

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Carolina Barbosa Vicari

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DE
CERÂMICAS PARCIALMENTE
CRISTALINAS SUBMETIDAS À FADIGA
CÍCLICA**

Passo Fundo

2014

Carolina Barbosa Vicari

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DE
CERÂMICAS PARCIALMENTE
CRISTALINAS SUBMETIDAS À FADIGA
CÍCLICA**

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

Passo Fundo

2014

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

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

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

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

BIOGRAFIA DO AUTOR

Carolina Vicari nascida em 01.11.1983 em Pelotas-RS. Graduada em Odontologia pelo Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais na cidade de Ponta Grossa- PR (2005-2010). Especialista em Implantodontia pela Pontifícia Universidade Católica do Paraná, PUC-PR (2011-2013).

Cirurgiã- Dentista- Atualmente atuando na área de Implantodontia.

AGRADECIMENTOS

À Deus pela vida e por me guiar sempre nesta caminhada.

À minha família que sempre me apoiou em todos os momentos, principalmente ao meu pai José Olívio que sempre esteve ao meu lado me incentivando em todos os meus projetos, meu exemplo como profissional e ser humano, você é meu herói, obrigada por tudo!!!! À minha mãe Maria Elizabete (In memoriam) sei que me guia ai de cima e zela por mim de alguma maneira para que tudo dê certo. Aos meus avós Arcilio e Eloi que sempre estiveram ao meu lado principalmente nos momentos mais difíceis, sempre me cuidando com muito carinho e amor, meu eterno agradecimento!

Ao meu irmão José, e à minha cunhada Mariah, obrigada pela amizade, companheirismo e parceria, por terem aguentado o meu mau humor nestes dois anos. Vocês são muito especiais!

À Minha irmã Vallentina pela amizade e companhia, por escutar algumas vezes meus desabaços, ao meu irmão Júlio pelo carinho e pelas brincadeiras.

Ao meu namorado Rodrigo, pela compreensão, amor, companheirismo, paciência e carinho à mim dedicados em todos os momentos! Obrigada! Eu amo você!

À Professora Dra. Márcia Borba, minha orientadora, por todos os conhecimentos transmitidos pelo incentivo e apoio a realização deste trabalho.

Aos meus colegas do mestrado, pela amizade e companheirismo nestes dois anos, foi ótimo conviver com vocês!

À todos os professores do PPGO - UPF.

Aos professores João de Carli, Maria Salete Linden, e Micheline Trentin por me acolherem com muito carinho durante um ano na disciplina de Implantodontia no meu estágio de docência, obrigada por todo aprendizado que me passaram!

Ao Oscar Pecho, obrigada pela amizade e ajuda na parte prática da minha pesquisa.

À Fabiana Pimentel, secretária do PPGO por toda sua dedicação e carinho.

À UPF por proporcionar e fazer parte do meu aprendizado.

Ao laboratório Coral pelo auxílio dado à minha pesquisa.

Ao Fernando e André do curso de Engenharia – UPF.

À agência de fomento Capes pelo suporte financeiro.

À todos os funcionários, colegas, e amigos, que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR	5
AGRADECIMENTOS.....	6
LISTA DE TABELAS	12
LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS	15
1. INTRODUÇÃO	20
2. REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 Cerâmicas	22
2.2 Cerâmicas parcialmente cristalinas	24
2.3 Longevidade	28
2.3.1 Vitrocerâmicas de leucita	28
2.3.2 Cerâmicas vítreas à base de Dissilicato de Lítio	30
2.4 Fadiga Cíclica.....	32
3. PROPOSIÇÃO	39
4. MATERIAIS E MÉTODOS	40
4.1 Preparo dos corpos-de-prova.....	40
4.2 Teste de flexão em três pontos (<i>fast fracture</i>)	44
4.3 Fadiga cíclica.....	46
4.4 Análise Fractográfica	51
5. RESULTADOS.....	52
5.1 Resistência à Flexão em Três-Pontos e Análise de Weibull.....	52
5.2 Ensaio de Fadiga pela Técnica <i>Boundary</i>	53
5.2.1 Grupo VD.....	54

5.2.2 Grupo VL	59
5.2 Fractografia	62
6. DISCUSSÃO	66
6.1 Comportamento de Fratura	66
6.2 Método de Fadiga	73
7. CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS	79
ARTIGO A SER SUBMETIDO	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Descrição das cerâmicas avaliadas no estudo.....	40
Tabela 2. Mediana (σ - MPa) e intervalo interquartil (IQ) de resistência à flexão, resistência característica (σ_0 - MPa), módulo de Weibull (m) e respectivos intervalos de confiança (IC).	52
Tabela 3. Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica (σ_0) e resistência à flexão para uma probabilidade de falha de 50% ($\sigma_{50\%}$) e 5% ($\sigma_{5\%}$) dos dados de resistência à flexão em três pontos, e teste de fadiga de 10^4 e 10^5 ciclos para o grupo VD. Valores estimados pela análise de Weibull de cada condição experimental.	56
Tabela 4. Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica (σ_0) e resistência à flexão para uma probabilidade de falha de 50% ($\sigma_{50\%}$) e 5% ($\sigma_{5\%}$) dos dados de resistência à flexão em três pontos, e teste de fadiga de 10^4 e 10^5 ciclos para o grupo VD. Valores estimados pelo ajuste dos dados de fadiga utilizando os parâmetros da análise de Weibull do grupo testado em flexão em três pontos (fast fracture).....	57
Tabela 5. Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica (σ_0) e resistência à flexão para uma probabilidade de falha de 50% ($\sigma_{50\%}$) e 5% ($\sigma_{5\%}$) dos dados de resistência à flexão em três pontos, e teste de fadiga de 10^3 e 10^4 ciclos para o grupo VL. Valores estimados pelo ajuste dos dados de fadiga utilizando os parâmetros da análise de Weibull do grupo testado em flexão em três pontos.	61

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. (A) Bloco de IPS e.max® CAD colado no dispositivo de resina acrílica e posicionado na cortadeira metalográfica. (B) Bloco sendo cortado na primeira parte de três.	41
Figura 2. Máquina Politriz utilizada para polimento das barras.	42
Figura 3. (A) Barra do grupo VD sendo lixada manualmente com água. (B) Dispositivo usado para fazer o chanfro dos cantos da barra.	43
Figura 4. Barra do grupo VD após sinterização.....	43
Figura 5. Dispositivo para o teste de flexão em três pontos.....	45
Figura 6. Barra posicionada no dispositivo de flexão para o teste mecânico e imersa em água.	45
Figura 7. Máquina de Ciclagem mecânica pneumática com 10 estações.	47
Figura 8. Dispositivo de ensaio posicionado e fixado na máquina de ciclagem.	47
Figura 9. Barra posicionada no dispositivo e com o pistão em leve contato para evitar impacto durante o teste.....	48
Figura 10. Barra do grupo VL sendo submetida a ciclagem mecânica, completando 100 mil ciclos.	49
Figura 11 – Gráfico de Weibull com os dados de resistência à flexão do grupo VL (triângulos) e grupo VD (círculos) com seus respectivos intervalos de confiança a 95%.	53
Figura 12. Dados de resistência à fadiga do grupo VD em 10 ⁴ ciclos. Os corpos de-prova marcados em preto (círculo) sobreviveram ao ensaio (σ_1 e σ_2 são a primeira e a segunda amplitude de estresse utilizadas no ensaio, respectivamente).	55

Figura 13. Dados de resistência à fadiga do grupo VD em 10^5 ciclos. Os corpos-de-prova marcados em preto (círculo) sobreviveram ao ensaio ((σ_1 e σ_2 são a primeira e a segunda amplitude de estresse utilizadas no ensaio, respectivamente).	55
Figura 14. Gráfico de Weibull para os dados de resistência à flexão (VD) e resistência à fadiga para 10^4 e 10^5 ciclos. Para o grupo de resistência à flexão cada ponto corresponde a um corpo-de-prova e para os grupos de resistência à fadiga cada ponto corresponde a 10 corpos-de-prova. A reta horizontal pontilhada mostra o ajuste (a_t) feito nos dados de fadiga para calcular $\sigma_{5\%}$ e $\sigma_{50\%}$	58
Figura 15. Dados de resistência à fadiga do grupo VL em 10^3 ciclos. Os corpos-de-prova marcados em preto (círculo) sobreviveram ao ensaio (σ_1 e σ_2 são a primeira e a segunda amplitude de estresse utilizadas no ensaio, respectivamente).	60
Figura 16. Dados de resistência à fadiga do grupo VL em 10^4 ciclos. Os corpos-de-prova marcados em preto (círculo) sobreviveram ao ensaio (σ_1 e σ_2 são a primeira e a segunda amplitude de estresse utilizadas no ensaio, respectivamente).	60
Figura 17. Gráfico de Weibull para os dados de resistência à flexão (VL) e resistência à fadiga para 10^3 e 10^4 ciclos. Para o grupo de resistência à flexão cada ponto corresponde a um corpo-de-prova e para os grupos de resistência à fadiga cada ponto corresponde a 10 corpos-de-prova. A reta horizontal pontilhada mostra o ajuste (a_t) feito nos dados de fadiga para calcular $\sigma_{5\%}$ e $\sigma_{50\%}$	62
Figura 18. Imagem geral da superfície de fratura de um CP do grupo VD que falhou durante a ciclagem por 10^4 ciclos. Pode-se observar marcas como compression curl (CC) e hackle lines (HL) indicando a origem da fratura (delimitada pela caixa amarela).	64
Figura 19. As flechas delimitam o defeito crítico na superfície de fratura do CP do grupo VD, descrito na Figura 18.	64
Figura 20. Imagem geral da superfície de fratura de um CP do grupo VL que falhou durante a ciclagem por 10^3 ciclos. Pode-se observar marcas como compression curl (CC) e hackle lines (HL) indicando a origem da fratura (delimitada pela caixa amarela).	65
Figura 21. As flechas delimitam o defeito crítico na superfície de fratura do CP do grupo VL, descrito na Figura 20.	65

LISTA DE ABREVIATURAS

VL = Vitrocerâmica reforçada por leucita
VD = Vitrocerâmica reforçada por dissilicato de lítio
P = Carga de fratura
I = Distância entre os apoios
W = Largura do corpo-de-prova (mm)
b = Espessura dos corpos de prova (mm)
i = Número de corpos-de-prova que falharam até o número pré-determinado de ciclos em σ_1 .
n = Número total dos corpos-de-prova testados em σ_1 .
S = constante escolhida para minimizar a chance de que todos ou nenhum corpo-de-prova falhem em σ_2 .
m = módulo de Weibull
P_f = Probabilidade de falha (0,05 ou 0,5)
P_f = Probabilidade de falha (0,05 ou 0,5)
 σ_{Pf} = Amplitude de estresse correspondente a 5% ou 50% de falha
 σ_{th} = Estresse limite ($P_f=0$)
 σ_0 = Resistência característica.
 σ = Resistência flexural
IQ = Intervalo interquartil de resistência à flexão
IC = Intervalo de confiança
 $\sigma_{inicial}$ = Amplitude de estresse para o primeiro corpo-de-prova
 σ_1 = Primeira amplitude de estresse
 σ_2 = Segunda amplitude de estresse (σ_2)
In = Resistência à flexão
 $\sigma_{50\%}$ = Probabilidade de falha de 50%
 $\sigma_{5\%}$ = Probabilidade de falha de 5%
 δ = Amplitude de estresse.

COMPORTAMENTO MECÂNICO DE CERÂMICAS PARCIALMENTE CRISTALINAS SUBMETIDAS À FADIGA CÍCLICA

Carolina Barbosa Vicari¹

RESUMO

Objetivo: Avaliar o comportamento mecânico de duas cerâmicas parcialmente cristalinas, uma vitrocerâmica de leucita (IPS Empress® CAD), VL, e outra cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio (IPS e-max® CAD), VD, submetidas ao ensaio de fadiga cíclica. Material e Método: Foram confeccionadas 70 barras de cada tipo de cerâmica com as dimensões de 16 mm x 4 mm x 1,2 mm, a partir do corte de blocos pré-fabricados de CAD-CAM. Para cada grupo, trinta corpos-de-prova foram testados através do teste de flexão em três pontos em uma máquina de ensaios universal e 40 corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de fadiga cíclica. O ensaio de fadiga cíclica foi realizado utilizando a técnica *boundary*, com frequência de 1 Hz, em água destilada a 37° C, em uma máquina de ciclagem pneumática. Foi realizada a análise fractográfica dos corpos-de-prova em microscópio eletrônico de varredura. Os dados foram analisados estatisticamente através da Análise de Weibull e teste de Mann-Whitney ($\alpha=0,05$). Resultados: O grupo VD (244 MPa) apresentou valor de resistência à flexão estatisticamente superior ao grupo VL (122 MPa). Porém, o grupo VL obteve maior módulo de Weibull. Ambos os grupos apresentaram uma redução de, aproximadamente 60%, da resistência à flexão inicial após a ciclagem por 10^4 ciclos. Nos testes de fadiga cíclica, para o grupo VD, não houve degradação da resistência à flexão com o aumento do número de ciclos (10^4 para 10^5). O grupo VL mostrou uma diminuição dos valores de resistência de 17% quando o tempo de ciclagem foi aumentado de 10^3 para 10^4 ciclos. Foram estimados valores de resistência à flexão para uma probabilidade de falha de 5% de 36 MPa para o grupo VL e 58 MPa para o grupo VD, após o mesmo tempo de ciclagem (10^4 ciclos). Conclusão: A cerâmica vítrea à base de dissilicato

¹ Aluna do Programa de Pós-graduação em Odontologia UPF.

de lítio apresenta comportamento mecânico e de fadiga superior do que a vitrocerâmica de leucita, apesar da menor confiabilidade. Ainda, a ciclagem mecânica em meio úmido mostrou-se um fator significante na degradação das propriedades mecânicas das cerâmicas.

Palavras-chave: Cerâmicas, CAD-CAM, Fadiga, Fratura

ABSTRACT¹

Objective: To evaluate the mechanical behavior of two partially crystalline ceramics, a leucite-based glass-ceramic (IPS Empress® CAD), VL, and a lithium disilicate-based glass-ceramic (IPS e-max® CAD), VD, subjected to a cyclic fatigue test. Material and Methods: Seventy bar-shaped specimens were produced for each ceramic, with dimensions of 16 mm x 4 mm x 1.2 mm, by cutting pre-fabricated CAD-CAM blocks. For each group, thirty specimens were subjected to a three-point bending test in a universal testing machine and 40 specimens were subjected to cyclic fatigue test. The cyclic fatigue test was performed using the boundary technique with 1 Hz frequency, in 37 ° C distilled water using a pneumatic cycling machine. Fractographic analysis of the fractured specimens was performed with a scanning electron microscope (SEM). Data were statistically analyzed using the Weibull analysis and Mann-Whitney test ($\alpha = 0.05$). Results: VD group (244 MPa) showed statistically superior flexural strength values than VL group (122 MPa). However, VL group obtained higher Weibull modulus. Both groups showed a reduction of, approximately, 60% of the initial flexural strength after cycling for 10^4 cycles. For VD group tested in fatigue, there was no degradation of the flexural strength values when the number of cycles was increased (10^4 to 10^5). VL group showed a decrease in strength of 17% when the number of cycles was increased from 10^3 to 10^4 . Flexural strength values estimated for a probability of failure of 5% were 36 MPa, for VL group, and 58 MPa, for VD group, after the same number of cycles (10^4 cycles). Conclusion: Lithium disilicate-based glass-ceramic has superior mechanical and fatigue behavior than leucite-based glass-ceramic, besides its lower reliability. In addition, it can be concluded that mechanical cycling in humid conditions proved to be an important factor for the degradation of the mechanical properties of ceramics.

Key words: Ceramics, CAD-CAM, Fatigue, Fracture.

¹ Fatigue behavior of partially crystalline ceramics

1. INTRODUÇÃO

Os materiais cerâmicos vem sendo cada vez mais utilizados na odontologia em diferentes tipos de tratamentos estéticos, tais como: inlays, onlays, coroas unitárias e próteses parciais fixas. Esta alta demanda dos materiais cerâmicos se justifica por este ser o melhor material disponível para reproduzir a estética complexa do dente humano. Além da estética, os materiais cerâmicos também apresentam alta biocompatibilidade aos tecidos da cavidade oral, alta resistência à compressão, estabilidade química, condutibilidade térmica e coeficiente de expansão térmica similares ao da estrutura dentária (DELLA BONA, 1996; ANDERSSON et al., 2001; KOUTAYAS et al., 2009; SILVA et al., 2010).

Sabe-se que estes materiais cerâmicos são frágeis, ficando assim suscetíveis à defeitos pré-existentes. A aplicação de cargas cíclicas, como ocorre durante a mastigação, pode levar ao crescimento desses defeitos, causando a fratura do material em níveis de tensão relativamente baixos. Assim, o desempenho clínico das cerâmicas é altamente dependente tanto da sua microestrutura quanto da qualidade de seu processamento, e está diretamente relacionado ao comportamento de fadiga desses materiais. A avaliação do comportamento mecânico das cerâmicas possibilita ao cirurgião-dentista verificar qual é a melhor indicação de cada sistema e prever sua longevidade clínica (KOUTAYAS et al., 2009; SILVA et al., 2010).

Os testes de fadiga cíclica são importantes pois simulam um processo que envolve a nucleação e propagação de trincas. Quando as cerâmicas são submetidas a tensões subcríticas ao longo do tempo, pode ocorrer o crescimento lento e subcrítico da trinca, até que a mesma alcance um tamanho crítico, ocasionando uma falha devido ao processo chamado fadiga. Por isso, os testes de resistência à fratura convencionais tendem a superestimar a real resistência dos materiais e não são capazes de caracterizar o comportamento de fadiga dos mesmos. Porém os testes de fadiga são demorados e requerem uma grande quantidade de corpos-de-prova. Assim, foram desenvolvidas algumas técnicas para otimizar esses testes, entre elas a “técnica boundary”, esta técnica é a única que determina, para a maioria dos corpos-de-prova, amplitude de estresse correspondente a baixa probabilidade de falha, alcançando assim, maior precisão na faixa de estresse de interesse clínico (NAUMAN et al., 2005; SALAZAR-MAROCHO et al., 2010; SILVA et al., 2010; MAENNIG, 1975; GRUETTER, 2005).

Considerando a grande quantidade de materiais cerâmicos que são introduzidos no mercado, é de grande relevância clínica estudar a influência da microestrutura da cerâmica no comportamento de fadiga das mesmas, para estimar *in vitro* a longevidade desses materiais *in vivo* (GRUETTER, 2005).

Assim este estudo utilizou o teste de fadiga cíclica para avaliar o comportamento mecânico de duas cerâmicas parcialmente cristalinas, a vitrocerâmica de leucita (IPS Empress® CAD) e a cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS e.max® CAD).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cerâmicas

As cerâmicas são consideradas o melhor material disponível para reproduzir a estética complexa do dente humano e têm sido empregadas como material restaurador desde 1770. Além da estética, os materiais cerâmicos também apresentam alta biocompatibilidade aos tecidos da cavidade oral, alta resistência à compressão, estabilidade química, condutibilidade térmica e coeficiente de expansão térmica similares ao da estrutura dentária (DELLA BONA, 1996; ANDERSSON et al., 2001; KOUTAYAS et al., 2009; SILVA et al., 2010).

A resistência de um material é a propriedade mecânica definida como a tensão (força por unidade de área que atua em milhões de átomos ou moléculas em um dado plano de um material submetido a uma aplicação de carga) necessária para causar sua fratura (resistência máxima) ou para produzir uma quantidade específica de deformação plástica (ANUSAVICE, 2005). As cerâmicas são materiais frágeis, ou seja, exibem apenas deformação elástica, tensões ligeiramente maiores ou equivalentes à tensão elástica máxima (limite de proporcionalidade) resultam em fratura (ANUSAVICE, 2005). Por isso, as cerâmicas são muito sensíveis aos defeitos superficiais e internos frente às tensões de tração. Então, sua resistência à tração é menor do que sua resistência à compressão. Assim, o desempenho clínico das cerâmicas é altamente

dependente tanto da sua microestrutura quanto da qualidade de seu processamento (ANDERSSON et al., 2001; VAN NOORT, 2004).

Inicialmente as cerâmicas eram compostas basicamente por matriz vítrea, o que confere boas propriedades ópticas ao material, mas baixa resistência à tração (KOUTAYAS et al., 2009; SILVA et al., 2010). Assim, suas indicações eram restritas a inlays, onlays, facetas, coroas unitárias monolíticas e recobrimento de infraestruturas metálicas de próteses metalo-cerâmicas. Então, com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas e ampliar a suas indicações para situações de maior solitação mecânica, foram adicionados cristais às cerâmicas odontológicas (BORGES et al., 2003).

Tenacidade à fratura é uma medida de quantidade de energia que um material pode absorver antes de fraturar (absorção de energia de deformação de um material frável). A tenacidade a fratura das cerâmicas pode ser aumentada através de mecanismos de tenacificação, estes mecanismos estão relacionados à microestrutura dos materiais e se manifestam durante uma propagação da trinca, reduzindo a tensão na ponta da mesma (CESAR et al., 2011; ANUSAVICE, 1998).

De acordo com a composição, pode-se classificar as cerâmicas em: policristalinas, que não possuem conteúdo vítreo; vidros parcialmente cristalinos, que contém alto ou baixo teor de vidro; e vidros amorfos. Entre as cerâmicas parcialmente cristalinas se destacam as vitrocerâmicas de leucita e as cerâmicas vítreas à base de dissilicato de lítio (DELLA BONA, 2009).

2.2 Cerâmicas parcialmente cristalinas

As vitrocerâmicas cerâmicas surgiram no mercado como um sistema denominado IPS Empress® (Ivoclar North América, Amherst, NY, EUA). No início dos anos 90, foi introduzida a IPS Empress® 1 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), uma cerâmica vítrea reforçada por leucita (35-55% de conteúdo cristalino). Os cristais de leucita finamente dispersos em uma matriz de vidro amorfa aumentaram a resistência à propagação de trincas, melhorando a performance clínica do material. Posteriormente, foi lançada a IPS Empress® 2, que é uma cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio, composta principalmente de quartzo, de dióxido de lítio, óxido de fósforo, óxido de alumina, e óxido de potássio (60-65% de conteúdo cristalino). (ANUSAVICE, 1998; KANG et al., 2013).

A vitrocerâmica de leucita é indicada para a confecção de inlays, onlays, facetas e coroas anteriores. Os valores de resistência à fratura variam de 95 a 180 MPa e a tenacidade à fratura é de aproximadamente $1,3 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. A cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio é também indicada para a confecção de pontes parciais fixas (PPFs) de três elementos, envolvendo a região anterior, até o 2º pré-molar. A resistência à fratura e tenacidade à fratura dessa cerâmica, variam de 230 a 400 MPa e 2 a $3,3 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, respectivamente (ANUSAVICE, 1998; GUAZZATO et al., 2004, MEDEIROS et al., 2009). Sendo que a vitrocerâmica de leucita é 1,5 vezes mais resistente do que a porcelana, e a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio é 4 vezes mais resistente que a de leucita (KELLY, 2008).

Avaliando o comportamento de fratura dos materiais cerâmicos DELLA BONA et al. (2004) também concluíram que a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio tem um melhor desempenho estrutural em relação à vitrocerâmica de leucita, e isso está relacionado aos defeitos de processamento e a composição destas cerâmicas. Diferenças microestruturais também foram relatadas no estudo de GONZAGA et al. (2009), principalmente em relação a fração volumétrica e tamanho dos cristais e composição química da matriz vítrea.

Por outro lado, quando comparada a porcelana aplicada com a técnica convencional da estratificação, a vitrocerâmica de leucita apresenta melhor comportamento mecânico. Um estudo relatou que a vitrocerâmica de leucita proporcionou um aumento de 17-19% na resistência à flexão e 3-64% na tenacidade à fratura em comparação com as porcelanas feldspáticas. Além disso, foi relatado que o ambiente de teste e condições de carregamento influenciam o comportamento mecânico e sugerem que estes materiais cerâmicos são susceptíveis à fadiga cíclica, resultando numa redução significativa no tempo de sobrevivência das restaurações cerâmicas (DRUMMOND, 2000).

A principal característica das vitrocerâmicas é o método de fabricação das restaurações, no qual a cerâmica é injetada num molde de revestimento, obtido pela técnica da cera perdida, sob alta temperatura e pressão. A vitrocerâmica de leucita é prensada numa temperatura de 1150 - 1180 °C, enquanto que a de dissilicato de lítio é injetada a 890 - 920 °C. O IPS Empress® simplificou o problema de contração durante a queima da cerâmica, comum para as feldspáticas, devido à alta pressão de injeção da cerâmica no molde em altas temperaturas. Desta maneira, a variação dimensional ocorre durante o resfriamento, que pode ser

controlada por adequada expansão do revestimento. Esta técnica de pressão pelo calor tem proporcionado o aumento na resistência da cerâmica IPS Empress®, o qual também está relacionado com o subsequente tratamento com calor durante a queima da faceta, resultado de queimas múltiplas devido ao aumento de leucita ou dissilicato de lítio (ANUSAVISE,1998).

Em 2001, o fabricante lançou o IPS e.max® Press, que é uma cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio com a melhores propriedades mecânicas e ópticas. A cerâmica IPS e.max® Press tem como composição, duas fases cristalinas e uma fase vítrea. A fase cristalina é formada por cristais alongados de dissilicato de lítio e a segunda fase é composta por ortofosfato de lítio. A matriz vítrea envolve ambas as fases cristalinas. Restaurações com o sistema IPS e.max® Press exibem uma taxa de sobrevida variando de 96% em 4 anos e meio para 91% em 7 anos. As cáries secundárias não foram o fator principal de falha, sendo a fratura de corpo a maior causa de insucesso. A fratura frágil de um material normalmente é iniciada em um defeito de superfície ou interno, na forma de microtrincas. A fase cristalina é na maioria das vezes mais resistente do que a fase vítrea, isto explica o fato da trinca normalmente se originar na fase vítrea. A dimensão destas microtrincas pode ser limitada pela distância entre os cristais (EL-MOWAFY et al., 2002; FABIANELLI et al., 2010).

Quatro anos depois, a IPS e.max® CAD foi introduzida na forma de blocos pré-fabricados para o sistema CAD-CAM (computer aided design – computer aided machining). Primeiramente, o bloco cerâmico parcialmente cristalizado pode ser usinado na unidade CAM.

Após, a restauração é submetida a um ciclo de cristalização, atingindo a densidade total e aumentando a sua resistência mecânica (KANG et al., 2013). A vitro-cerâmica reforçada com leucita também foi introduzida na forma de blocos para CAD-CAM, comercialmente denominada IPS Empress® CAD.

A tecnologia CAD-CAM permitiu aos clínicos restaurar dentes com material cerâmico em uma única sessão. A tecnologia CAD-CAM existe há 10 anos na Odontologia (OZTURK et al., 2007). O sistema CAD-CAM apresenta-se em três fases: (1) aquisição dos dados informativos sobre a morfologia dos preparos, chamada de escaneamento (ótica, mecânica ou laser); (2) um programa de computador para elaboração dos dados obtidos e desenho da restauração (CAD); (3) uma máquina automática, que seguindo as informações do software, produz a peça a partir dos blocos do material desejado (CAM) (GUAZZATO, 2004; GIANNETOPOULOS et al., 2010).

Quando avaliada a influência da cerâmica de recobrimento e da técnica de fabricação (injetável ou CAD-CAM) na resistência à flexão biaxial e o módulo de Weibull de dois tipos de cerâmicas: (1) reforçada por leucita e (2) reforçada com dissilicato de lítio, os resultados mostraram que o recobrimento com porcelana diminui a resistência à flexão e a confiabilidade das estruturas em camadas. A vitrocerâmica de leucita têm resistência à flexão inferior a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio. No que diz respeito às técnicas de fabricação, tanto a injetável como a técnica CAD-CAM não afetam a resistência a flexão destas cerâmicas vítreas (LIN, et al. 2012).

Foi avaliada a influência do tipo de cerâmica (vitrocerâmica de leucita ou cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio) e da espessura (1

ou 2 mm) na carga de fratura de restaurações cerâmicas. Todas as restaurações foram cimentadas com cimento resinoso sobre dentes preparados e testadas com carga compressiva até a fratura, em uma máquina de ensaios universal. Foi observado efeito significativo para o fator material, mas não para o fator espessura e para a interação entre fatores. Concluíram que as restaurações fabricadas com cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio tem maior carga de fratura do que aquelas fabricadas com vitrocerâmica de leucita (BAKEMAN et al., 2014).

Uma nova técnica chamada CAD-on também foi introduzida para a confecção de restaurações totalmente cerâmicas. Nesta técnica, a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio é proposta como material de recobrimento para infraestruturas de Y-TZP. Ambas as camadas são fabricadas pela tecnologia CAD-CAM. Então, a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio é cimentada ou fusionada sobre a infraestrutura de Y-TZP. SCHMITTER et al. (2014) afirmam que esta técnica parece ser promissora para restaurar ou substituir dentes cariados. No seu estudo, todas as coroas fabricadas com esse sistema sobreviveram e se mostraram quase insensíveis ao processo de envelhecimento, com alta resistência à fratura.

2.3 Longevidade

2.3.1 Vitrocerâmicas de leucita

Os dados de estudos de laboratórios e clínicos são promissores quanto ao desempenho e sobrevivência das restaurações cerâmicas à base de dissilicato de lítio e vitrocerâmicas de leucita. Uma revisão de

literatura sobre a longevidade e o desempenho clínico de restaurações com vitrocerâmica de leucita (IPS Empress®) foi realizada no ano de 2004. As taxas de sobrevivência para inlays e onlays variou de 96% em 4,5 anos para 91% em 7 anos. A maioria das falhas observadas foram devido à fratura catastrófica das restaurações. As coroas tiveram uma taxa de sobrevivência variando de 92% a 99% em 3 a 3,5 anos. A falha das coroas também foi principalmente catastrófica. Segundo o autor, o uso de coroas de vitrocerâmica de leucita não é recomendada na região posterior da cavidade oral até mais ensaios clínicos à longo prazo sejam realizados (EL- MOWAFY et al., 2004).

Um estudo avaliou o desempenho de onlays de vitrocerâmica de leucita, cimentadas com dois cimentos resinosos e adesivos para dentes tratados endodonticamente. Vinte dentes molares foram restaurados com restaurações de cerâmica cimentadas aleatoriamente com Maxcem® ou Clearfil Esthetic Cement® e DC James Bond® Kit (n = 10) em 20 pacientes. As restaurações foram avaliadas no Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos no início do estudo, 6 meses e 1, 2 e 3 anos. A deterioração significativa foi encontrada para os critérios de integridade marginal, forma anatômica, e rugosidade da superfície. Para cimentação de onlays, concluíram que não houve nenhuma diferença entre os dois sistemas de cimentação (ATALI et al., 2011).

Foi analisada a taxa de sobrevivência e o modo de falha de coroas onlays de vitrocerâmica de leucita quanto à espessura nas seguintes condições clínicas: dentes vitais contra dentes não vitais, e localização em diversos tipos de dentições. Um total de 210 restaurações cerâmicas foram cimentadas em 99 pacientes dentro de um período de observação médio de 2,9 anos. Segundo MURGUEITIO et al. (2012), a

taxa de falha neste estudo foi de 3,33 %. O aumento da espessura do material resultou em menor probabilidade de falha. Dentes vitais foram menos propensos a fracassar do que os dentes não vitais. Segundos molares eram cinco vezes mais suscetíveis a falhas do que os primeiros molares.

Um estudo clínico prospectivo comparou o desempenho clínico de inlays e onlays de vitrocerâmica de leucita submetidas a diferentes procedimentos de cimentação. Foram confeccionadas 83 restaurações em 30 pacientes. Quarenta e três restaurações foram cimentadas com um cimento resinoso auto-adesivo (RelyX Unicem®, 3M ESPE), no outro grupo quarenta restaurações foram cimentadas com um sistema adesivo de várias etapas (Syntac classic®, Ivoclar- Vivadent) e o cimento Variolink II® (Ivoclar- Vivadent). O cimento resinoso auto-adesivo RelyX Unicem® mostrou resultados clínicos semelhantes a um procedimento de cimentação multi-passo convencional após 2 anos de serviço clínico para a maioria dos critérios avaliados (TASCHNER et al., 2012).

2.3.2 Cerâmicas vítreas à base de Dissilicato de Lítio

Em uma abrangente revisão de literatura, DELLA BONA (2009) citou alguns estudos clínicos que indicaram taxas de sobrevivência para próteses de cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio. Um dos estudos de acompanhamento de dois anos relatou que 10 de 20 próteses (50%) tiveram falhas catastróficas, com cinco falhas (25 %) ocorrendo no primeiro ano e as outras cinco falhas (25 %) ocorrendo

dentro do segundo ano. No entanto, os outros dois estudos relataram taxas de sobrevivência de 70% após cinco anos, e 93% depois de dois anos de acompanhamento.

Foi analisado o desempenho clínico para uma nova opção de tratamento restaurador, onde foram utilizadas coroas monolíticas de dissilicato de lítio confeccionadas com o sistema CAD-CAM cimentadas sobre pilares de zircônia para implantes, com o objetivo de superar as desvantagens relacionadas ao lascamento do material. Os 18 pacientes foram acompanhados por pelo menos 3 anos. Controles clínicos foram programados a cada 4 meses. Nos implantes e nas coroas, as taxas de sobrevivência em 5 anos foram de 100 %. Uma das 18 restaurações (1 de 236 unidades dentárias) mostrou uma fratura fora da infraestrutura cerâmica e foi polida intra-oralmente, sem qualquer tratamento adicional, alcançando uma taxa de 100 % de sucesso cumulativa das próteses, de acordo com o índice California Dental Association. Todos os pacientes estavam funcionalmente e esteticamente muito satisfeitos com as suas restaurações. Parâmetros de sucesso de tecidos moles foram encontrados em torno de todos os implantes. Concluiu-se que as coroas monolíticas à base de dissilicato de lítio, preparadas em CAD-CAM parafusadas em estruturas de zircônia, mostraram resultados preliminares favoráveis em médio prazo de acompanhamento. No entanto, há necessidade de mais estudos randomizados e a longo prazo para obter recomendações mais conclusivas (POZZI et al., 2013).

No estudo de GUESS et al. (2013), vinte e cinco pacientes foram reabilitados com 40 restaurações parciais de cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio produzidas pela técnica da injeção e 40 produzidas pela técnica CAD-CAM com o intuito de investigar o

desempenho clínico à longo prazo. Todas as restaurações foram realizadas em primeiro ou segundo molar vital. Após 7 anos, a taxa de sobrevivência foi de 100% para restaurações injetadas e 97% para restaurações do sistema CAD-CAM. O aumento da rugosidade de superfície e a incompatibilidade de cor foram mais frequentes nas restaurações injetadas. Com base nesses dados, ambos os métodos de fabricação podem ser considerados confiáveis para produzir restaurações em dentes posteriores.

2.4 Fadiga Cíclica

O estudo clínico é a melhor opção no que se refere à avaliação de efeitos dos tratamentos e materiais utilizados na Odontologia. Entretanto este tipo de estudo é de difícil execução devido ao seu alto custo, longo período para coleta de dados, e limitação no número de voluntários, levando a um alto valor de desvio padrão. Por isso, os pesquisadores utilizam simulações laboratoriais para reproduzir as forças mastigatórias e o ambiente oral, possibilitando a avaliação do comportamento dos materiais dentários à longo prazo (HICKEL et al., 2007).

Para simular as condições encontradas na cavidade oral são necessários alguns requisitos básicos como: presença de umidade (ex: saliva artificial ou água destilada), temperatura e pH variável, frequência, força e movimento semelhantes aos que ocorrem durante a mastigação. Ainda não há um consenso sobre uma padronização destes testes, principalmente a respeito do número de ciclos mastigatórios realizado por uma pessoa no período de um ano. Alguns trabalhos onde a

ciclagem mecânica foi utilizada sugerem uma média de 250 mil ciclos ao ano (DELONG et al., 1983; SAKAGUCHI et al., 1986; ANDREIOTELLI et al., 2009).

Por outro lado, estudos mais recentes mostraram que em um ano um indivíduo realiza aproximadamente um milhão de ciclos mastigatórios. Esse cálculo foi realizado levando em consideração que um indivíduo realiza três refeições diárias de 15 minutos, e que a frequência de mastigação é 1 Hz, ou seja, um ciclo por segundo. Assim, conclui-se que a cada minuto são realizados 60 ciclos, e em um dia 2.700 ciclos, sendo cerca de um milhão de ciclos em um ano (LOHBAUER et al., 2008; WISKOTT et al., 1995). Por isso, sugere-se que para o estudo laboratorial ter relevância clínica, o corpos-de-prova deve ser submetido a um envelhecimento mecânico de, no mínimo, 1 milhão de ciclos (WISKOTT et al., 1995).

Em 2006, um trabalho mostrou através da avaliação da atividade mastigatória humana, que um ser humano realiza cerca de 60 ciclos mastigatórios em 30 segundos pois se perde aproximadamente 30 segundos entre o ato de deglutir e o de colocar o alimento na boca. Esta informação comprova o que dizem os estudos onde um milhão de ciclos é equivalente a um ano de utilização clínica (WODA et al., 2006).

Em relação às cargas geradas durante a mastigação, um trabalho clínico mostrou valores de 250 a 400 N em região posterior, que corresponde à uma tensão de 30 MPa, gerada sobre o material restaurador durante a mastigação. Em outro estudo, mostrou-se que uma restauração dentária é submetida a uma força que varia de 150 a 660 N em pacientes normais, em pacientes com bruxismo esta força pode ser

superior a 1200 N. (FONTIJN-TEKAMP et al., 2000; LOHBAUER et al., 2008).

Segundo KAMPE et al. (1987), no ato de mastigar desenvolvem-se forças de 69 N na região anterior e 516 N na região posterior. Já em pacientes com bruxismo, as cargas compressivas são de 838 N, associados à um ambiente úmido (saliva) e com muitas variações de temperatura e pH. Assim, mesmo com uma resistência flexural de 120 MPa e tenacidade fratura de $1,2 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ para a vitrocerâmica de leucita, e 400 MPa e $3,5 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ para a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio, o uso destes materiais ainda seria restrito (COSME et al., 2005; RAIDROSKI, 2004).

A fadiga é um processo que envolve a nucleação e propagação de trincas. Alguns materiais são submetidos a tensões subcríticas por algum período de tempo, o que leva ao crescimento lento e subcrítico da trinca, até que a mesma alcance um tamanho crítico, ocasionando uma falha devido ao processo chamado fadiga. As tensões geradas podem ser estáticas, quando constante ao longo do tempo, dinâmicas que é gerada com uma taxa com um carregamento constante, ou cíclica quando a tensão se repete com regularidade (BARAN et al., 2001). Assim, a resistência a fadiga pode ser realizada através de diversos testes laboratoriais.

Um dos métodos para avaliar o efeito da aplicação de cargas cíclicas no comportamento de fratura das cerâmicas é o uso de protocolos de envelhecimento, que consistem na aplicação de uma carga cíclica, em um ambiente que simula as condições intra-orais, por um período de tempo pré-estabelecido. Posteriormente, os corpos-de-prova são testados à fratura em máquina de ensaios universal para verificar o

efeito do envelhecimento mecânico. Um dos problemas dessa metodologia é a falta de padronização dos parâmetros utilizados no envelhecimento, como observado em uma série de estudos (YOSHINARI et al., 1994; ITINOCHE et al., 2006; BEDINI et al., 2012; SLAVCHEVA et al., 2013).

Existem também métodos de teste que consistem na aplicação de uma carga cíclica aos corpos-de-prova até que ocorra falha dos mesmos, os chamados testes de fadiga cíclica. Esses testes podem ser realizados com a aplicação de uma carga constante ou variável ao longo do tempo (NAUMAN et al., 2005; SALAZAR-MAROCHO et al., 2010; SILVA et al., 2010).

Assim, foi investigado um modo de teste de carregamento modificado dinâmico, com aumento progressivo de carga, e avaliado se este teste poderia ser uma alternativa aos métodos habituais de carga estática ou de simulação da mastigação. Setenta e dois incisivos centrais foram aleatoriamente divididos em seis grupos com 12 dentes cada. Três grupos foram restaurados com pino de titânio cimentados com cimento resinoso químico. Os outros três grupos foram restaurados com pino de fibra de vidro, e cimentados com cimento dual. Todos os dentes foram restaurados com coroas de cerâmica. Ambos os tipos de restauração foram testados por compressão linear (estática) de carga, uma versão modificada de carregamento (ciclagem) gradual dinâmico, e por simulação de mastigação seguido por carga estática até a falha ocorrer. A carga máxima de fratura foi registrada. A comparação estatística mostrou que a carga máxima de fratura do material obtido a partir da carga dinâmica gradual não diferiu significativamente da carga de compressão linear ou da simulação da mastigação. Em contraste, a comparação de

materiais diferentes sob carga estática resultou em valores de carga significativamente diferentes. Um ensaio dinâmico com aumento progressivo de carga pode ser considerado uma alternativa econômica para a simulação da mastigação, pois fornece resultados equivalentes. Ambos os procedimentos, no entanto, implicam em conclusões diferentes das de carga estática em relação aos materiais dos pilares (NAUMAN et al., 2005).

Um desafio dos testes de fadiga cíclica é escolher a amplitude de estresse ideal que permitirá a medida do tempo de vida dentro dos limites de interesse clínico (GRUETTER, 2005). Entre as estratégias existentes para determinar a amplitude de estresse estão o método da escada (*staircase*) (DIXON e MOOD, 1948), o método dos dois pontos (LITTLE e JEBE, 1975), a técnica *boudary* (MAENNIG, 1975), e a técnica *step-stress* (NELSON, 1980).

O método da escada envolve o aumento ou diminuição da amplitude de estresse para o próximo corpo-de-prova dependendo se o corpo-de-prova anterior sobreviveu ou falhou no número de ciclos pré-estabelecidos. A vantagem desse método é que a amplitude de estresse é concentrada ao redor da mediana, ou seja, do estresse para uma probabilidade de falha de 50%, para um determinado tempo de vida. Entretanto, não é um método preciso para estimar pontos nas extremidades da distribuição (ex: estresse para uma probabilidade de fratura de 5% ou 95%) (DIXON e MOOD, 1948; ORNAGHI, 2010). O método dos dois pontos é uma variação do método da escada, na qual as amplitudes de estresse são restritas a dois níveis em cada lado da mediana tão logo que existam observações suficientes para estimar o valor da mediana (LITTLE e JEBE, 1975).

Um estudo utilizou a técnica da escada para avaliar o comportamento de fadiga de cerâmicas e resinas compostas indicadas para restaurações parciais posteriores. Corpos-de-prova foram produzidos de acordo com a norma ISO 4049 com os seguintes materiais: Y-TZP (e.max ZirCAD); cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio produzida com CAD-CAM (IPS e.max CAD) e injetada (IPS e-max Press); cerâmica vítrea à base de fluorapatita (e.max Ceram); cerâmica feldspática (Trilux Forte); um compósito indireto e quatro compósitos diretos. O teste de fadiga foi realizado pelo método staircase com 10 mil ciclos e 0,5 Hz. A Y-TZP apresentou a maior resistência flexural e à fadiga. A cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio fabricada por injeção apresentou maior resistência à fadiga do que quando fabricada por CAD-CAM. As cerâmicas vítreas à base de hidroxiapatita e feldspática apresentaram comportamento mecânico semelhante. Com relação aos compósitos, a resina com maior quantidade de carga apresentou melhor comportamento de fadiga (BELLI et al., 2014).

O método *step-stress* pode ser aplicado a testes de fadiga estáticos ou cíclicos. Quando um corpo-de-prova não falha em um período de tempo pré-determinado ou número de ciclos, a amplitude de estresse é aumentada, e o mesmo corpo-de-prova continua sendo testado até a fratura. Esse método tem a vantagem de que os dados são coletados continuamente, sem a necessidade de repetir procedimentos com novos corpos-de-prova em maiores tempos de vida. Outra vantagem é que o nível de estresse correspondente a fratura rápida é facilmente identificada. Entretanto, não está claro se é possível observar a degradação dos mecanismos que levam ao crescimento subcrítico de

trincas nos níveis de estresse utilizados. Também existem dúvidas se o modelo resultante irá ter precisão suficiente para estimar níveis de estresse correspondentes a longos tempos de vida. Além disso, cerâmicas podem ter mais de um tipo de população de defeitos. Assim, nos níveis mais altos de estresse pode-se encontrar tipos de defeitos que não estão relacionados a falha nos níveis fisiológicos de carregamento (NELSON, 1980; SILVA et al., 2010, BORBA et al., 2013).

A técnica *boundary* é a única que determina, para a maioria dos corpo-de-prova, amplitude de estresse correspondente a baixa probabilidade de falha. Consequentemente, essa técnica alcança maior precisão na faixa de estresse de interesse clínico. Essa técnica requer o teste de dois grupos de corpos-de-prova, um grupo é testado com uma amplitude de estresse correspondente a probabilidade de falha de 50% e o outro grupo com uma amplitude de estresse correspondente a baixa probabilidade de falha, para cada tempo de vida (número de ciclos) pré-determinado (MAENNIG, 1975; GRUETTER, 2005).

3. PROPOSIÇÃO

Os objetivos do presente estudo foram:

- 1- Comparar os valores de resistência à flexão e confiabilidade das cerâmicas parcialmente cristalinas submetidas ao teste de flexão, testando a hipótese de que existe diferença nos valores de resistência à flexão e confiabilidade das cerâmicas estudadas.

- 2- Estimar o estresse para uma probabilidade de falha de 5% e 50% das cerâmicas parcialmente cristalinas utilizando um ensaio de fadiga cíclica pelo método *boundary* para diferentes tempos de vida, testando a hipótese de que o estresse para uma probabilidade de falha de 5% e 50% das cerâmicas avaliadas diminui após a ciclagem e com o aumento do número de ciclos.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram avaliados dois tipos de cerâmica parcialmente cristalina (Tabela 1 e Figura 1). Foram confeccionadas 70 barras de cada cerâmica com as dimensões de 16 mm x 4 mm x 1,2 mm. Trinta barras foram testadas com um dispositivo de flexão em três pontos em uma máquina de ensaios universal e 40 barras foram submetidas ao ensaio de fadiga cíclica.

Tabela 1. Descrição das cerâmicas avaliadas no estudo.

GRUPO	NOME COMERCIAL			COMPOSIÇÃO BÁSICA*	
VL	IPS Empress® Vivadent, Liechtenstein) Lote: K24731	CAD AG-	(Ivoclar Schaan	Vitrocerâmica de leucita	
VD	IPS e.max® Vivadent, Liechtenstein) Lote: S47211	CAD AG-	(Ivoclar Schaan	Cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio	

*Dados fornecidos pelo fabricante

4.1 Preparo dos corpos-de-prova

Os corpos-de-prova foram confeccionados através do corte de blocos pré-fabricados do sistema CAD-CAM. Os cortes foram realizados com disco diamantado em uma cortadeira metalográfica (modelo Miniton, Struers, Copenhagen, Dinamarca). Primeiramente, foi realizada

a separação do pino do bloco cortando-o na interface com disco diamantado. Em seguida, o bloco sem o pino foi reposicionado na cortadeira e fixado com cianocrilato (Super Bonder) em um dispositivo de resina acrílica. Esse bloco foi cortado em 3 partes com espessura de 4,0 mm (Figuras 1A e 1B). Após, cada uma destas partes foi reposicionada na cortadeira para realizar os cortes em outro sentido, dando origem a barras com aproximadamente 1,2 mm x 4,0 mm x 16 mm ($\pm 0,2$ mm).

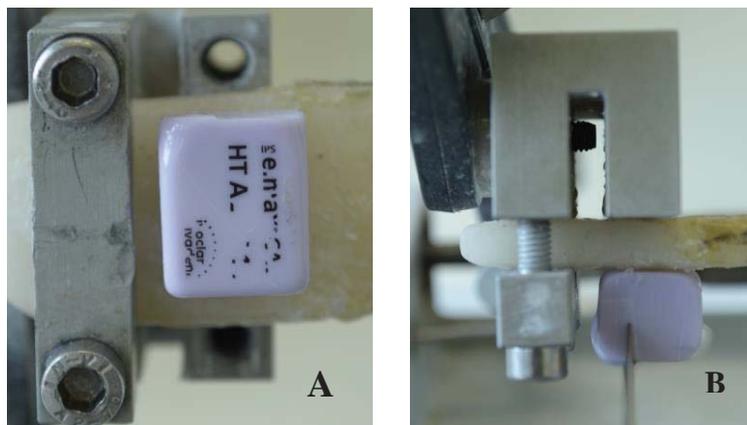


Figura 1. (A) Bloco de IPS e.max® CAD colado no dispositivo de resina acrílica e posicionado na cortadeira metalográfica. (B) Bloco sendo cortado na primeira parte de três.

Após os blocos do grupo VL (IPS Empress® CAD) foram cortados da mesma maneira que os blocos do grupo VD. Após a separação do pino do bloco, o bloco foi dividido em duas partes de aproximadamente 4 mm. Em seguida uma das partes do bloco era posicionada na cortadeira para realizar o corte no outro sentido, dando

origem a barras de aproximadamente 1,2 mm x 4,0 mm x 16 mm ($\pm 0,2$ mm).

Para ambos os grupos, após o corte, as barras foram planificadas e polidas com lixas de diferentes granulações, começando pela lixa de granulação 220 para planificar as duas superfícies da barra, em seguida foram usadas lixas de maior granulação para planificar (granulação 240, 320, 500) e polir (granulação 800, 1000, 1200) somente a superfície da barra testada em tração durante o ensaio de flexão. As barras foram planificadas e polidas com auxílio de uma politriz (modelo Abramin, Struers Copenhagen, Denmark) com constante irrigação com água (Figura 2).



Figura 2. Máquina Politriz utilizada para polimento das barras.

Após finalizado o polimento, foi utilizado um dispositivo de metal para realizar os chanfros nos quatro cantos da barra. Estes chanfros foram feitos com uma lixa de granulação 1200 (Figuras 3A e 3B). Os corpos-de-prova do grupo VD foram submetidos ao ciclo de

cristalização no forno VITA Vacumat (6 mil MP, Vita Zahnfabrik, Alemanha), seguindo as recomendações do fabricante. Os corpos-de-prova do grupo VL não foram submetidos a nenhum ciclo térmico porque os blocos já são sinterizados. Na Figura 4 é possível verificar a configuração final dos corpos-de-prova.

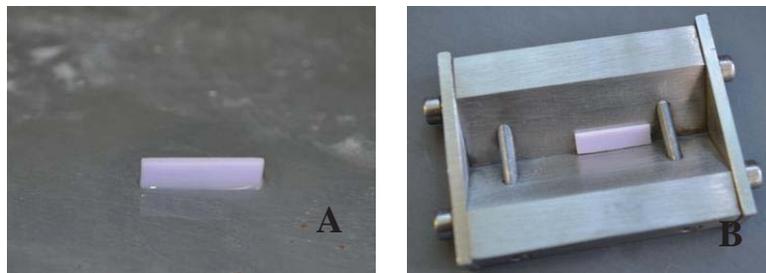


Figura 3. (A) Barra do grupo VD sendo lixada manualmente com água. (B) Dispositivo usado para fazer o chanfro dos cantos da barra.



Figura 4. Barra do grupo VD após sinterização

4.2 Teste de flexão em três pontos (*fast fracture*)

Trinta corpos de prova de cada grupo foram submetidos ao teste de flexão em três pontos com apoios cilíndricos de 2,0 mm de diâmetro e a distância entre eles de 12,0 mm (conforme norma ISO 6872), utilizando uma máquina de ensaio universal (Linha DL, EMIC, modelo DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) (Figuras 5 e 6). Este dispositivo de flexão foi colocado dentro de um recipiente e imerso em água destilada mantendo uma temperatura de 37° C.

Os valores de resistência a flexão (σ_f) foram determinados de acordo com a Equação 1:

$$\sigma_f = \frac{3Pl}{2wb^2} \quad \text{Equação 1}$$

onde P é a carga de fratura (N), I é a distância entre os apoios (12 mm), w é a largura do corpo-de-prova (mm), e b é a sua espessura (mm).



Figura 5. Dispositivo para o teste de flexão em três pontos.

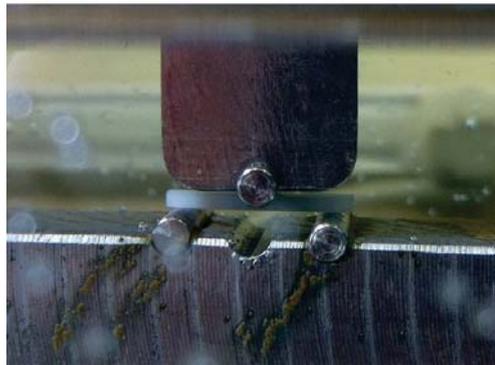


Figura 6. Barra posicionada no dispositivo de flexão para o teste mecânico e imersa em água.

O módulo de Weibull (m) e a resistência característica (σ_0) foram determinados analisando os dados de resistência à flexão, de

acordo com a distribuição de Weibull de dois parâmetros. Os intervalos de confiança de 95% foram calculados através de valores tabelado.

Foi utilizado teste de Mann-Whitney com 5% de significância para comparar as medianas de flexão entre os dois grupos, já que os dados não passaram pelos testes de normalidade e variância semelhante.

4.3 Fadiga ciclica

Nos ensaios de fadiga cíclica os corpos-de-prova foram testados na mesma configuração dos testes de fratura rápida (flexão em três pontos), ou seja, foi utilizado um dispositivo com as mesmas características em ambos os testes. Porém, o pistão de aplicação da carga foi uma esfera de aço inoxidável com 6 mm de diâmetro. A ciclagem mecânica foi realizada em uma máquina de ciclagem mecânica pneumática (Biopid, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil), com uma frequência de 1 Hz, em água destilada a 37° C (Figuras 7 e 8).

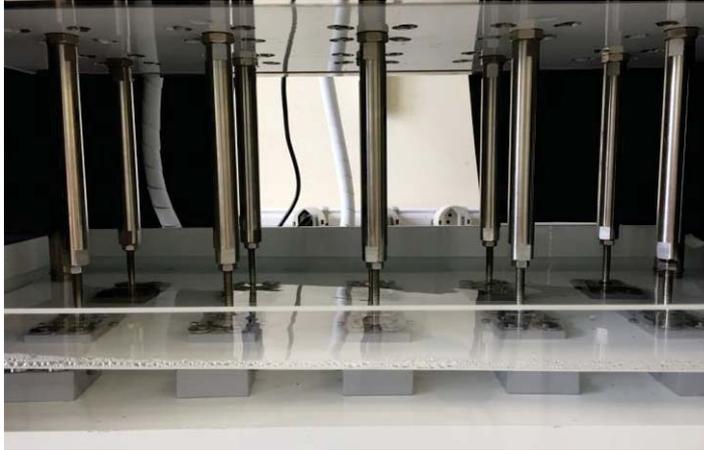


Figura 7. Máquina de Ciclagem mecânica pneumática com 10 estações.



Figura 8. Dispositivo de ensaio posicionado e fixado na máquina de ciclagem.

A pressão, a frequência e o número de ciclos foram programados e controladas através de uma tela de comando que acionava os pistões permitindo que estes comprimissem os corpos-de-prova. Antes dos ensaios a força aplicada sobre os corpos-de-prova era mensurada utilizando uma célula de carga. Para ambos os grupos os corpos-de-prova eram posicionados sobre o dispositivo e o pistão era encostado na superfície dos mesmos e fixado para que não houvesse impacto durante a ciclagem (Figuras 9 e 10). A carga e o número de ciclos variaram de acordo com o material e seguindo a técnica *boundary*.



Figura 9. Barra posicionada no dispositivo e com o pistão em leve contato para evitar impacto durante o teste.



Figura 10. Barra do grupo VL sendo submetida a ciclagem mecânica, completando 100 mil ciclos.

Foi utilizada a técnica *boundary* para determinar a amplitude de estresse para os corpos-de-prova de fadiga (MAENNIG, 1975; GRUETTER, 2005). Dois tempos foram escolhidos para o ensaio: grupo VL – 10^3 e 10^4 ciclos; grupo VD – 10^4 e 10^5 ciclos. Os dados de resistência flexural foram utilizados como base para definir a amplitude de estresse para o primeiro corpo-de-prova (σ_{inicial}). A amplitude de estresse foi reduzida, utilizando um valor de $\delta = 0,04 \cdot \sigma_{\text{inicial}}$, para cada corpo-de-prova até que o primeiro corpo-de-prova sobrevivesse a 10^3 ciclos (grupo VL) ou 10^4 ciclos (grupo VD). Então, metade dos corpos-de-prova foram testados nessa amplitude de estresse (σ_1) ($n=10$). A

amplitude de estresse para a outra metade dos corpos-de-prova (σ_2) foi calculada seguindo a equação 2:

$$\sigma_2 = \begin{cases} \sigma_1 + S \cdot \left(1 - \frac{i}{n}\right) \cdot \sigma_1 & i < 0.5n \\ \sigma_1 - S \cdot \frac{i}{n} \cdot \sigma_1 & i \geq 0.5n \end{cases} \quad \text{Equação 2}$$

onde i é o número de corpos-de-prova que falharam até o número pré-determinado de ciclos em σ_1 , n é o número total dos corpos-de-prova testados em σ_1 , e S é uma constante escolhida para minimizar a chance de que todos ou nenhum corpo-de-prova falhe em σ_2 , sendo 0,178.

Para encontrar a probabilidade de fratura a σ_1 e σ_2 a equação 3 usada foi:

$$P_f = (i+0,1)/(n+0,2) \quad \text{Equação 3}$$

A amplitude de estresse correspondente a 50% e 5% de probabilidade de falha foram calculadas por interpolação e extrapolação, respectivamente, a partir de P_{f1} e P_{f2} utilizando a equação 4:

$$\sigma_{P_f} = \exp \left[\frac{1}{m} \ln \ln \left(\frac{1}{1 - P_f} \right) + \ln \sigma_0 \right] + \sigma_{th} \quad \text{Equação 4}$$

onde m é o módulo de Weibull, P_f é a probabilidade de falha (0,05 ou 0,5), σ_{P_f} é a amplitude de estresse correspondente a 5% ou 50% de falha, σ_{th} é o estresse limite ($P_f=0$), e σ_0 é a resistência característica.

Para cada tempo de vida, os corpos-de-prova que sobreviveram a σ_2 foram utilizados no próximo tempo de vida de interesse, de forma

que os corpos-de-prova testados em σ_2 serviram para σ_1 do próximo grupo. Por exemplo, para o grupo VD, σ_2 para 10^4 ciclos foi 101 MPa e 4 corpos-de-prova sobreviveram a este tempo de ciclagem, então o tempo de ciclagem foi ampliado para 10^5 ciclos, mantendo os mesmos corpos-de-prova, e o valor de 101 MPa que correspondia a σ_2 para 10^4 ciclos irá corresponder a σ_1 para 10^5 ciclos.

4.4 Análise Fractográfica

Foram levados ao microscópio eletrônico de varredura (MEV TESCAN, modelo Vega 3, República Tcheca) corpos-de-prova para realizar uma análise mais detalhada da superfície de fratura e localização da origem da fratura (n=6). Para isso, os corpos-de-prova foram previamente limpos com etanol e recobertos com ouro.

5. RESULTADOS

5.1 Resistência à Flexão em Três-Pontos e Análise de Weibull

Na Tabela 2 e Figura 11 estão os dados de resistência à flexão para os dois grupos experimentais. Foi encontrada diferença estatística para a resistência flexural (σ) ($p < 0,01$), resistência característica (σ_0) e módulo de Weibull (m) entre os grupos experimentais. O grupo VD apresentou os maiores valores de σ e σ_0 , mas o menor módulo de Weibull.

Tabela 2. Mediana (σ - MPa) e intervalo interquartil (IQ) de resistência à flexão, resistência característica (σ_0 - MPa), módulo de Weibull (m) e respectivos intervalos de confiança (IC).

Grupos	σ^*	IQ	σ_0	σ_0 - IC (95%)	m	m - IC (95%)
VD	244a	76	272a	(254-294)	4,6b	(3,4-5,6)
VL	122b	28	130b	(126-136)	9,2a	(6,8-11,1)

*Valores seguidos de letras iguais na coluna não tem diferença estatística ($p \geq 0,05$)

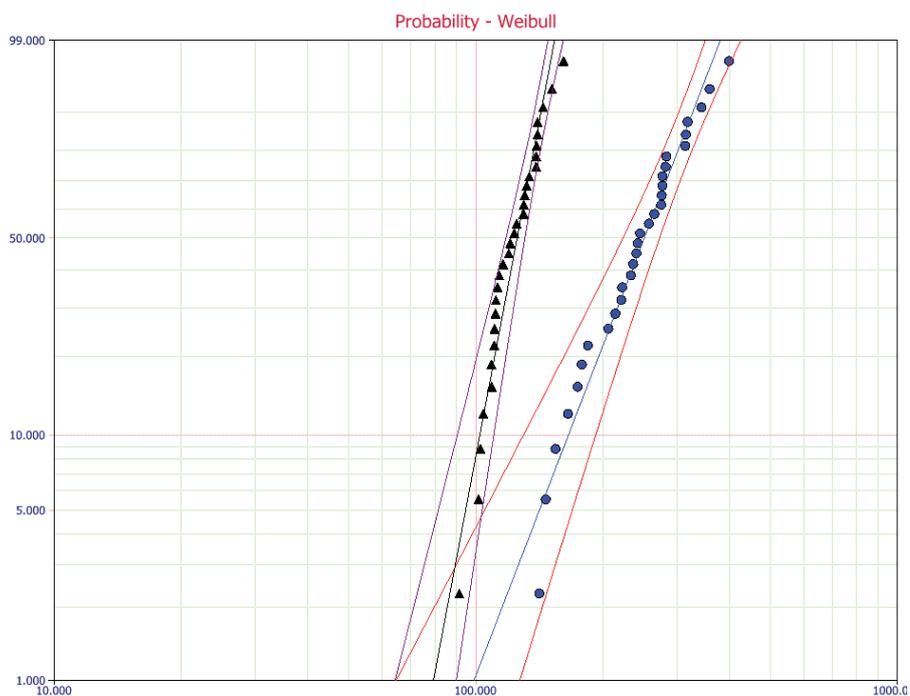


Figura 11 – Gráfico de Weibull com os dados de resistência à flexão do grupo VL (triângulos) e grupo VD (círculos) com seus respectivos intervalos de confiança a 95%.

5.2 Ensaio de Fadiga pela Técnica *Boundary*

Para o ensaio de fadiga cíclica pela técnica *boundary* foram utilizados dois tempos: grupo VD - 10^4 e 10^5 ciclos; grupo VL - 10^3 e 10^4 ciclos. O grupo VL foi submetido a menor número de ciclos por causa da sua baixa resistência flexural e pela limitação da máquina de ciclagem mecânica com relação à amplitudes de estresse muito baixas.

5.2.1 Grupo VD

Para o grupo VD, um total de 41 corpos-de-prova foram testados. A amplitude de estresse para o primeiro corpo-de-prova, σ_{inicial} , foi de 200 MPa. Esse valor de estresse foi escolhido levando em consideração o valor da mediana obtido no teste de resistência à flexão (reduziu-se aproximadamente 20% da mediana).

A amplitude de estresse foi reduzida utilizando um valor limite de 8 MPa ($\delta = 0,04 \cdot \sigma_{\text{inicial}}$) para cada corpo-de-prova até que o primeiro corpo-de-prova sobrevivesse 10^4 ciclos ($n=12$). Dez corpos-de-prova foram testados nessa primeira amplitude de estresse (σ_1) de valor 123 MPa, sendo que 80% dos corpos-de-prova falharam ($n=10$; $i=8$). A segunda amplitude de estresse (σ_2) foi calculada de acordo com a equação 2, sendo 101 MPa. Outros dez corpos-de-prova, foram ciclados com σ_2 e 60% falharam até 10^4 ciclos ($n=10$; $i=6$). Os corpos-de-prova que sobreviveram continuaram sendo ciclados até completar 10^5 ciclos (σ_2 para 10^4 ciclos foi utilizada como σ_1 para 10^5 ciclos). Nenhum corpos-de-prova falhou, então a taxa de falha permaneceu 60% ($n=10$; $i=6$). Com base nesses dados, a segunda amplitude de estresse para o tempo 10^5 ciclos foi calculada, sendo 86 MPa. Outros nove corpos-de-prova foram ciclados e 22% fraturaram após 10^5 ciclos ($n=9$; $i=2$). O protocolo de ciclagem pode ser visualizado nas figuras 12 e 13.

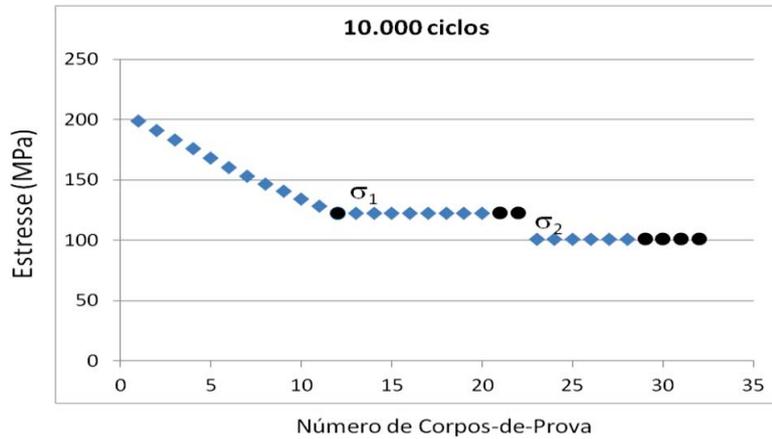


Figura 12. Dados de resistência à fadiga do grupo VD em 10^4 ciclos. Os corpos de-prova marcados em preto (círculo) sobreviveram ao ensaio (σ_1 e σ_2 são a primeira e a segunda amplitude de estresse utilizadas no ensaio, respectivamente).

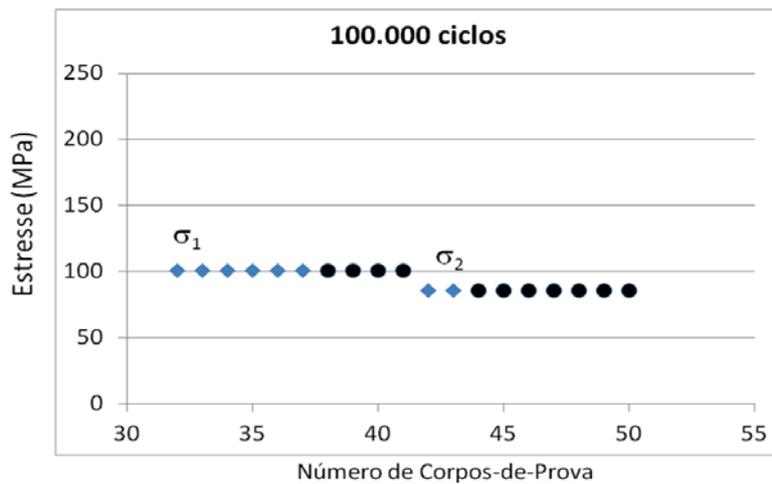


Figura 13. Dados de resistência à fadiga do grupo VD em 10^5 ciclos. Os corpos-de-prova marcados em preto (círculo) sobreviveram ao ensaio (σ_1 e σ_2 são a primeira e a segunda amplitude de estresse utilizadas no ensaio, respectivamente).

Foi realizada análise de Weibull de dois parâmetros para cada tempo de vida (10^4 e 10^5 ciclos). Porém, observou-se um aumento nos valores de módulo de Weibull e da resistência à fadiga para uma probabilidade de falha de 50% e 5% ($\sigma_{50\%}$ e $\sigma_{5\%}$) com o aumento de número de ciclos, o que sugere que esse modelo não foi adequado para a análise dos dados (Tabela 3). O módulo de Weibull é calculado através da equação da reta. Para os dados de fadiga pela técnica *boundary*, essa reta é formada com base em apenas dois pontos do gráfico, o que pode gerar erros de estimativa.

Tabela 3. Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica (σ_0) e resistência à flexão para uma probabilidade de falha de 50% ($\sigma_{50\%}$) e 5% ($\sigma_{5\%}$) dos dados de resistência à flexão em três pontos, e teste de fadiga de 10^4 e 10^5 ciclos para o grupo VD. Valores estimados pela análise de Weibull de cada condição experimental.

	Flexão em três pontos	10^4 ciclos	10^5 ciclos
m	4,6	2,9	7,8
σ_0	272 MPa	104 MPa	102 MPa
$\sigma_{50\%}$	252 MPa	92 MPa	97 MPa
$\sigma_{5\%}$	143 MPa	38 MPa	70 MPa

Portanto, para prever $\sigma_{50\%}$ e $\sigma_{5\%}$ após 10^4 e 10^5 ciclos, foram utilizados os parâmetros de Weibull (m e σ_0) obtidos com o teste de flexão em três pontos e a curva dos dados de fadiga foi ajustada (Tabela 4). Os dados de fadiga foram ajustados para a direita no eixo x do gráfico de Weibull até alcançar a curva de resistência à flexão utilizando o valor de 0,9 (a_t) tanto para 10^4 como para 10^5 ciclos (Figura 14). O valor de a_t corresponde à diferença entre os valores de resistência obtidos no teste de flexão e de fadiga. Assim, a probabilidade de falha para cada tempo de vida foi calculada de acordo com a fórmula:

$$\ln \ln \left(\frac{1}{1-P_f} \right) = m \ln(\sigma - \sigma_{th}) - m \ln \sigma_0 + a_t$$

Equação 5

Como foi utilizado o mesmo valor de a_t para ajustar os dados de fadiga de 10^4 e 10^5 ciclos, não houve diferença nos valores de $\sigma_{50\%}$ e $\sigma_{5\%}$ para esses dois tempos de vida. Por outro lado, observa-se uma queda de 60% nos valores de $\sigma_{50\%}$ e $\sigma_{5\%}$ após 10^4 ciclos.

Tabela 4. Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica (σ_0) e resistência à flexão para uma probabilidade de falha de 50% ($\sigma_{50\%}$) e 5% ($\sigma_{5\%}$) dos dados de resistência à flexão em três pontos, e teste de fadiga de 10^4 e 10^5 ciclos para o grupo VD. Valores estimados pelo ajuste dos dados de fadiga utilizando os parâmetros da análise de Weibull do grupo testado em flexão em três pontos (fast fracture).

	Flexão em três pontos	10^4 ciclos	10^5 ciclos
m	4,6	4,6	4,6
σ_0	273 MPa	273 MPa	273 MPa
$\sigma_{50\%}$	252 MPa	102 MPa	102 MPa
$\sigma_{5\%}$	143 MPa	58 MPa	58 MPa

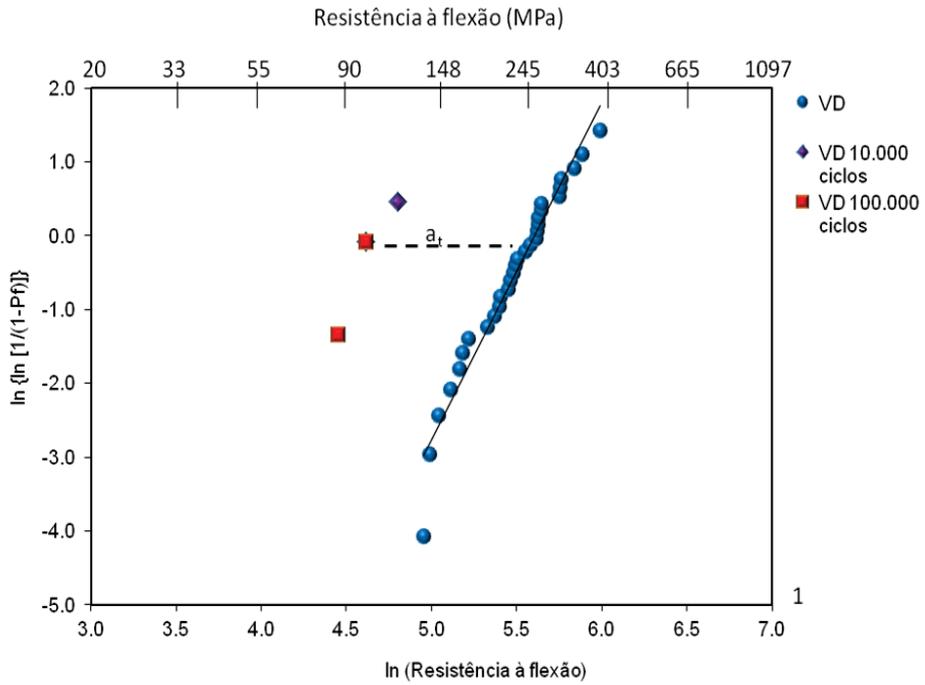


Figura 14. Gráfico de Weibull para os dados de resistência à flexão (VD) e resistência à fadiga para 10^4 e 10^5 ciclos. Para o grupo de resistência à flexão cada ponto corresponde a um corpo-de-prova e para os grupos de resistência à fadiga cada ponto corresponde a 10 corpos-de-prova. A reta horizontal pontilhada mostra o ajuste (a_1) feito nos dados de fadiga para calcular $\sigma_{5\%}$ e $\sigma_{50\%}$.

5.2.2 Grupo VL

Para o grupo VL, um total de 36 corpos-de-prova foram testados. A amplitude de estresse para o primeiro corpo-de-prova, σ_{inicial} , foi de 101 MPa. A amplitude de estresse foi reduzida utilizando um valor limite de 6 MPa (δ) para cada corpo-de-prova até que o primeiro corpo-de-prova sobrevivesse 10^3 ciclos ($n=6$). Dez corpos-de-prova foram testados nessa primeira amplitude de estresse (σ_1) de valor 64 MPa, sendo que 60% dos corpos-de-prova falharam ($n=10$; $i=6$). A segunda amplitude de estresse (σ_2) foi calculada de acordo com a equação 5, sendo 55 MPa. Outros dez corpos-de-prova, foram ciclados com σ_2 e 50% falharam até 10^3 ciclos ($n=10$; $i=5$). Os corpos-de-prova que sobreviveram continuaram sendo ciclados até completar 10^4 ciclos (σ_2 para 10^3 ciclos foi utilizada como σ_1 para 10^4 ciclos). Sete corpos-de-prova falharam, então a taxa de falha foi de 70% ($n=10$; $i=7$). Com base nesses dados, a segunda amplitude de estresse para o tempo 10^4 ciclos foi calculada, sendo 46 MPa. Outros dez corpos-de-prova foram ciclados e 70% fraturaram após 10^4 ciclos ($n=10$; $i=7$). O protocolo de ciclagem pode ser visualizado nas figuras 15 e 16.

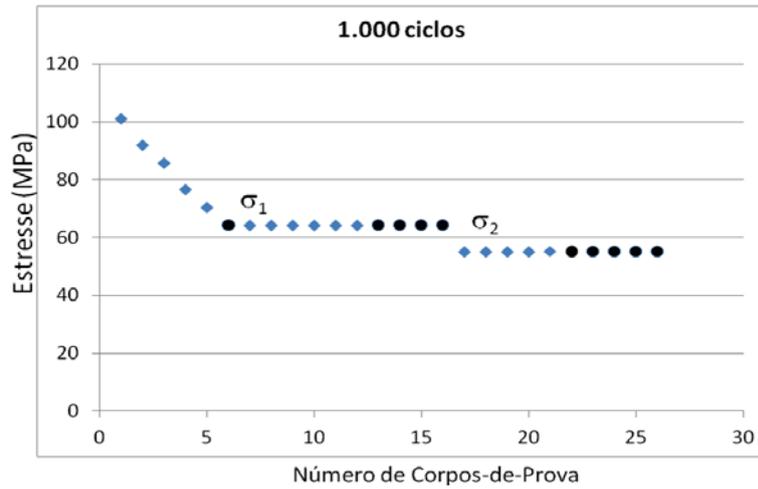


Figura 15. Dados de resistência à fadiga do grupo VL em 10^3 ciclos. Os corpos-de-prova marcados em preto (círculo) sobreviveram ao ensaio (σ_1 e σ_2 são a primeira e a segunda amplitude de estresse utilizadas no ensaio, respectivamente).

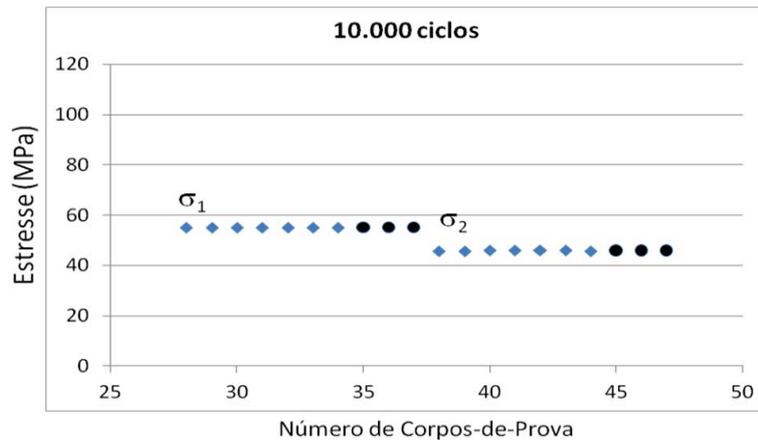


Figura 16. Dados de resistência à fadiga do grupo VL em 10^4 ciclos. Os corpos-de-prova marcados em preto (círculo) sobreviveram ao ensaio (σ_1 e σ_2 são a primeira e a segunda amplitude de estresse utilizadas no ensaio, respectivamente).

Como já descrito para o grupo VD, para prever $\sigma_{50\%}$ e $\sigma_{5\%}$ após 10^3 e 10^4 ciclos, foram utilizados os parâmetros de Weibull (m e σ_0) obtidos com o teste de flexão em três pontos e a curva dos dados de fadiga foi ajustada (Tabela 4). Os dados de fadiga foram ajustados para a direita no eixo x do gráfico de Weibull até alcançar a curva de resistência à flexão utilizando o valor de 0,75 (a_t) para 10^3 ciclos e 0,95 (a_t) para 10^4 ciclos (Figura 14).

Tabela 5. Valores de módulo de Weibull (m), resistência característica (σ_0) e resistência à flexão para uma probabilidade de falha de 50% ($\sigma_{50\%}$) e 5% ($\sigma_{5\%}$) dos dados de resistência à flexão em três pontos, e teste de fadiga de 10^3 e 10^4 ciclos para o grupo VL. Valores estimados pelo ajuste dos dados de fadiga utilizando os parâmetros da análise de Weibull do grupo testado em flexão em três pontos.

	Resistência à flexão	10^3 ciclos	10^4 ciclos
m	9,1	9,1	9,1
σ_0	131 MPa	131 MPa	131 MPa
$\sigma_{50\%}$	125 MPa	59 MPa	49 MPa
$\sigma_{5\%}$	94 MPa	44 MPa	36 MPa

Observa-se uma queda de 53% no valor de $\sigma_{50\%}$ após 10^3 ciclos e 60% após 10^4 ciclos em comparação com o valor inicial de resistência à flexão. Com relação à degradação de 10^3 ciclos para 10^4 ciclos houve uma redução de 17%.

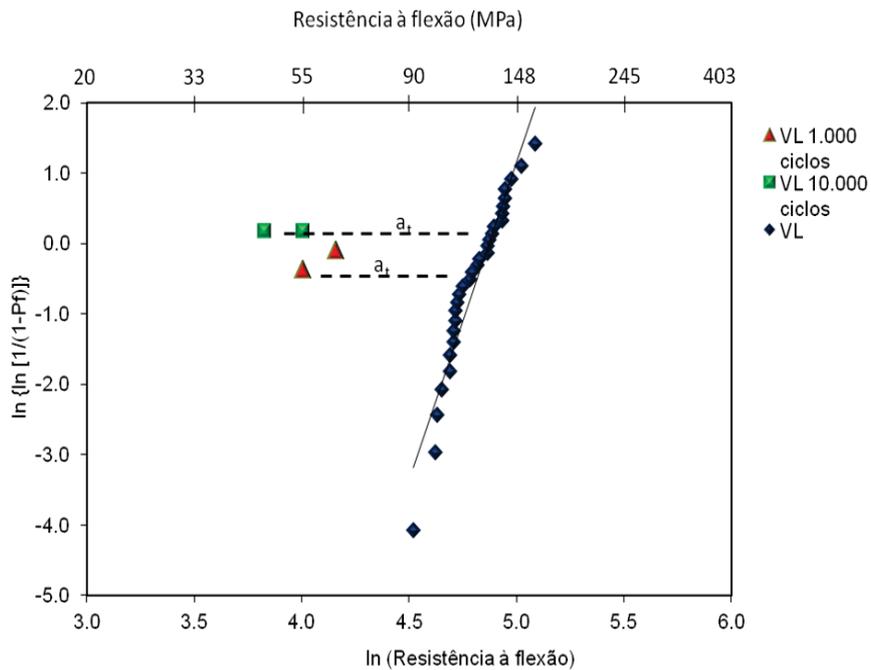


Figura 17. Gráfico de Weibull para os dados de resistência à flexão (VL) e resistência à fadiga para 10^3 e 10^4 ciclos. Para o grupo de resistência à flexão cada ponto corresponde a um corpo-de-prova e para os grupos de resistência à fadiga cada ponto corresponde a 10 corpos-de-prova. A reta horizontal pontilhada mostra o ajuste (a_1) feito nos dados de fadiga para calcular $\sigma_{5\%}$ e $\sigma_{50\%}$.

5.2 Fractografia

Foram selecionados, aleatoriamente, 6 corpos-de-prova de cada material, submetidos às diferentes condições experimentais, para análise fractográfica qualitativa em MEV. Em ambos materiais a origem da fratura foi localizada na superfície submetida à tração durante o ensaio

de flexão. Dois corpos-de-prova do grupo VD (1 testado em flexão em três-pontos e outro submetido a ciclagem por 10^4 ciclos) e um do grupo VL (submetido a ciclagem por 10^4 ciclos) apresentaram origem da fratura no ângulo, apesar da presença do chanfro (norma ISO 4049). A microestrutura homogênea de ambos materiais dificultou a localização e mensuração do defeito crítico. Pode ser identificada *compression curl* no lado oposto à origem da fratura (zona de compressão pelo pistão) e *hackle lines* indicando a localização do defeito crítico. Nas figuras abaixo é possível observar a superfície de fratura de um CP do grupo VD (Figuras 18 e 19) e outro do grupo VL (Figuras 20 e 21).

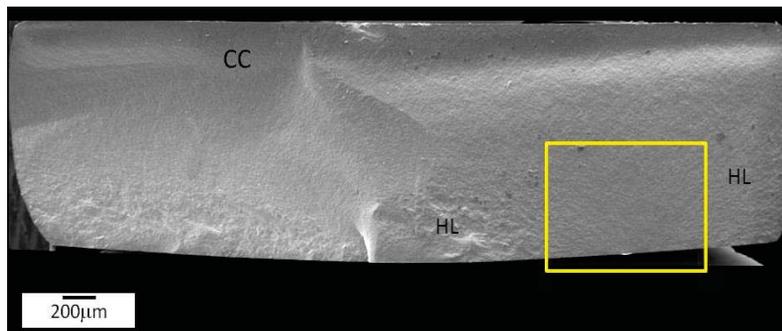


Figura 18. Imagem geral da superfície de fratura de um CP do grupo VD que falhou durante a ciclagem por 10^4 ciclos. Pode-se observar marcas como compression curl (CC) e hackle lines (HL) indicando a origem da fratura (delimitada pela caixa amarela).

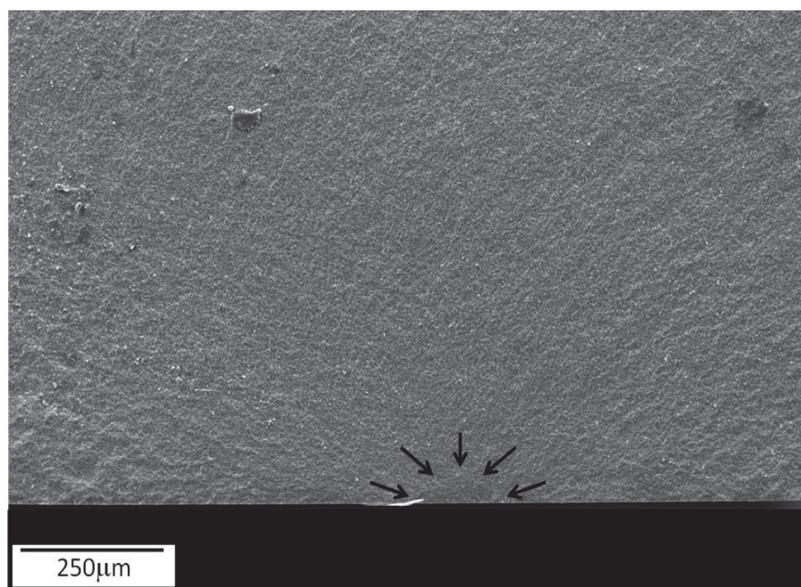


Figura 19. As flechas delimitam o defeito crítico na superfície de fratura do CP do grupo VD, descrito na Figura 18.

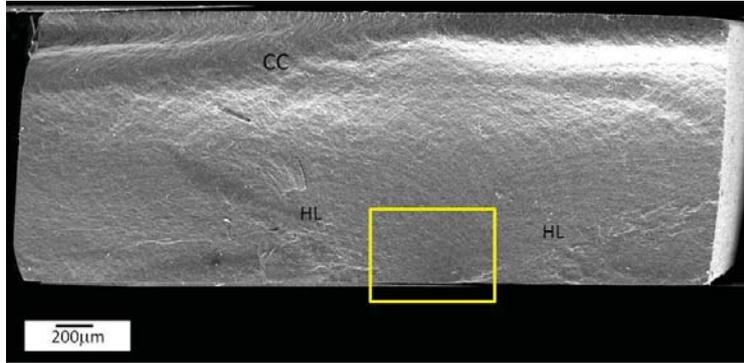


Figura 20. Imagem geral da superfície de fratura de um CP do grupo VL que falhou durante a ciclagem por 10^3 ciclos. Pode-se observar marcas como compression curl (CC) e hackle lines (HL) indicando a origem da fratura (delimitada pela caixa amarela).

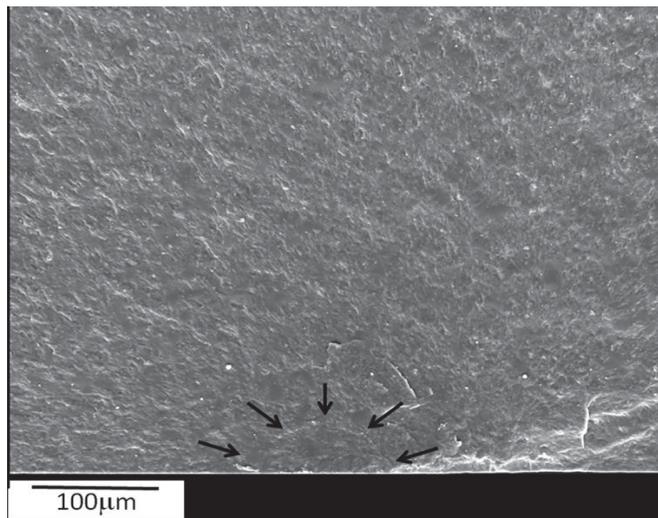


Figura 21. As flechas delimitam o defeito crítico na superfície de fratura do CP do grupo VL, descrito na Figura 20.

6. DISCUSSÃO

6.1 Comportamento de Fratura

O comportamento mecânico das cerâmicas vem sendo amplamente estudado, já que as condições da cavidade oral podem alterar significativamente as propriedades destes materiais, degradando-os durante os ciclos mastigatórios. Assim, as cerâmicas são suscetíveis à fadiga, e os danos acumulados em sua microestrutura durante a mastigação podem levar à fratura catastrófica da restauração em tensões inferiores àquelas reportadas nos testes laboratoriais de carga monotônica (*fast fracture*) (ITINOCHE et al., 2006). Portanto, o presente estudo se propôs a investigar o comportamento mecânico de dois tipos de vitro-cerâmicas em duas condições experimentais, utilizando o teste convencional de flexão em três-pontos com carga compressiva monotônica (*fast fracture*) e o ensaio de fadiga cíclica.

Os resultados do presente estudo sugerem que a microestrutura das cerâmicas tem influência no seu comportamento mecânico, visto que houve diferença significativa nos valores de resistência à flexão e confiabilidade entre as duas cerâmicas avaliadas. Portanto, a primeira hipótese do estudo foi aceita. A cerâmica vitrea à base de dissilicato de lítio apresentou maior resistência flexural do que a vitrocerâmica de leucita.

Ambas cerâmicas avaliadas no estudo são compostas por cristais incorporados à uma matriz vítrea, com o intuito de limitar a

propagação de possíveis trincas através de diferentes mecanismos de tenacificação (BORGES et al., 2003; CESAR et al., 2011).

Para a vitrocerâmica de leucita, os cristais devem estar distribuídos uniformemente na matriz vítrea. O mecanismo envolvido com os cristais de leucita é a nucleação de micro-trincas. Essas micro-trincas são induzidas pela deformação por cisalhamento dos cristais como resultado das tensões de tração geradas pela incompatibilidade de coeficiente de expansão térmica entre cristal de leucita e matriz vítrea. O papel dessas micro-trincas na vitro-cerâmica é contraditório. Sabe-se que esse mecanismo pode contribuir para desviar um defeito em propagação e dispersar sua energia, aumentando a resistência e tenacidade à fratura da cerâmica. No entanto, se aglomerados de cristais estão presentes, as micro-trincas tendem a fundir-se, formando uma trinca maior que circunda o conjunto de cristais como se fosse um único grão (dissociação das partículas de leucita), causando degradação da resistência do material (GUAZZATO et al., 2004).

Assim, a presença de cristais de leucita pode determinar uma melhor resistência e uma menor propagação de trincas. Porém a melhora no comportamento mecânico será dependente da quantidade e da forma e da distribuição dos cristais nos diferentes materiais. A vitrocerâmica de leucita tem uma proporção maior de cristais do que as porcelanas, o que confere ao material melhores propriedades mecânicas (GONZAGA et al., 2009; CESAR et al., 2005).

Já a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio tem sua resistência e tenacidade à fratura aumentada pela presença de uma maior quantidade de fase cristalina, composta por cristais pequenos de dissilicato de lítio, e menor proporção de matriz vítrea (DRUMMOND et

al., 2000). A fase cristalina constitui-se de 60 % de cristais de dissilicato de lítio alongados e distribuídos na matriz vítrea. Esses cristais atuam dispersando ou absorvendo a energia necessária para o crescimento e propagação da trinca, impedindo ou retardando a propagação da mesma (GONZAGA et al., 2009).

Assim, sugere-se que o tipo e distribuição dos cristais, bem como a proporção entre fase cristalina e vítrea, levam a um aumento dos valores de tenacidade à fratura da cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio em relação à leucita, como já observado em outros estudos (DELLA BONA et al., 2004; KELLY, 2008; GONZAGA et al., 2009; LIN et al., 2012; BAKEMAN et al., 2014).

A distribuição de Weibull, que foi usada no presente estudo, é a mais utilizada em estudos de confiabilidade, análise de sobrevivência e em outras áreas devido a sua versatilidade. Pode-se definir confiabilidade como sendo “a probabilidade de um item desempenhar satisfatoriamente a função requerida, sob condições de operação estabelecidas, por um período de tempo pré-determinado”. Quanto maior for o módulo de Weibull significa que o material teve menor variabilidade na variável mensurada, no caso do estudo, nos valores de resistência à flexão, tendo assim uma maior confiabilidade (WEIBULL, 1939, DELLA BONA et al.; 2004).

Observou-se que, apesar de apresentar os menores valores de resistência à flexão, a vitrocerâmica de leucita apresentou maior confiabilidade do que a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio. No teste de flexão em três pontos, como mostra o gráfico (Figura 11), a vitrocerâmica de leucita apresentou menor variabilidade dos valores de resistência à flexão, resultando em um maior módulo de Weibull (m).

A homogeneidade da distribuição das partículas de segunda fase na vitrocerâmica de leucita é o que faz com que a trinca que está se propagando no material se depare com uma barreira e pare de crescer, mudando sua direção, isto é o que chamamos de deflexão da trinca, e esta mudança no caminho de propagação diminui o fator de intensidade de tensão na ponta da trinca (GONZAGA et al., 2009).

Por outro lado, estudos relataram valores de módulo de Weibull semelhantes para essas duas cerâmicas (DRUMMOND et al.; 2000; DELLA BONA et al., 2004; GONZAGA et al., 2011; LIN et al., 2012). Cabe ressaltar que essa análise está relacionada à população de defeitos dos materiais, assim, diferenças nos métodos de fabricação podem influenciar os valores de m , bem como as condições experimentais, o que justifica a diferença entre os valores encontrados na literatura e os obtidos no presente estudo. Apenas o estudo de LIN et al. (2012) avaliou as vitro-cerâmicas no formato de blocos de CAD-CAM, as demais pesquisas estudaram as cerâmicas injetadas.

Na análise fractográfica, em ambos materiais a origem da fratura foi localizada na superfície submetida à tração durante o ensaio de flexão. Alguns corpos-de-prova também apresentaram origem da fratura no ângulo, apesar da presença do chanfro preconizado na norma ISO4049. A menor confiabilidade da cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio pode estar relacionada com diferentes populações de defeitos, o que resultaria em uma maior variabilidade dos dados. Porém, apenas uma pequena amostra dos corpos-de-prova foi analisada em MEV, não sendo possível identificar diferenças no modo e origem de fratura das duas cerâmicas.

No presente estudo, foi avaliado o comportamento de fadiga das duas cerâmicas utilizando a técnica *boundary* para dois tempos pré-definidos de vida. Em geral, ambas cerâmicas apresentaram uma queda de aproximadamente 60% nos valores de resistência à flexão após a ciclagem mecânica por 10^4 ciclos, mostrando a influência da umidade e da ciclagem mecânica na degradação das propriedades mecânicas desses materiais.

Alguns estudos mostram que há degradação nos materiais cerâmicos submetidos a fadiga cíclica após diferentes tempos de ciclagem (BELLI et al., 2014). YOSHIMURA et al. (2009) mostraram que as porcelanas dentárias em meio úmido, como o ambiente oral, apresentam alta susceptibilidade de degradação da resistência mecânica por meio de corrosão sob tensão da ponta da trinca. Ainda, a redução de, aproximadamente, 15% na resistência à flexão dos materiais, quando testados em água é típica para cerâmica, uma vez que é sabido que a umidade favorece o crescimento da trinca (DRUMMOND et al., 2000).

Para a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio foram realizadas estimativas de resistência à flexão para diferentes probabilidades de falha (5 e 50%) com dois tempos de vida, 10^4 e 10^5 ciclos. Foi observada uma redução nos valores de $\sigma_{50\%}$ e $\sigma_{5\%}$ em comparação com o grupo de resistência à flexão em três pontos (*fast fracture*), mas não foi observada diferença entre os dois tempos de vida avaliados. Portanto, nas condições experimentais avaliadas, o número de ciclos não teve influência na resistência à flexão da vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio.

Segundo GONZAGA et al. (2009), o aumento do volume dos cristais e o formato alongado destes em ambos os materiais (VD e VL)

atuam como uma barreira para retardar a propagação da trinca em condições de umidade. Na cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio, as trincas se propagaram através da fase vítrea, mostrando que os cristais de dissilicato de lítio são eficientes na deflexão de trincas restringindo, assim, a degradação da resistência devido à corrosão (Belli et al., 2014). Belli et al. (2014), utilizando a técnica de fadiga *staircase*, encontraram uma degradação de, aproximadamente, 53% para a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio após 10^4 ciclos, o que corrobora com os resultados do presente estudo.

Para a vitrocerâmica de leucita, também foram realizadas estimativas de resistência a flexão para as probabilidades de falha de 5 e 50%, com tempos de vida mais curtos, de 10^3 e 10^4 ciclos. Pode-se verificar uma pequena queda (17%) na resistência do material quando o tempo de ciclagem de 10^3 ciclos foi aumentado para 10^4 ciclos. Esse aumento da degradação com o tempo pode estar relacionado a maior quantidade de matriz vítrea desse material, o que o tornaria mais susceptível ao crescimento sub-crítico de trincas. Por outro lado, não é possível comparar diretamente a proporção de degradação das duas cerâmicas entre os tempos de vida porque os tempos avaliados foram diferentes.

Utilizando os dados de fadiga, foi estimado um valor de resistência à flexão para uma probabilidade de falha de 5% de 36 MPa para o grupo VL e 58 MPa para o grupo VD, após o mesmo tempo de ciclagem (10^4 ciclos). Apesar da resistência flexural inicial do grupo VD ser duas vezes maior do que o valor obtido para o grupo VL, a maior variação nos dados de VD (baixo m) faz com que as estimativas de resistência para baixas probabilidades de falha não sejam tão diferentes

entre os dois grupos. Por outro lado, o valor de 58 MPa ($\sigma_{5\%}$) estimado para o grupo VD se mantém mesmo após 10^5 ciclos, o que sugere uma boa resistência à degradação por fadiga.

Quando se investigou os modos de falha clínica dessas duas cerâmicas, pode-se citar dois estudos que realizaram a análise fractográfica de coroas com composição semelhante aos materiais estudados. THOMPSON et al. (1994) observaram que a origem da falha nas coroas monolíticas de cerâmica Dicor iniciaram-se ao longo da superfície interna, e que estas podem ser devido aos tratamentos de superfície com jatos abrasivos, e também devido à falta de cimento na interface cimento-restauração. QUINN et al. (2005) analisaram uma coroa de cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio fraturada *in vivo* e concluíram que um maior componente de estresse também pode ocorrer nas margens da restauração quando as forças aplicadas não são simétricas, uma causa muito provável de fraturas clínicas.

Geralmente, a falha de coroas monolítica vítreas tem origem na superfície interna das mesmas, em áreas onde as tensões são mais elevadas (QUINN et al., 2005). Ainda, grandes defeitos podem atuar como intensificadores de tensão, facilitando a propagação de falhas em níveis baixos de estresse. A falta de cimento na interface restauração/cimento também pode iniciar uma falha. Uma melhor adaptação pode ser responsável pelo comportamento mecânico superior dos cimentos de resinosos quando são utilizados em substituição ao cimento de fosfato de zinco. Isso porque, quando o cimento de fosfato de zinco é usado, aumenta a tensão de flexão dentro da coroa durante a aplicação de cargas na superfície oclusal, resultando na produção de tensões de tração sobre a superfície interna que seriam suficientes para

induzir o início da falha levando a uma fratura de superfície (THOMPSON et al. 1994).

No presente estudo, os corpos-de-prova utilizados têm forma geométrica e configuração simplificada, o que limita a extrapolação clínica. Ainda assim, a origem das falhas foi de superfície, localizada na área de máxima concentração de tensões de tração, se propagando até a região de compressão, onde era encontrada uma *compression curl*, levando, por fim, à fratura catastrófica da estrutura. No geral, esse comportamento de fratura é semelhante descrito acima para coroas monolíticas vítreas.

A microestrutura homogênea das duas cerâmicas dificultou a localização e mensuração do defeito crítico inicial no MEV. Portanto, não foi possível identificar marcas fractográficas que sugerissem crescimento sub-crítico de trincas nos corpos-de-prova submetidos à fadiga ou alterações no comportamento de fratura.

6.2 Método de Fadiga

O protocolo de ciclagem mecânica utilizado neste estudo foi delineado para simular a situação clínica que o material restaurador está submetido na cavidade bucal. A ciclagem foi realizada em água destilada considerando a susceptibilidade ao crescimento sub-crítico de trincas das cerâmicas e relatos anteriores que mostram a degradação da resistência à fratura na presença de umidade. Ainda, foi utilizada uma temperatura de 37° C, que corresponde à temperatura média do corpo humano. Também foi estipulada a frequência de 1 Hz, pois os estudos sugerem que a

frequência mastigatória varia entre 1 e 3 Hz (LOHBAUER et al., 2008; WISKOTT et al., 1995).

A literatura indica que, para ter relevância clínica, os estudos laboratoriais devem ser realizados submetendo as restaurações a pelo menos 1 milhão de ciclos mastigatórios, o que corresponde a, aproximadamente, 1 ano de uso clínico (Lohbauer et al., 2007). No presente estudo, foi utilizado o tempo máximo de 10^4 ciclos para a vitrocerâmica de leucita, e 10^5 ciclos para a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio. Isso porque, as condições de teste eram mais agressivas do que as encontradas na cavidade oral, já que as duas cerâmicas foram cicladas na configuração do ensaio de flexão em três pontos, sem estar completamente apoiada ou aderida a nenhum substrato (como aconteceria em boca). Ainda, pela baixa resistência flexural da vitrocerâmica de leucita e limitação da máquina de ciclagem mecânica, que não alcançava amplitudes de estresse muito baixas, esse material foi submetido a um menor número de ciclos.

Mesmo em condições de teste mais críticas, para uma baixa probabilidade de falha (5%), os dois materiais obtiveram valores de resistência à flexão superiores ao estresse estimado no uso clínico (aproximadamente 30 MPa), após 10^4 ciclos (FONTIJN-TEKAMP et al., 2000; LOHBAUER et al., 2008). Isso sugere uma baixa taxa de falha para as duas cerâmicas mesmo em ambiente húmido e com aplicação de cargas cíclicas.

Existem muitos métodos para avaliar a influência das cargas cíclicas no comportamento de fratura das cerâmicas, porém todos apresentam alguma limitação. No método de envelhecimento mecânico, observa-se uma falta de padronização dos parâmetros utilizados, como

observado em uma série de estudos (YOSHINARI et al., 1994; ITINOCHE et al., 2006; BEDINI et al., 2012; SLAVCHEVA et al., 2013), e não são obtidos dados de fadiga. Os corpos-de-prova são testados antes e depois do envelhecimento mecânico gerando dados de degradação da resistência após um protocolo pré-definido de envelhecimento.

O teste de fadiga cíclica convencional é demorado e necessita de um grande número de corpos-de-prova, apesar de ser o teste mais adequado para obter dados de tempo de vida. Assim, surgiram os testes acelerados. O método *step-stress* é capaz de reduzir o tempo dos testes mas pode induzir tipos de defeitos que não são encontrados clinicamente (NELSON, 1980; SILVA et al., 2010, BORBA et al., 2013).

O método *staricase* é semelhante ao método *boundary* utilizado no presente estudo. Porém, no método *staricase* cada corpo-de-prova é testado individualmente, o que resulta em um teste mais demorado. Além disso, segundo DIXON e MOOD (1948), não é um método preciso para estimar pontos nas extremidades da distribuição (ex: estresse para uma probabilidade de fratura de 5% ou 95%). Já no método utilizado, método *boundary*, é possível testar um maior número de corpos-de-prova com a mesma aptitude de estresse e número de ciclos, otimizando o tempo do teste. Segundo MAENNIG (1975) esse método é capaz de alcançar maior precisão nas estimativas de resistência na faixa de estresse de interesse clínico (MAENNIG,1975; GRUETTER,2005).

7. CONCLUSÕES

Pode-se concluir que:

- 1- Foram encontradas diferenças no comportamento mecânico entre as duas cerâmicas avaliadas, aceitando a primeira hipótese do estudo. A cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio apresentou maior resistência à flexão, mas menor confiabilidade do que a vitrocerâmica de leucita.
- 2- Houve uma redução de, aproximadamente, 60% da resistência à flexão inicial dos dois materiais após a ciclagem por 10^4 ciclos, aceitando parcialmente a segunda hipótese do estudo. Portanto, a ciclagem mecânica em meio úmido mostrou-se um fator significativo na degradação das propriedades mecânicas das cerâmicas.
- 3- Para a cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio não houve degradação da resistência mecânica com o aumento do número de ciclos de 10^4 para 10^5 , e os valores estimados de resistência à flexão para diferentes probabilidades de falha foram mais elevados que a vitro-cerâmica de leucita, sugerindo um comportamento de fadiga superior. A vitrocerâmica de leucita apresentou uma degradação de 17% quando o número de ciclos foi aumentado de 10^3 para 10^4 . Assim, a segunda hipótese do estudo foi parcialmente aceita.

- 4- Os valores de resistência à flexão estimados para diferentes probabilidades de falha após a ciclagem dos dois materiais nos tempos pré-estabelecidos foram superiores à tensão mastigatória. Portanto, espera-se uma baixa probabilidade de falha para estes materiais quando indicados de forma correta.

REFERÊNCIAS

- ALBRECHT, T.; KIRSTENB, A.; KAPPERTA, H. F.; FISCHERB H. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent Mater*, v.2, n.7, p.298–303, 2011.
- ANDERSSON, B.; TAYLOR, A.; BRIEN, R. L. ; HERBERT S., ; PETER, S. JOHN, A. S. et al. Alumina Ceramic Implant Abutments Used for Single-Tooth Replacement: A Prospective 1- to 3-Year Multicenter Study. *Int J Prosthodont*. v. 14, n. 14, p.432–438, 2001.
- ANDREIOTELLI, M.; KOHAL, R. J. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res*. v. 11, n. 2, p. 158-66, 2009.
- ANUSAVICE K. J. Phillips- Materiais Dentários. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda.; 2005. 800p.
- ANUSAVICE, K. J. Phillips-Materiais Dentários. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 438p.
- ATALI, P. Y.; CAKMAKCIOGLU, O.; TOPBASI, B.; TURKMEN, C.; SUSLEN, O.; IPS Empress onlays luted with two dual-cured resin cements for endodontically treated teeth: a 3-year clinical evaluation. *Int J Prosthodont*. v. 24, n. 1, p. 40-2, jan- fev 2011.
- ATT, W.; KOMINE, F.; GERDS, T.; STRUB J. R. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. v.101, n. 4, p.239-47, 2009.
- BAKEMAN, E.; REGO N.; CHAIYABUTR Y.; KOIS J. Influence of Ceramic Thickness and Ceramic Materials on Fracture Resistance of Posterior Partial Coverage Restorations. *Oper Dent.*, v. 20, 2014 [Epub ahead of print].

BARAN, G.; BOBERICK, K.; MCCOOL, J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med.* v. 12, n. 4, p. 350-60, 2001.

BEDINI, R.; PECCI, R.; NOTARANGELO, G.; ZUPPANTE, F.; PERSICO, S.; DI CARLO, F. Microtomography evaluation of dental tissue wear surface induced by in vitro simulated chewing cycles on human and composite teeth. *Ann Ist super sAnItà*, v. 48 , n. 1, p. 65-70, 2012.

BELLI, R.; GEINZER, E.; MUSCHWECK, A.; PETSCHERT, A., LOHBAUER, U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater.* v.30, n. 4, p.424-32, 2014.

BORBA, M.; CESAR, P.F.; GRIGGS, J.A.; DELLA BONA, A. Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. *Dent Mater*, v. 29, n.8, p.913-8, 2013.

BORGES, G. A.; SOPHR, A. M.; DE GOES, M. F.; SOBRINHO L. C.; CHAN, D. C Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different ceramics. *J Prosthet Dent.* v. 89, p.479-88, 2003.

CESAR, P.F.; ROSA, V.; PINTO, M. M.; YOSHIMURA, H. N.; XU, L. R. Effect of ion exchange on r- curve behavior of a dental porcelain. *J of Mat Scien.* v. 46, n.1, p. 117-22, 2011.

CESAR, P.F; YOSHIMURA, H. N; MIRANDA JUNIOR, V.G.; OKADA, C.Y. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *J Dent.* v.33, p.721-29, 2005.

COLARES, R. C. R.; NERI, J. R.; SOUZA, A. M. B.; PONTES, K. M. F.; MENDONÇA, J. F.; Effect of Surface Pretreatments on the Microtensile Bond Strength of Lithium-Disilicate Ceramic Repaired with Composite Resin. *Braz Dent J.* v. 24, n. 4, p.349-352, 2013

COSME, D. C.; BALDISSEROTTO, S. M.; CANABARRO S. A. ; SHINKAI R. S. J. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Prosthet. Dent.* v.18, n. 4, p. 328-332, 2005.

CURTIS A. R., WRIGHTB A. J. , FLEMING G. J. P., The influence of simulated masticatory loading regimes on the biaxial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*. v. 34, p. 317-325, 2006.

DELLA BONA, A. Cerâmicas: desenvolvimento e tecnologia. *RFO UPF*, Passo Fundo, v.1, n.1, p.13-23, Jan./Jun. 1996.

DELLA BONA, A. MECHOLSKY, JR.J.; ANUSAVICE, K. J. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater*. v.20, p. 956–962, 2004.

DELLA BONA, A. Adesão as cerâmicas: evidências científicas para uso clínico. 1 ed. São Paulo: *Artes médicas*, 2009. 254p.

DELONG, R.; DOUGLAS, W. H.; Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*. v. 62, n. 1, p. 32-6, 1983.

DIXON, W.J.; MOOD A.M. A method for obtaining and analyzing sensitivity data. *J Amer Statist Assoc*, v.43, p.109-26, 1948.

DRUMMOND, J. L.; KING, T. J.; BAPNA, M. S.; KOPERSKI, R. D. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater*. v.16, p. 226–33, 2000.

EL- MOWAFY, O.; BROCHU, J. F. Longevity and clinical performance of IPS Empress ceramic restorations- a literature review. *Dent. Mat*. v. 20, p. 441–448, 2004.

FABIANELLI, A. ; VICHI, A. ; SEDDA, M. ; FERRARI, M. Traditional and CAD/CAM generated metal-free restorations. 12-Month follow-up. *Dent Mat*. v.26; p.50-51, 2010.

FONTIJN-TEKAMP, F.A.; SLAGTER, A. P.; VAN DER BILT, A.; VAN 'T HOF, M. A.; WITTER, D. J.; KALK, W.; JANSEN, J. A. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*. v. 79, n. 7, p.1519-24, 2000.

GIANNETOPOULOS, S.; VAN NOORT, R.; TSITROU, E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *Dent Mater.* v. 38, n. 12, p.980-6, 2010.

GONZAGA C. C.; YOSHIMURA E. H. N.; CESAR P. F.; MIRANDA W. G. Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations. *J Mater Sci Mater Med.* v. 20, p.1017–1024, 2009.

GONZAGA C. C.; CESAR P. F.; MIRANDA W. G.; YOSHIMURA H. N.; Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater.* v. 27, n.4, p.394-406, 2011.

GRUETTER, L.M. Constructing a stress-lifetime-failure probability model for a veneer porcelain from cyclic fatigue measurements [master thesis]. Faculty of Baylor College of Dentistry, Texas, US, 2005.

GUAZZATO, M.; PROOS, K.; SARA, G.; SWAIN, M. V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater.* v. 20, n. 5, p. 449-56, 2004.

GUESS P. C.; SELZ C. F.; STEINHART Y.; STAMPF S.; STRUB J. R. Prospective Clinical Split-Mouth Study of Pressed and CAD/CAM All-Ceramic Partial-Coverage Restorations: 7-Year Results. *Int. J. Prosthodontics.* v. 26, n. 1, p. 21-25, 2013.

HICKEL, R.; ROULET, J F.; BAYNE, S.; HEINTZE, S. D.; MIJOR, I. A.; PETERS, M. et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent.* v. 9, n. 1, p.121-47, 2007.

ITINOCHE, K. M.; OZCAN, M.; BOTTINO, M. A.; OYAFUSO, D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater.* v. 2, n.2, p. 1029–1034, 2006.

JUNG, I. G.; PETERSON, I. M.; KIM, D.K.; LAWN, B.R.: Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J. Dent. Res.* v.79, n.2, p. 722-31, 2000.

KAMPE, T; HARALDSON.; CARLSSON, H.;HANNERZ, T. Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. *Acta Odontol Scand.* v.45, n.2, p.101-7, 1987.

KANG, S. H.; CHANG, J.; SON, H. H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod.* v. 38, n. 3, p.134-40, 2013.

KELLY, R. Dental ceramics.What is this stuff anyway? *JADA.* v. 139, n. 4, p.4S-7S, 2008.

KOUTAYAS, S. O.; VAGKOPOULOU, T.; PELEKANOS, S.; KOIDIS, P.; STRUB, J. R.; Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough. *Eur J Esthet Dent.* v 4, p. 348–380, 2009.

LIN W.; ERCOLI C.; FENG C.; MORTON D. The Effect of Core Material, Veneering Porcelain, and Fabrication Technique on the Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Selected Dental Ceramics. *Int. J. Prosthodontics.* v. 21, p.353–362, 2012.

LITTLE, R.E.; JEBE, E.H. *Statistical design of fatigue experiments.* London: Applied Science Publisher Ltd, 1975.

LOHBAUER, U.; KRAMER, N.; PETSCHERT, A.; FRANKENBERGER, R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dent Mater,* v. 24, n. 1, p.39-44, 2008.

LOHBAUER, U.; KRAMER, N.; PETSCHERT, A.; FRANKENBERGER, R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dent Mater,* v.1, n. 6, p. 39-44, 2007.

MAENNIG, W. Statistical planning and evaluation of fatigue tests. A survey of recent results. *Int J Fracture,* v.11, p.123-9, 1975.

MANICONE, P. F.; IOMMETTI, P. R.; RAFFAELLI, R. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*. v. 3, n.5, p. 819-826, 2007.

MEDEIROS, F. R.; CHAVES, C. A. L.; SCHALCH, M. V.; CRUZ, C. A. A. Avaliação mecânica das cerâmicas IPS-Empress 2 e In-Ceram Zircônia. *Brazilian Dental Science*. v. 12, n. 1, p. 70-76, 2009.

MURGUEITIO, R.; BERNAL, G. Three-Year Clinical Follow-Up of Posterior Teeth Restored with Leucite-Reinforced IPS Empress Onlays and Partial Veneer Crowns. *J Prosthodont*. v. 21, n. 5, p. 340-5, Jul 2012.

MYERS, M. L.; ERGLE J.W.; FAIRHURST, C.W.; RINGKE, R.D. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont*. v. 7, p.549-53, 1994.

NAUMANN, M.; STERZENBACH, G.; PROSCHEL, P. Evaluation of Load Testing of Postendodontic Restorations In Vitro: Linear Compressive Loading, Gradual Cycling Loading and Chewing Simulation. *Inc. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*. v.74B, p.829-834, 2005.

NELSON, W. Accelerated life testing – step-stress model and data analyses. *IEEE Trans on Reliability R-29*, p.103-8, 1980.

OKIDA, R. C.; DOS SANTOS, D. M.; VECHIATO FILHO, A. J.; ANDREOTTI, A. M.; DE MEDEIROS R. A.; GOIATO M. C. Prosthetic rehabilitation of a patient with gastroesophageal reflux disease: 4-year followup. *Case Rep Dent*.2014, v.9, Mar. 2014 [Epub ahead of print]..

ORNAGHI, B. P. Tenacidade à fratura, crescimento subcrítico de trinca e limite de fadiga de compósitos resinosos experimentais com diferentes tamanhos de partículas de carga. 2010. 123 f. Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

OZTURK, A. N.; INAN, O.; INAN, E.; OZTURK B. Microtensile Bond Strength of Cad-Cam and Pressed-Ceramic Inlays to Dentin. *Eur J Dent.* v. 1, n. 2, p. 91–96, 2007.

POZZI, A.; TALLARICO, M.; BARLATTANI, A. Monolithic lithium disilicate full-contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant bridges with 3 to 5 years of follow-up. *J Oral Implantol.* v. 4, 2013 [Epub ahead of print].

QUINN, J. B.; QUINN, G. D.; KELLY R. J.; SCHERRERD S. S. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent. Mater.* v.21, p. 920–929, 2005.

RAIGROSKI, A. J.; Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* v.92, n.6, p. 557, 2004.

SAKAGUCHI, R. L.; DOUGLAS, W.H.; DELONG, R.; PINTADO, M. R. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater.* v. 2, n. 6, p. 235-40, 1986.

SALAZAR, S. M.; STUDART, A.R.; BOTTINO, M. A.;BONA, A. D.;. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dent Mater.*v.26, n.5, p.483-90, 2010.

SCHMITTER, M.; SCHWEIGER, B.; MUELLER, A. D.; RUES S.A. Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dent Mater.* v. 30. p. 122-130. 2014.

SILVA, N.R.F.A., BONFANTE, E.A., ZAVANELLI, R.A., THOMPSON, V.P., FERENCZL, J.L. , COELHO, P.G. Coelho. Reliability of Metallo-ceramic and Zirconia-based Ceramic Crowns. *J Dent Res*, v. 89, n. 10, p. 1051-1056, 2010.

SLAVCHEVA, S.; KREJCI, I.; BORTOLOTO, T. Luting of ceramic crowns with a self-adhesive cement: Effect of contamination on marginal adaptation and fracture strength. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* v. 15, n. 5, p. 799-803, 2013.

SOBRINHO, L.C.; CATTELL, M.J.; GLOVER R.H.; KNOWLES J.C. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* v.11, p.255–62, 1998.

STAPPERT, C. F. J. CHITMONGKOLSUK, S.; SILVA, N. R.; ATT, W.; STRUB, J.R. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. *Dent Mater.* v. 24. p. 1248-1257, 2008.

SUCCARIA, F.; MORGANO, S. M. Prescribing a dental ceramic material: Zirconia vs lithium-disilicate. *Saudi Dent J.* v. 23, n. 4, p.165–166, 2011.

TASCHNER, M.; KRAMER, N.; LOHBAUER, U.; PELKA, M.; BRESCHI, L.; PETSCHERT, A. et al. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: A 2-year in vivo study. *Dent. Mater.* v.28, n. 5, p. 535-540, 2012.

THOMPSON, J. Y.; ANUSAVICE, A.; NAMAN, MORRIS H.E. Fracture Surface Characterization of Clinically Failed All-ceramic Crowns. *J Dent Res.* v.73, n. 12, p.1824-1832, 1994.

TSALOUCHOUA, E. CATTEL, M. J.; KNOWLES, J. C.; PITTAYACHAWAN, P.; MCDONALD, A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater.* v. 24, p.308–318, 2008.

VAN NOORT, R. *Introdução aos Materiais Dentários.* 2 ed. Artmed, 2004. 344p.

WEIBULL W. A statistical theory of the strength of materials. *Ing Vetensk Akad Proc.* v.151, p. 1-45.1939.

WEIQIANG, Y. U.; KEWU, G. U. O.; BAOWEI Z.; WEIMIN W. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns or onlays and luted with two luting agents. *Dent Mater.* v. 33, n 3, p. 349–354. 2014.

WISKOTT, H.W.; NICHOLLS, J. I.; BELSER, U.C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* v. 8, n. 2, p. 105-16, 1995.

WHITE, S .N.; MIKLUS, V. G.; McLAREN, E. A.; LANG, L. A.; CAPUTO, A. A. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent.* v. 94, p. 125-31. 2005.

WODA, A.; PEYRON, M.A. Adaptation of mastication in response to the characteristics of the individual or the food. *Orthod Fr.* v. 77, n. 4 , p. 417-30, 2006.

YAMAGUCHI, H.; INO, S.; HAMANO, N.; OKADA, S.; TERANAKA, T. Examination of bond strength and mechanical properties of Y-TZP zirconia ceramics with different surface modifications. *Dent. Mater.*v. 31, n.3, p. 472–480, 2012.

YILDIRIM, M., FISCHER, H., MARX, R., EDELHOFF, D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* v. 90, p.325-31, 2003.

YOSHIMURA, H. N.; PINTO, M. M.; GONZAGA C. C.; CESAR P. F. Efeitos do condicionamento de uma porcelana dentária em meio de saliva artificial na resistência mecânica e previsão do tempo de vida. *Cerâmica.* v.55, p. 190-198, Apr. 2009.

YOSHINARI, M.; DÉRAND T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* v. 7, n. 4, p.329-38, 1994.

ARTIGO SUBMETIDO

PILARES CERÂMICOS NA IMPLANTODONTIA: REVISÃO DE LITERATURA.

RAFAELA FLORES SALLENAVE¹
CAROLINA BARBOSA VICARI²
MÁRCIA BORBA³

¹Aluna de Odontologia, da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, BR286, Bairro São José, Cidade Passo Fundo, RS, Brasil, CEP 99052-900.

²Mestre em Odontologia, área de concentração Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, BR286, Bairro São José, Cidade Passo Fundo, RS, Brasil, CEP 99052-900.

³Doutora em Odontologia, área de concentração Materiais Dentários (FO-USP, São Paulo, Brasil). Professora do Programa de Graduação e Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, BR286, Bairro São José, Cidade Passo Fundo, RS, Brasil, CEP 99052-900.

RESUMO

Os pilares protéticos, usados como intermediários entre a prótese e o implante, são feitos de titânio e outros metais, que possuem estrutura confiável. A cor acinzentada desses metais, acrescidos a recessão gengival e a camadas finas de tecidos adjacentes, acaba exposta, o que compromete a estética. Com isso, foram introduzidos os pilares cerâmicos (zircônia, alumina ou zircônia/alumina) que fornecem boas propriedades ópticas, assim como biocompatibilidade e estética duradoura. O objetivo desse estudo foi avaliar, através de uma revisão sistemática da literatura, as taxas de sobrevivência dos pilares metálicos e cerâmicos, bem como seus principais tipos de falha. Foi realizada uma pesquisa nas bases de dados Pubmed de 1999 a 2015 utilizando as palavras-chave: cerâmica (*ceramics*), pilar (*abutment*), implantes dentários (*dental implants*), prótese parcial fixa (*partial fixed denture*). Foram selecionados 16 artigos de pesquisa clínica e estudos de coorte.

Segundo os estudos, não houve diferença significativa nos índices biológicos e radiográficos entre os pilares cerâmicos e metálicos, quando comparados uns com os outros e com os dentes naturais, em estudos de até 11 anos. Também não foi observada perda significativa de osso marginal entre a avaliação inicial e a última avaliação para ambos tipos de pilares (titânio e cerâmicos). Pilares de alumina tem taxa de sobrevivência de 94,7% a 100% em estudo de acompanhamento clínico de até 7 anos. Pilares de zircônia tem taxa de sobrevivência semelhante aos pilares de titânio (100%) em estudos de acompanhamento clínico de até 11 anos. Apenas em um estudo de 7 anos, a taxa de sobrevivência caiu para 97,6%, para os pilares de zircônia. Os modos de falha encontrados para os pilares foram fratura e afrouxamento do parafuso. A semelhança no comportamento mecânico e biológico entre os materiais torna os pilares cerâmicos uma boa alternativa na Implantodontia.

Palavras-chave: Cerâmica. Prótese Parcial Fixa. Implantes Dentários.

CERAMIC ABUTMENTS FOR IMPLANT-SUPPORTED RESTORATIONS: LITERATURE REVIEW.

ABSTRACT

Prosthetic abutments, used as a connection between the restoration and the implant, are usually produced using titanium and other metals, which provide a reliable structure. However, the grey color from the metal abutment combined with thin gingival tissue may compromise the final treatment aesthetics. Therefore, ceramic abutments were introduced for implant-supported restorations (zirconia, alumina, zirconia/alumina). Ceramic abutments show good optical properties as well as high biocompatibility and durable aesthetics. The objective of this study was to evaluate, through a systematic literature review, the survival rate of titanium and ceramic abutments for implant-supported restorations, as well as the most frequent failure modes. The research was performed using Medline/Pubmed online database with articles published from 1999 to 2015 and the key-words: ceramics, abutment, dental implants, partial fixed denture. Fifteen clinical trial and cohort studies were selected. According to the literature, there were no significant differences for biological and radiographic indexes among metal and ceramic abutments, and among natural tooth, in 11-years prospective studies. No significant bone loss was observed between the first and the last evaluation, for both types of abutments. Alumina-based abutments had 94.7% to 100% survival rate when followed up to 7 years. Zirconia-based abutments showed similar survival rate when compared to titanium abutments (100%) after 11 years. Only in one 7-years study, the survival rate decreased to 97.6%, for zirconia-based abutments. Fracture and screw loosening were the failures modes observed for the abutments. The mechanical and biological similarity among the materials suggests that ceramic abutments are a good treatment option for implant-supported restorations.

Palavras-chave: Ceramics. Dental Implants. Partial Fixed Denture.

INTRODUÇÃO

Na Implantodontia, os pilares protéticos utilizados como meio de retenção de próteses sobre implantes são feitos de titânio e outros metais, que têm fornecido estruturas confiáveis e biocompatíveis para a confecção destas restaurações. Entretanto, a aparência de cor acinzentada do pilar metálico através dos tecidos moles adjacentes e a recessão gengival com exposição do metal podem resultar em um tratamento esteticamente insatisfatório. Portanto, devido a grande exigência estética na Odontologia, principalmente em região de maxila e dentes anteriores, muitas técnicas e materiais têm surgido para suprir a necessidade da busca pela naturalidade e semelhança com o elemento dentário [1, 2] .

Assim, foram introduzidos os pilares cerâmicos, que fornecem boas propriedades ópticas, melhorando o perfil de emergência e resultando em uma estética mais previsível. Além disso, a cerâmica possui alta biocompatibilidade, com os menores índices de retenção de placa, o que ajuda a preservar a saúde periodontal. Porém, há uma preocupação em relação ao seu potencial de desgaste dos dentes ou restaurações antagonistas, forças associadas ao bruxismo, bem como sua susceptibilidade a fraturas, se comparada com o metal [1-3] . Na Odontologia, os pilares cerâmicos são à base de alumina, alumina/zircônia e zircônia, e podem ser pré-fabricados (preparados em boca ou no modelo de gesso através de desgaste) ou personalizados (pelo sistema CAD-CAM) [1, 4] .

A cerâmica policristalina de alumina é um biomaterial resistente a ambientes corrosivos, e, sobre condições fisiológicas, torna-se praticamente inerte, sendo muito utilizada em próteses para substituição de articulações [5] . Possui outras propriedades favoráveis para o uso na Odontologia, como excelente dureza, alta qualidade de acabamento superficial, adequada resistência à fratura, baixa condutividade térmica e boas propriedades ópticas. Contudo, é preciso ter cuidado durante a individualização dos pilares de alumina, já que uma redução excessiva, a fim de corrigir sua angulação, geralmente causa enfraquecimento das paredes axiais e pode resultar em fratura da estrutura [2, 4, 6] .

Já os pilares de zircônia policristalina, por possuírem maior resistência à fratura do que os pilares de alumina, permitem o preparo do pilar por meio de desgaste sem limitação de tamanho [7-9] . A zircônia existe em três estruturas cristalinas: monocíclica, cúbica e tetragonal. A zircônia tetragonal é estabilizada na temperatura ambiente com a adição de óxidos como o óxido de ítrio, dando origem à cerâmica policristalina

de zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP). A Y-TZP apresenta alta dureza e resistência à fratura, seu comportamento mecânico superior é relacionado ao mecanismo de tenacificação por transformação de fase [10, 11]. Por outro lado, esse pilares possuem estética inferior em comparação aos pilares de alumina, já que são mais opacos [1]. Além disso, existe uma preocupação com o comportamento de degradação em baixas temperaturas (LTD) da Y-TZP quando submetida as condições de umidade e carregamento mecânico do ambiente oral [10, 11].

Portanto, levando em consideração os diferentes tipos de materiais disponíveis para a confecção de pilares de prótese implanto-suportadas e as dúvidas a respeito da indicação clínica e prognóstico desses tratamentos, esse trabalho tem como objetivo avaliar, através de uma revisão sistemática de literatura, as taxas de sobrevivência dos pilares metálicos e cerâmicos, bem como seus principais tipos de falha.

MÉTODOS

A estratégia de pesquisa envolveu uma busca a partir da base de dados online *Medline/Pubmed*, utilizando a seguinte combinação de palavras chaves: cerâmica (*ceramics*), pilar (*abutment*), implantes dentários (*dental implants*), prótese parcial fixa (*partial fixed denture*). Foram pesquisados artigos publicados de 1999 a 2015. Foram incluídos na revisão de literatura artigos em inglês que utilizaram as seguintes metodologias: estudo clínico experimental, estudo de coorte retrospectivo e prospectivo. Foram incluídos somente artigos que avaliaram as falhas técnicas dos pilares.

RESULTADOS

Foram selecionados dezesseis artigos, que estavam de acordo com os critérios de inclusão da revisão de literatura. Cinco artigos investigaram o comportamento clínico de pilares de alumina policristalina e onze artigos investigaram pilares de Y-TZP. Oito dos dezesseis artigos selecionados utilizaram como grupo controle pilares de titânio. Apenas um estudo foi classificado como estudo clínico experimental randomizado controlado, os demais artigos eram estudos de coorte prospectivo ou retrospectivo. Os principais achados dos artigos foram organizados na Tabela I.

DISCUSSÃO

De acordo com a literatura, os pilares cerâmicos podem proporcionar estética semelhante ao dente natural. Isso porque, apresenta boas características ópticas e é possível personalizá-los para obter um adequado perfil de emergência. Entre suas principais indicações estão a correção de pequenas alterações no posicionamento do implante, áreas muito delgadas de gengiva onde há risco de transparência do titânio, substituição unitária em regiões estéticas, podendo ainda ser considerado uma alternativa nas demais situações clínicas, como em casos de dentes posteriores ou próteses parciais fixas (PPFs) [1, 12].

Os pilares cerâmicos de alumina policristalina foram os primeiros introduzidos no mercado [4]. De acordo com os achados dos estudos, apresentam resultados estéticos e funcionais adequados no suporte de próteses tanto unitárias quanto parciais fixas com pequena distância entre os pilares [2, 6, 13-15]. Para coroas unitárias suportadas por pilares de alumina, foi relatada uma taxa de sobrevivência que variou de 93% após 1 ano, em um estudo [6], mas chegou a 100% após 7 anos, em outro estudo [14]. Quando PPFs foram avaliadas, encontrou-se uma taxa de sobrevivência de 94,7% para os pilares de alumina. Essa taxa não se alterou até os cinco anos de acompanhamento clínico [2, 13]. O modo de falha deu-se através de fratura do pilar, a qual pode estar relacionada ao desgaste realizado durante o preparo [6].

Apesar dos bons índices de sucesso dos pilares de alumina, em todos os estudos citados, os pilares de titânio utilizados como grupo controle apresentaram 100% de taxa de sobrevivência. Ainda, com relação ao índice de sucesso biológico (saúde gengival), não foi constatada diferença entre os pilares de cerâmica e de titânio [2, 6, 13, 14]. Porém, foi relatada maior perda óssea marginal ao redor dos pilares de titânio [2, 13] bem como maior recessão gengival [14]. A satisfação dos pacientes com relação à estética também foi semelhante para os dois tipos de pilar [2, 6, 13, 14].

Com a ampla difusão da Y-TZP na Odontologia e seu comprovado comportamento mecânico superior em relação às demais cerâmicas, o uso de pilares de alumina diminuiu significativamente, sendo encontrado apenas um artigo clínico com este material no período de 2003 a 2015. Os estudos com pilares de zircônia mostram 100% de

taxa de sucesso em acompanhamentos clínicos de 1 a 5 anos para prótese unitárias localizadas tanto na região anterior como posterior, e para PPFs [8, 9, 16-22] . Apenas dois estudos observaram fratura do pilar de zircônia, em um estudo uma fratura ocorreu no momento da instalação e outra após 2 meses, o que pode indicar algum tipo de falha no processamento desses pilares [17] . No outro estudo a fratura ocorreu dentro de um período de acompanhamento longo, de 7 anos [23] . Para os pilares de titânio utilizados como controle nesses estudos também foi encontrada taxa de 100% de sucesso. Já em um estudo mais longo (11 anos), o modo de falha deu-se através do afrouxamento de parafuso [24] . Esse modo de falha também foi encontrado em dois outros estudos [8, 18] , mas não foi considerado como falha do pilar pelos autores porque é um tipo de falha reparável. Northdurft et al. (2014) relataram desajuste de adaptação (rotação) de dois pilares em função até 3 anos, mas este tipo de intercorrência também foi considerada reversível [19] . Assim, pode-se considerar que a taxa de sobrevivência dos pilares de zircônia foi de 100% em estudos de até 11 anos.

Ainda, um estudo clínico que avaliou o desempenho de pilares de zircônia personalizáveis e aferiu a adaptação marginal entre os componentes do implante relatou tamanho de fenda marginal extremamente pequeno para este tipo de pilar [9] . Estudos não encontraram diferenças significativas nos índices biológicos e radiológicos entre os pilares de titânio e cerâmica, quando comparados uns com os outros e com os dentes naturais [8, 16-18, 20-22] . Os estudos também mostraram que os resultados estéticos foram semelhantes tanto para restaurações com pilares de zircônia quanto às sobre pilares de titânio [16, 17, 21] . Portanto, analisando as taxas de prevalência de complicações biológicas (periimplantites e perda de inserção) e de complicações técnicas (fratura do pilar, afrouxamento do parafuso e fratura da cerâmica de revestimento) associadas a pilares cerâmicos à base de zircônia pode-se considerar que esta é uma terapia adequada para a prática clínica.

Ainda, analisando os estudos, pode-se observar que o comportamento clínico dos pilares cerâmicos é semelhante ao atual “padrão ouro”, os pilares de titânio. Portanto, enquanto os pilares metálicos necessitam de quantidade e qualidade de gengiva inserida, os pilares cerâmicos poderiam unir resistência, estética e biocompatibilidade com os tecidos periimplantares, sendo uma boa opção para estética em implantodontia, principalmente quando associados à uma coroa livre de metal. Ainda assim, o tempo de

acompanhamento dessas investigações é relativamente curto, no máximo 5 anos. Apenas três estudos mais longos, dois de 7 anos e um de 11 anos foram encontrados. Portanto, deve-se buscar dados de investigações clínicas mais longas e levar em conta a natureza friável das cerâmicas e sua susceptibilidade à fadiga antes de recomendar a substituição dos pilares metálicos por pilares cerâmicos.

Considerações Finais

De acordo com a literatura revisada pode-se concluir que:

- Pilares cerâmicos à base de alumina tem taxa de sobrevivência de 94,7% a 100% em estudos de acompanhamento clínico de até 7 anos, sendo indicados para coroas unitárias na região anterior e PPFs anteriores com pequena distância entre os pilares.
- No geral, pilares cerâmicos à base de zircônia tem taxa de sobrevivência semelhante aos pilares de titânio (100%) em estudos de acompanhamento clínico de até 11 anos, quando indicados para coroa unitária na região anterior e posterior, e para PPFs.
- Os pilares de cerâmica e titânio apresentam semelhança nos índices de sucesso biológico das próteses e na satisfação dos pacientes.
- A semelhança no comportamento mecânico e biológico entre os materiais torna os pilares cerâmicos uma boa alternativa na Implantodontia.

Referências

- [1] M. Yildirim, D. Edelhoff, O. Hanisch, H. Spiekermann. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **20** (2000) 81-91.
- [2] B. Andersson, P. Scharer, M. Simion, C. Bergstrom. *Int J Prosthodont*, **12** (1999) 318-24.
- [3] M.B. Blatz, M. Bergler, S. Holst, M.S. Block. *J Oral Maxillofac Surg*, **67** (2009) 74-81.
- [4] M. Andersson, A. Oden. *Acta Odontol Scand*, **51** (1993) 59-64.
- [5] A.H. De Aza, J. Chevalier, G. Fantozzi, M. Schehl, R. Torrecillas. *Biomaterials*, **23** (2002) 937-45.
- [6] B. Andersson, A. Taylor, B.R. Lang, H. Scheller, P. Scharer, J.A. Sorensen, et al. *Int J Prosthodont*, **14** (2001) 432-8.
- [7] T. Albrecht, A. Kirsten, H.F. Kappert, H. Fischer. *Dent Mater*, **27** (2011) 298-303.
- [8] R. Glauser, I. Sailer, A. Wohlwend, S. Studer, M. Schibli, P. Scharer. *Int J Prosthodont*, **17** (2004) 285-90.
- [9] L. Canullo. *Int J Prosthodont*, **20** (2007) 489-93.
- [10] I. Denry, J.R. Kelly. *Dent Mater*, **24** (2008) 299-307.
- [11] J. Chevalier, L. Gremillard. *J Am Ceram Soc*, **92** (2009) 1901-20.
- [12] P. Boudrias, E. Shoghikian, E. Morin, P. Hutnik. *J Can Dent Assoc*, **67** (2001) 508-14.
- [13] B. Andersson, R. Glauser, M. Maglione, A. Taylor. *Int J Prosthodont*, **16** (2003) 640-6.
- [14] N. Fenner, C.H. Hammerle, I. Sailer, R.E. Jung. *Clin Oral Implants Res*, (2015)
- [15] K. Henriksson, T. Jemt. *Int J Prosthodont*, **16** (2003) 626-30.
- [16] I. Sailer, J. Gottnerb, S. Kanelb, C.H. Hammerle. *Int J Prosthodont*, **22** (2009) 553-60.
- [17] A. Ekfeldt, B. Furst, G.E. Carlsson. *Clin Oral Implants Res*, **22** (2011) 1308-14.
- [18] B.A. Vanlioglu, Y. Ozkan, B. Evren, Y.K. Ozkan. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **27** (2012) 1239-42.
- [19] F.P. Nothdurft, J. Nonhoff, P.R. Pospiech. *Acta Odontol Scand*, **72** (2014) 392-400.
- [20] D. Lops, E. Bressan, M. Chiapasco, A. Rossi, E. Romeo. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **28** (2013) 281-7.
- [21] B.A. Vanlioglu, E. Kahramanoglu, C. Yildiz, Y. Ozkan, Y. Kulak-Ozkan. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **29** (2014) 1130-6.

- [22] F. Beuer, C. Sachs, J. Groesser, J.F. Gueth, M. Stimmelmayr. Clin Oral Investig, (2015)
- [23] S. Rinke, A. Lattke, P. Eickholz, K. Kramer, D. Ziebolz. Quintessence Int, **46** (2015) 19-29.
- [24] A. Zembic, A.O. Philipp, C.H. Hammerle, A. Wohlwend, I. Sailer. Clin Implant Dent Relat Res, **17 Suppl 2** (2015) e417-26.

Tabela I- Dados resumidos das taxas de sobrevivência dos pilares protéticos.

Table I - Summary data of the survival rates of the abutments.

Estudo	Material	N*	Taxa de sobrevivência	Modo de falha	Tempo Acompanh.
ANDERSSON et al. (1999) [2]	alumina	53	94,7%	Fratura	2 anos
	titânio	50	100%		
ANDERSSON et al. (2001) [6]	alumina	Grupo A=34 Grupo B =10	93% 100%	Fratura	1 e 3 anos
	titânio	Grupo A=35 Grupo B = 10	100%		
ANDERSSON et al. (2003) [13]	alumina	53	94,7%	Fratura	5 anos
	titânio	50	100%		
HENRIKSSON e JEMT (2003) [15]	alumina	24	100%	---	1 ano
FENNER et al. (2015) [14]	alumina	13	100 %	---	7,2 anos
	titânio	15	100%		
GLAUSER et al. (2004) [8]	zircônia	54	100 %	Parafuso solto	4 anos
CANULLO (2007) [9]	zircônia	15	100%	-	3,5 anos
	zircônia/ metal	15	100%		

SAILER et al. (2009) [16]	zircônia	20	100%	-	1 ano
	titânio	20	100%		
EKFELDT et al. (2011) [17]		Parte 1 = 185	99%	Fratura	3 e 5 anos
	zircônia	Parte 2 = 40	100%		
VANLIOGLU et al. (2012) [18]	zircônia	11	100%	-	5 anos
	titânio	12	100%		
NOTHDURFT (2014) [19]	zircônia	40	100%	Desajuste	3 anos
LOPS et al. (2013) [20]	titânio	47	100%	-	5 anos
	zircônia	38	100%		
VANLIOGLU et al. (2014) [21]	titânio	45	100%	-	2 a 4 anos
	zircônia	10	100%		
RINKE et al. (2015) [23]	zircônia	50	97,6%	Fratura	7 anos
ZEMBIC et al. (2015) [24]	zircônia	54	100%	Parafuso solto	11 anos
BEUER et al. (2015) [22]	zircônia	27	100%	-	3 anos

*Corresponde ao tamanho inicial da amostra (sem considerar as perdas de segmento)

**Corresponds to the initial sample size (without the dropouts)*