico (magnitude do estresse varia com o tempo). Diversos métodos são comumente utilizados de maneira a caracterizar o comportamento mecânico de materiais restauradores. Dentre esses métodos, a fadiga acelerada progressiva (SSALT) têm sido um método utilizado em biomateriais odontológicos que permite obtenção de informações de confiabilidade em menor tempo.

Zhang et al.<sup>42</sup> investigaram, em publicação de 2013, os mecanismos de fadiga de cerâmicas odontológicas, sendo estes materiais considerados frágeis e susceptíveis à falha por fadiga quando em função repetitiva. A fadiga pode ter influência química e ser dependente do crescimento de trincas, sendo que, por essa teoria, a água adentra fissuras e quebra ligações coesivas, resultando em um processo conhecido como crescimento de trincas lento/subcrítico (SCG), que pode ser acelerado em condição de maior estresse e levar à falha. Contudo, sabe-se que o fenômeno de fadiga é mais complexo que apenas o SCG, ou seja, além desta degradação química, uma degradação destrutiva de caráter mecânico também está envolvido. Os modos de falha também podem variar de acordo com geometria, condições de carregamento e propriedades dos materiais.

Kelly et al.<sup>23</sup> publicaram em 2017 um guia a respeito da degradação por fadiga de materiais cerâmicos. Ensaio estáticos são comumente utilizados para avaliar a resistência à fratura de materiais cerâmicos. Contudo, sabe-se que, sob função, estes materiais estão sujeitos a cargas abaixo de seu estresse crítico de forma repetida. Tal

fenômeno é conhecido por fadiga e promove a degradação estrutural do material sob influência de fatores químicos, mecânicos, biológicos ou combinados. Fraturas por fadiga ocorrem quando, a uma certa intensidade de estresse, falhas tendem a crescer de modo a reduzir significativamente a resistência do material. Dessa forma, sabe-se que a resistência à fratura de cerâmicas é inversamente proporcional ao maior defeito presente no volume carregado. Contudo, é possível que fraturas não ocorram, independentemente da quantidade de ciclos, desde que o limite para fadiga esteja abaixo do estresse para o crescimento de trincas. Assim, a fadiga é um parâmetro da vida útil do material e pesquisas a seu respeito baseiam-se no início de trincas e seu crescimento lento com influência do meio. Dois mecanismos estão majoritariamente associados a fadiga, sendo 1) estresse corrosivo, quimicamente assistido em meio úmido, responsável pelo crescimento lento de trincas associado a defeitos pré-existentes e 2) efeitos do carregamento cíclico, como fricção e pressão hidráulica atuantes sobre as trincas.

Martins et al.<sup>43</sup> em 2010 publicaram uma revisão a respeito do comportamento mecânico de cerâmicas odontológicas e sobre as falhas mais comuns nos sistemas atuais. As cerâmicas apresentam um conjunto de boas propriedades, contudo, são frágeis e possuem baixa resistência à tração. A zircônia é o material cerâmico de maior resistência, contudo, a longevidade dos materiais não é determinada apenas pela resistência à fratura, mas também influenciada por outras propriedades como tenacidade à fratura, módulo de elasticidade, além de componentes biológicos. Esforços para aprimorar as propriedades mecânicas e ópticas das cerâmicas são constantemente investigados. Em relação às falhas mecânicas, as cerâmicas são consideradas materiais frágeis, sobretudo quando em carregamento cíclico em ambiente úmido. Nesta situação, falhas por fadiga ocorrem pela propagação de trincas a partir de áreas de concentração de tensão que levam à falha catastrófica quando o carregamento cíclico excede a capacidade mecânica do material. Basicamente, em materiais cerâmicos, dois modos de falha podem originar fraturas, sendo (1) com origem da superfície oclusal, sob o ponto que recebe a carga e (2) com origem na superfície oposta à carga, na interface ou linha de cimentação. Em 1 as trincas são do tipo cone interno ou externo e em 2 trincas do tipo radial. Trincas do tipo cone externo surgem primeiramente em carregamento cíclico, porém raramente apresentam expressão clínica pois tendem a permanecer na superfície. As trincas cônicas internas possuem maior angulação e tendem a ser mais agressivas pois

podem se propagar para a interface com potencial de gerar fraturas coesivas. Já a trinca do tipo radial é a de maior relevância clínica pois é a principal causa de falhas catastróficas dos sistemas cerâmicos.

Cerâmicas estão sujeitas a perda de durabilidade em razão do desenvolvimento de trincas que ocorre pelo estresse de contato gerado durante o carregamento cíclico. Sob tais condições, os diferentes modos de fratura devem ser estudados. Tais modos são categorizados em (1) danos na superfície superior causados por tensões de contato próximo e (2) danos na superfície inferior causados por tensões de flexão. Na superfície inferior, usualmente ocorrem trincas radiais, consideradas um dos tipos mais deletérios, pois se orientam para a superfície e ficam sujeitas ao estresse gerado em função. Na superfície superior, trincas do tipo cone Hertziano classicamente ocorrem quando as fraturas são associadas a endentadores curvos. Em carregamento do tipo único, formam-se trincas fora da superfície de contato, conhecidas por trincas de cone externo (O), as quais tendem a permanecer na superfície e, portanto, não são consideradas deletérias para a estrutura. Porém, trincas do tipo cone interno (I), menos estudadas, formam-se em carregamento cíclicos em água e são mais prejudiciais, pois em materiais cerâmicos podem aparecer antes mesmo das trincas radiais e se propagar mais profundamente, o que, em estruturas bicamada, pode levar à delaminação. Neste estudo, Zhang et al.<sup>44</sup> investigaram o mecanismo e evolução de trincas do tipo I em espécimes planos bicamada (modelo vítreo cimentado a policarbonato). Para a espessura de revestimento utilizada neste estudo de 1 mm, concluiu-se que o modo principal de fratura foi trinca de cone na superfície de contato. Trincas do tipo O originaram-se tanto em carregamento do tipo único quanto cíclico com mecanismo de propagação lenta de trincas (SCG) e trincas do tipo I foram predominantes em carregamento cíclico em água, em espécimes monolíticos ou bicamada. Além disso, três fatores parecem contribuir para o aparecimento de trincas do tipo I: incompatibilidade no módulo de elasticidade entre endentador/espécime, quasiplasticidade cumulativa e bombeamento hidráulico. Também foram observadas trincas radiais, geradas em zonas quasiplásticas e após o desenvolvimento de trincas do tipo I.

Sistemas em bicamada estão sujeitos à falha por carga, nomeadas de trincas de cone externo hertziano, delaminação, trincas radiais e deformação plástica, conforme descrito por Rudas e Bush<sup>45</sup>. As trincas induzidas por tensão Hertziana originam-se de uma fratura em anel fora da superfície de contato. É assimétrica e

penetra em profundidade conforme a carga aumenta, formando a clássica forma de geometria cônica. O estresse de tensão na superfície abaixo do revestimento pode induzir trincas radiais, que são simétricas e crescem catastroficamente sob certas condições. Assim, diferentes modos de falhas podem ocorrer em razão da combinação de geometria e propriedades dos materiais.

Cerâmicas odontológicas possuem característica intrínseca de fragilidade e, portanto, susceptibilidade à falha catastrófica. Estudos que abordam fraturas de coroas cerâmicas, em sua maior parte, fazem uso de testes com carga monotônica que aumenta com o tempo em uma taxa constante, o que superestima a longevidade clínica das cerâmicas, uma vez que estes materiais estão sujeitos ao crescimento lento de trincas (SCG) pelo estresse corrosivo em meio úmido, o que gera danos mecânicos cumulativos. Zhang et al.<sup>46</sup> publicaram em 2009 um trabalho com ênfase em modos de falha em espécimes de cerâmica (modelo vítreo) em camada plana cimentados à um polímero análogo a dentina (policarbonato) em teste mecânico com endentador esférico sob carregamento único ou múltiplo/cíclico (fadiga) em água. O objetivo foi compreender o papel das variáveis força de oclusão, propriedades físicas e espessura (ambos da cerâmica e camada de cimento) na longevidade de restaurações cerâmicas. Diversos modos de fratura têm sido identificados e quantificados desde o final da década de 80. Modos de fratura na superfície oclusal de contato incluem (1) trincas de cone Hertziano externo (O) e (2) trincas medianas (M) formadas a partir de um precursor de rendimento quasiplástico (Y). As trincas O iniciam-se fora da área de contato onde o estresse de tensão Hertziano máximo ocorre e tem um ângulo de aproximadamente  $22^\circ$  em relação à superfície do espécime. O rendimento forma-se abaixo do endentador e produz uma zona subterrânea difusa de trincas de cisalhamento microscópicas que se aglutinam e evoluem para trincas medianas na superfície oclusal. Ainda, trincas radiais de flexão (R) ocorrem na superfície interna quando o estresse de tensão excede a resistência da camada cerâmica; elas se propagam rapidamente para a superfície oclusal, especialmente em casos de fina espessura (1mm). Portanto, em suma, na área de contato em proximidade endentador/material, o estresse gerado pode originar dano na superfície oclusal, trincas de cone externo e mediano, assim como estresse flexural à distância na superfície interna de cimentação (o que gera fratura radial). Ainda, estudos mais recentes mostram trincas do tipo cone interno (I) que ocorrem apenas em carregamentos cíclicos em água, originam-se de fissuras na área de contato friccional

por pressão hidráulica em combinação com SCG, além de se propagarem mais profundamente quando comparadas às trincas de cone externo. Os autores concluem que os materiais cerâmicos são mais vulneráveis à fadiga cíclica quando comparados ao carregamento monotônico. Trincas do tipo M e I se iniciam mais tardiamente do que as do tipo O, contudo se propagam em maior velocidade. Para espécimes planos, trincas M e I parecem se estabilizar ao atingir a superfície interna de cimentação (raramente se propagam ao longo da interface cerâmica/polímero, contudo, para coroas dentais o dano poderia resultar em fratura do tipo *chipping*). Trincas radiais na superfície interna de cimentação induzidas por estresse flexural estão a depender do SCG e a carga crítica para seu início é determinada pela espessura e resistência cerâmica, além da diferença no módulo de elasticidade entre cerâmica e cimento/substrato; quando em coroas, podem levar à fratura volumosa pois tendem a se estender rapidamente para as margens, neste caso, em uma estrutura de base curva. Contudo, conforme a espessura da camada cerâmica aumenta, perde-se a dominância das trincas radiais, uma vez que as trincas de cone interno passam a atingir a superfície de cimentação primeiro, porém, estas tendem a ficar na interface, sendo as trincas radiais, portanto, consideradas de modo mais arriscado. Assim, conclui-se que em menor espessura são mais comuns trincas radiais na superfície interna de cimentação- geram fraturas volumosas-, enquanto em maior espessura é mais comum trincas na superfície oclusal, que tendem a originar fraturas do tipo *chipping*.

A zircônia Y-TZP apresenta propriedades mecânicas superiores e, no caso de restaurações monolíticas, a falha clínica está relacionada a um complexo conjunto de fatores, incluindo a carga cíclica proveniente da mastigação. A teoria clássica de falhas em cerâmicas aponta modos de falha sob carga relacionados a trincas radiais de flexão e trincas de cone que se originam do estresse da superfície de contato. O estudo de Guess et al.<sup>47</sup> de 2010 investigou o efeito do acabamento e do jateamento com óxido de alumínio nos modos de falha e confiabilidade da Y-TZP para infraestrutura em um espécime plano sob fadiga acelerada progressiva. Os modos de falha foram classificados em (1) fratura de cone de superfície e/ou (2) fratura radial da superfície inferior. Os espécimes fraturados foram embutidos em resina epóxy para viabilizar a análise transversal em estereomicroscopia. Ainda, o conteúdo de fase monoclinica após os diferentes tratamentos foi investigado por difração de raios-X. Concluiu-se que o tratamento de superfície de pré-cimentação afetou o modo de falha

e o comportamento de fadiga da zircônia. Pequenos defeitos, como microtrincas induzidas pelo processo de acabamento, tendem a crescer até atingir o tamanho crítico que leva à falha catastrófica (radial). Assim, defeitos de superfície agem como sítios de concentração de estresse que ampliam o estresse aplicado, e, em meio úmido, exacerbam a propagação de trincas por fadiga por meio do SCG. O grupo controle falhou predominantemente por trincas de superfície do tipo cone, as quais se iniciaram na área de contato e se propagaram eventualmente em profundidade. Os modos de falha também foram confirmados pelos achados relacionados à confiabilidade do material (missão calculada de 200 N e 100000 ciclos). Assim, os grupos com tratamento apresentaram valores similares e inferiores de confiabilidade e foram nos quais observou-se a formação de trincas radiais em menores níveis de estresse. Além disso, apresentaram os menores valores de módulo de Weibull, o que sugere que as microtrincas geradas durante o processo (acabamento e jateamento) se estenderam além da camada compressiva e atuaram como concentradores de tensão.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Material

Neste estudo foram investigados três materiais cerâmicos para uso monolítico, conforme apresentado no Quadro 1.

**Quadro 1** - Descrição dos materiais estudados

Material	Composição básica	Fabricante/ País
Zircônia Prettau (P)	4–6% $Y_2O_3$ , <1% $Al_2O_3$ , max. 0.02% $SiO_2$ , max. 0.01% $Fe_2O_3$ , max. 0.04% $Na_2O$	Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Itália
Zircônia Prettau Anterior (PA)	<12% $Y_2O_3$ , <1% $Al_2O_3$ , max. 0.02% $SiO_2$ , max. 0.01% $Fe_2O_3$ , max. 0.04% $Na_2O$	Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Itália
Dissilicato de lítio IPS e.max CAD (DL)	57-80% $SiO_2$ , $Li_2O$ , $K_2O$ , $MgO$ , $Al_2O_3$ , $P_2O_5$ , entre outros óxidos	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Fonte: Sulaiman et al.<sup>48</sup>

### 4.2 Método

Foram confeccionados espécimes (n=18/grupo) em forma de discos de cerâmicas para uso monolítico - zircônia Prettau (parcialmente estabilizada por ítria), zircônia Prettau Anterior (totalmente estabilizada por ítria) e dissilicato de lítio IPS e.max CAD - com espessuras de 0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm x 12 mm de diâmetro.

#### 4.2.1 Confeção dos espécimes de zircônia

Blocos de zircônia P e PA pré-sinterizados foram usinados em forma cilíndrica para serem cortados transversalmente em cortadeira de precisão (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) sob refrigeração com água. Este corte foi realizado com dimensão 20% maior do que o tamanho final desejado, em vista da contração de sinterização. Os discos de zircônia foram então polidos com lixas de carbeto de silício de granulação 1200, 2400 e 4000 (Struers LaboPol 21, Struers, Rodovre, Dinamarca)

em meio aquoso em polidora mecânica (Metaserv, Buehler, Londres, Inglaterra). A limpeza dos espécimes foi realizada por ultrassom (L100, Schuster, RS, Brasil) em água destilada e secos por 2 horas a 37 °C. A sinterização foi realizada de acordo com as especificações do fabricante em forno Infire HTC Speed (Sirona Dental Systems LLC, Charlotte, EUA). Ao final, os espécimes obtidos tinham 12 mm de diâmetro e três diferentes espessuras (0,5 mm, 1,0 mm e 1,5 mm).

#### **4.2.2 Confeção dos espécimes de dissilicato de lítio**

Os espécimes de dissilicato de lítio IPS e.max CAD foram obtidos de maneira semelhante aos espécimes de zircônia, porém, já foram cortados nas dimensões finais desejadas (12 mm de diâmetro X 0,5 mm; 1,0 mm; 1,5 mm de espessura), pois este material não sofre contração após cristalização, feita em forno Programat S1 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) de acordo com as instruções do fabricante.

#### **4.2.3 Obtenção do substrato de resina epóxi**

Discos de resina epóxi G10 (Epoxyglas, NEMA Grade FR4, Preciso Plastics Inc, New York, USA) foram obtidos de modo a serem utilizados como substrato por apresentar módulo de elasticidade semelhante ao da dentina humana<sup>49</sup>. Este material, fornecido em forma cilíndrica com 12 mm de diâmetro, foi cortado em cortadeira de precisão Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) na espessura de 3 mm em semelhança à espessura dentinária de preparos conservadores.

#### **4.2.4 Cimentação dos espécimes**

Para a cimentação dos discos de zircônia e de dissilicato de lítio foi adotado o cimento resinoso dual Rely-X Ultimate (3M ESPE, St Paul, MN, EUA).

Em relação aos tratamentos de superfície, os discos de resina epóxi, P e PA receberam em uma de suas faces o jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 µm com 0,2 MPa de pressão por 15 segundos, conforme recomendações do fabricante do cimento, a 10 mm de distância em jateador Basic Classic (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha). Os discos de zircônia e de resina epóxi foram então

limpos por ultrassom em água destilada por 5 minutos, seguido por 5 minutos em álcool isopropílico e secos com ar livre de óleo. Já as amostras de dissilicato de lítio, tiveram uma de suas superfícies condicionadas com ácido fluorídrico Porcelain Etch 9% (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT, USA) por 20 segundos seguidos de lavagem e secagem.

Após os tratamentos descritos, o processo foi sucedido por aplicação do adesivo Single Bond Universal (3M ESPE, St Paul, MN, USA) por 20 segundos nas superfícies de todos materiais - DL, P, PA e resina epóxi- seguido por secagem com leve jato de ar por 5 segundos. Por fim, o cimento foi dispensado em bloco de espatulação, manipulado e aplicado nas superfícies tratadas da resina epóxi e da cerâmica. O disco de cerâmica foi assentado sobre o disco de resina epóxi, e o conjunto submetido a carga de 10 N por 10 minutos, seguido pela remoção de excessos com microbrush. A fotopolimerização foi realizada transversalmente em 3 pontos equidistantes por 20 segundos cada, com fotopolimerizador com luz de LED (Radii Cal; SDI Brasil Industria e Comércio LTDA, São Paulo, Brasil). Em seguida, o espécime foi liberado da carga compressiva e uma fotopolimerização adicional foi realizada por mais 20 segundos perpendicularmente à superfície da cerâmica. Após a cimentação, os espécimes foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas.

#### **4.2.5 Ensaio mecânico de fadiga acelerada progressiva**

No modelo de estudo de fadiga SSALT (*step-stress accelerated life testing*) o espécime é progressivamente submetido a níveis de tensão crescente, sendo que, em cada nível, os incrementos de carga são aplicados por um número de ciclos pré-determinado. Para o SSALT, são definidos três perfis de carga; leve, moderado e agressivo, que se referem, respectivamente, à progressiva rapidez com que um espécime é fadigado. O desenho dos perfis utilizados neste ensaio foi definido a partir da carga máxima obtida previamente em ensaio estático de resistência à fratura sob carga compressiva<sup>41</sup>. O esquema adotado para distribuição dos perfis é o de 3:2:1, onde, do total de 18 espécimes por grupo (sendo N= 162), 9 amostras são empregadas para o regime leve, 6 para o moderado e 3 para o agressivo. A carga de fratura em ensaio estático foi definida com base no estudo de Longhini et al.<sup>50</sup>, desenvolvido sob a orientação do Prof. Dr. Gelson Luis Adabo, onde avaliou-se o

efeito da espessura na carga de fratura dos mesmos materiais cerâmicos seguindo a metodologia de obtenção dos discos e cimentação descritas nessa dissertação. Os valores foram mensurados em Newtons (N) e foram utilizados para construção dos perfis determinados para o ensaio SSALT realizado neste estudo em máquina de ensaio universal MTS 810 (Material Test System, Edem Praire, MN, EUA) com endentador de aço inoxidável com ponta em formato de meia esfera de 10 mm de diâmetro em água destilada.

Dessa forma, os perfis foram configurados tendo início em 300 N e finalizados em 3000 N, sendo este aumento gradual e o respectivo número de ciclos de cada degrau representados na Figura 1. No perfil leve, o incremento de carga é de 200N a cada degrau de 20000 ciclos. No perfil moderado, o incremento de carga a cada degrau aumenta em 250 N e o número de ciclos a cada degrau é reduzido (15000 ciclos). No perfil agressivo, o incremento de carga aumenta (300 N) e o número de ciclos por degrau diminui (10000 ciclos).

Assim, no perfil leve, nove espécimes foram testados, sendo o início em um primeiro degrau com carga de 300 N por 40000 ciclos, a partir do qual realizava-se incremento gradual da carga de 200 N a cada 20000 ciclos, até atingir 300000 ciclos e carga de 3000 N, após 14 degraus de incremento de carga. Já no perfil moderado, seis espécimes eram ensaiados com o primeiro degrau com carga inicial de 300 N por 30000 ciclos, a partir do qual o incremento de carga de 250 N era realizado no próximo degrau com 15000 ciclos. A carga final de 3000 N era atingida após 195000 ciclos, após 11 degraus. Por fim, no perfil agressivo, três espécimes eram testados com carga inicial de 300 N por 20000 ciclos e um incremento de 300 N feito a cada 10000 ciclos. A carga final de 3000 N e 110000 ciclos poderia ser atingida após 9 degraus. As especificações das configurações utilizadas no ensaio estão disponíveis em tabela no Apêndice A.

**Figura 1 – Gráfico dos perfis do ensaio SSALT**

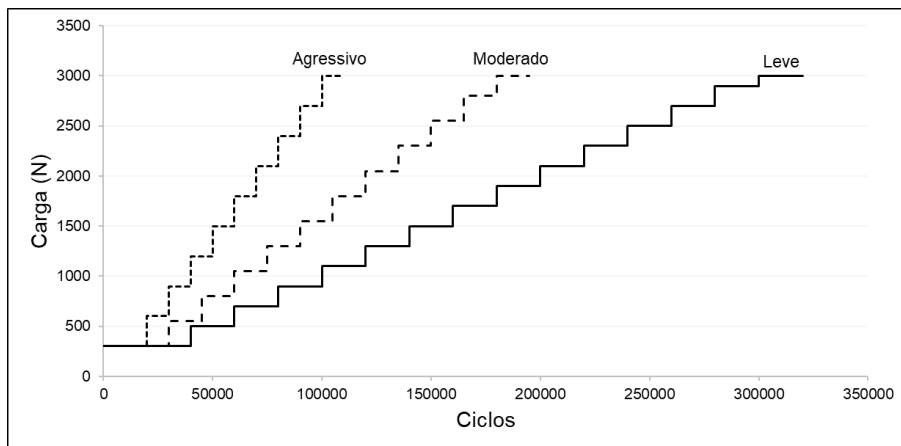
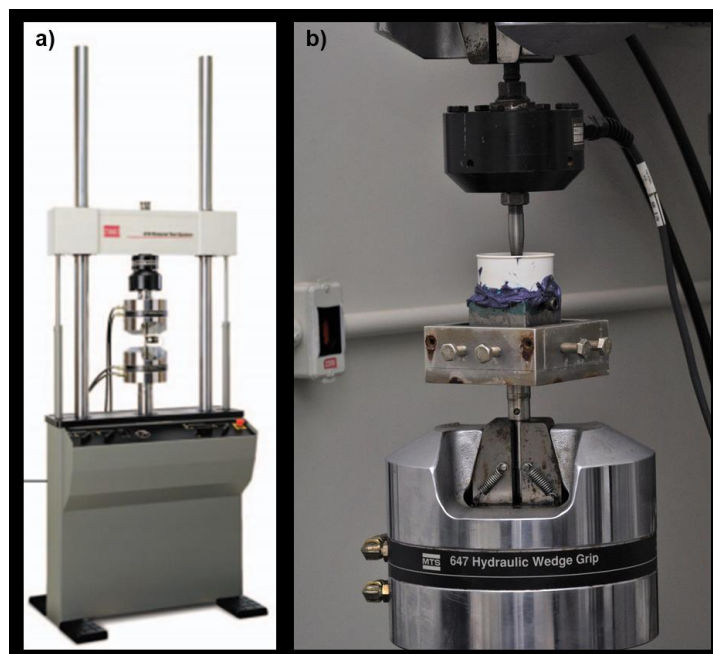


Gráfico dos perfis utilizados no ensaio SSALT com distribuição de carga para ciclo dos espécimes fadigados nos perfis leve, moderado e agressivo.

Fonte: Elaboração própria.

O ensaio SSALT foi conduzido em máquina de ensaios MTS 810 (Material Test System, Edem Praire, MN, EUA), conforme a Figura 2, até a falha do espécime, definida pelo aparecimento de trincas ou falha catastrófica, ou até a sobrevivência ao completar o último nível do perfil agressivo

**Figura 2 – Máquina de Ensaio MTS 810**



**(a)** Máquina de Ensaio MTS 810 (Material Test System, Edem Praire, MN, EUA).

Fonte: Catálogo MTS Systems Corporation, 2006.

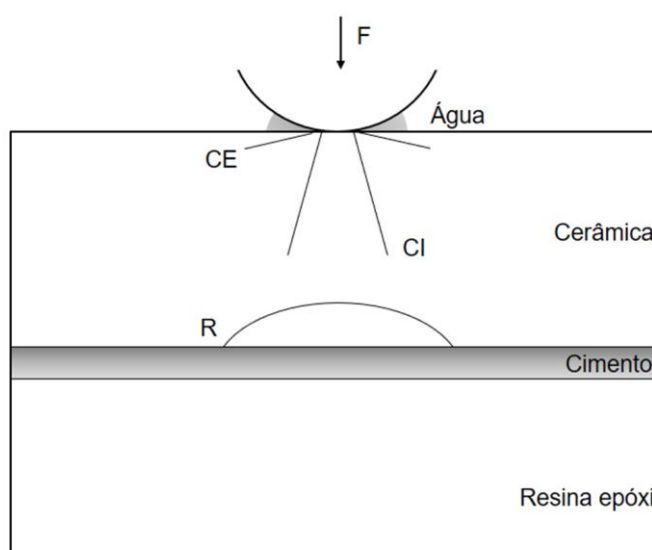
**(b)** Ensaio SSALT em execução.

Fonte: Elaboração própria.

#### 4.2.6 Análise de falha

A análise qualitativa da superfície fraturada foi realizada em microscópio estereoscópico (Leica Microsystems M80, Wetzlar, Alemanha). Os espécimes, após o ensaio de fadiga, foram limpos em ultrassom em água, seguido de álcool 70%. Todos os espécimes tiveram imagens capturadas da vista superior após serem ensaiados. Destes, 40 espécimes com falhas representativas dos diferentes grupos foram selecionados para análise transversal da superfície fraturada. De acordo com padrões e orientações das marcas encontradas, a origem e a direção da trinca nos espécimes fraturados foram analisadas, e assim, as falhas foram classificadas como (1) trincas do tipo cone com origem da superfície superior ou (2) trincas radiais com origem da interface <sup>46,47</sup>, conforme demonstrado na Figura 3.

**Figura 3 – Modos de falha**



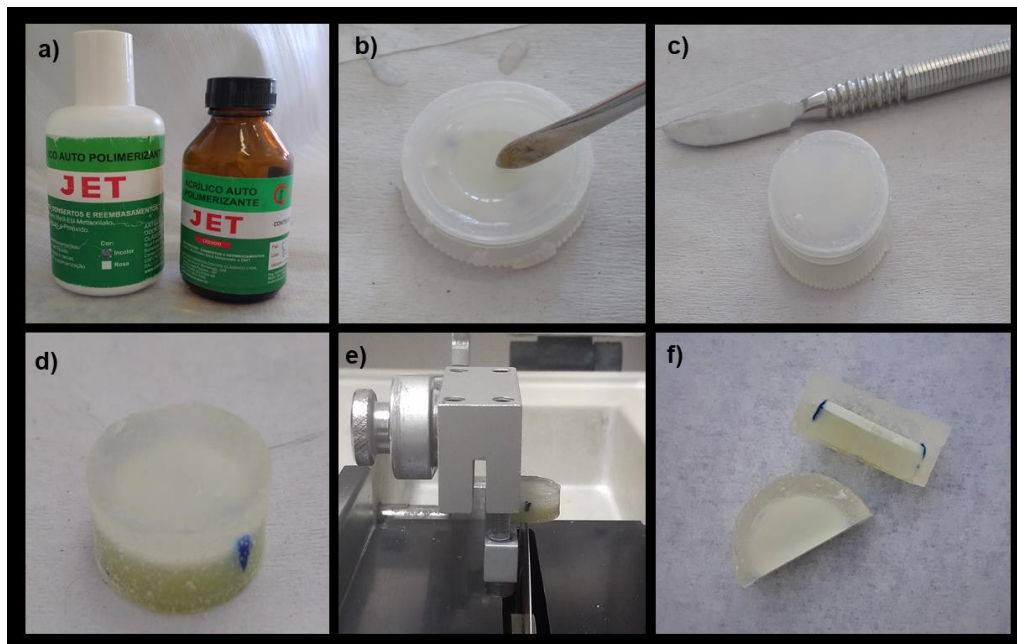
Esquema ilustrativo de modos de falha em cerâmica plana cimentada a substrato análogo à dentina em carregamento cíclico em meio úmido. Da superfície superior originam-se trincas do tipo cone externo (CE) e cone interno (CI), e da superfície inferior trincas radiais (R).

Fonte: Elaboração própria.

Para tal fim, conforme demonstrado na Figura 4, estes espécimes foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável incolor (JET, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, SP, Brasil). Assim, inicialmente os espécimes selecionados tiveram suas laterais demarcadas, com marcador permanente, na região a ser seccionada. Após, a resina acrílica autopolimerizável foi preparada e vertida em uma matriz de

plástico com 16 mm de diâmetro e 8 mm de altura. Em seguida, o espécime era posicionado e então recoberto com resina acrílica, seguido da remoção dos excessos com auxílio de um esculpidor do tipo Lecron (Golgran Instrumentos Odontológicos, São Paulo, Brasil). Após a polimerização completa o conjunto era removido da matriz e posteriormente seccionado transversalmente em cortadeira de precisão (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) sob refrigeração com água.

**Figura 4** – Preparação dos espécimes para análise de falha



**(a)** Resina acrílica autopolimerizável incolor (JET, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, SP, Brasil). **(b)** Posicionamento do espécime na matriz com resina acrílica. **(c)** Espécime recoberto com resina acrílica e com excessos removidos. **(d)** Aspecto final após remoção do conjunto da matriz. **(e)** Secção transversal do conjunto em cortadeira de precisão na região demarcada. **(f)** Aspecto final do conjunto seccionado.

Fonte: Elaboração própria.

#### 4.2.7 Análise dos resultados

Para análise da fadiga acelerada progressiva foi empregado o software Alta Pro 7 (ReliaSoft, Tucson, EUA) e os dados avaliados por dano acumulado e curva de probabilidade de Weibull (probabilidade de falha versus número de ciclos).

Avaliação qualitativa do modo de falha foi realizada a partir de espécimes representativos dos grupos, os quais tiveram os modos de falha classificados como descrito anteriormente.

## 5 RESULTADO

### 5.1 Ensaio Mecânico de Fadiga Acelerada Progressiva

A dispersão dos dados de cada grupo está representada na Figura 5, em gráficos, segundo os resultados de falha ou sobrevivência (carga X ciclos)

**Figura 5 – Dispersão dos dados resultantes do ensaio SSALT**

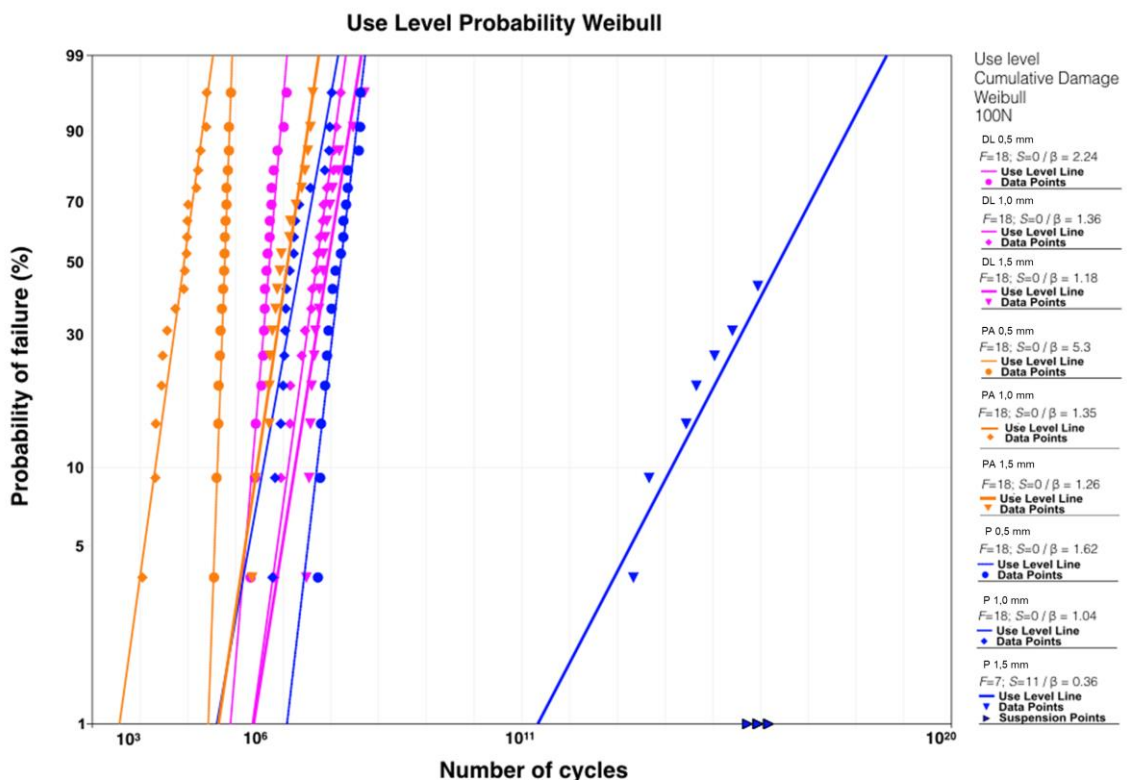


Apresentação gráfica da dispersão dos dados resultantes do ensaio SSALT (carga X ciclos) de cada grupo.

Fonte: Elaboração própria.

O cálculo de probabilidade Weibull (limites de confiança de 90%) mostrando a probabilidade de falha vs. número de ciclos a um nível de estresse de 100 N é apresentado na Figura 6. Os grupos foram homogêneos, exceto PSZ 1,5 mm que mostrou comportamento diferente dos demais, destacando que do total de 18 espécimes deste grupo, 11 suportaram o nível máximo de carga e número de ciclos, tendo o ensaio sido suspenso ao final.

Figura 6 – Curvas de probabilidade Weibull



Curvas de probabilidade Weibull (limites de confiança de 90%) demonstrando falha versus tempo sob carga definida de 100 N (as onze amostras do grupo PSZ 1,5 mm que não falharam foram consideradas suspensas na análise estatística).

Fonte: Elaboração própria

O valor de  $\beta$ , ou fator de configuração Weibull, estão descritos na Tabela 1. Este fator considera a carga e número de ciclos durante o ensaio de fadiga e descreve as mudanças na taxa de falhas que ocorre no decorrer no teste, caracterizando-as. A classificação se dá por  $\beta > 1$ ,  $\beta < 1$  ou  $\beta$  próximo a 1 (de 0,8 a 1,2<sup>29</sup>). Se  $\beta < 1$  a taxa de falha diminui com o tempo e, portanto, é sugestivo de falhas precoces. Se  $\beta$  próximo a 1 a ocorrência de falhas não varia com o tempo, ou seja, é de natureza aleatória.  $\beta > 1$  a taxa de falha aumenta com o tempo (acúmulo de danos), assim é

influenciada pela fadiga<sup>29,41</sup>. Assim, PA em todas espessuras, DL 0,5 mm e 1,0 mm e P 0,5 mm apresentam taxa de falha que aumenta com o tempo ( $\beta > 1$ ), associada ao acúmulo de dano causado por fadiga. Para P 1,0 mm e DL 1,5 mm, o valor de  $\beta$  indicou falha de natureza aleatória. Por fim, apenas para P 1,5 mm, o valor  $\beta$  indicou que o dano por fadiga não pareceu se acumular e está associado a falhas precoces ou causadas por falhas do material.

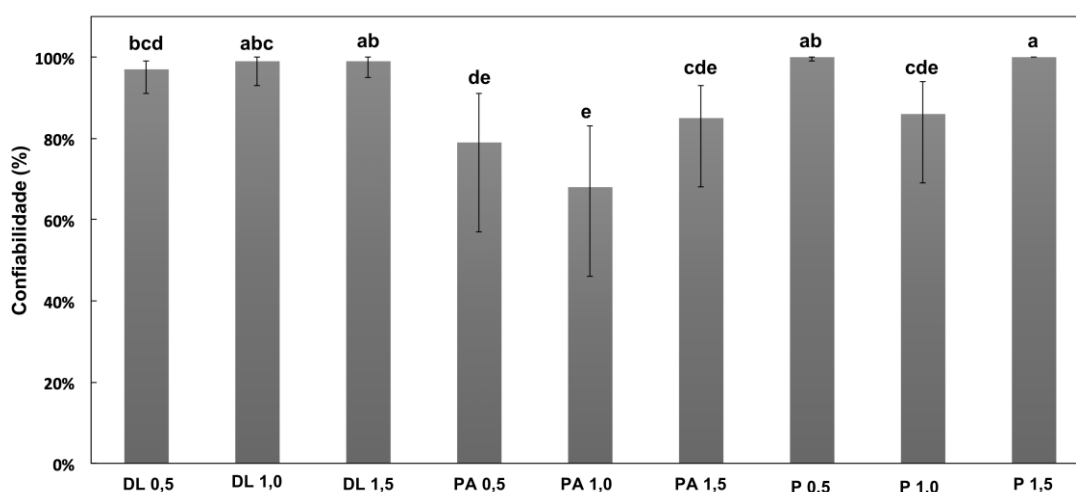
A confiabilidade prevista para a conclusão de uma missão de 50000 ciclos com uma carga de 500 N é apresentada na Tabela 1 e para melhor compreensão e interpretação dos resultados, os dados de confiabilidade foram transformados em porcentagem e apresentados na Figura 7.

**Tabela 1** - Confiabilidade calculada (%) para uma missão de 50000 ciclos sob carga de 500 N. Faculdade de Odontologia de Araraquara (UNESP), 2021.

	DL 0,5	DL 1,0	DL 1,5	PA 0,5	PA 1,0	PA 1,5	P 0,5	P 1,0	P 1,5
Limite superior	0,99	1,00	1,00	0,91	0,83	0,93	1,00	0,94	1,00
Confiabilidade	0,97 <sup>bcd</sup>	0,99 <sup>acb</sup>	0,99 <sup>ab</sup>	0,79 <sup>de</sup>	0,68 <sup>e</sup>	0,85 <sup>cde</sup>	1,00 <sup>ab</sup>	0,86 <sup>cde</sup>	1,00 <sup>a</sup>
Limite inferior	0,91	0,93	0,95	0,57	0,46	0,68	0,99	0,69	1,00
Beta	2,24	1,36	1,18	5,30	1,35	1,26	1,62	1,04	0,36

Letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos. As diferenças entre os grupos foram identificadas com base na não sobreposição do intervalo de confiança bilateral de 90%.  
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 7** – Confiabilidade calculada (%) para uma missão de 50000 ciclos sob carga de 500 N



Letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos. As diferenças entre os grupos foram identificadas com base na não sobreposição do intervalo de confiança bilateral de 90%.  
Fonte: Elaboração própria.

Em relação aos tipos de cerâmica, a cerâmica DL demonstrou uma alta probabilidade de sobrevivência para todas as espessuras (acima de 97%, não significativamente diferentes uns dos outros). Para P, enquanto as espessuras de 1,5 e 0,5 mm mantiveram sua capacidade de sobrevivência superior a 99%, uma confiabilidade significativamente reduzida foi demonstrada pela espessura de 1,0 mm (~ 86%). Para PA, nenhuma diferença significativa foi observada entre todas as espessuras. Ao comparar os grupos de mesma espessura, enquanto a cerâmica DL de 0,5 mm apresentou valores de confiabilidade estatisticamente semelhantes em relação à PA e à P, a cerâmica P demonstrou confiabilidade estatisticamente superior em relação ao PA. Para a espessura de 1 mm, o DL apresentou uma probabilidade estatisticamente maior de sobrevivência em comparação à PA, e nenhuma diferença estatística foi encontrada entre a P em comparação aos outros grupos. Nenhuma diferença significativa foi observada entre as cerâmicas DL e P de 1,5 mm, e ambos os grupos demonstraram confiabilidade estatisticamente maior em relação à cerâmica PA de 1,5 mm.

O valor de resistência característica, a qual é conhecida pelo caractere  $\eta$  (do grego Eta), indica a carga com que 63,2% dos espécimes irão falhar e estão demonstrados na Tabela 2, sendo que houve diferenças estatisticamente significante entre os grupos, sendo o maior valor de resistência o de P 1,5 mm e o menor de PA 1,0 mm. Não houve diferença entre os grupos PA 0,5 mm, PA 1,5 mm e P 1,0 mm. O dissilicato de lítio apresentou posição intermediária, sendo que na comparação entre si, DL 1,5 foi superior a DL 0,5 e DL 1,0 os quais exibiram valores similares.

**Tabela 2** – Resistência característica (N) segundo o grupo. Faculdade de Odontologia de Araraquara (UNESP), 2021.

	DL 0,5	DL 1,0	DL 1,5	PA 0,5	PA 1,0	PA 1,5	P 0,5	P 1,0	P 1,5
<b>Limite superior</b>	1484,03	1464,74	1646,77	1009,22	831,32	1075,28	1874,23	1031,35	3003,72
<b>Resistência característica</b>	<b>1394,92<sup>d</sup></b>	<b>1400,85<sup>d</sup></b>	<b>1572,11<sup>c</sup></b>	<b>916,75<sup>e</sup></b>	<b>784,30<sup>f</sup></b>	<b>1001,80<sup>e</sup></b>	<b>1804,26<sup>b</sup></b>	<b>982,31<sup>e</sup></b>	<b>2966,60<sup>a</sup></b>
<b>Limite inferior</b>	1311,17	1339,75	1500,83	832,75	739,95	933,35	1736,89	935,60	2929,94

Letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos. As diferenças entre os grupos foram identificadas com base na não sobreposição do intervalo de confiança bilateral de 90%.  
Fonte: Elaboração própria.

Na Tabela 3, são demonstrados os valores obtidos de módulo de Weibull ( $m$ ), o qual indica a resistência do material resultante das falhas e microtrincas presentes.

Assim, um módulo de Weibull mais alto indica maior confiabilidade do material em razão da maior estabilidade estrutural do material pela menor proporção de defeitos. Já um valor menor, indica menor confiabilidade do material.

**Tabela 3** – Módulo de Weibull segundo o grupo. Faculdade de Odontologia de Araraquara (UNESP), 2021.

	DL 0,5	DL 1,0	DL 1,5	PA 0,5	PA 1,0	PA 1,5	P 0,5	P 1,0	P 1,5
Limite superior	8,78	12,58	11,66	5,66	9,57	7,91	14,38	11,41	46,14
Módulo de Weibull	6,65	9,16	8,89	4,30	7,04	5,77	10,81	8,43	32,24
Limite inferior	5,04	6,67	6,77	3,27	5,18	4,21	8,13	6,22	22,52

Fonte: Elaboração própria.

Com os valores de resistência característica e módulo de Weibull apresentados foi gerado o gráfico de contorno a seguir (Figura 8).

**Figura 8** – Gráfico de contorno

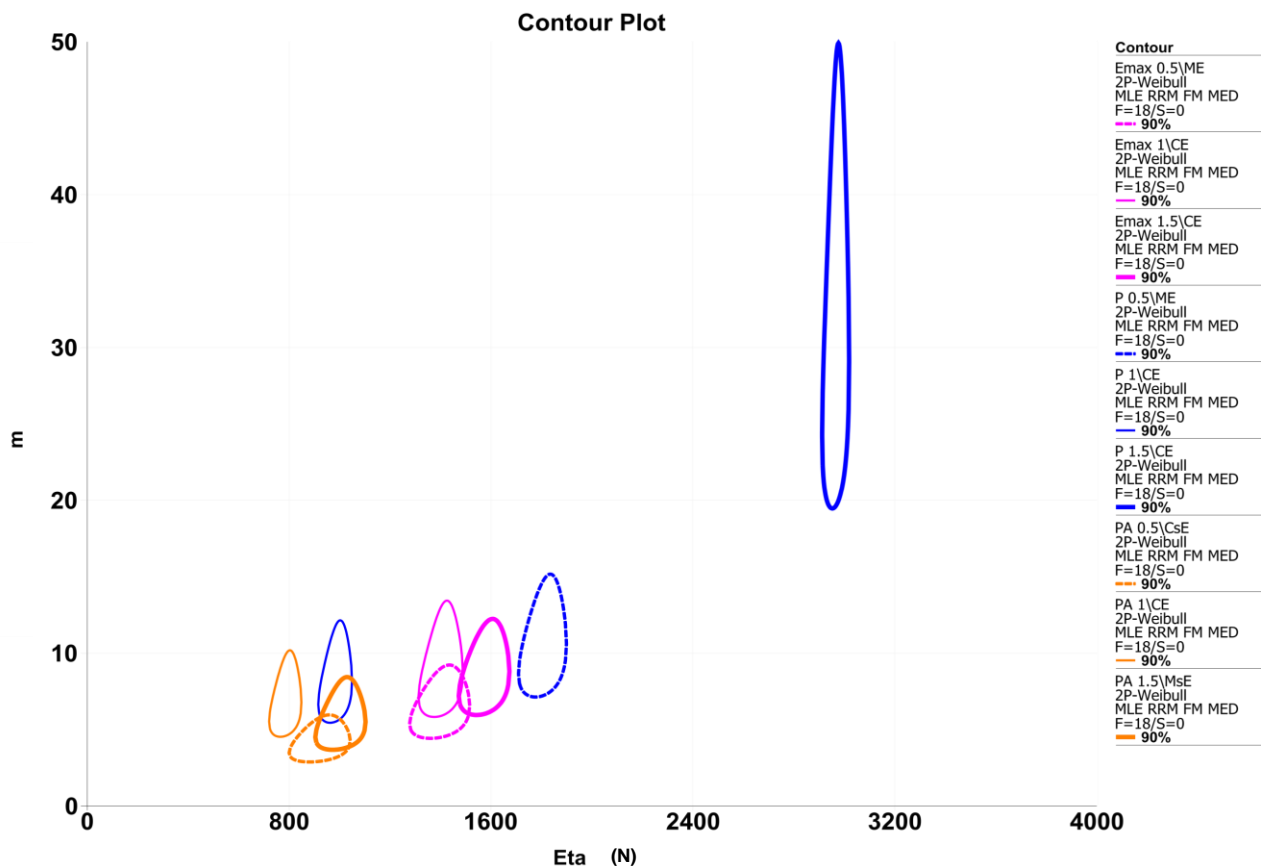


Gráfico de contorno mostrando “ $m$ ” como um indicador de confiabilidade (módulo de Weibull) vs. resistência característica ( $\eta$ ), que indica a tensão na qual 63,2% dos espécimes de cada grupo podem falhar. A sobreposição entre os grupos indica que eles são homogêneos.

Fonte: Elaboração própria.

## 5.2 Análise de Falha

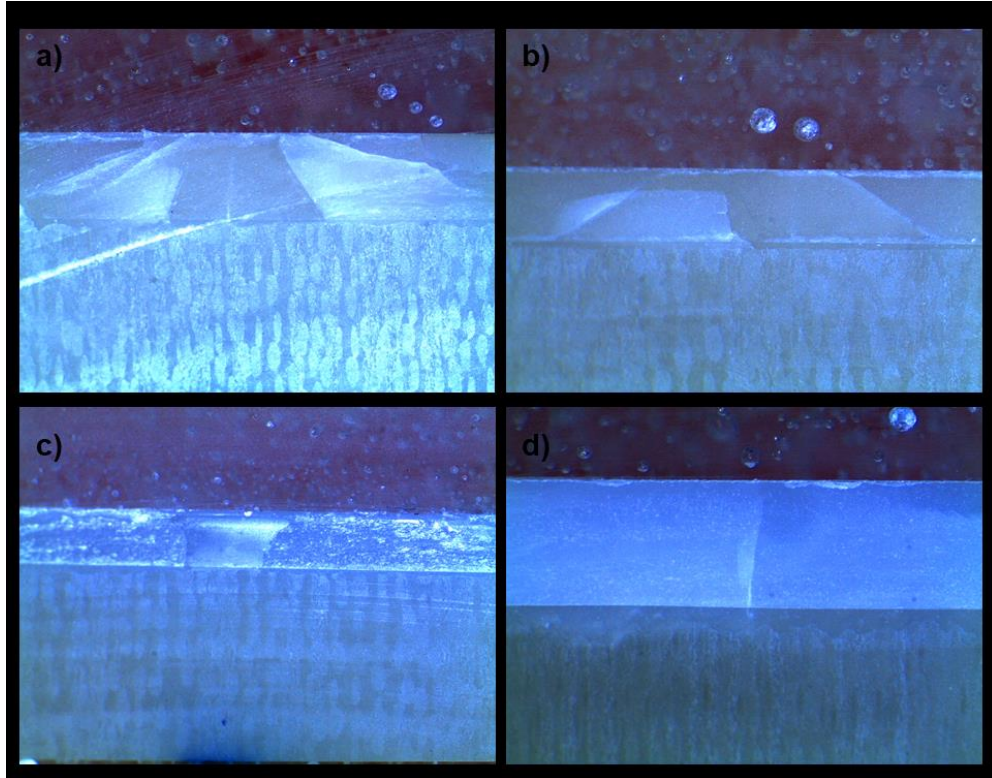
Após o ensaio SSALT, os espécimes, conforme demonstrados pela Figura 9, foram analisados em estereomicroscópio (Leica Microsystems M80, Wetzlar, Alemanha) e imagens da vista superior foram capturadas. Assim, foram seccionados, conforme descrito, para análise transversal dos modos de falha (Figura 10).

**Figura 9** – Espécimes de dissilicato de lítio após SSALT



Fonte: Elaboração própria.

**Figura 10** – Vista transversal por estereomicroscopia após secção dos espécimes



**(a)** DL 1,5 mm do perfil leve apresenta trinca radial e trincas do tipo cone interno e externo. **(b)** DL 1,0 mm do perfil agressivo apresenta trincas do tipo cone interno e trinca radial. **(c)** PA 1,0 mm do perfil agressivo apresenta duas trincas radiais. **(d)** P 1,5 mm do perfil agressivo apresenta trinca radial e cone externo.

Fonte: Elaboração própria.

A análise de falhas revelou que nos grupos DL 0,5 mm e PA em todas as espessuras, as trincas predominantes foram radiais com origem na interface, associada a trincas tipo cone interno. Os grupos DL 1,0 mm, DL 1,5 mm e P 0,5 mm e P 1,5 mm apresentaram falhas do tipo radial associadas a trincas do tipo cone interno que se propagaram para a interface, atingindo-a, sobretudo, nos grupos DL 1,0 mm e DL 1,5 mm. Já em P 1,0 mm foram observadas trincas radiais, as quais, neste grupo, majoritariamente alcançavam a superfície superior, associadas a trincas tipo cone interno em número maior e em diferentes direções. As trincas radiais ocorrem na superfície oposta à aplicação da carga e ocorre quando estresse de tensão excede a resistência da camada cerâmica e, uma vez que se propaga para a superfície, fica sujeita às tensões geradas nessa camada. Portanto, as trincas radiais são a de maior relevância, uma vez que podem resultar em fraturas catastróficas. As trincas em cone surgem da superfície superior e podem ser mais agressivas quando do tipo cone interno, as quais possuem maior angulação e se propagam para a interface, podendo, inclusive, surgirem antes das trincas radiais. As trincas cônicas do tipo externo, possuem menor angulação e tendem a permanecer na superfície.

## 6 DISCUSSÃO

O uso de restaurações monolíticas, que dispensam o material de recobrimento, tornou-se uma possibilidade viável para a zircônia a partir de estratégias de ganho de translucidez e otimização de suas propriedades ópticas. Essa modalidade de tratamento permite algumas vantagens como menor tempo para produção, melhor custo-benefício e uso de preparos menos invasivos. Restaurações em zircônia são mais resistentes do que cerâmicas vítreas, portanto, podem possivelmente ser planejadas em menor espessura<sup>32,51</sup>. Contudo, não há consenso a respeito da espessura mínima ideal, sobretudo em restaurações de zircônia de terceira geração, a qual possui alterações de composição e em microestrutura que podem impactar sua resistência mecânica. Assim, este estudo investigou zircônias parcialmente (Prettau) e totalmente estabilizadas por ítria (Prettau Anterior) e um dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) em três diferentes espessuras, cimentados a um substrato (resina epóxi) análogo a dentina em razão da semelhança do módulo de elasticidade<sup>49</sup> e teve sua hipótese nula rejeitada, ou seja, houve diferença no módulo de Weibull, confiabilidade e resistência característica entre os diferentes materiais cerâmicos em três espessuras.

Estudos de sobrevida em materiais restauradores dentários tem como principal objetivo determinar a média de efetividade e longevidade, em vista de monitorar o comportamento mecânico, possíveis causas de falhas e assim, otimizar o prognóstico de terapias com uso destes materiais. A maior causa de fratura, por evidência clínica, é resultante de falha por fadiga explicada pelo desenvolvimento e propagação de trincas microscópicas em áreas de concentração de tensão, sendo a falha catastrófica o resultado final do carregamento cíclico que excede a capacidade mecânica do material.<sup>43</sup>

O método de fadiga acelerada progressiva utilizado neste estudo é amplamente utilizado na indústria e também tem sido usado em biomateriais dentários<sup>41</sup>. O emprego de diferentes perfis, com carregamento progressivo em quantidade de ciclos pré-determinados, permite a distribuição das falhas em diferentes cargas, o que favorece melhores resultados de previsão baseado em cálculos de Weibull<sup>52</sup>. Os espécimes deste estudo foram mecanicamente testados sob três diferentes perfis – leve, moderado e agressivo – até a falha ou sobrevivência.

A partir da distribuição das falhas obtidas no ensaio de fadiga, a utilização de um modelo estatístico de acúmulo de danos é o mais apropriado para análise desses dados<sup>29,41</sup>. O método estatístico de Weibull, proposto originalmente por Waloddi Weibull na década de 50, é comumente utilizado na engenharia de confiabilidade. Confiabilidade diz respeito à probabilidade de um item funcionar por um determinado período de tempo sem falhar. Assim, após o ensaio SSALT calculou-se a confiabilidade para uma missão de 50000 ciclos a 500 N (limites de confiança de 90%) para comparação entre os grupos. Os resultados dessa análise demonstraram que os menores valores de confiabilidade foram da cerâmica PA (de 68% a 85%), sobretudo na espessura de 1,0 mm, contudo, sem diferença estatística significativa. Já para a cerâmica P (confiabilidade de 86% a 100%), nesta mesma espessura de 1,0 mm, a menor confiabilidade também foi obtida, porém com significância estatística. O DL manteve alta confiabilidade (97% a 99%) sem diferença estatística.

A zircônia, quando submetida a estresse, tem sua resistência influenciada pelo fenômeno de transformação de fases, que atua limitando a formação de trincas e favorecendo a tenacidade à fratura deste material. Contudo, é descrito na literatura que a zircônia totalmente estabilizada por ítria apresenta maior conteúdo de fase cúbica quando comparada à zircônia parcialmente estabilizada por ítria e, portanto, a transformação de fases (tetragonal – monoclinico) é indetectável, inclusive sob condições de envelhecimento hidrotérmico e mecânico artificial<sup>18,19</sup>. Em concordância com nossos resultados, estudos recentes demonstraram que a zircônia totalmente estabilizada por ítria apresentou pior performance sob fadiga quando comparada à zircônia parcialmente estabilizada<sup>53,54</sup>. Somando-se à inexistente ou insignificante tenacificação por transformação de fases, alterações microestruturais como maior tamanho de grãos e maior espaço intergranular também são responsáveis pelo pior comportamento mecânico deste material, uma vez que grãos cristalinos menores limitam o deslocamento nas bordas dos grãos, o que requer maior tensão para gerar uma fratura<sup>53,54</sup>.

No trabalho de Longhini et al.<sup>50</sup>, foi investigada a resistência mecânica intrínseca das cerâmicas Prettau, Prettau Anterior e IPS e.max CAD, por meio do ensaio de resistência à flexão biaxial e também foi avaliada a carga de fratura de discos de diferentes espessuras (0,5 mm, 1,0 mm e 1,5 mm) dessas cerâmicas cimentadas em substrato em resina epoxy G10. Quanto à resistência à flexão biaxial, foi observado que a Prettau apresentou a mais elevada média (683,0 Mpa), o IPS

e.max CAD a mais baixa (243,7 Mpa), enquanto a Prettau Anterior mostrou média intermediária (438,6 Mpa). No entanto, no teste de resistência à fratura, observou-se que a resistência intrínseca dos materiais não interferiu diretamente no resultado, pois na menor espessura não houve diferença entre as cerâmicas. Na maior espessura a zircônia Prettau foi superior às demais, como era esperado. Entretanto, a resistência à fratura do dissilicato de lítio na espessura 1,0 mm foi similar à zircônia Prettau Anterior e na espessura de 1,5 mm foi superior. No resultado de nosso estudo de fadiga, o DL na espessura de 1,5 mm apresentou melhor confiabilidade do que PA, assim como na espessura de 1,0 mm, o que parece convergir com os resultados dos ensaios estáticos desenvolvidos no trabalho de Longhini et al<sup>50</sup>.

Um resultado inesperado foi obtido para a P com espessura de 1,0 mm, onde a resistência característica foi substancialmente afetada pelo ensaio de fadiga, exibindo valores médios inferiores aos da menor espessura (0,5 mm). Considerando que a cerâmica Prettau é a mais resistente mecanicamente e, nas outras espessuras apresentou os mais elevados valores entre todos os grupos, a baixa média para a espessura de 1,0 mm foi surpreendente. A análise de falhas pode dar pistas sobre a pobre performance na espessura intermediária. Na espessura de 0,5 mm as trincas predominantes são do tipo radial e na espessura de 1,5 mm, apenas parte dos espécimes fraturaram, e entre os que falharam, foi observado que as trincas foram favorecidas por defeitos específicos na interface. Já na espessura de 1,0 mm observaram-se trincas radiais, mas associadas a um número maior de trincas do tipo cone interno, o que pode ter contribuído para a rápida falha deste grupo, uma vez que espécimes bicamada tornam-se vulneráveis ao crescimento rápido desse tipo de trinca à medida que esta enfrenta o campo de tensão flexural gerado<sup>44</sup>. O estudo de Qasim et al.<sup>55</sup>, que investigaram a iniciação e propagação de trincas em espécimes *bilayer*, observou que em menor espessura, a estrutura aderida sobre o substrato deflete acentuadamente causando uma zona de compressão abaixo do endentador, limitando as tensões subsuperficiais, o que reduziria as tensões de tração e limitaria a propagação de trincas. Já em camadas mais espessas o material resiste à deflexão e diminui a formação de tensões de tração na subsuperfície.

O comportamento mecânico de cerâmicas pode ser influenciado também pelo módulo de elasticidade do substrato, assim como pela adesão ao substrato e pelas propriedades do cimento<sup>56</sup>. Neste sentido, a elevada probabilidade de sobrevivência do DL pode estar associada a melhor adesão, uma vez que esta é uma cerâmica ácido-

sensível, em que o condicionamento com o ácido fluorídrico é realizado para aumentar a rugosidade e molhabilidade da superfície e, assim, favorecer a resistência de união<sup>57</sup>. Esta suposição parece estar de acordo com os achados de Longhini et al.<sup>50</sup> pois o dissilicato de lítio exibiu menor resistência à flexão, contudo, quando cimentado ao substrato análogo a dentina suportou cargas de fratura equivalente ou superior à PA. Já o jateamento da superfície da zircônia é uma estratégia para favorecer a adesão por meio da criação de retenções micromecânicas, uma vez que esta é considerada uma cerâmica ácido-resistente. Contudo, a literatura aponta efeitos divergentes do jateamento na resistência mecânica das zircônias. Estudos apontam para a melhoria da resistência da zircônia parcialmente estabilizada por ítria, devido à tenacificação por transformação T-M que proporciona um estresse compressivo<sup>58-60</sup>. No entanto, considerando que nas zircônias totalmente estabilizadas não se observam o fenômeno de tenacificação, especula-se que o jateamento poderia afetar negativamente a resistência mecânica deste tipo de zircônia. Sulaiman et al.<sup>61</sup> demonstraram que o jateamento com partículas de  $Al_2O_3$  pode degradar a resistência da Prettau Anterior (totalmente estabilizada) e favorecer a resistência da Prettau (parcialmente estabilizada).

A partir da curva de probabilidade Weibull o valor de  $\beta$  pode ser obtido, o qual descreve o comportamento da taxa de falha ao longo do tempo. Assim, apenas para P 1,5 mm o valor de  $\beta$  foi menor que 1, o que indica que a falha neste grupo é controlada pela resistência do material ao invés do dano acumulado pelo teste de fadiga. Este grupo concentrou as onze sobrevivências registradas na totalidade dos ensaios. Já para PA, em todas as espessuras,  $\beta > 1$  indicou que a fadiga foi um fator acelerador da taxa de falhas, especialmente para a espessura de 0,5 mm, a qual demonstrou o maior valor em comparação a todos os outros grupos.

Portanto, a zircônia totalmente estabilizada por ítria, apesar de apresentar melhoria na translucidez, possui propriedades mecânicas inferiores em relação à zircônia parcialmente estabilizada por ítria. Porém, quando comparada ao dissilicato de lítio, as propriedades ópticas da zircônia totalmente estabilizada são inferiores (menor translucidez<sup>39</sup>) e somado a isto, apresenta valores de confiabilidade calculada igual ou inferior. Assim, a opção por esse tipo de cerâmica em detrimento do dissilicato de lítio deve ser cuidadosamente avaliada.

Por fim, deve-se levar em consideração que este estudo apresenta como limitações o modelo laboratorial com amostras geométricas planas, foi estudado

apenas um modelo de substrato e a utilização de apenas um protocolo de cimentação. Além disso, outros pontos de interesse necessitam ser aprofundados, como estudos em geometrias mais complexas e sistemas de cimentação que reduzam os efeitos do preparo prévio com jateamento.

## 7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo in vitro, concluímos que:

1. Ambos os tipos de zircônia se mostraram sensíveis à variação da espessura, particularmente na medida intermediária.
2. Quando se comparam as cerâmicas, a zircônia totalmente estabilizada por ítria apresenta menor resistência característica e a zircônia parcialmente estabilizada por ítria o melhor desempenho, exceto na espessura de 1,0 mm, enquanto o dissilicato de lítio exibiu valores intermediários.
3. Os menores valores de confiabilidade foram obtidos na zircônia totalmente estabilizada por ítria, especialmente na espessura intermediária. A zircônia parcialmente estabilizada por ítria apresentou máxima confiabilidade nas espessuras de 0,5 mm e 1,5 mm. O dissilicato de lítio não diferiu do comportamento da zircônia parcialmente estabilizada por ítria.
4. O maior valor de módulo de Weibull foi encontrado na zircônia parcialmente estabilizada por ítria na espessura de 1,5 mm e o menor para a zircônia totalmente estabilizada por ítria de 0,5 mm. Os demais grupos ficaram em posição intermediária, sem diferença estatística entre si.
5. O modo de falha foi variável entre as cerâmicas, havendo predominância de trincas radiais na zircônia totalmente estabilizada por ítria e dissilicato de lítio na menor espessura. Já a zircônia parcialmente estabilizada por ítria e dissilicato de lítio, nas maiores espessuras, houve associação de trincas radiais e do tipo cone interno, os quais foram de maior magnitude na zircônia parcialmente estabilizada por ítria de 1,0 mm.

## REFERÊNCIAS\*

1. Souza ROA, Miyashita E, Campos F, Lima JC, Mesquita AM. Cerâmicas para próteses livres de metal: possibilidades e novas perspectivas. In: Miyashita E, Pellizer EP, Kimpara ET. Reabilitação oral contemporânea baseada em evidências científicas. Nova Odessa, SP: Napoleão; 2014. p. 152-212.
2. Anusavice KJ. Cerâmicas odontológicas. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips materiais dentários. 12ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013. p. 419-73.
3. Kurt M, Turhan Bal B. Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(4): e1-8.
4. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dent Mater.* 2015; 31(12): 1487-92.
5. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature.* 1975; 258: 703-4.
6. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012; 40(2): 154-62.
7. Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013; 21: 167-77.
8. Alsarani M, Souza G, Rizkalla A, El-Mowafy O. Influence of crown design and material on chipping-resistance of all-ceramic molar crowns: an in vitro study. *Dent Med Probl.* 2018; 55(1): 35-42.
9. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(8): 641-52.
10. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18(3): 86-96. Review. Erratum in: *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19(3): 326-8.
11. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2018; 29(16): 184-98.

---

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

- 12.** Bergamo E, da Silva WJ, Cesar PF, Del Bel Cury AA. Fracture load and phase transformation of monolithic zirconia crowns submitted to different aging protocols. *Oper Dent.* 2016; 41(5): e118-30.
- 13.** Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014; 30(10): 1195-203.
- 14.** Haibin Z, Zhipeng L, Byung-Nam K, Morita K, Yoshida H, Hiraga K et al. Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia. *J Nanomater.* 2012; 2012: 1-5.
- 15.** Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dent Mater J.* 2015; 34(5): 605-10.
- 16.** Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent.* 2018; 120(1): 132-7.
- 17.** Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res.* 2018; 97(2): 140-7.
- 18.** Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater.* 2018; 34(6): 879-90.
- 19.** Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *J Dent.* 2017; 63: 94-102.
- 20.** Czigola A, Abram E, Kovacs ZI, Marton K, Hermann P, Borbely J. Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2019; 31(5): 457-64.
- 21.** Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(3): 268-74.
- 22.** Papia E, Larsson C, du Toit M, Vult von Steyern P. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2014; 102(2): 395-413.
- 23.** Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater.* 2017; 33(11): 1192-204.
- 24.** 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; 25(9): 1122-7.

- 25.** Coelho PG, Bonfante EA, Silva NRF, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res.* 2009; 88(4): 382-6.
- 26.** Bonfante EA, Coelho PG, Navarro JM Jr, Pegoraro LF, Bonfante G, Thompson VP et al. Reliability and failure modes of implant-supported Y-TZP and MCR three-unit bridges. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010; 12(3): 235-43.
- 27.** Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP et al. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci.* 2010; 118(2): 202-9.
- 28.** Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G et al. Probability of survival of implant-supported metalceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater.* 2015; 31(8): 168-77.
- 29.** Bonfante EA. Confiabilidade e modos de fratura de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas e em zircônia [tese de doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.
- 30.** Scherrer SS, Lohbauer U, Della Bona A, Vichi A, Tholey MJ, Kelly JR et al. ADM guidance-ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dent Mater.* 2017; 33(6): 599-620.
- 31.** Lohbauer U, Amberger G, Quinn GD, Scherrer SS. Fractographic analysis of a dental zirconia framework: a case study on design issues. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010; 3(8): 623-9.
- 32.** Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015; 57(3): 255-61
- 33.** Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20(1): 1-25.
- 34.** Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand.* 2014; 72(2): 145-53.
- 35.** Ghodsi S, Jafarian Z. A review on translucent zirconia. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2018; 26(2): 62-74.
- 36.** 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.
- 37.** Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: from veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int.* 2017; 48(6): 441-50.

- 38.** Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: a flexural strength and translucency comparison test. *J Dent.* 2017; 60: 70-6.
- 39.** 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; 116(2): 257-63.
- 40.** Nassary Zadeh P, Lümckemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent.* 2018; 120(6): 948-54.
- 41.** Bonfante EA, Coelho PG. A critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. *Adv Dent Res.* 2016; 28(1): 18-27.
- 42.** Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 2013; 41(12): 1135–47.
- 43.** Martins LM, Lorenzoni FC, Farias BC, Lopes LDS, Bonfante G, Rubo, JH. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica.* 2010; 56(338): 148-55.
- 44.** Zhang Y, Song JK, Lawn BR. Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005; 73(1): 186-93.
- 45.** Rudas M, Bush M. Evolution of subsurface radial cracks in bi-material structures undergoing indentation loading. *Eng Anal Bound Elem.* 2007; 31: 66-74.
- 46.** Zhang Y, Kim JW, Bhowmick S, Thompson VP, Rekow ED. Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009; 88(2): 402-11.
- 47.** Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J Dent Res.* 2010; 89(6): 592-6.
- 48.** Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P et al. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater.* 2015; 31(12): 1445-52.
- 49.** Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010; 104(4): 228-38.
- 50.** Longhini D, Rocha C, de Oliveira LT, Olenscki NG, Bonfante EA, Adabo GL. Mechanical behavior of ceramic monolithic systems with different thicknesses. *Oper Dent.* 2019; 44(5): e244-53.
- 51.** Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015; 73(8): 602-8.

- 52.** Chun EP, Anami LC, Bonfante EA, Bottino MA. Microstructural analysis and reliability of monolithic zirconia after simulated adjustment protocols. *Dent Mater.* 2017; 33(8): 934-43.
- 53.** Machry RV, Cadore-Rodrigues AC, Borges ALS, Pereira GKR, Kleverlaan CJ, Venturini AB et al. Fatigue resistance of simplified CAD-CAM restorations: Foundation material and ceramic thickness effects on the fatigue behavior of partially- and fully-stabilized zirconia. *Dent Mater.* 2021; 37(4): 568-77.
- 54.** Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018; 85: 57-65.
- 55.** Qasim T, Ford C, Bongue-Boma M, Bush M, Hu XZ. Effect of coating thickness on crack initiation and propagation in non-planar bi-layers. *Mater Sci Eng A- Struct Mater.* 2006; 419: 189-95.
- 56.** Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clin Oral Investig.* 2012; 16(4): 1105-10.
- 57.** Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater.* 2011; 27(1): 71-82.
- 58.** Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 1999; 15(6): 426-33.
- 59.** Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006; 34(3): 195-206.
- 60.** Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005; 33(1): 9-18.
- 61.** Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2017; 118(2): 216-20.

## APÊNDICE A – CONFIGURAÇÃO DO ENSAIO SSALT SEGUNDO O TIPO DE PERFIL

<b>Leve</b>						
	<b>Ciclos</b>	<b>Carga (N)</b>	<b>Target (N)</b>	<b>Amplitude (N)</b>	<b>Pré-carga (N)</b>	
	0	40000	300	-158	142	15
	40000	60000	500	-263	238	25
	60000	80000	700	-368	333	35
	80000	100000	900	-473	428	45
	100000	120000	1100	-578	523	55
	120000	140000	1300	-683	618	65
	140000	160000	1500	-788	713	75
	160000	180000	1700	-893	808	85
	180000	200000	1900	-998	903	95
	200000	220000	2100	-1103	998	105
	220000	240000	2300	-1208	1093	115
	240000	260000	2500	-1313	1188	125
	260000	280000	2700	-1418	1283	135
	280000	300000	2900	-1523	1378	145
	300000	320000	3000	-1575	1425	150

<b>Moderado</b>						
	<b>Ciclos</b>	<b>Carga (N)</b>	<b>Target (N)</b>	<b>Amplitude (N)</b>	<b>Pré-carga (N)</b>	
	0	30000	300	-158	142	15
	30000	45000	550	-289	261	28
	45000	60000	800	-420	380	40
	60000	75000	1050	-551	499	53
	75000	90000	1300	-683	618	65
	90000	105000	1550	-814	736	78
	105000	120000	1800	-945	855	90
	120000	135000	2050	-1076	974	103
	135000	150000	2300	-1208	1093	115
	150000	165000	2550	-1339	1211	128
	165000	180000	2800	-1470	1330	140
	180000	195000	3000	-1575	1425	150

<b>Agressivo</b>						
	<b>Ciclos</b>	<b>Carga (N)</b>	<b>Target (N)</b>	<b>Amplitude (N)</b>	<b>Pré-carga (N)</b>	
	0	20000	300	-158	142	15
	20000	30000	600	-315	285	30
	30000	40000	900	-473	428	45
	40000	50000	1200	-630	570	60
	50000	60000	1500	-788	713	75
	60000	70000	1800	-945	855	90
	70000	80000	2100	-1103	998	105
	80000	90000	2400	-1260	1140	120
	90000	100000	2700	-1418	1283	135
	100000	110000	3000	-1575	1425	150

**Não autorizo a publicação deste trabalho até 07 de julho 2023**

**(Direitos de publicação reservado ao autor)**

**Araraquara, 07 de julho de 2021.**

**Mariana Ribeiro Baldochi**