

**UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO**

**Larissa Simião da Rocha**

**INFLUÊNCIA DO ACABAMENTO  
SUPERFICIAL NA SOBREVIVÊNCIA EM  
FADIGA DE COROAS DE DISSILICATO DE  
LÍTIO**

Passo Fundo

2020

**Larissa Simião da Rocha**

**INFLUÊNCIA DO ACABAMENTO  
SUPERFICIAL NA SOBREVIVÊNCIA EM  
FADIGA DE COROAS DE DISSILICATO DE  
LÍTIO**

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 do prof. Dr. Paula Benetti.

Passo Fundo

2020

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**

Larissa Simião da Rocha nascida em 17 de julho de 1995 em Passo Fundo - RS. Graduada em Odontologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo – Passo Fundo, RS (2013 – 2017). Atualmente bolsista salário do programa de pós-graduação em odontologia da Universidade de Passo Fundo – Passo Fundo, RS.

## OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

Para iniciar meus agradecimentos, gostaria de iniciar com meu agradecimento a Deus, que sempre abençoou minha jornada em busca de todos os meus sonhos, repleta de amor, saúde e luz.

Quando iniciamos uma nova jornada esperamos encontrar boas pessoas para nos apoiar e acolher nos momentos mais difíceis e comemorar juntos nossas realizações. Dentre essas boas pessoas que estavam comigo durante esse período destaco algumas:

Minha amada família, minha mãe **Rosimeri de Fátima Nunes Simião da Rocha** e meu pai **Paulo Volmir Moraes da Rocha** sempre me dando colo nos momentos exaustivos e por entenderem, ao longo destes dois anos, minhas crises de raiva e a ausência devido ao trabalho na faculdade. Tudo isso é a busca da realização de um objetivo.

À minha amada orientadora **Prof. Dra. Paula Benetti**, tão amada que todo mundo diz que nem parecemos professora e aluna. Eu não poderia ter escolhido pessoa melhor para me guiar, a que me adotou como se eu fosse sua filha, a que me deu colo nos momentos que estava a ponto de desistir, a que me deu bronca quando precisava. Prof., Obrigada por tudo! Por todos os ensinamentos, toda a paciência, confiança e incentivo depositado em mim, sem você eu não teria conseguido. Você me faz sonhar cada vez mais alto, e eu vou sem medo!

Ao meu noivo, amor da minha vida, **Rodrigo Ottoni**, por compartilhar comigo inúmeros finais de semana, feriados e noites de estudo. Você no doutorado e eu no mestrado! Obrigada por todo apoio e amor que sempre dedicou a mim, e principalmente, por toda a paciência nos meus momentos mais difíceis. Te amo!

Gostaria de agradecer em especial ao **Dr. Jason Griggs** por me possibilitar um período de observadora na UMMC, onde pude acompanhar o processo de vários testes e confeccionar imagens para minha dissertação, isso foi essencial para meu crescimento pessoal e profissional.

Agradeço à **Prof. Dra. Márcia Borba** por não medir esforços em repassar todo seu conhecimento durante este trabalho mesmo sem ser de sua responsabilidade. Obrigada pelo exemplo de competência e por toda a colaboração.

Aos meus colegas do programa de pós pela amizade e compartilhamento de conhecimentos gerado. Com vocês aprendi e continuo aprendendo muito, tanto na pesquisa quanto na vida! Gostaria de agradecer em especial ao **Moisés Zacarias Cardoso, Marielle Bazzo Didomênico e Júlia Cadorin Facenda**, quem diria que a clínica de prótese sobre implante uniria tanto nós! Obrigada por tudo, vocês foram muito especiais nesse etapa da minha vida.

Agradeço a **Karen Fukushima**, representante da Ivoclar Vivadent, pelo esforço para nos ajudar com o custo dos materiais utilizados, e aos laboratórios **Coral e Trevizani** pela confecção das coroas.

Ao **André Luis Hagen e Alisson** por confeccionar nossos pistões e troques, e ao **Luiz Eduardo Silva** por ter nos auxiliado com a

realização das imagens em MEV das amostras. Esse trabalho não teria saído do chão se não fosse pela ajuda de vocês. Agradeço aos técnicos da UPF, **Carlos e Jorge** por me acudirem quando a máquina parava de funcionar e quando eu precisava do cano de PVC cortado. Nada paga a ajuda que vocês dão aos alunos.

Agradeço ao **Darvin Jardel Knop** por toda a disponibilidade para me ajudar a cuidar da cicladora, você foi essencial. E também a **Fabiana Pimentel**, por toda dedicação, carinho e apoio a nós, alunos, do programa de pós.

E finalmente, à agência de fomento Capes pelo importante suporte financeiro fornecido. Sem esse apoio eu não estaria realizando meu sonho agora!



## SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR .....	5
OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS .....	6
SUMÁRIO .....	9
LISTA DE TABELAS .....	11
LISTA DE FIGURAS .....	12
LISTA DE ABREVIATURAS .....	15
RESUMO .....	16
ABSTRACT .....	18
1. INTRODUÇÃO .....	20
2. REVISÃO DE LITERATURA .....	23
2.1. Vitrocerâmica de dissilicato de lítio .....	23
2.2. CAD/CAM .....	31
2.3. Fractografia .....	33
2.4. Acabamento e polimento da vitrocerâmica .....	34
2.5. Teste de fadiga na simulação de ambiente oral .....	45
3. PROPOSIÇÃO .....	60
3.1. Objetivos gerais .....	60
3.2. Objetivo específico .....	60
4. MATERIAIS E MÉTODOS .....	61
4.1. Materiais utilizados .....	61

4.2. Confecção dos troquéis .....	63
4.3. Confecção das coroas .....	64
4.4. Confecção dos pistões .....	65
4.5. Procedimento de cimentação .....	67
4.6. Tratamento da superfície oclusal.....	70
4.7. Teste de fadiga .....	73
4.8. Análise de fratura .....	74
4.9. Análise estatística dos dados .....	74
5. RESULTADOS.....	75
5.1. Teste de fadiga .....	75
5.2. Análise de fratura .....	78
6. DISCUSSÃO .....	91
7. CONCLUSÕES .....	95
8. REFERÊNCIAS.....	96
ARTIGO A SER SUBMETIDO .....	108

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores encontrados na literatura para as propriedades da vitrocerâmica de dissilicato de lítio. ....	26
Tabela 2. Descrição dos materiais utilizados. ....	62
Tabela 3. Média do tempo de sobrevivência (número de ciclos) e intervalos de confiança (IC, 90%) dos grupos experimentais. ....	77
Tabela 4. Média do tempo de sobrevivência (número de ciclos) e intervalos de confiança (IC, 95%) dos grupos experimentais. ....	77
Tabela 5. Frequência dos modos de falha apresentados para cada tempo de vida (número de ciclos) pelos grupos experimentais. ....	78

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1. Formato e dimensões do troquel sobre o qual serão cimentadas as coroas..... 63
- Figura 2. Formato e espessuras das coroas vitrocerâmicas (MORES et al., 2017). ..... 64
- Figura 3. Amostras submetidas a cristalização em forno para cerâmicas (A), amostras antes (B) e depois (C) da cristalização. .... 65
- Figura 4. Preparo e adaptação do pistão à coroa. (A) Modelo em prototipagem do negativo da face oclusal do pré-molar; (B) Pistão após usinagem; (C) Teste do contato do pistão usinado com a coroa; (D) Marcas provenientes da checagem do contato simultâneo em três pontos: tripodismo. .... 66
- Figura 5. Limpeza em cuba ultrassônica com álcool e água destilada. ... 67
- Figura 6. Condicionamento ácido da coroa e do preparo em G10. (A) Condicionamento ácido com ácido fluorídrico 10% por 20s na superfície interna da coroa; (B) Lavagem com jatos de ar/água por 40s; (C) Condicionamento ácido com ácido fluorídrico 10% por 60s no preparo de G10; (D) Lavagem com jatos de ar/água pelo dobro do tempo. .... 68
- Figura 7. Aplicação de silano na coroa e no preparo em G10. (A) Inserção de silano em microbrush; (B) Aplicação de silano na superfície interna da coroa; (C) Aplicação de silano na superfície do preparo em G10..... 69
- Figura 8. Cimentação. (A) Inserção de cimento resino autoadesivo no interior da coroa; (B) Assentamento da coroa ao troquel até a posição final; (C) Aplicação de um peso de 750g sobre o corpo de prova; (D) remoção dos excessos de cimento resinoso; (E) Fotopolimerização inicial. .... 70

Figura 9. Desgaste com ponta diamantada #2135FF. (A) Aplicação da ponta diamantada em alta rotação na superfície para realização do desgaste; (B) superfície desgastada. ....	71
Figura 10. Polimento com kit de polimento (A) Aplicação da ponta de borracha azul-clara (B) Aplicação da ponta de borracha azul-escura (C) Aplicação da pasta de polimento (D) superfície polida. ....	72
Figura 11. Amostras incluídas em anel de PVC preenchido com resina acrílica autopolimerizável.....	72
Figura 12. Amostras posicionadas para a ciclagem mecânica. (A) Contato equilibrado nos três pontos de contato entre o pistão e a superfície oclusal da coroa; (B) Amostras submersas em água destilada a 37°C.....	73
Figura 13. Curvas de sobrevivência de Kaplan-Meier para os grupos experimentais.....	76
Figura 14. Amostra apresentando trinca, sendo possível de observar através de transiluminação.....	80
Figura 15. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com $1 \times 10^6$ . A seta indica a região da coroa em contato com o pistão. ....	81
Figura 16. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com $1 \times 10^6$ . ....	82
Figura 17. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com $1 \times 10^6$ . ....	83
Figura 18. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando fratura catastrófica com $1 \times 10^6$ . ....	84
Figura 19. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com $1 \times 10^6$ . A seta indica o local de origem de fratura. ....	85
Figura 20. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com $1 \times 10^6$ . ....	86
Figura 21. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com $2 \times 10^6$ . A seta indica trinca proveniente da superfície oclusal. ....	87
Figura 22. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com $2 \times 10^6$ . Flecha branca indica trinca	

proveniente da superfície oclusal e flecha preta indica rugosidade ocasionada pela ponta diamantada.....88

Figura 23. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo polimento apresentando lascamento com  $1 \times 10^6$ ..... 89

Figura 24. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo polimento apresentando lascamento com  $1 \times 10^6$ ..... 90

## LISTA DE ABREVIATURAS

CAD/CAM = *Computer aided design/computer aided manufacturing*.  
CAD-on = estrutura multicamada confeccionada com uma estrutura de zircônia e dissilicato de lítio, unido com uma cerâmica vítrea;  
EMP = Vitrocerâmica de dissilicato de lítio injetada.  
F = Fina.  
FF = Extra-fina.  
G10 = Resina epóxi reforçado por fibras de vidro.  
GR = Resina microhíbrida.  
HD = *High Translucency*  
K<sub>I</sub> = Intensidade de tensão aplicada.  
K<sub>IC</sub> = Tenacidade à fratura.  
Incluir através do recurso de sumário automático.LD = Vitrocerâmica de dissilicato de lítio.  
LT = *Low Translucency*  
LU = Porcelana feldspática.  
M = Usinagem.  
MBF = Força máxima de mordida.  
MC = Ciclagem mecânica.  
MEV = Microscópio eletrônico de varredura.  
MP = Usinagem seguida de polimento.  
MT = *Medium Translucency*  
P<sub>f</sub> = Probabilidade de falha.  
PVC = Policloreto de vinil.  
R<sub>a</sub> = Rugosidade média.  
R<sub>max</sub> = Rugosidade máxima.  
R<sub>q</sub> = Rugosidade da raiz quadrada da média.  
R<sub>t</sub> = Máxima altura da rugosidade.  
TC = Ciclagem térmica.  
VE = Rede cerâmica infiltrada por polímeros.  
VL = Vitrocerâmica reforçada por leucita.  
Y-TZP = Zircônia tetragonal estabilizada por ítria.  
ZLS = Vitrocerâmica à base de silicato de lítio e zircônia.

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar a influência do acabamento superficial no comportamento de fadiga e no modo de falha de restaurações confeccionadas com a vitrocerâmica de dissilicato de lítio. Foram confeccionados coroas da vitrocerâmica de dissilicato de lítio no formato de segundo pré-molar superior (N=60), que foram cimentadas em material análogo à dentina. As coroas cimentadas foram divididas em dois grupos: GD: desgaste com ponta diamantada; GP: desgaste com ponta diamantada, acabamento e polimento com pontas de borracha e pasta diamantada. O desgaste e o polimento foram realizados nas vertentes triturantes mesiais das cúspides vestibular e palatina e centro da crista marginal da coroa. Após, as coroas foram testadas em fadiga cíclica utilizando pistões anatômicos, simulando tripoidismo dental, com carga de 100N a 2Hz por  $1 \times 10^6$ ,  $2 \times 10^6$  e  $3 \times 10^6$  ciclos. As coroas foram analisadas utilizando transiluminação, microscopia óptica e microscópio eletrônico de varredura. A presença de trinca, lascamento ou fratura catastrófica após cada tempo de vida foi considerada como falha. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos ( $p=0,741$ ). No grupo polimento, foi observada predominância de fraturas do tipo trinca. Apenas uma fratura catastrófica foi observada no grupo acabamento. A maior frequência de falhas foi observada nos menores números de ciclos.



A fadiga promoveu danos de superfície que originaram trincas, lascamentos e fratura catastrófica. A extensão da fratura pode estar relacionada aos defeitos gerados pelos acabamentos de superfície.

Palavras-chave: Cerâmica. Fadiga. Acabamento. Polimento. Modo de falha.

## ABSTRACT<sup>1</sup>

The objective of this study is to analyze the influence of the surface finish on the fatigue behavior and on the failure mode of restorations made with lithium disilicate glass-ceramic. Crowns of lithium disilicate glass-ceramics were made in the shape of the second upper premolar (N = 60), which were cemented in material analog to dentin. Cemented crowns were divided into two randomized groups: GD: wear with diamond bur; GP: wear with diamond bur, finishing and polishing with rubber burs and diamond paste. Wear and polishing were performed on the mesial shredding strands of the buccal and palatal cusps and center of the marginal crown crest. Afterwards, these were tested in cyclic fatigue using anatomical pistons, simulating dental trypanism, a load of 100N at 2Hz was applied for  $1 \times 10^6$ ,  $2 \times 10^6$  and  $3 \times 10^6$  cycles. The crowns were analyzed using transillumination, optical microscopy and scanning electron microscope. The presence of crack, chipping or catastrophic fracture after each lifetime was considered a failure. There was no statistically significant difference between the groups ( $p=0.741$ ). In the polishing group, there was a predominance of crack-type fractures. Only one catastrophic fracture was observed in the

---

<sup>1</sup> Influence of surface finish on fatigue survival of lithium disilicate glass ceramic crowns

finishing group. The highest frequency of failures was observed in the smallest number of cycles. Fatigue promoted surface damage that caused cracks, chipping and catastrophic fracture. The extent of the fracture may be related to defects generated by surface finishes.

Keywords: Ceramics. Fatigue. Finishing. Polishing. Failure mode.

## 1. INTRODUÇÃO

A vitrocerâmica de dissilicato de lítio (LD) é classificada como uma cerâmica reforçada por partículas muito utilizada em reabilitações funcionais e estéticas, pois combina excelente estética e resistência mecânica (PENG *et al.*, 2016; TRAINI *et al.*, 2016). Possuem uma taxa de sobrevivência (96,6% em 5 anos de observação) semelhante às metalocerâmicas (95,7%) (SAILER *et al.*, 2015). As falhas dessas restaurações podem ter origem biológica (como a perda de vitalidade pulpar, fratura dentária e cárie secundária dos dentes pilares) (SAILER *et al.*, 2015) ou mecânica (falha da interface adesiva – perda de retenção -, trincas, lascamento, fratura catastrófica da cerâmica e modificação da topografia deixada por pontas diamantadas após procedimentos de acabamento e polimento) (SILVA *et al.*, 2014; SAILER *et al.*, 2015; ALAO *et al.*, 2017; MORES *et al.*, 2017).

Após a obtenção da peça cerâmica, uma camada de glaze é aplicada com o objetivo de aumentar a resistência à propagação de trincas (BOAVENTURA *et al.*, 2013), reduzir o potencial de desgaste de superfícies antagonistas, aumentar a estética e promover uma superfície lisa (MORES *et al.*, 2017).

Contudo, as restaurações de cerâmica frequentemente necessitam de recontorno ou ajustes oclusais para um correto assentamento e contatos oclusais adequados com o antagonista (MORES *et al.*, 2017;

LUDOVICHETTI *et al.*, 2019). O acabamento de restaurações cerâmicas é frequentemente realizado utilizando pontas diamantadas de granulidade variável (grossas, médias, finas e extra-finas) (MORES *et al.*, 2017; LUDOVICHETTI *et al.*, 2019). A ação de pontas diamantadas modifica a topografia da superfície e pode introduzir defeitos a partir dos quais trincas podem originar e propagar, resultando em fratura da cerâmica (MORES *et al.*, 2017).

Portanto, o polimento de superfícies é importante para diminuir a rugosidade superficial, que pode ter implicações clínicas como propriedades ópticas alteradas (reflectância), perda de estética (opacidade devido à menor brilho superficial) e baixa resistência à fratura (ARAVIND *et al.*, 2013; BOAVENTURA *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2015; MORES *et al.*, 2017).

Superfícies desgastadas com pontas diamantadas F e FF e, posteriormente, polidas com pontas de silicone e pasta diamantada apresentam valores de rugosidade de superfície mais elevados que as superfícies submetidas ao glaze, contudo, não influencia na carga de fratura imediata das restaurações de dissilicato de lítio. O carregamento monotônico utilizando pistão metálico plano de coroas cimentadas em material análogo à dentina sob água a 37°C foi o modo de teste empregado. Com esta configuração de teste foi possível simular a distribuição de tensões clínicas, evidenciado pelo modo de falha catastrófico com origem na interface de cimentação (falha comumente observada em estudos clínicos) (MORES *et al.*, 2017). No entanto, outros modos de falhas da cerâmica são encontrados na clínica, como trincas e lascamentos.

A fim de submeter coroas de dissilicato de lítio em condições mais aproximadas da clínica, é importante que, além da configuração de coroa, pistões e condições de cimentação, o processo de fadiga seja introduzido. A fadiga simula os ciclos de aplicação de cargas da mastigação (com cargas baixas e ciclos de 1 a 2Hz), favorecendo o fenômeno conhecido como crescimento lento de trincas a partir de defeitos pré-existentes, como os que podem ser produzidos na superfície de restaurações pelo acabamento e polimento.

Com esse intuito, um protocolo de teste de restaurações em fadiga foi desenvolvido, e possui vantagens como: induzir falhas de restaurações sobre cargas semelhantes à clínica (até 500N), e induzir diferentes padrões de falhas, incluindo falhas de superfície que teriam relação com a rugosidade superficial deixada por pontas diamantadas após o polimento dessas restaurações (DEPRÁ *et al.*, 2016).

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1. Vitrocerâmica de dissilicato de lítio

As cerâmicas são amplamente utilizadas na odontologia, devido às características ópticas semelhantes ao dente natural, biocompatibilidade, estabilidade química, baixa condutividade térmica, dureza, brilho superficial e resistência (GOMES *et al.*, 2008; AMOROSO *et al.*, 2012; PINO *et al.*, 2016).

Elas são divididas em cristalinas ou policristalina (zircônia e alumina), vítreas reforçadas com partículas ou parcialmente cristalinas (leucita, silicato de lítio e dissilicato de lítio) e vidros amorfos (feldspática) (DELLA BONA, 2009; BENETTI *et al.*, 2010; KELLY & BENETTI, 2011). As policristalinas ou cristalinas são compostas por vários pequenos cristais unidos por seus limites ou contornos e tem pouco ou nenhum conteúdo vítreo. As vítreas reforçadas com partículas possuem cristais dispersos na matriz vítrea. O tipo, tamanho e volume de partículas cristalinas pode variar e influenciar diretamente as propriedades mecânicas da cerâmica. Já os vidros amorfos contêm apenas uma fase, a vítrea (DELLA BONA, 2009; BENETTI *et al.*, 2010).

As vitrocerâmicas reforçadas com partículas (leucita, silicato de lítio e dissilicato de lítio) são translúcidas apresentando reflexão de luz

muito próxima à estrutura dental, resultando em excelente qualidade óptica para restaurações estéticas (AMOROSO *et al.*, 2012). A vitrocerâmica de dissilicato de lítio é comercializada na forma HD (*High Translucency*), na forma MT (*Medium Translucency*) e na forma LT (*Low Translucency*), onde a HD é a mais translúcida, e a LT é a mais opaca. As vitrocerâmicas reforçadas com partículas são passíveis ao condicionamento com ácido fluorídrico, podendo assim ser classificadas como cerâmicas ácido-sensíveis. Portanto, essas são condicionadas por ácido hidrófluorídrico (5 ou 10%) que causa um efeito corrosivo (quebra das ligações Si-O) na superfície, o que resulta em aumento da área adesiva (PINO *et al.*, 2016).

A vitrocerâmica de dissilicato de lítio é formada por uma matriz vítrea e cristais alongados de dissilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) (70% em volume). Seus cristais variam de 3  $\mu\text{m}$  a 6  $\mu\text{m}$  de comprimento e 0,5  $\mu\text{m}$  a 0,8  $\mu\text{m}$  de largura dispersos aleatoriamente em uma matriz vítrea de forma entrelaçada (PENG *et al.*, 2016; TRAINI *et al.*, 2016; SCHWINDLING *et al.*, 2017). Combina durabilidade com uma excelente estética, resistência mecânica, e translucidez (PENG *et al.*, 2016; TRAINI *et al.*, 2016). Antes da conversão térmica é uma matriz de vidro amorfo, composta por metassilicato de lítio e ortofosfato de lítio que, após o tratamento térmico, se torna um material cristalino com cerca de 70% de fase cristalina ortorrômbica ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), com fase dominante de dissilicato de lítio, os cristais secundários que correspondem ao ortofosfato apresentam uma maior intensidade comparada ao estado pré-cristalizado (BELLI *et al.*, 2017). A presença de cristais de dissilicato de lítio alongados e entrelaçados pode ser eficaz não apenas na prevenção do início da trinca, mas também na propagação



da trinca na estrutura, funcionando como ponto de parada (ZARONE *et al.*, 2016), pois esses cristais são responsáveis por uma deflexão eficaz da trinca e torção na frente da trinca, dissipando assim a energia de fratura (KELLY *et al.*, 2017). A Tabela 1 apresenta os valores encontrados para as principais propriedades da vitrocerâmica de dissilicato de lítio.

Tabela 1. Valores encontrados na literatura para as propriedades da vitrocerâmica de dissilicato de lítio.

Propriedade avaliada	Valores	Referência
<b>Dureza Vickers</b>	4.4 a 6.8 GPa	GUAZZATO <i>et al.</i> , 2004; ELSAKA & ELNAGHY, 2016; HOMAEI <i>et al.</i> , 2016; LAWSON, BANSAL E BURGUESS, 2016; TRAINI <i>et al.</i> , 2016;
<b>Tenacidade de fratura</b>	1.23 a 3.2 MPa	GUAZZATO <i>et al.</i> , 2004; BISKRI <i>et al.</i> , 2014; WANG <i>et al.</i> , 2014; ALKADI <i>et al.</i> , 2016; ELSAKA & ELNAGHY, 2016; HOMAEI <i>et al.</i> , 2016; LAWSON, BANSAL E BURGUESS, 2016; PENG <i>et al.</i> , 2016; KELLY <i>et al.</i> , 2017; PROCHNOW <i>et al.</i> , 2017; TRAINI <i>et al.</i> , 2016;
<b>Resistência flexural em três pontos</b>	269 a 500 MPa	GUAZZATO <i>et al.</i> , 2004; ANKYU <i>et al.</i> , 2016; ELSAKA & ELNAGHY, 2016; HOMAEI <i>et al.</i> , 2016; LAWSON, BANSAL E BURGUESS, 2016; PROCHNOW <i>et al.</i> , 2017;
<b>Módulo de elasticidade</b>	60 a 105 GPa	GUAZZATO <i>et al.</i> , 2004; ELSAKA & ELNAGHY, 2016; MAEI <i>et al.</i> , 2016; LAWSON, BANSAL E BURGUESS, 2016;

<b>Resistência a flexão biaxial</b>	346 a 647 MPa	BISKRI <i>et al.</i> , 2014; RAMOS <i>et al.</i> , 2016; SEN & US, 2017; WENDLER <i>et al.</i> , 2017
<b>Resistência a flexão em quatro pontos</b>	462 MPa	WENDLER <i>et al.</i> , 2017
<b>Translucidez</b>	26.0	SEN & US, 2017
<b>Módulo de Weibull</b>	4 a 12	GUAZZATO <i>et al.</i> , 2004; BRISKI <i>et al.</i> , 2014; WANG <i>et al.</i> , 2014; ALKADI <i>et al.</i> , 2016; ANKYU <i>et al.</i> , 2016; ELSAKA & ELNAGHY, 2016; HOMAEI <i>et al.</i> , 2016; PENG <i>et al.</i> , 2016; PROCHNOW <i>et al.</i> , 2017; RAMOS <i>et al.</i> , 2016; SEN & US, 2017; VICARI <i>et al.</i> , 2018;
<b>Densidade</b>	1.65	RAMOS <i>et al.</i> , 2016
<b>Resistência característica</b>	272 a 371 MPa	ANKYU <i>et al.</i> , 2016; ELSAKA & ELNAGHY, 2016; RAMOS <i>et al.</i> , 2016; VICARI <i>et al.</i> , 2018;
<b>Carga de fratura</b>	1.100N	MORES <i>et al.</i> , 2017

A indicação clínica de um material restaurador deve respeitar as limitações das suas propriedades mecânicas, adequando sua capacidade de suportar as forças da mastigação e de proteger a estrutura do dente remanescente (CAMPOS *et al.*, 2015; FERUZZI *et al.*, 2019). Então, as vitrocerâmicas são indicadas para facetas, *inlays*, *onlays*, coroas anteriores e posteriores, e próteses fixas de três elementos anteriores até segundo pré-molar (GOMES *et al.*, 2008; AMOROSO *et al.*, 2012; PROCHNOW *et al.*, 2017; AL-THAGAFI *et al.*, 2016; SEN & US, 2017; FERUZZI *et al.*, 2019).

As coroas fabricadas com vitrocerâmicas apresentam taxa de falha anual de 0,69 (0,50 para dentes anteriores e 1,20 para dentes posteriores), com taxa de sobrevivência estimada em 96,6% (97,5% para dentes anteriores e 94,2% para posteriores) em 5 anos. Para pontes fixas, a taxa de falha anual é de 2,31, obtendo uma taxa de sobrevivência de 89,1% em 5 anos. A cárie secundária, perda da vitalidade pulpar do dente suporte e fratura dentária foram relatadas como as principais complicações biológicas dessas restaurações. As fraturas da cerâmica e a perda de retenção foram as falhas mecânicas mais observadas. A cerâmica pode apresentar trincas, lascamento (fratura de parte da estrutura cerâmica, passíveis ou não de reparo) e fraturas catastróficas (fratura total da restauração com origem na interface de cimentação), que implicam em substituição da prótese (MAGNE *et al.*, 2015; SASSE *et al.*, 2015; SIEPER *et al.*, 2017; SCHWINDLING *et al.*, 2017; MORES *et al.*, 2017). A perda de retenção pode ocorrer de uma degradação da interface adesiva ou da falta de adaptação da coroa no preparo dental, o que pode resultar em redução da resistência mecânica das restaurações cerâmicas (SAILER *et al.*, 2015; PJETURSSON *et al.*, 2015). Dentre os

modos de fratura clínica reportados para as vitrocerâmicas de dissilicato de lítio podem ser citados:

Fratura catastrófica: normalmente tem origem de um defeito ou trinca presente na interface de cimentação, e propaga-se por toda extensão da restauração separando-a em dois fragmentos (SCHERRER *et al.*, 2007; SAILER *et al.*, 2015; ZHANG *et al.*, 2013).

Trincas: são fraturas sem a separação completa dos fragmentos, normalmente progride para fratura catastrófica da restauração mediada pelos ciclos mastigatórios e corrosão por água (BHOWMICK *et al.*, 2007; CHRISTENSEN & PLOEGER, 2010).

Lascamento: são fraturas sem exposição da superfície de cimentação ou da infraestrutura (quando utilizada em recobrimentos de cerâmicas policristalinas), ou seja, apenas um fragmento da cerâmica é separado (BHOWMICK *et al.*, 2007; CHRISTENSEN & PLOEGER, 2010; ZHANG *et al.*, 2013; TEICHMANN *et al.*, 2016).

As fraturas clínicas frequentemente são originadas de falhas e tensões localizadas na superfície de cimentação das coroas, da margem cervical da coroa ou, da superfície oclusal, decorrente da propagação de trincas a partir de defeitos superficiais (KELLY, 2010; ZHANG *et al.*, 2016). Dessa forma, os danos causados por pontas diamantadas devem ser evitados, pois podem originar defeitos que podem evoluir para uma fratura catastrófica (DELLA BONA *et al.*, 2013).

Essas falhas e tensões podem facilitar a penetração de água na interface de cimentação, provocando expansão do cimento resinoso por sorção, promovendo hidrólise da matriz orgânica, liberando componentes não polimerizados da matriz para o meio (lixiviação), e também pode romper as ligações de Si-O nas pontas da fissura,

transportando o fenômeno conhecido como crescimento subcrítico de trincas, que reduz a carga de fratura das cerâmicas (ROCHA *et al.*, 2017).

A propagação subcrítica de trincas originadas de defeitos pré-existentes é resultado da ação de cargas mastigatórias cíclicas (KELLY *et al.*, 2010; KELLY *et al.*, 2017; SCHESTATSKY *et al.*, 2019), de baixa intensidade, assistida pela reação de moléculas de água com as ligações dos óxidos da cerâmica na extremidade da trinca (DELLA BONA, 2009). Do ponto de vista da mecânica da fratura, o crescimento da trinca por fadiga pode ser descrito como a relação entre a velocidade da trinca,  $v$ , e a intensidade de tensão aplicada ( $K_I$ ) na ponta da trinca. Sob condições de fadiga, os defeitos de superfície são induzidos a crescer lentamente e a dispersão de dados ficar ainda pior (KELLY *et al.*, 2017). Esse fator, envolve o crescimento estável de trincas com níveis de fator de intensidade de estresse ( $K_I$ ) inferiores aos necessários para que a trinca se torne instável ( $K_{Ic}$ ) (DELLA BONA, 2009; ALESSANDRETTI *et al.*, 2020). Portanto, a avaliação da solubilidade química, do comportamento de fadiga, incluindo os parâmetros de crescimento subcrítico de trinca, é importante para estimar a longevidade e o sucesso clínico das restaurações de cerâmica pura (DELLA BONA, 2009; KELLY *et al.*, 2017; SCHESTATSKY *et al.*, 2019), para contribuir, presença de água é importante devido ao facilitar o crescimento subcrítico da trinca (SCHLENZ *et al.*, 2019).

## 2.2. CAD/CAM

Na década de 80, Mormann e Brandestini introduziram uma máquina protótipo que capturaria uma imagem tridimensional de um dente preparado, conhecida como CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing). A máquina foi introduzida como uma alternativa aos processos de fabricação tradicionais e, para redução do número de consultas clínicas, padronizar a qualidade das restaurações e reduzir o tempo de fabricação necessário para produzir restaurações estéticas. O primeiro sistema desenvolvido foi o CEREC (Sirona Dental Sistemas, Bensheim, Alemanha), eles usaram o software de projeto 3D para desenvolver interativamente uma restauração proposta e, em seguida, direcionaram o fresamento auxiliado por computador de inlays e onlays de blocos sólidos de cerâmica estética. Tradicionalmente as restaurações eram confeccionadas através da porcelana feldspática pela técnica de estratificação de pó, e atualmente já está no mercado vitrocerâmicas CAD/CAM que são confeccionadas pela técnica CAD/CAM, através da usinagem, que é relativamente direta e possui formulações especiais que foram rapidamente desenvolvidas com qualidade muito superior à obtida com o processamento de laboratório dentário baseado em porcelanas feldspáticas (DELLA BONA & KELLY, 2008; KELLY & BENETTI 2011; AHRBERG *et al.*, 2016; AL-THAGAFI *et al.*, 2016; SEN & US, 2017; SIEPER *et al.*, 2017; LIU *et al.*, 2018). A confecção dessas restaurações utiliza um protocolo de 3 etapas:

1. A digitalização do preparo: se dá pela digitalização do modelo confeccionado da boca do paciente (extra-oral), ou pelo escaneamento

diretamente do preparo, na boca do paciente (intra-oral) (DELLA BONA, KELLY, 2008; AHRBERG *et al.*, 2016).

2. O desenho digital da restauração (CAD): realizado através de um software instalado em um computador, estabelecendo assim os limites, a anatomia e os contatos oclusais da futura restauração (DELLA BONA, KELLY, 2008; AHRBERG *et al.*, 2016).

3. A usinagem da peça (CAM): Realizada em uma máquina, a qual é acoplada pontas diamantadas de corte, levando ao desgaste de um bloco pré-fabricado do material CAD/CAM escolhido (DELLA BONA, KELLY, 2008; AHRBERG *et al.*, 2016).

Os scanners intraorais criam um modelo digital (imagens ou vídeos), através da captação diretamente a boca do paciente, com isso é possível que o processo de construção da coroa seja reduzido. No entanto, a precisão pode ser afetada por fatores como o movimento do paciente durante a aquisição da imagem, o reflexo da luz da superfície do dente, da saliva ou da umidade (ENDER *et al.*, 2016; JEONG *et al.*, 2016). E os scanners extra-orais são divididos em sem contato e de contato. Em um scanner sem contato podemos citar os a laser e ópticos, na técnica a laser um modelo digital é obtido usando um método de triangulação, que possui uma velocidade de varredura mais lenta, e apresentam como desvantagem que algumas vezes pode produzir um fenômeno conhecido como "speckle", que acaba afetando a digitalização. Já nos scanners ópticos são divididos em luz branca ou azul, onde a luz azul causa menos erros de luz ambiente durante a varredura do que a luz branca (JEON *et al.*, 2013; JEON *et al.*, 2015; VILLAUMBROSIA *et al.*, 2016). E o scanner de contato gera um desenho digital que é criado tocando diretamente o modelo com uma



sonda e calculando as coordenadas x, y e z para cada uma das localizações lidas. Ao contrário dos scanners intraorais, o extra-oral leva um longo tempo para realizar a varredura e, pode vir a danificar o modelo (PERSSON *et al.*, 2006; VILLAUMBROSIA *et al.*, 2016).

Avanços em materiais cerâmicos dentais e tecnologia adesiva expandiram o espectro de tratamento para clínica e técnica e forneceram restaurações de cerâmica totalmente conservadoras com resistência à fadiga suficiente para aumentar a longevidade das restaurações CAD/CAM (AL-THAGAFI *et al.*, 2016; ANKYU *et al.*, 2016; SEN & US, 2017; SIEPER *et al.*, 2017; LIU *et al.*, 2018).

No entanto, durante os processos de fabricação das restaurações, foram identificados fatores que podem contribuir para falhas dessas restaurações, incluindo: defeitos, tensões residuais e resíduos de tensões térmicos. Sendo, os defeitos a principal causa de falha (poros, inclusão e pequenas trincas), pois podem causar concentração de estresse e tornar no local um crescimento subcrítico de trinca (LIU *et al.*, 2018).

### **2.3. Fractografia**

Quando ocorre uma falha na restauração cerâmica, a fractografia pode ser empregada para se compreender o processo da fratura, essa análise mostra que existem marcas características sobre as superfícies que são semelhantes e de escala invariável, implicando que a análise fractal é uma ferramenta para análise destas superfícies. A rugosidade da superfície da fratura oferece informação qualitativa sobre a extensão da deflexão da trinca ou outros mecanismos de aumento da tenacidade. É difícil medir diretamente o local do defeito inicial, especialmente em

cerâmicas vítreas reforçadas de granulação fina e alta resistência, e em casos onde a falha foi causada por práticas precárias de usinagem. Sempre que o defeito inicial não possa ser medido, a região a partir da qual a falha ocorreu pode ser determinado pela observação de marcas características na superfície de fratura (DELLA BONA, 2009; CORAZZA *et al.*, 2015).

A análise fractográfica de coroas totalmente cerâmicas com falhas clínicas demonstrou que a maioria das fraturas foram iniciadas a partir da superfície interna da restauração (CLELLAND *et al.*, 2006). Porém, quando testada em fadiga cíclica, coroas da vitrocerâmica de dissilicato de lítio demonstraram fraturas iniciadas tanto da superfície interna da restauração, como da superfície oclusal (DEPRÁ *et al.*, 2016).

#### **2.4. Acabamento e polimento da vitrocerâmica**

A restauração de vitrocerâmica de dissilicato de lítio pode ser confeccionada em uma máquina CAD/CAM e passa por um processo de polimento no laboratório antes da cristalização. Uma camada de vidro, glaze, pode ser aplicada sobre a restauração para produzir tensões residuais de compressão (têmpera térmica) e, especialmente, reduzir irregularidades produzindo superfícies mais reflexivas, homogêneas e mais resistentes à propagação de fratura (BOAVENTURA *et al.*, 2013; MORES *et al.*, 2017).

Após finalizada, essa restauração é ajustada, se necessário, muitas vezes com pontas diamantadas de variadas granulações (grossa, média, fina e extra-fina), entretanto, o resultado deste ajuste acaba removendo a camada de glaze que foi aplicada anteriormente e aumenta sua

rugosidade superficial. Esse ajuste pode variar de acordo com pressão, temperatura, tipo de granulação da ponta diamantada para polimento e propriedades do material a ser polido (ARAVIND *et al.*, 2013; BOAVENTURA *et al.*, 2013, MORES *et al.*, 2017; LUDOVICHETTI *et al.*, 2019).

Uma superfície rugosa tem várias implicações clínicas, como o desgaste do dente oposto ou de materiais restauradores, propriedades ópticas alteradas, estética ruim, retenção de microrganismos orais e baixa resistência à flexão (ARAVIND *et al.*, 2013; BOAVENTURA *et al.*, 2013; BRUNOT-GOHIN *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2015; KOK *et al.*, 2017; MORES *et al.*, 2017; LUDOVICHETTI *et al.*, 2019).

A rugosidade superficial da vitrocerâmica de dissilicato de lítio não influencia na fratura catastrófica da restauração, analisada em carregamento monotônico (MORES *et al.*, 2017). Contudo, a rugosidade pode influenciar a presença de trincas e lascamentos com origem na superfície, relacionadas às cargas mastigatórias cíclicas que podem ser simuladas em testes de fadiga cíclica em laboratório (DEPRÁ *et al.*, 2016). Um protocolo de teste de restaurações em fadiga pode verificar fraturas de restaurações sobre cargas semelhantes à clínica (baixa intensidade), e resultar em diversos padrões de falhas, incluindo falhas de superfície que teriam relação com a rugosidade superficial deixada por pontas diamantadas após o ajuste dessas restaurações.

Muitos protocolos de polimento estão disponíveis para eliminar ou diminuir os defeitos que surgem durante o ajuste, ou acabamento, das restaurações cerâmicas (SILVA *et al.*, 2015; MATZINGER *et al.*, 2018), como: reglaze (reaplicação de glaze) e polimento no laboratório ou no consultório. No entanto, se a restauração já foi cimentada a única opção

para o ajuste desta é o polimento no consultório, sendo indicada a realização do acabamento com pontas diamantadas, e o polimento com pontas de silicone, discos de lixa e pasta diamantada (ARAVIND *et al.*, 2013; BOAVENTURA *et al.*, 2013; AKAR *et al.*, 2014; LAWSON *et al.*, 2014; SILVA *et al.*, 2014; EMSLANDER *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2015; VROCHARI *et al.*, 2015; SAIKI *et al.*, 2016; ALAO *et al.*, 2017; MOHAMMADIBASSIR *et al.*, 2017; MOTA *et al.*, 2017; MORES *et al.*, 2017; YOON *et al.*, 2017; ALP *et al.*, 2018; MATZINGER *et al.*, 2018; VICHI *et al.*, 2018 LUDOVICHETTI *et al.*, 2019).

As modificações na topografia de superfície podem ser analisadas por rugosímetros, que quantificam os parâmetros de rugosidade, tais como:  $R_a$  – rugosidade média;  $R_q$  – rugosidade da raiz quadrada da média;  $R_t$  – máxima altura da rugosidade (pico mais alto e pico mais profundo) (DELLA BONA, 2009). O aumento dessa rugosidade da superfície pode levar ao aumento da abrasividade do material na dentição oposta (VROCHARI *et al.*, 2015).

Boaventura *et al.* (2013) avaliaram a rugosidade superficial da vitrocerâmica de dissilicato de lítio utilizando diferentes protocolos de acabamento e polimento. Os espécimes foram divididos em dois grupos: Grupo 1 (S0: Glaze; S1: Ponta diamantada 2135FF; S2: Ponta diamantada 2135FF + Ponta de silicone; S3: Ponta diamantada 2135FF + Ponta de silicone + Pasta Diamantada), Grupo 2 (S0: Glaze, S1: Ponta diamantada híbrida; S2: Ponta diamantada híbrida + Ponta de silicone, S3: Ponta diamantada híbrida + Ponta de silicone + Pasta diamantada). Os autores concluíram que o uso de uma pasta de polimento pode reduzir a rugosidade superficial das restaurações, as pontas diamantadas híbridas

produziram melhores resultados do que aqueles obtidos quando se usa ponta diamantada FF.

Silva *et al.* (2015) realizaram um estudo que teve como objetivo avaliar o efeito de diferentes protocolos de polimento na vitrocerâmica de dissilicato de lítio na rugosidade superficial. Os materiais utilizados foram: ponta de polimento (60s); roda de feltro com pasta diamantada (30s) + roda de feltro com pasta diamantada fina (30s); ponta de polimento cinza (20s) + ponta de polimento rosa (20s) + ponta de polimento (20s); roda de feltro com pasta diamantada (30s) + roda de feltro com pasta diamantada fina (30s). Após diferentes protocolos de polimento, não foram observadas diferenças significativas na rugosidade superficial entre os grupos.

O objetivo do estudo *in vitro* de Vrochari *et al.* (2015) foi avaliar e comparar a rugosidade média da superfície ( $R_a$ ) de uma cerâmica e uma resina usadas para a fabricação de restaurações indiretas, após acabamento e polimento, aplicando um sistema de polimento intraoral apropriado para cada material. Os materiais utilizados foram uma vitrocerâmica de dissilicato de lítio (EMP) e resina microhíbrida (GR). A superfície a ser estudada foi glaze para EMP, polimento por meio de laboratório dentário para GR, e polimento usando kits de polimento intraoral específico para EMP e GR. Os autores verificaram que o EMP apresentou uma rugosidade de superfície significativamente menor em comparação com o GR, após o polimento.

O objetivo do estudo de Yoon *et al.* (2017) foi avaliar as alterações da rugosidade superficial em três diferentes materiais restauradores (liga de níquel-cromo, vitrocerâmica de dissilicato de lítio e zircônia) após tratamento de polimento com sistemas intraorais

específico para cada material (um kit de polimento de silicone para liga metálica, um kit de polimento específico para vitrocerâmica e um kit de polimento para cerâmica de zircônia). Após o polimento da superfície, a rugosidade da superfície foi mais alta no grupo de dissilicato de lítio ( $P < 0,05$ ). O alto teor de cristais no dissilicato de lítio pode ter causado uma superfície irregular, mesmo após o polimento.

Vichi *et al.* (2018) realizaram um estudo com o objetivo de verificar diferenças entre dois materiais na capacidade de diminuir a rugosidade e aumentar o brilho, e avaliar se, para cada um dos dois materiais, o manual e os sistemas recomendados têm desempenho similar. Os materiais testados foram silicato de lítio reforçado com zircônia e dissilicato de lítio. Considerando o efeito do sistema de polimento, constatou-se que 60s de acabamento e polimento manual produziram brilho significativamente maior do que os outros tratamentos investigados, além disso, após 30s de acabamento e polimento manual, o dissilicato exibiu brilho significativamente maior do que o silicato, no entanto, nos outros tratamentos de superfície o silicato obteve um brilho superior ( $p < 0,05$ ).

Matzinger *et al.* (2018) investigaram a rugosidade superficial de diferentes materiais após a usinagem em CAD/CAM e após diferentes procedimentos de polimento no consultório e no laboratório. Foi testado no estudo o silicato de lítio reforçado por zircônia, uma porcelana feldspática e uma cerâmica reforçada por resina. Para determinar o efeito do polimento, a rugosidade superficial ( $R_a$ ,  $R_{max}$ ) foi avaliada após dois procedimentos de polimento: 1) Laboratório: usinado (M), desgastado (R), pré-polimento (LP) e polimento de alto brilho (LG); 2) Consultório: ponta diamantada (D), pré-polimento (CP) e polimento de alto brilho

(CG). Os materiais apresentaram valores significativamente diferentes de  $R_a$  ( $p \leq 0,003$ ). O ajuste de consultório com ponta diamantada causou maior rugosidade superficial ( $R_a$ ,  $R_{max}$ ) em comparação com os outros. Para todos, o pré-polimento reduziu  $R_a$  e  $R_{max}$  ( $p < 0,001$ ). A menor profundidade média de desgaste ( $132,2 \pm 19,9 \mu\text{m}$ ) foi encontrada para o dissilicato de lítio. Desgaste foi encontrado para ambas as cerâmicas, e o maior desgaste do antagonista foi observado para o dissilicato ( $>30\%$ ). Então, as cerâmicas exibiram menor desgaste médio do que resinas compostas, mas exibiram maior desgaste do antagonista.

Mota *et al.* (2017) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a rugosidade superficial e analisar a topografia da superfície de cinco diferentes cerâmicas e uma resina composta após procedimentos de usinagem e pós-usinagem (cristalização, polimento e glaze, quando adequado). A vitrocerâmica de dissilicato de lítio foi polida com pontas de borracha e o glaze foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante. Para produzir uma superfície menos rugosa no dissilicato de lítio é recomendado realizar uma etapa de glaze na superfície.

Mohammadibassir *et al.* (2017) realizaram um estudo comparando a resistência à flexão, rugosidade superficial e topografia da superfície da vitrocerâmica de dissilicato de lítio seguindo diferentes métodos de acabamento e polimento e procedimentos de glaze. G1: Glaze; G2: Glaze + sistema de polimento D + Z (grossa, média e fina); G3: sistema de polimento D + Z; G4: Sistema OpraFine® e pasta de polimento. Os menores valores de  $R_a$  e  $R_z$  foram encontrados no G4 ( $R_a = 0,47 \pm 0,15 \mu\text{m}$  e  $R_z = 3,24 \pm 1,23 \mu\text{m}$ ). Os resultados da análise de MEV mostraram que as superfícies do G4 pareciam ser as mais lisas, com alguns remanescentes da pasta de polimento. A maior resistência à

flexão foi observada no G1 (283,35 MPa), e a menor resistência à flexão foi encontrada no G3 (225,07 MPa).

Fraga *et al.* (2017) avaliaram o efeito de usinagem CAD/CAM na resistência à flexão biaxial e na rugosidade superficial de uma vitrocerâmica à base de leucita, vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio e zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (Y-TZP). Após a usinagem, os discos de cada material cerâmico foram divididos aleatoriamente em dois grupos: usinagem (M) e usinagem seguida de polimento (MP), usando papel de carboneto de silício de 400, 600 e 1.200. A usinagem resultou em valores significativamente mais altos de rugosidade e valores mais baixos de resistência à flexão em comparação com a usinagem seguida de grupos de polimento. A usinagem CAD/CAM introduziu defeitos na superfície cerâmica, aumentando a rugosidade superficial e reduzindo a resistência à fadiga flexural de todas as cerâmicas investigadas, sendo necessário que após a usinagem seja realizado um polimento.

Alao *et al.* (2017) investigou a relação qualidade-processo para determinar o protocolo de processamento otimizado para a vitrocerâmica de dissilicato de lítio. Após usinagem em CAD/CAM, os materiais receberam diferentes tratamentos de superfície: polimento, sinterização, polimento-sinterização, polimento-sinterização-glaze, sinterização-glaze, sinterização-polimento. O polimento foi realizado usando uma ponta diamantada de borracha. O processo de usinagem produziu rugosidade superficial maior, apresentando trincas. O glaze não alterou o material, mas pode ter induzido tensões térmicas adicionais, levando a uma maior deformação. O polimento do dissilicato de lítio não reduziu significativamente a rugosidade da superfície. O processo polimento-



sinterização diminuiu a rugosidade, o que atendeu aos requisitos clínicos de custo-benefício, eficiência de tempo e qualidade de superfície.

Emslander *et al.* (2015) examinou a influência de diferentes tratamentos de superfície em coroas fabricadas por duas técnicas diferentes, fresada em CAD/CAM (A) ou injetada (B), e os protocolos de polimento foram:

(1) Polimento de laboratório: Polidor de silicone universal grosso, seguido por um polidor de cerâmica de diamante, posteriormente uma roda de polimento com pasta de polimento;

(2) Polimento de laboratório/Aplicação de vidro: Polidor de silicone universal grosso, polidor de cerâmica de diamante, roda de polimento com pasta de polimento, e posteriormente o glaze foi aplicado;

(3) Glazeamento: A superfície externa foi revestida com uma fina camada de material de vidro;

(4) Polimento de laboratório/Acabamento: Polidor de silicone universal grosso, polidor de cerâmica de diamante, uma roda de polimento com pasta de polimento, e posteriormente uma ponta diamantada de ombro cônico e uma borda arredondada foi utilizada.

(5) Polimento de laboratório/Acabamento/Polimento de bancada: Polidor de silicone universal grosso, polidor de cerâmica de diamante, uma roda de polimento com pasta de polimento, uma ponta diamantada de ombro cônico e uma borda arredondada foi utilizada e o segundo ciclo de polimento ocorreu apenas dentro da área anteriormente polida com polidores com grãos de diamante intercalados foram usados;

(7) Polimento de laboratório/Acabamento/Polimento de bancada/Glaze: Polidor de silicone universal grosso, polidor de cerâmica

de diamante, uma roda de polimento com pasta de polimento, uma ponta diamantada de ombro cônico e uma borda arredondada foi utilizada e o segundo ciclo de polimento ocorreu apenas dentro da área anteriormente polida com polidores com grãos de diamante intercalados foram usados, após toda a superfície foi revestida com diferentes materiais de glaze.

Para os grupos tratados 1, 2 e 3 não houve diferença entre as cerâmicas de dissilicato de lítio testadas, no entanto, os grupos de tratamento 4 e 5 a cerâmica de dissilicato de lítio B mostrou uma carga de fratura média significativamente maior do que a cerâmica de dissilicato de lítio A ( $p < 0,041$ ). Os tratamentos de superfície influenciaram a carga de fratura e causaram diferenças entre as duas cerâmicas. As coroas de dissilicato de lítio apresentaram maior carga de fratura quando foram polidas e glazeadas, em comparação com a cerâmicas dos grupos que foi realizado lixamento.

Mores *et al.* (2017) realizaram um estudo com o objetivo de analisar a influência de defeitos superficiais induzidos na carga de fratura e no modo de falha de restaurações com a vitrocerâmica de dissilicato de lítio. As restaurações foram submetidas a cristalização e queima com uma camada de vidro e foram arbitrariamente divididas em 5 grupos de acordo com o tratamento superficial realizado na cúspide lingual da seguinte forma: G (controle), sem tratamento (restaurações glazeadas); GD, abrasão grossa com instrumento rotativo de diamante (#2135); GDG, abrasão grossa e nova camada de glaze; PIB, abrasão grossa, acabamento com instrumentos rotativos de diamante finos (#2135F) e ultrafinos (#2135FF), com um protocolo de polimento de instrumentos abrasivos de silício sequencial (granulação grossa, média e fina), escova e polimento; e GP, protocolo de acabamento e polimento

sem abrasão grossa anterior. A rugosidade superficial de todos os espécimes foi analisada usando um perfilômetro digital. Diferenças significativas na rugosidade foram encontradas entre os grupos experimentais ( $P = 0,05$ ). Os grupos submetidos ao glaze como tratamento final (G e GDG) apresentaram os menores valores médios de rugosidade. O grupo desgastado com o instrumento rotativo de diamante grosseiro (GD) teve a média das superfícies mais ásperas. O mesmo ranking estatístico foi encontrado com cada parâmetro de rugosidade ( $R_a$ ,  $R_z$  e  $R_t$ ). Os tratamentos de superfície não tiveram efeito sobre a carga de fratura catastrófica ( $P = 0,696$ ). A origem da fratura estava localizada na interface abaixo da área de carga. Danos na superfície (trincas hertzianas ou cônicas) foram observados na área oclusal em contato com o pistão de carregamento, especialmente para os grupos sem glaze (GD, GP e GDP), mas não foram associados à origem da fratura. Reglaze ou polimento foram eficazes na redução de defeitos superficiais, produzindo uma superfície mais lisa, e os tratamentos de superfície não tiveram efeito nas falhas catastróficas imediatas das restaurações de LDS.

Ludovichetti *et al.* (2019) avaliaram a rugosidade da superfície e a resistência à fratura (com ou sem envelhecimento mecânico) de materiais submetidos aos procedimentos de acabamento e polimento. Foram utilizados Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity e IPS e.max CAD. As amostras foram submetidas aos seguintes protocolos: (1) aplicação de glaze (grupo controle); (2) desgaste com ponta diamantada #3101FF; (3) polimento com kit de polimento (SHOFU) e (4) polimento com kit de polimento associado a pasta de polimento (SHOFU). Metade das amostras sofreram envelhecimento mecânico por  $1 \times 10^6$  ciclos (2Hz – 100N). Todas as amostras foram carregadas até a falha. Para a

rugosidade, não foi encontrada diferença significativa entre os materiais para desgaste e polimento. O polimento não foi capaz de promover o polimento original do dissilicato de lítio, isto, provavelmente, está relacionado à alta dureza deste material. No entanto, quando o polimento foi finalizado com uma pasta diamantada, a rugosidade do dissilicato de lítio foi diminuída, evidenciando a importância dessa etapa quando necessário a realização de ajustes clínicos. Para resistência à fratura, o tratamento de superfície não influenciou, exceto quando o dissilicato de lítio foi submetido à fadiga cíclica. Para o grupo controle, o envelhecimento apresentou um aumento significativo na resistência à fratura em comparação o mesmo grupo não envelhecido.

Madruza *et al.* (2018) avaliaram a influência do uso sequencial de brocas diamantadas para CAD/CAM sobre a rugosidade da superfície, topografia e desempenho em fadiga de uma vitrocerâmica de dissilicato de lítio. Setenta e dois discos da cerâmica foram fresados usando quatro pares de brocas e alocados em três grupos de acordo com a sequência de fresagem (n=24): 1 a 6 fresagens, 7 a 12 fresagens e 13 a 18 fresagens. O desempenho em fadiga foi avaliado por uma abordagem gradual (força inicial de 20 MPa por 5.000 ciclos; etapas incrementais de 20 MPa por 20.000 ciclos até a fratura; frequência de 20Hz) usando pistões biaxiais de três esferas para testes de resistência à flexão. A análise de sobrevivência (Kaplan-Meier e Mantel-Cox) mostrou que a sequência de fresagem não teve efeito na resistência à fadiga (190 - 201 MPa) ou no número de ciclos até a fratura (174.958 - 180.087 ciclos). Não foi observada diferença na rugosidade superficial entre os grupos ( $p > 0,05$ ). O uso sequencial das brocas diamantadas não levou a nenhum efeito deletério no desempenho da fadiga. Todas as condições testadas

apresentaram força de fadiga estatisticamente semelhante, número de ciclos até a fratura e taxas de sobrevivência para ambos os desfechos (carga de fratura e número de ciclos até a fratura). O tempo de uso das brocas diamantadas para CAD/CAM até a 18ª fresagem não influencia o desempenho de fadiga, a rugosidade ou a topografia da vitrocerâmica de dissilicato de lítio.

## **2.5. Teste de fadiga na simulação de ambiente oral**

Protocolos de pesquisas podem ser estabelecidos com o objetivo de aproximar os resultados laboratoriais aos desfechos observados na clínica. Por exemplo, para avaliação laboratorial do desempenho mecânico de coroas unitárias, é importante manter a anatomia da coroa, mesmo que simplificada e que esta restauração seja cimentada em substrato dentinário ou equivalente. Por isso, um material de resina epóxi reforçado por fibras de vidro (G10) é frequentemente utilizado como análogo de dentina em testes laboratoriais, pois apresenta propriedades mecânicas e adesivas semelhantes: como o comportamento elástico, uma curva de tensão-deformação com a mesma inclinação e uma resistência de união ao cimento resinoso (KELLY *et al.*, 2010; CLELLAND *et al.*, 2006; WANG *et al.*, 2007).

O G10 também é muito utilizado como material de pistão para carregamento de estruturas cerâmicas, especialmente para evitar trincas a partir de defeitos superficiais (cone-cracks) comumente observadas com a utilização de pistões metálicos. (DEPRÁ *et al.*, 2016)

Em testes laboratoriais, é frequente a utilização de apenas um ponto de aplicação de carga. Porém, essa reduzida área de contato do

pistão e da cerâmica, pode resultar em um aumento da pressão de contato, em concentração de tensão, ao redor da área do pistão e originar falhas a partir da superfície. Assim, a trinca inicia na superfície ao redor do contato com o pistão, evoluindo para uma trinca em formato de cone – *cone crack* (KELLY, 1999; CHAI & LAWN, 2000; KELLY *et al.*, 2010; ZHANG *et al.*, 2016; PENG *et al.*, 2016, WEBER *et al.*, 2018).

O diâmetro do pistão também é importante para simulação do contato (pressão de contato) oclusal. A forma, tamanho e material do pistão de carga são relatados como variáveis com uma importante contribuição para os resultados, a ponta ativa do pistão de carga pode variar em forma (esférica ou achatada) e diâmetro (de 2,5 a 8 mm), induzindo diferentes graus de tensão e distribuição na amostra testada. O diâmetro do pistão não pode ser pequeno, pois pode induzir uma pressão de contato muito maior na superfície da cerâmica do que a clinicamente encontrada e também não simula os contatos oclusais encontrados em ambiente oral (WEBER *et al.*, 2018).

Para obter a pressão de contato entre o pistão e o espécime semelhante à pressão entre dentes naturais antagonistas em boca, deve-se levar em consideração que a chave de oclusão (Classe I de Angle) se baseia no toque da cúspide mesiolingual do primeiro molar superior na fossa central do primeiro molar superior, cúspides vestibulares dos dentes inferiores tocam a fossa central e cristas marginais dos dentes superiores. Essa engrenagem natural de duas arcadas ocluindo em três pontos distintos leva o nome de tripoidismo dental, o que sugere que as forças oclusais e mastigatórias são dissipadas e melhor distribuídas, além de não imprimir carga em apenas um pequeno e restrito ponto de contato (YI & KELLY, 2008; CORAZZA *et al.*, 2015).

A força máxima de mordida (MBF) é definida como um indicador da condição funcional do sistema mastigatório, e também é um parâmetro que deve ser considerado. Em indivíduos saudáveis com oclusão normal, o MBF varia de 93 a 150N na região anterior, 424 a 583N em pré-molar e 424 a 630N na região molar. Mas pode variar, em porcentagem, de 7,7% a 36,2% nos movimentos naturais da boca, como apertamento, abertura e oclusão (ARCHANGELO *et al.*, 2018).

Dentre as formas de simular o que ocorre no ambiente oral podemos citar a simulação dos ciclos mastigatórios do paciente e do envelhecimento que estes ciclos causam, onde utilizamos testes de fadiga. Esses testes são realizados aplicando forças intermitentes sobre uma restauração cerâmica até um determinado ciclo ou até que elas fraturem (BALDISSARA *et al.*, 2019). Normalmente opta-se pela utilização de 2Hz por assemelhar-se a frequência mastigatória (KELLY *et al.*, 2010).

A fadiga é frequentemente definida como a degradação (enfraquecimento) de um componente estrutural sob a influência de estresse mecânico, químico ou biológico - e na maioria dos casos - uma combinação deles (KELLY *et al.*, 2017), e consiste em estimular um mecanismo de crescimento lento de trincas, começando pelos defeitos críticos (KOK *et al.*, 2017; MADRUGA *et al.*, 2018). Diferentemente dos testes monotônicos, que apenas fornecem dados sobre a resistência à fratura, os testes de fadiga consistem em abordagens *in vitro* para simular danos clinicamente relevantes, pois é provável que as restaurações cerâmicas falhem devido à carga mastigatória cíclica em ambiente úmido (KELLY *et al.*, 2010; KELLY *et al.*, 2017; MADRUGA *et al.*, 2018), essa combinação aumenta o potencial de propagação de

trincas e reduz a carga necessária para a falha (KELLY *et al.*, 2017; ALSARANI *et al.*, 2018).

Testes de fadiga tem relevância para todos materiais frágeis, como cerâmicas dentárias, que são submetidos à fadiga mecânica durante a função. Dentre os testes de fadiga o método cíclico é o que possui mais relevância clínica. Ele é subdividido em convencional e acelerado, para o acelerado as amostras são submetidas a cargas menores do que testes de fratura rápida, porém, com níveis de estresse acima das condições normais de uso, sendo aceitáveis para aquele período de tempo. Esses testes de fadiga acelerados foram criados para otimizar o tempo dos testes convencionais de fadiga, e são denominados como método da escada (*staircase*), técnica *step-stress* e técnica *boundary* (BORBA *et al.*, 2013; CORAZZA *et al.*, 2015; KELLY *et al.*, 2017). Apesar de consumirem muito tempo, eles produzem a melhor percepção da resposta do material para uma vida útil completa. No entanto, os parâmetros de crescimento lento de trinca não podem ser estimados usando esses métodos (KELLY *et al.*, 2017). Dentre os testes mais utilizados para avaliar a fadiga podemos citar:

*Staircase*: Possibilita estimar a resistência a fadiga para a probabilidade de falha de 50% com a mesma amplitude de carga e reduzindo o tamanho da amostra, para isso o número de ciclos é fixado e receberão tensões menores do que a tensão máxima que o material é capaz de suportar em algum teste equivalente. Dependendo da ocorrência ou não de fratura, a tensão é aumentada ou diminuída, empregando-se incremento fixo nas fases seguintes. No entanto, para estimar pontos de falha baixos ou altos apresenta limitações, pois, situações de previsão do tempo de vida nestes pontos críticos são de



grande valia (DIXON & MOOD, 1948; DRUMMOND et al., 2000; TAKANO et al., 2012; BORBA et al., 2013).

*Step-stress*: permite a seleção de múltiplos perfis de tensão para cada amostra, ou seja, a amplitude de carga é alterada após um determinado período de tempo, individualmente a um corpo de prova, resultando em falhas ou valores ‘censurados’ (quando a falha não ocorre). Os dados obtidos a partir do modo acelerado de fadiga são ajustados e extrapolados para condições normais de tempo de vida. Este método garante a falha rápida pela personalização do estresse reproduzido de acordo com a resistência à fadiga de cada espécime. Após a fratura, a fractografia deve ser usada para avaliar as superfícies, o que permite a comparação com os modos de falha clínica (VAN DORP et al., 1996; BORBA et al., 2013; CORAZZA et al., 2015).

*Boundary*: Esta técnica se torna melhor ao método Staircase devido a conseguir estimar com maior precisão os pontos altos ou baixos de probabilidade de falha. Ambos são baseados na presença ou ausência de falha, por um determinado período de tempo. (DIXON & MOOD, 1948; MAENNIG, 1975; GRUETTER, 2005). Também se torna superior ao método step-stress pelo tempo de execução do teste, onde o *boundary* consegue otimizar tempo, acelerando assim o modo de falha em vários corpos de prova, ciclados simultaneamente (MAENNIG, 1975; VAN DORP et al., 1996; GRUETTER, 2005).

O estudo de Corazza et al. (2015) teve como objetivo comparar o tempo de vida de todas as coroas cerâmicas (Y-TZP/porcelana) usando o método *step-stress* acelerado em três diferentes situações de carga e usando um sistema acústico para detectar o início de falha. As coroas foram divididas de acordo com a área e a situação de contato, com base

na função mastigatória: Carga da fossa central (CFL) - carga cíclica paralela ao longo eixo da preparação no centro da restauração; Carga da ponta da cúspide (CTL) - carga cíclica paralela ao longo eixo da preparação na ponta da cúspide distal da restauração; Contato deslizante (SC) - a carga axial cíclica foi associada a um deslocamento lateral de 1 mm na inclinação interna da cúspide distal da restauração. A carga foi aplicada usando pistões de cerâmica fabricados por um sistema CAD/CAM, todos tinham raios de ponta arredondada de 50  $\mu$ m e diâmetros finais de 1,5 mm. Condições de carga específicas podem ser selecionadas para cada amostra durante o teste de vida acelerado por tensão de passo. Foram utilizados os perfis: Constante lento (carga constante de 200N até a falha), lenta (começou em 200N e aumentou 100N a cada dois dias), moderado (começou em 300N e aumentou 100N todos os dias), agressivo (começou em 300N e aumentou 100N a cada 6h). O contato na ponta da cúspide é mais prejudicial do que na fossa central da coroa e também gera maior tensão na área de contato, onde se iniciou a maioria das falhas. O contato deslizante é mais clinicamente relevante porque simula um contato no ciclo de mastigação.

O estudo de Lodi *et al.* (2018) teve como objetivo avaliar o comportamento de falha de uma vitrocerâmica reforçada por leucita sob carga de compressão e fadiga em diferentes condições do ambiente bucal simulado. 53 espécimes em formato de discos foram produzidos e cimentados sobre um substrato analógico de dentina. Foi realizado um teste monotônico com 23 espécimes, e para os outros 30 espécimes foi realizado o teste de fadiga em uma máquina de ciclagem pneumática a 2Hz utilizando a técnica *boundary* com dois tempos de vida:  $1 \times 10^6$  e  $2 \times 10^6$  ciclos. A probabilidade estimada de falha ( $P_f$ ) para  $1 \times 10^6$  ciclos a

100N foi de 31%, a 150N foi de 55% e a 200N foi de 75%. Para  $2 \times 10^6$  ciclos, o  $P_f$  aumentou aproximadamente 20% em comparação com os valores previstos para  $1 \times 10^6$  ciclos. Foram encontrados como modo de falha a trinca radial e as falhas combinadas (radial com cone-crack)

O objetivo do estudo de Deprá *et al.* (2016) foi avaliar a probabilidade de falha e modo de fratura de coroas de vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio para diferentes amplitudes de carga e tempos de vida em fadiga, utilizando a técnica de *Boundary*. Foram confeccionadas 24 coroas em formato de pré-molares superiores que foram cimentadas a troquéis de um material análogo à dentina. As amostras foram divididas em 3 séries de 8 e submetidas à ciclagem mecânica com frequência de 2 Hz, com dois tempos de vida:  $1 \times 10^6$  e  $2 \times 10^6$ , definidas pelo método *Boundary*. Essa carga foi aplicada através de três pontos na superfície oclusal (tripoidismo) que se dava por pistões anatômicos. A probabilidade de falha para o tempo de vida  $1 \times 10^6$  ciclos foi calculada para as cargas 50N, 100N, 150N e 200N e resultaram em <0,1%, 62%, 99% e 100%, respectivamente. E para o tempo de vida de  $2 \times 10^6$  ciclos, a probabilidade de falha aumentou em mais de 50% para cargas acima de 100N. Observando os modos de falha, foram encontrados: lascamentos e fraturas catastróficas. Essas falhas foram influenciadas pela amplitude de carga e a quantidade de ciclos aplicada, levando a concluir que a metodologia aplicada e o teste de vida acelerado conseguiram submeter os espécimes a condições que simulam o que encontramos na prática clínica.

Vicari *et al.* (2018) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o comportamento da fadiga de duas cerâmicas: vitrocerâmica reforçada por leucita (VL) e vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio

(VD). Para o dissilicato de lítio, 30 espécimes em formato de barra foram submetidos a um teste de resistência à flexão de três pontos, posteriormente, 41 espécimes foram submetidos a um teste de fadiga cíclica utilizando o método *boundary* em uma máquina de ciclagem pneumática a 1 Hz por dois níveis de estresse para cada vida útil predefinida de  $10^4$  e  $10^5$  ciclos. O dissilicato de lítio apresentou os maiores valores de resistência característica (272 MPa), mas o menor módulo de Weibull (4.6), também demonstrou uma redução de aproximadamente 60% da resistência à flexão inicial ( $\sigma_f$ ) após o ciclo por  $10^4$  ciclos, no entanto, quando foi aumentado de  $10^4$  para  $10^5$  não houve degradação de resistência a flexão inicial. E concluiu que a ciclagem mecânica em condições úmidas mostrou ser um fator importante para a degradação das propriedades mecânicas das vitrocerâmicas.

O estudo de Ottoni *et al.* (2018) teve como objetivo caracterizar o comportamento de fadiga por meio de dois métodos de fadiga, *boundary* e *staircase*, e prever a probabilidade de falha ( $P_f$ ) da vitrocerâmica de silicato de lítio reforçada com zircônia (ZLS). Foram utilizadas 30 barras para um teste de resistência à flexão de três pontos, posterior a este teste, 86 barras foram submetidas a fadiga cíclica usando métodos *boundary* e *staircase* em uma máquina de ciclagem pneumática a 2Hz por  $10^3$  e  $10^4$  ciclos. Após  $10^3$  ciclos, para ambos os métodos, houve uma degradação de 78% da força inicial, no entanto, não houve degradação significativa quando o número de ciclos aumentou de  $10^3$  para  $10^4$ . Ambos os métodos resultaram em  $P_f$  e precisão semelhantes a 40 MPa ( $\sim 50\% P_f$ ), quando foram realizadas simulações na faixa de níveis de estresse e tempos de vida usados nos testes de fadiga.

Alessandretti *et al.* (2020) avaliaram a resistência à fadiga e o modo de falha de estruturas cerâmicas monolíticas e multicamadas. Foram utilizados 4 tipos de estruturas cerâmicas, simulando a configuração das restaurações cerâmicas (n=28): (1) CAD-on: estrutura multicamada confeccionada com uma estrutura de zircônia (1,0 mm) e cobertura à base de dissilicato de lítio (0,7 mm), unido com uma cerâmica vítrea; (2) ZFC: estrutura multicamada confeccionada de Y-TZP (1,0 mm) recoberta com vitrocerâmica de fluorapatita (0,7 mm), obtida pela técnica de estratificação; (3) YZW: Estrutura monolítica (1,8 mm) de zircônia; e (4) LDC: Estrutura monolítica (1,8 mm) de vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio. Essas foram cimentadas em uma resina epóxi reforçada por fibras, que serviu como um substrato análogo à dentina. As amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24h antes dos testes de fadiga em uma máquina de ciclagem pneumática com frequência de 2 Hz em água destilada a 37°C. Uma carga de 80N foi aplicada à superfície da cerâmica com um pistão metálico esférico de aço inoxidável. O teste foi interrompido após  $10^4$ ,  $10^5$ ,  $5 \times 10^5$  e  $10^6$  ciclos e a presença ou ausência de falha foi analisada por meio de transiluminação e microscopia óptica. As falhas relatadas foram classificadas como: trinca radial, cone crack e combinadas. Os dados de fadiga foram analisados pelo teste de sobrevivência de Kaplan Meier e Holm-Sidak ( $\alpha=0,05$ ). Não houve diferença estatística ( $p=0,516$ ) entre as curvas de sobrevivência de YZW e CAD-on, seguidas por LDC e ZFC que foram significativamente diferentes entre si ( $p<0,01$ ). 57% das amostras de YZW e 42% de CAD-on, 14% de LDC, e 0% de ZFC sobreviveram ao teste de fadiga. O LDC mostrou a maior frequência de trincas radiais. O presente estudo mostrou que o dissilicato

de lítio monolítico é mais suscetível a falhas sob fadiga do que a zircônia monolítica.

Ankyu *et al.* (2016) realizaram um estudo com o objetivo de analisar o comportamento à fadiga de compósitos à base de resina e vitrocerâmica de dissilicato de lítio. Barras foram fabricadas usando blocos de cada material: Lava Ultimate (LU) e IPS e.max press (EMP). Os espécimes foram divididos em quatro grupos (n=20): (NT) sem tratamento; (TC) ciclagem térmica; (MC) ciclagem mecânica; e (TCMC) ciclagem térmica seguida de ciclagem mecânica. A ciclagem térmica foi realizada por imersão em banhos de água (5°C e 55°C) por  $5 \times 10^4$  ciclos. A ciclagem mecânica foi realizada em um teste de flexão de três pontos, com uma carga máxima de 40N, ou  $1,2 \times 10^6$  ciclos. Nenhuma das coroas EMP fraturou durante os tratamentos de fadiga, assim, todas foram submetidas a testes de carga até falha. Não houve diferenças significativas entre os grupos. A origem da fratura foi localizada na superfície oclusal próxima ao pistão de carregamento sujeita a tensão de tração. A diminuição da força característica foi >10% em todos os grupos. A fadiga aumenta a ocorrência de trincas, que ocorrem em cargas mais que as que geram falhas catastróficas.

Embora os ensaios clínicos sejam a maneira mais confiável de avaliar se as propriedades mecânicas dos biomateriais serão de fato traduzidas em longevidade clínica, testes laboratoriais bem projetados podem ajudar a prever o comportamento das restaurações dentárias, uma vez que emulam o mais próximo possível as condições encontradas na clínica. Com isso, Feruzzi *et al.*, (2019) investigaram a sobrevivência à fadiga de coroas confeccionadas com uma resina nanocerâmica e dissilicato de lítio, e os modos de falha produzidos pelo teste de fadiga.

Foram confeccionadas 26 coroas (n=13), e essas foram cimentadas em réplicas de resina composta de um dente preparado e submetidas a carga cíclica com indentadores de dissilicato de lítio por 2 milhões de ciclos. Espécimes e indentadores foram inspecionados a cada 500.000 ciclos e suspensos quando apresentavam fraturas ou descolamento, sendo considerados como falha. Os dados de sobrevivência foram submetidos ao teste de Fisher, e os modos de falha foram submetidos ao teste de Mann-Whitney ( $p < 0,05$ ). A análise de falhas revelou que as trincas eram dominantes para as coroas LD, ocorrendo em 9 coroas. Em 5, a trinca atingiu a superfície de cimentação, o que resultaria em fratura catastrófica, e em 2 observou-se apenas trinca radial. As coroas apresentaram sobrevida à fadiga semelhante a um desafio de 2 milhões de ciclos com carga constante de 0-350N a 2 Hz não apresentando falhas de decimentação, coesão ou catastrófica. O promissor desempenho clínico e mecânico das coroas LD pode ser atribuído aos cristais de dissilicato de lítio entrelaçados. O arranjo de cristais e as tensões de compressão geradas ao redor dos cristais contribuem para a deflexão da trinca, enquanto a redução da matriz vítrea reduz sua suscetibilidade à fadiga.

Baldissara *et al.* (2019) avaliaram a resistência à fadiga de overlays em dissilicato de lítio, modelo plano, em função da espessura da cerâmica, usando uma máquina de fadiga “ball mil”, projetada para testar restaurações cerâmicas. Três grupos (n=20) foram separados aleatoriamente com diferentes espessuras de cerâmica (A: 0,5, B: 0,8 e C: 1,2 mm). A máquina continha 10 esferas de zircônia e 10 esferas de aço inoxidável, em 500 mL de água destilada a 37°C. O crescimento de trincas nas restaurações LD foi avaliado sob um estereomicroscópio após

cada execução de teste de fadiga (12 execuções de 60 minutos). Após 180 minutos de ciclagem, o grupo A apresentou a menor taxa de sobrevivência (0,00), enquanto o grupo C apresentou a maior (35%); e o grupo B (30%). A análise de sobrevivência (teste log-rank), realizada após os 12 ciclos (após 720 min) revelou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos. O descolamento da restauração aumentou proporcionalmente à espessura da cerâmica: grupo A, 45%; grupo B, 55%; e grupo C, 65%. A ocorrência de fraturas diminuiu com o aumento da espessura da restauração, de 40 para 25% no grupo A, e de 40 para 10% nos grupos B e C; a frequência de fratura catastrófica permaneceu constante nos três grupos (15%). É interessante notar que para os grupos com maior espessura, os descolamentos (*debonding*) da restauração aumentaram de 55% e 65%, enquanto a ocorrência de falhas do tipo de trinca diminuiu. Para esses grupos, a taxa de sobrevivência também aumentou, com algumas restaurações sobrevivendo à fadiga (720 min).

Kashkari *et al.* (2019) compararam a integridade das coroas monolíticas CAD/CAM de zircônia, dissilicato de lítio e silicato de lítio reforçado por zircônia após serem submetidas a carregamento cíclico em água e comparar os valores de carga e fratura após carregamento estático. Três amostras de cada grupo foram envelhecidas por 10.000 ciclos e as outras três amostras por 50.000 ciclos com 250N. Após a ciclagem, as amostras foram submetidas a carregamento até a fratura. Os valores de carga até a fratura foram analisados por Two-Way ANOVA e Tukey-Kramer ( $\alpha = 0,05$ ). As amostras de cada grupo foram examinadas usando um MEV. Após 10.000 ciclos e 50.000 ciclos de carregamento para os grupos zircônia e LDS, as coroas não apresentaram falha. As coroas de zircônia apresentaram os maiores valores de carga até a



fratura, seguidas pelas coroas de dissilicato de lítio e silicato de lítio reforçado com zircônia. A aplicação inicial de 10.000 ou 50.000 ciclos de carga nas coroas de cerâmica não afetou significativamente os valores subsequentes de carga à fratura.

Schlenz *et al.* (2019) investigaram os danos causados por fadiga de coroas CAD/CAM cimentadas em molares humanos. Foram testados: Lava Ultimate (LU), Brilliant Crios (BC), Cerasmart (CS), Vita Enamic (VE), e IPS e.max CAD (EM) (n=16). As coroas e os dentes foram preparados em CAD/CAM. Após a cimentação, um simulador de movimento bucal aplicou uma carga cíclica dinâmica entre 50-500N por 1 milhão de ciclos. Posteriormente, um teste de penetração do corante (fucsina básica aquosa) revelou danos nas amostras. Cada amostra foi seccionada em quatro fatias equidistantes e a área sem danos foi medida com um microscópio digital e avaliadas as trincas radiais na superfície de cimentação. Os dados foram analisados por ANOVA de dois fatores e Tukey. Todas as amostras sobreviveram à simulação do movimento da boca e não ocorreu falha catastrófica. No entanto, todas as coroas apresentaram danos por fadiga sob a contato oclusal. A análise dos danos revelou três tipos diferentes: trincas de cone a partir da superfície, um contato oclusal com deformação plástica e trincas radiais a partir da interface de cimentação.

Alsarani *et al.* (2018) avaliaram os efeitos do projeto da coroa (monolítico vs bicamada), o material e a técnica de estratificação na resistência à lascamento de coroas em molares. Cinquenta réplicas de um primeiro molar inferior com preparo para coroa foram confeccionadas e divididas em 5 grupos (n = 10), da seguinte forma: MLD – coroas monolíticas de dissilicato de lítio; ZHL – zircônia + porcelana

feldspática; ZVP – zircônia + injeção; ZLD – zircônia + dissilicato de lítio; PFM – porcelana fundida com metal (grupo controle). As coroas foram cimentadas em análogo da dentina e foram armazenadas em água a 37°C por 1 semana. As amostras foram submetidas a carga cíclica compressiva na cúspide mesiobucal que foi inclinada a 30°. Foi utilizado um ciclo de carga de 50 a 450N e as amostras foram mantidas em um ambiente aquoso durante 500.000 ciclos em uma máquina de teste universal. Os dados foram analisados estatisticamente em nível de significância de 5% com o teste de Fisher e a análise de sobrevivência de Kaplan-Meier. Na análise de sobrevivência, o MLD e ZLD foram significativamente mais altas em comparação com os outros grupos ( $p < 0,001$ ).

Carvalho *et al.* (2014) avaliaram a resistência à fadiga, carga de fratura, modo de falha e desgaste do dente antagonista de coroas de molares confeccionadas com RNC, porcelana feldspática e dissilicato de lítio. Quarenta e cinco molares foram preparados para receber as coroas ( $n=15$ ). Após a cimentação, essas foram submetidas a carga isométrica cíclica: 200 (5000), 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400N, com no máximo 30.000 ciclos cada. Os espécimes sobreviventes foram carregados axialmente até falha ou até uma carga máxima de 4500N. Os espécimes foram analisados quanto ao modo de falha: catastrófico, possivelmente reparável e reparável. Os grupos foram comparados usando análise de sobrevida e o teste t. As coroas LD que sobreviveram ao teste de fadiga não mostraram evidências de fraturas ou trincas, demonstrando uma taxa de sobrevida alta, 93,3%. Diferentes modos de falha foram observados durante o teste de fadiga (falha coesiva, falha adesiva, falha adesiva associada à lascamento/fratura da dentina e falha catastrófica), mas

nenhuma falha catastrófica ocorreu. O resultado positivo do teste de fadiga não é apenas as cargas de fratura relativamente altas, mas também o fato de que todas as falhas seriam facilmente reparáveis.

Archangelo *et al.* (2018) investigaram a distribuição de tensões, o comportamento mecânico, o modo de falha e a origem da fratura nas configurações cerâmicas monolíticas e bicamadas. Foram confeccionados discos de 0,3 e 1,5 mm de: porcelana feldspática (F), dissilicato de lítio (L), e zircônia (Y-TZP) (Y), que foram divididos em: F (monolítico); L (monolítico); LLFF; FFLL; YLFF; YLLF. As cargas até a fratura foram obtidas usando o teste de resistência à flexão biaxial até a falha e os dados foram analisados por One-way ANOVA e teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ). A carga média de falha por fadiga (100.000 ciclos; 20 Hz) foi determinada usando a abordagem *staircase*. A análise das fraturas foi realizada por estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura. Para carga de fratura e para carga de falha em fadiga, a configuração L apresentou o melhor desempenho (592N e  $310,92 \pm 26,73F$ , respectivamente). A análise fractográfica demonstrou trinca radial e fratura catastrófica com origem da superfície oposta a aplicação de força.

### **3. PROPOSIÇÃO**

#### **3.1. Objetivos gerais**

Analisar a influência do acabamento superficial no comportamento de fadiga e no modo de falha de restaurações confeccionadas com a vitrocerâmica de dissilicato de lítio.

#### **3.2. Objetivo específico**

Avaliar a sobrevivência em fadiga de coroas cerâmicas confeccionadas com vitrocerâmica de dissilicato de lítio após desgaste, acabamento e polimento. A hipótese a ser testada foi de que os diferentes métodos de finalização de superfície não influenciam no modo de falha e probabilidade de falha das vitrocerâmicas de dissilicato de lítio.

## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1. Materiais utilizados**

Os materiais utilizados estão descritos na Tabela 2.

Tabela 2. Descrição dos materiais utilizados.

Nome comercial	Fabricante	Classificação	Composição
<b>IPS e-max CAD</b>	Ivoclar Vivadent	Vitrocerâmica reforçada de dissilicato de lítio	SiO <sub>2</sub> (57- 80%), Li <sub>2</sub> O (11%-19%), K <sub>2</sub> O (0-13%), P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> (0%-11%), ZrO <sub>2</sub> (0%-8%), ZnO (0%-8%)
<b>Nema G10</b>	Internacional Paper	Compósito resinoso	Resina epóxica reforçada por fibras de vidro
<b>Pontas diamantadas #2135FF</b>	KG Sorensen	Ponta diamantada de tungstênio extra-fina	Diamante Aglutinado (30 µm)
<b>Optrafine®</b>	Ivoclar Vivadent	Ponta de silicone com partículas de diamante	Borracha sintética, diamante granulado e dióxido de titânio. Azul-claro e azul-escuro
<b>Escovas de nylon Optrafine HP</b>	Ivoclar Vivadent	Escovas de nylon para alto polimento	Fibras sintéticas de nylon
<b>Pasta diamantada Optrafine HP</b>	Ivoclar Vivadent	Pasta de diamante para polimento de alto brilho	Pó de diamante (2 a 4 µm), emulsão de glicerina, sulfato láurico de sódio e propilenoglicol.
<b>Condac Porcelana</b>	FGM	Ácido fluorídrico	Solução aquosa de fluoreto de hidrogênio 10%
<b>Monobond N</b>	Ivoclar Vivadent	Silano	Agente de união química
<b>Multilink N</b>	Ivoclar Vivadent	Cimento resinoso	Agente de cimentação definitivo adesivo quimicamente ativado

#### 4.2. Confeção dos troquéis

Um modelo mestre foi confeccionado em G10 com formato simplificado de um segundo pré-molar superior preparado para receber uma coroa unitária posterior de vitrocerâmica, nos laboratórios da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade de Passo Fundo (UPF), RS - Brasil. Ao final, foram obtidos 60 troquéis nas dimensões apresentadas na Figura 1.

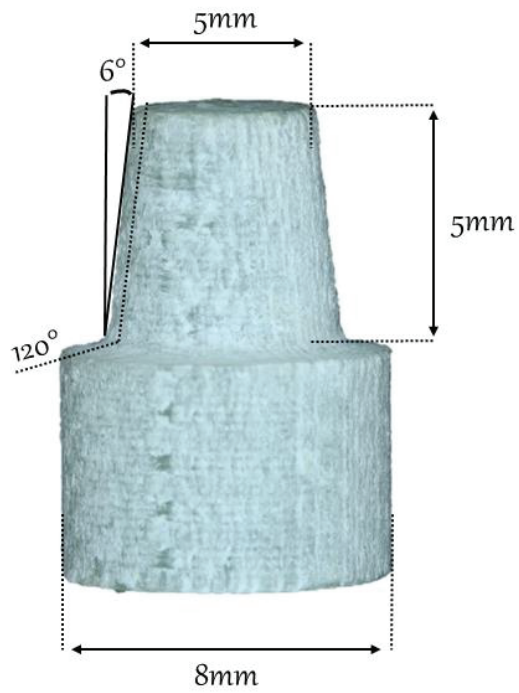


Figura 1. Formato e dimensões do troquel sobre o qual serão cimentadas as coroas.

### 4.3. Confeção das coroas

O modelo mestre foi moldado com silicone de adição pela técnica de dupla moldagem. E, foi vertido no molde de silicone um gesso especial tipo IV para o sistema Cerec (CAM-base®, Dentona AG, Deutschland, Alemanha). O modelo de gesso foi escaneado pelo aparelho Cerec inLab (Sirona Dental Systems, Charlotte, NC). Imagens tridimensionais do modelo puderam ser observadas na tela do aparelho e com auxílio do software programa InLab 3D versão 2.90 (Sirona) foram realizados ajustes das dimensões da coroa.

Blocos da vitrocerâmica reforçada por dissilicato de lítio foram usinadas pela técnica de CAD-CAM originando 60 coroas em formato de segundo pré-molar superior, as dimensões da coroa estão apresentadas na Figura 2. Um troquel mestre foi escaneado em um programa CAD para desenho padronizado das coroas e o espaço definido para linha de cimentação (alívio interno) foi de 100 µm.

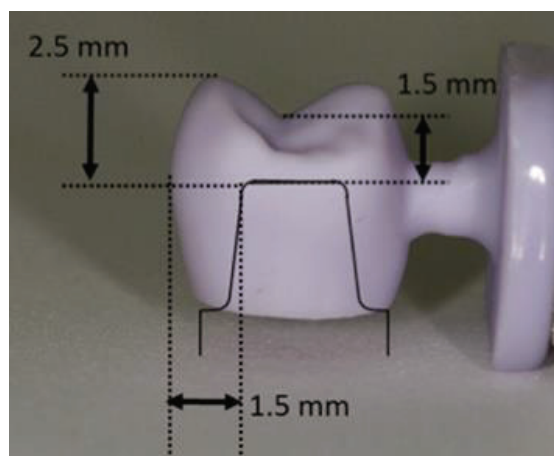
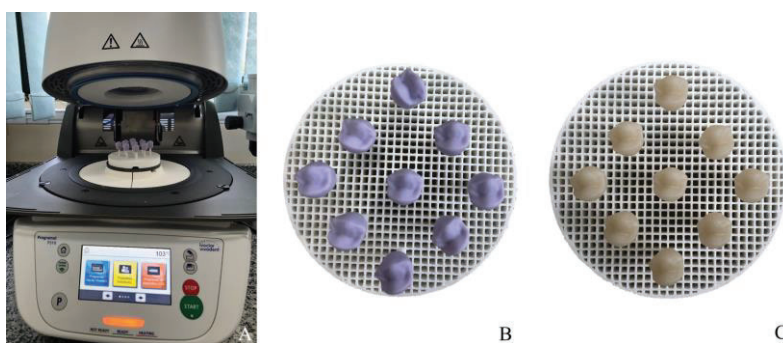


Figura 2. Formato e espessuras das coroas vitrocerâmicas (MORES et al., 2017).



Após a fresagem, as 60 coroas foram submetidas à cristalização em forno para cerâmicas (Programat P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), como mostra a Figura 3, e, posteriormente, receberam uma camada de glaze (IPS e.max CAD Crystall/Glaze spray, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein).



*Figura 3. Amostras submetidas a cristalização em forno para cerâmicas (A), amostras antes (B) e depois (C) da cristalização.*

#### **4.4. Confeção dos pistões**

Foi gerada uma imagem da superfície oclusal da coroa pelo sistema CAD (Cimatron) para formar um modelo em prototipagem do negativo da face oclusal do pré-molar. Esta foi utilizada para definir a superfície do pistão que iria entrar em contato com a superfície oclusal (Figura 4A). Os pistões foram usinados em G10 no Laboratório de Engenharia Mecânica da Universidade de Passo Fundo-RS (Figura 4B). Posteriormente a confecção os pistões, estes foram testados para garantir um correto assentamento à superfície oclusal (Figura 4C), garantindo contatos oclusais simultâneos em três pontos (Figura 4D) (tripoidismo:

vertentes triturantes mesiais das cúspides vestibular e palatina e centro da crista marginal mesial).

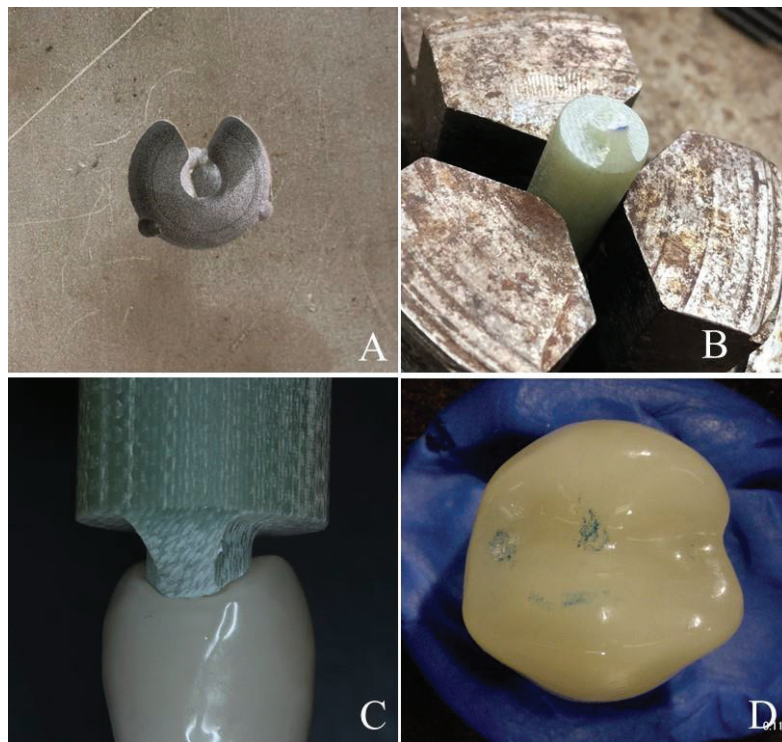


Figura 4. Preparo e adaptação do pistão à coroa. (A) Modelo em prototipagem do negativo da face oclusal do pré-molar; (B) Pistão após usinagem; (C) Teste do contato do pistão usinado com a coroa; (D) Marcas provenientes da checagem do contato simultâneo em três pontos: tripodismo.

#### 4.5. Procedimento de cimentação

Antes do procedimento de cimentação, as coroas foram limpas em banho sônico (Ultrasound Tubes Instrument; Cristofoli Ltda) com álcool e água destilada por 5 minutos cada (Figura 5). O G10 permaneceu imerso em água destilada a 37°C por 2 semanas antes da cimentação. A superfície interna da coroa e o preparo em G10 foram condicionados com ácido hidrófluorídrico 10% por 20s, e posteriormente esse ácido foi removido com jatos de ar/água por 40s (Figura 6) e, em seguida, as coroas foram limpas novamente em banho sônico por 5 minutos para remoção dos resíduos ácidos da superfície de cimentação.



Figura 5. Limpeza em cuba ultrassônica com álcool e água destilada.

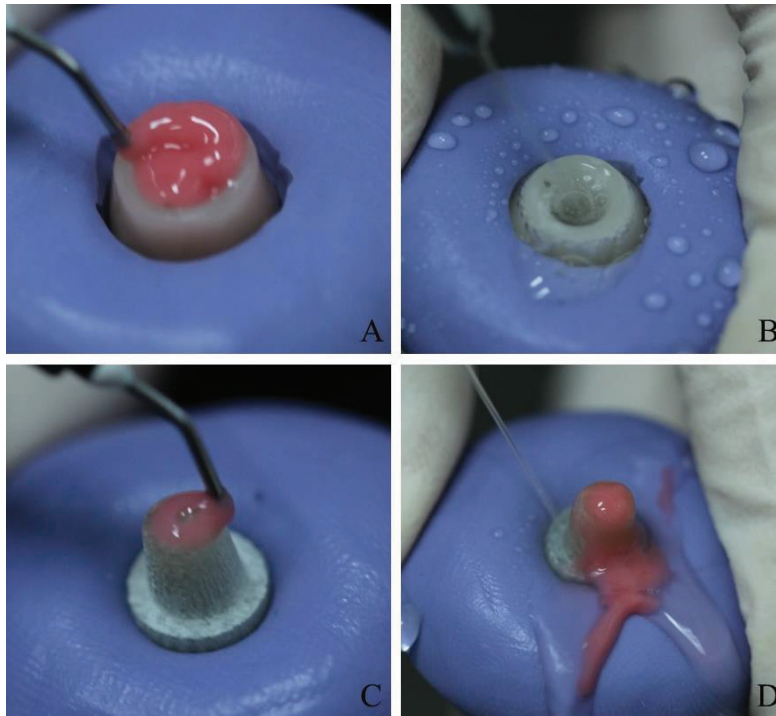
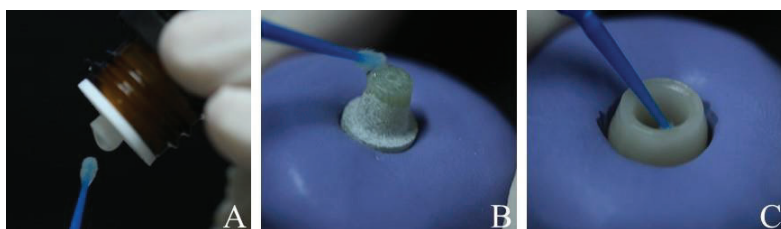


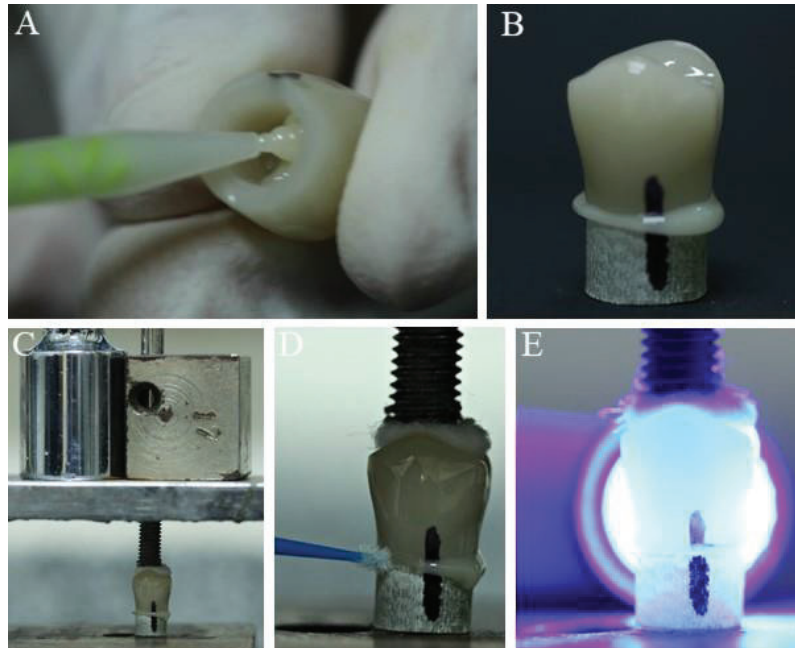
Figura 6. Condicionamento ácido da coroa e do preparo em G10. (A) Condicionamento ácido com ácido fluorídrico 10% por 20s na superfície interna da coroa; (B) Lavagem com jatos de ar/água por 40s; (C) Condicionamento ácido com ácido fluorídrico 10% por 60s no preparo de G10; (D) Lavagem com jatos de ar/água pelo dobro do tempo.

O silano foi aplicado no G10 e na cerâmica após a limpeza e secagem da superfície condicionada utilizando pincel apropriado, deixando os componentes voláteis de sua composição evaporar por 60s (Figura 7).



*Figura 7. Aplicação de silano na coroa e no preparo em G10. (A) Inserção de silano em microbrush; (B) Aplicação de silano na superfície interna da coroa; (C) Aplicação de silano na superfície do preparo em G10.*

Após o preparo da superfície da cerâmica, o cimento resinoso autoadesivo foi manipulado e levado ao interior da coroa (Figura 8A). A coroa foi assentada sobre o troquel até a posição final: porção cervical da coroa próxima ao término do preparo do troquel, em toda a circunferência (Figura 8B). Um peso de 750g foi mantido sobre o corpo de prova (Figura 8C), e o excesso de cimento foi removido com microbrush (Figura 8D). O cimento foi fotoativado por 10s em cada lado da amostra com a aplicação do peso e, por mais 20s após a remoção do peso (Figura 8E).



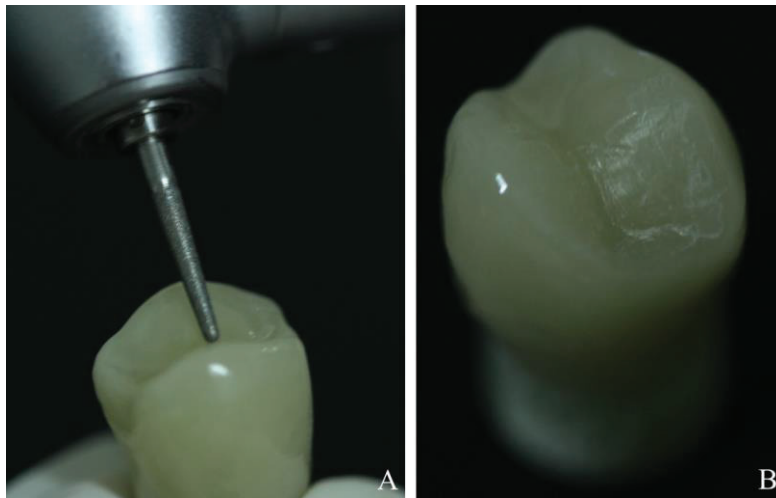
*Figura 8. Cimentação. (A) Inserção de cimento resino autoadesivo no interior da coroa; (B) Assentamento da coroa ao troquel até a posição final; (C) Aplicação de um peso de 750g sobre o corpo de prova; (D) remoção dos excessos de cimento resinoso; (E) Fotopolimerização inicial.*

#### **4.6. Tratamento da superfície oclusal**

Após a cimentação, as coroas foram alocadas aleatoriamente em 2 grupos: Grupo D - coroas submetidas somente à desgaste com ponta diamantada FF e Grupo P – coroas submetidas à desgaste, acabamento e polimento com pontas de borracha e pasta diamantada.

Os procedimentos de desgaste, acabamento e polimento foram realizados por um único operador. O tratamento da superfície foi

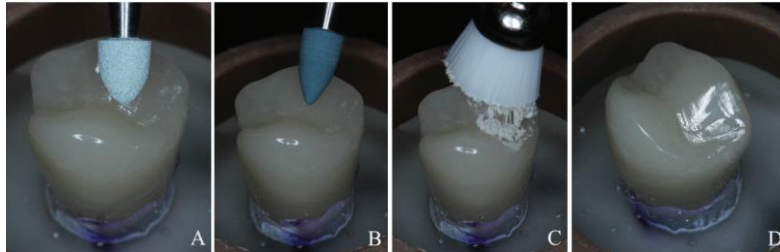
realizado nas vertentes triturantes mesiais das cúspides vestibular e palatina e centro da crista marginal mesial até a verificação visual da remoção total da camada de glaze (Figura 9).



*Figura 9. Desgaste com ponta diamantada #2135FF. (A) Aplicação da ponta diamantada em alta rotação na superfície para realização do desgaste; (B) superfície desgastada.*

O desgaste e acabamento com pontas diamantadas foram realizados com alta rotação sob refrigeração com spray de água, e trocadas a cada 5 amostras. E o polimento com pontas de borracha foi realizado em baixa rotação com refrigeração e pasta de polimento até a verificação de brilho superficial homogêneo por toda a superfície desgastada, como é realizado na clínica (Figura 10).





*Figura 10. Polimento com kit de polimento (A) Aplicação da ponta de borracha azul-clara (B) Aplicação da ponta de borracha azul-escura (C) Aplicação da pasta de polimento (D) superfície polida.*

Posteriormente, as coroas foram incluídas na porção central de anéis de policloreto de vinil (PVC) de 1cm de altura e 20mm de diâmetro. O espaço vazio entre a amostra e o anel foi preenchido com resina acrílica autopolimerizável (TDV Dental Ltda, Santa Catarina - Brasil), para manter a amostra estável durante todo o período de ciclagem (Figura 11).



*Figura 11. Amostras incluídas em anel de PVC preenchido com resina acrílica autopolimerizável.*



#### 4.7. Teste de fadiga

As amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24h antes do teste de fadiga. Foram testados 30 corpos de prova em cada grupo utilizando três tempos de vida:  $1 \times 10^6$ ,  $2 \times 10^6$  e  $3 \times 10^6$  ciclos. O teste de fadiga foi executado em uma máquina de ciclagem mecânica pneumática (Biopid, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil), com uma frequência de 2Hz. Uma carga de aproximadamente 100N foi aplicada à superfície da cerâmica com um pistão anatômico de G10, simulando o tripodismo dental.

As amostras permaneceram imersas em água destilada a 37°C, e o contato equilibrado nos três pontos de contato entre o pistão e a superfície oclusal da coroa foram checados, com papel carbono (Baush Articulating Paper, Germany), durante todo o período de ciclagem (Figura 12). Os pistões foram substituídos por novos a cada troca de grupo de coroas.

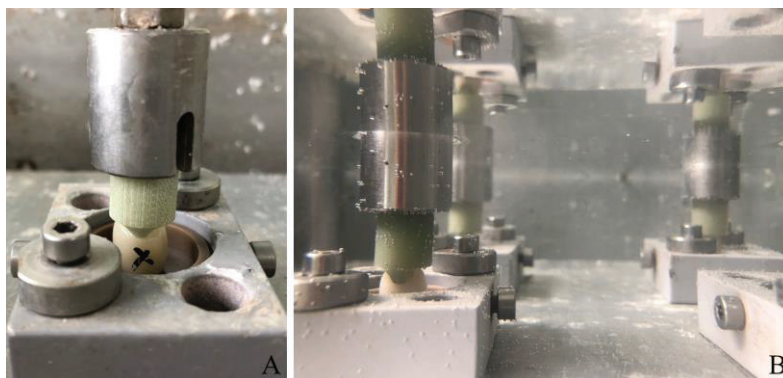


Figura 12. Amostras posicionadas para a ciclagem mecânica. (A) Contato equilibrado nos três pontos de contato entre o pistão e a superfície oclusal da coroa; (B) Amostras submersas em água destilada a 37°C.

#### **4.8. Análise de fratura**

As superfícies de fratura dos corpos de prova foram analisadas utilizando transiluminação (Radii-cal, SDI Brasil Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) para verificação de fratura, as amostras que geraram fragmentos foram levadas a um microscópio óptico para observação geral da área e para um microscópio eletrônico de varredura (MEV) (SEM - Vega 3 LM; Tescan Ltda) para observação do local de início da fratura.

A presença de trinca, lascamento ou fratura catastrófica das amostras após cada tempo de vida foi considerado como falha.

#### **4.9. Análise estatística dos dados**

Os dados de fadiga foram analisados pelo teste de sobrevivência de Kaplan–Meier e Holm–Sidak ( $\alpha = 0,05$ ).

## 5. RESULTADOS

### 5.1. Teste de fadiga

A curva de sobrevivência para os grupos experimentais está apresentada na Figura 13. O número de falhas para cada número de ciclos está descrito na Tabela 3. A média do tempo de sobrevivência está descrita na Tabela 4. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos ( $P = 0,741$ ).

Para o grupo acabamento, 60% ( $1 \times 10^6$ ), 40% ( $2 \times 10^6$ ) e 11% ( $3 \times 10^6$ ), das amostras sobreviveram ao teste. Já para o grupo polimento, 44% ( $1 \times 10^6$ ), 40% ( $2 \times 10^6$ ) e 25% ( $3 \times 10^6$ ) sobreviveram ao teste de fadiga (Tabela 3).

### Survival Analysis

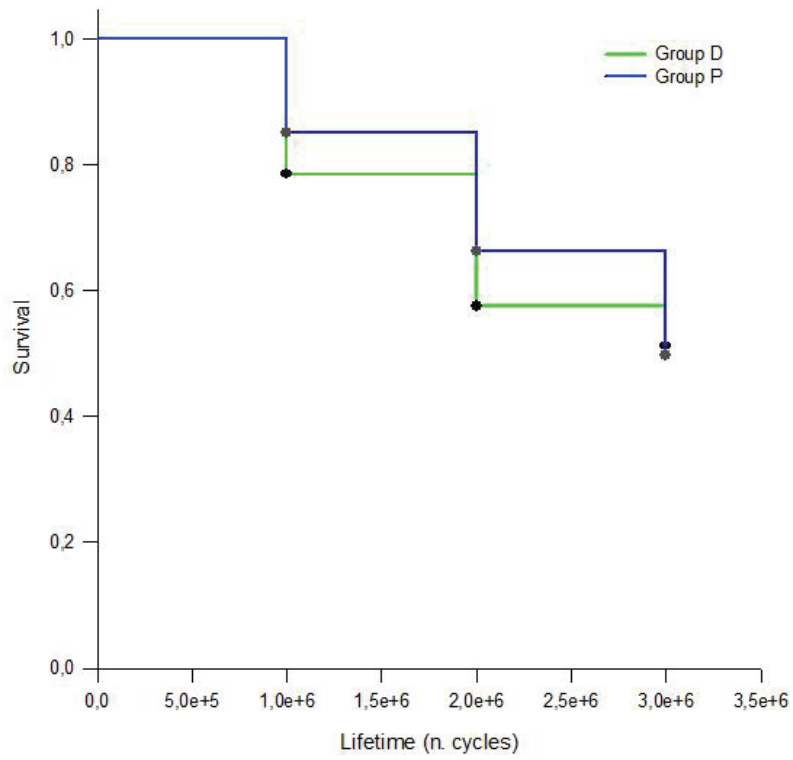


Figura 13. Curvas de sobrevivência de Kaplan-Meier para os grupos experimentais.

*Tabela 3. Média do tempo de sobrevivência (número de ciclos) e intervalos de confiança (IC, 90%) dos grupos experimentais.*

<b>Tempo de vida (ciclos)</b>	<b>Grupo Acabamento</b>		<b>Grupo Polimento</b>	
	Nº de amostras	Nº de falhas (%)	Nº de amostras	Nº de falhas (%)
<b>1x10<sup>6</sup></b>	10	6 (60)	9	4 (44)
<b>2x10<sup>6</sup></b>	10	4 (40)	10	4 (40)
<b>3x10<sup>6</sup></b>	9	1 (11)	8	2 (25)

*Tabela 4. Média do tempo de sobrevivência (número de ciclos) e intervalos de confiança (IC, 95%) dos grupos experimentais.*

<b>Grupo</b>	<b>Média do tempo de sobrevivência*</b>	<b>IC 95%</b>
<b>Acabamento</b>	2.361.904,8	2.029.716,0 – 2.694.093,5
<b>Polimento</b>	2.514.403,3	2.209.782,7 – 2.819.023,9

\*Não houve diferença estatisticamente significante de sobrevivência entre os grupos (p=0,741).

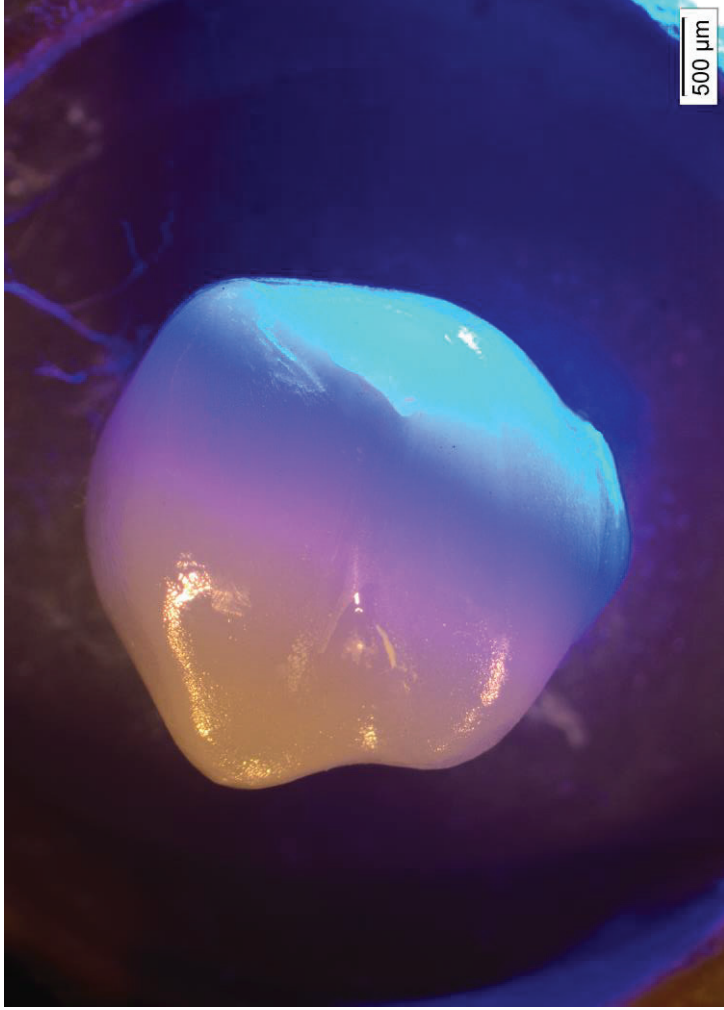
## 5.2. Análise de fratura

A frequência dos diferentes modos de falhas observada para os grupos experimentais em cada tempo de vida está apresentada na Tabela 5. Trinças e lascamentos foram observados para ambos grupos experimentais. No grupo polimento, foi observada predominância e fraturas tipo trinca. Apenas uma fratura catastrófica foi observada no grupo acabamento (1x10<sup>6</sup> ciclos). A maior frequência de falhas foi observada nos menores números de ciclos.

Tabela 5. *Frequência dos modos de falha apresentados para cada tempo de vida (número de ciclos) pelos grupos experimentais.*

Tempo de vida (ciclos)	Grupo Acabamento (n, %)				Grupo Polimento (n, %)			
	Trinca	Lascamento	Catastrófica		Trinca	Lascamento	Catastrófica	
1x10 <sup>6</sup>	0	5 (50)	1 (10)		2 (22)	2 (22)	0	
2x10 <sup>6</sup>	2 (20)	2 (20)	0		4 (40)	0	0	
3x10 <sup>6</sup>	1 (11)	0	0		2 (25)	0	0	

Os grupos apresentaram falhas do tipo trinca (Figura 14) lascamento (Figuras 15, 16, 17, 19, 20, 21, 22, 23 e 24) e catastrófica (Figura 18), observados na Tabela 4. A superfície próxima ao contato com o pistão foi identificada como origem das fraturas.



*Figura 14. Amostra apresentando trinca, sendo possível de observar através de transiluminação*



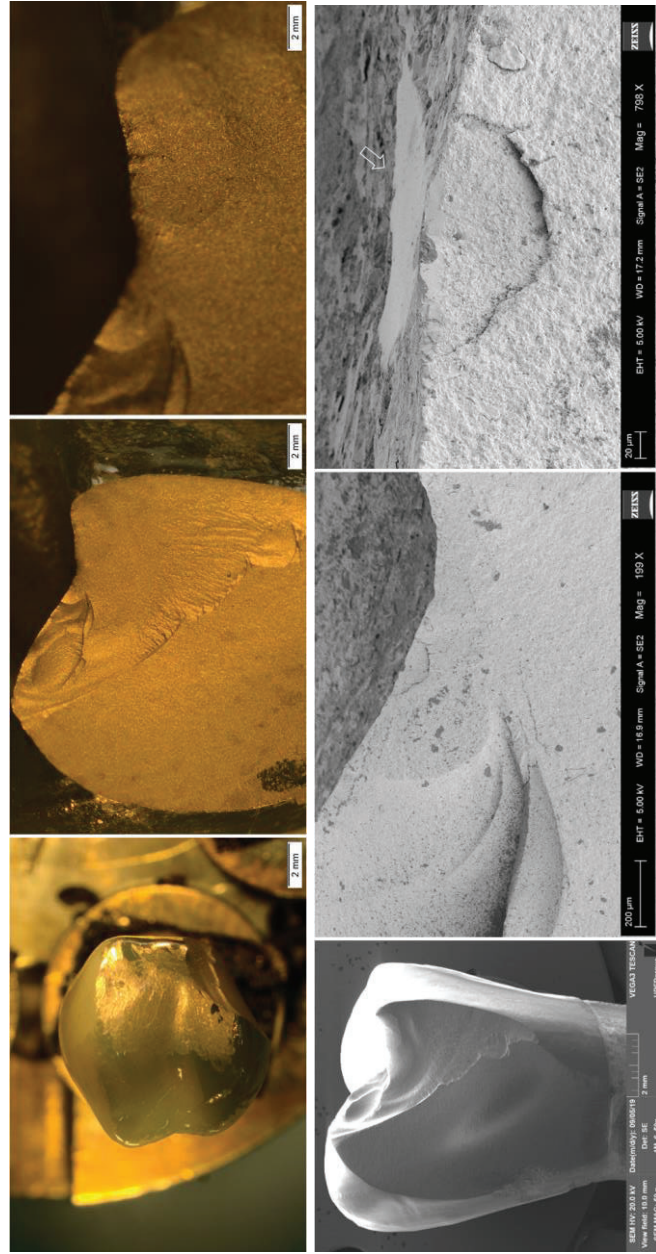


Figura 15. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com  $1 \times 10^6$ . A seta indica a região da coroa em contato com o pistão.

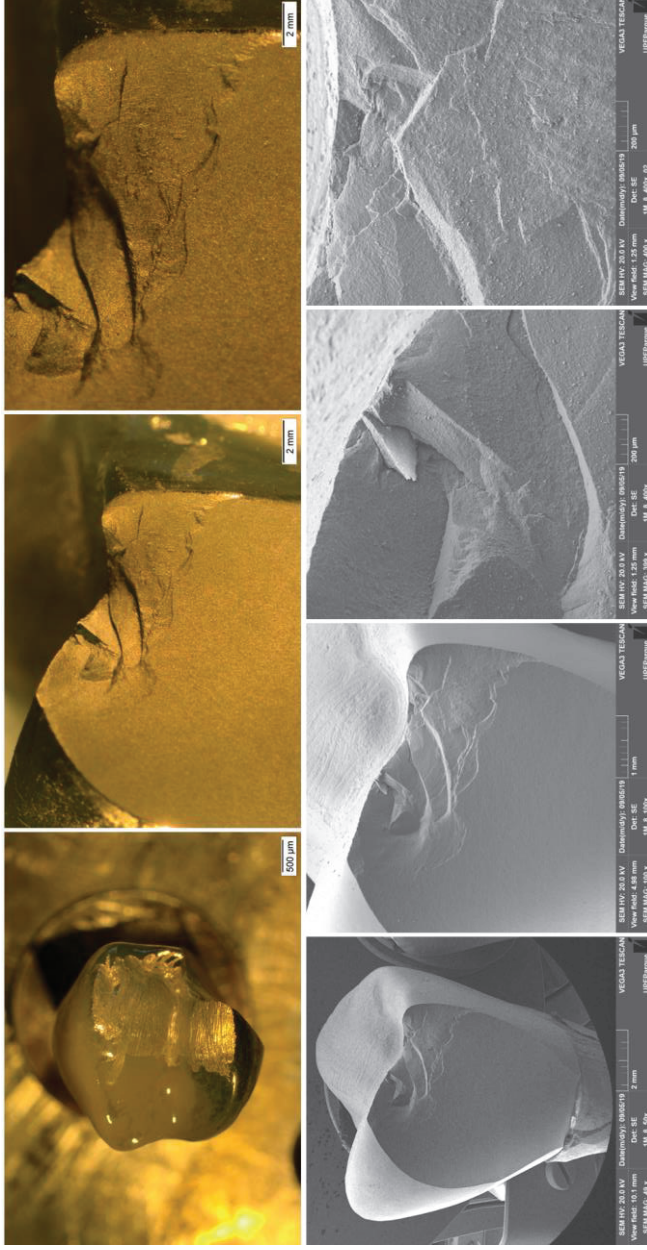


Figura 16. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com  $1 \times 10^6$ .

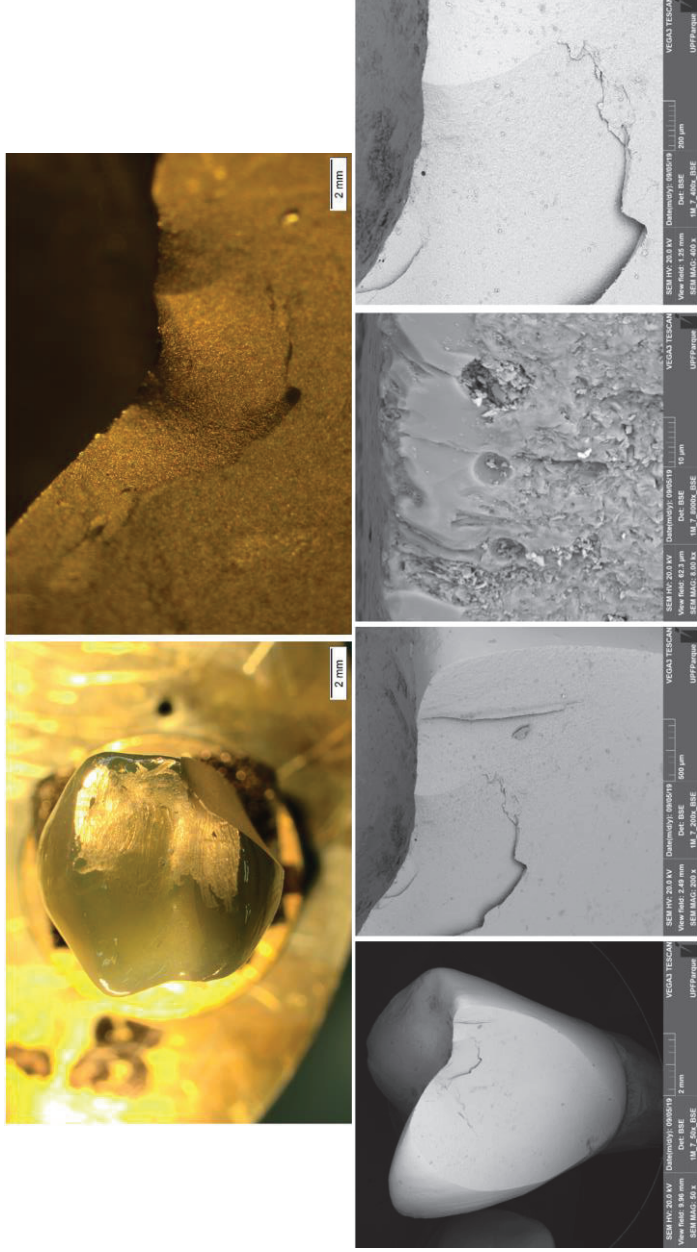


Figura 17. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com  $1 \times 10^6$ .



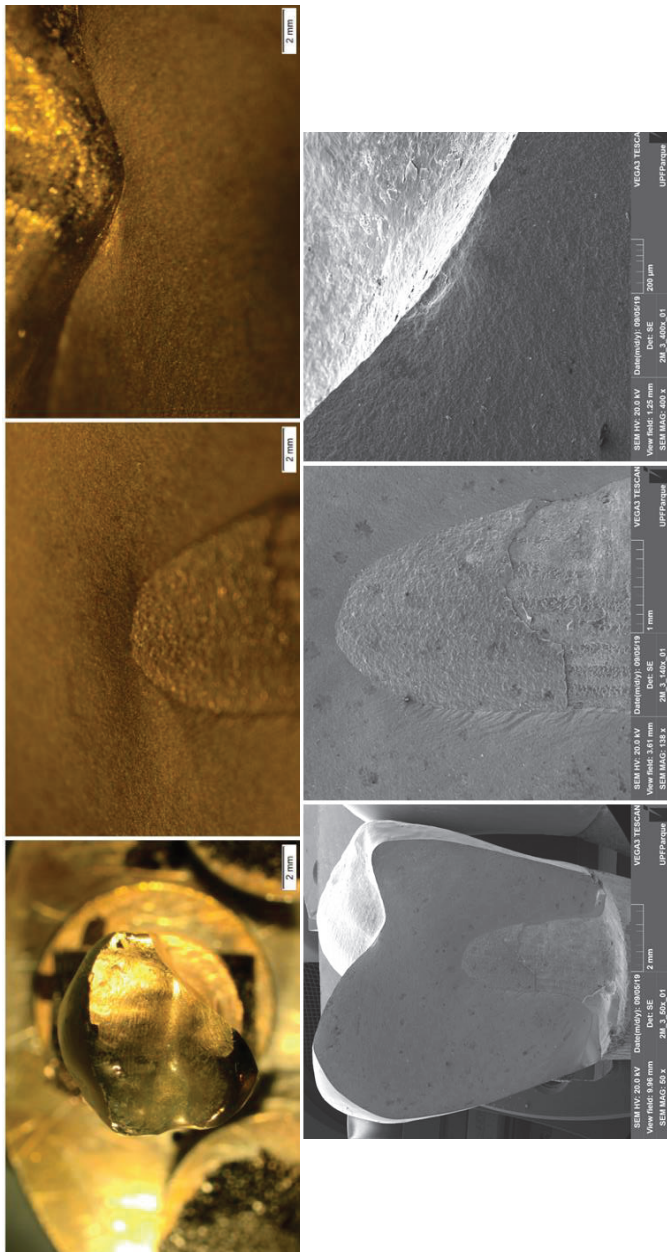
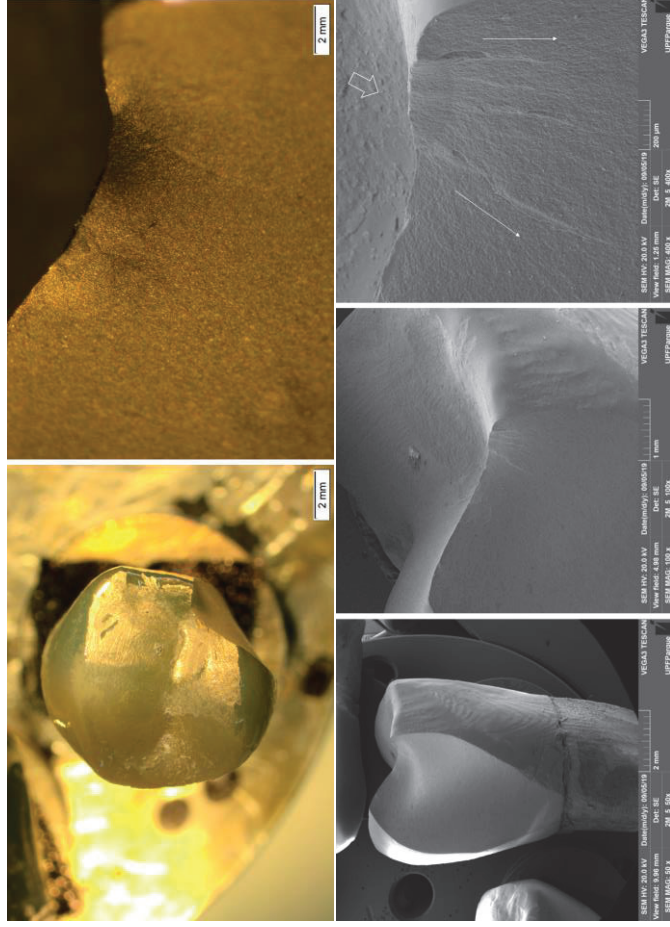


Figura 18. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando fratura catastrófica com  $1 \times 10^6$ .



*Figura 19. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com 1x.106. A seta indica o local de origem de fratura.*

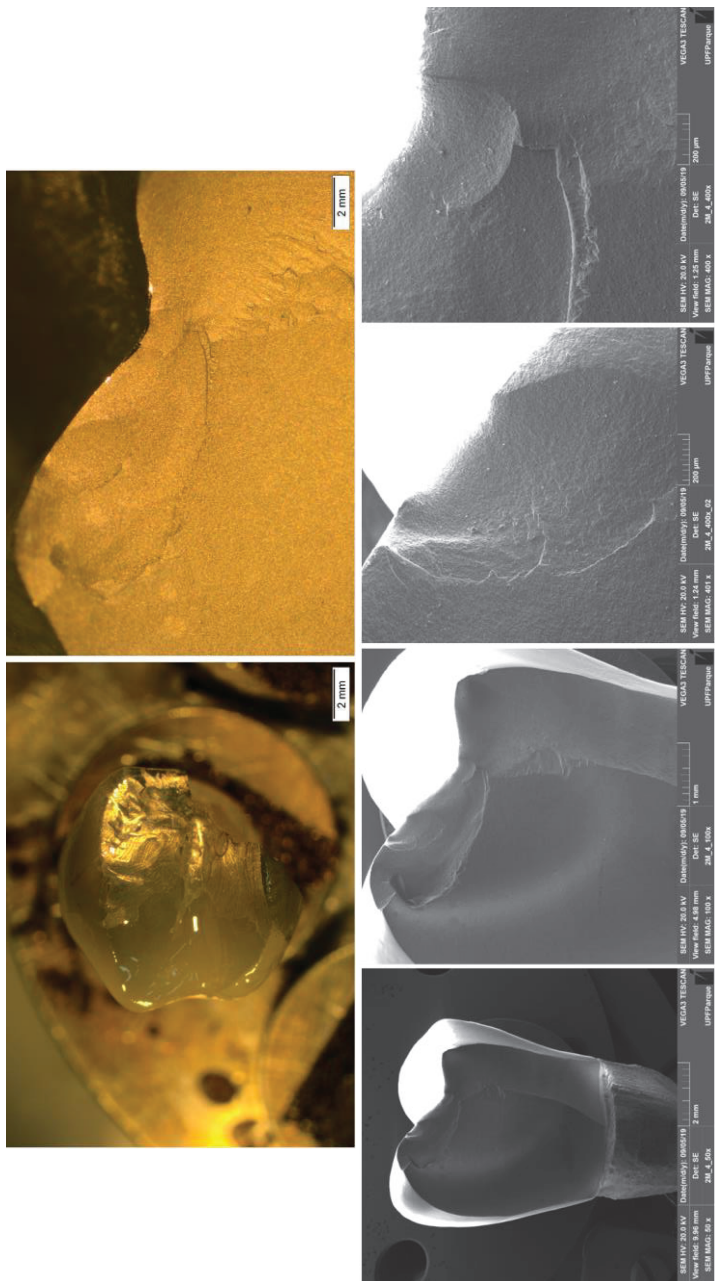


Figura 20. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com  $1 \times 10^6$ .

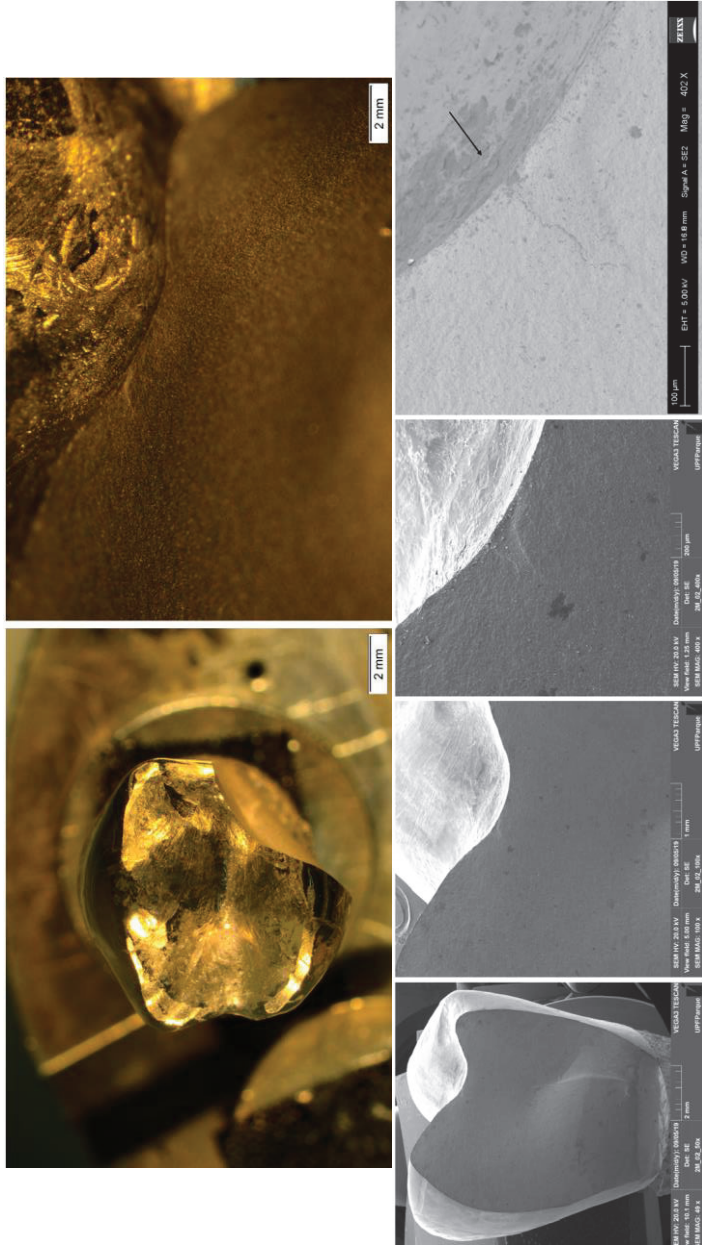
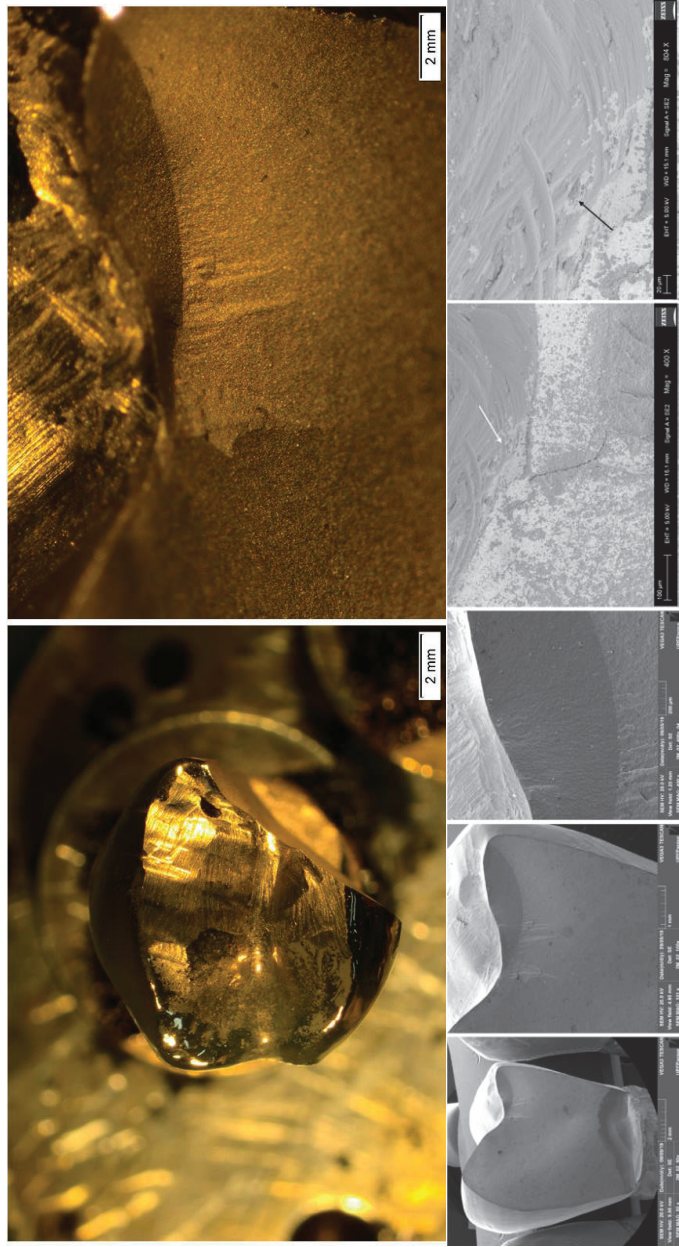


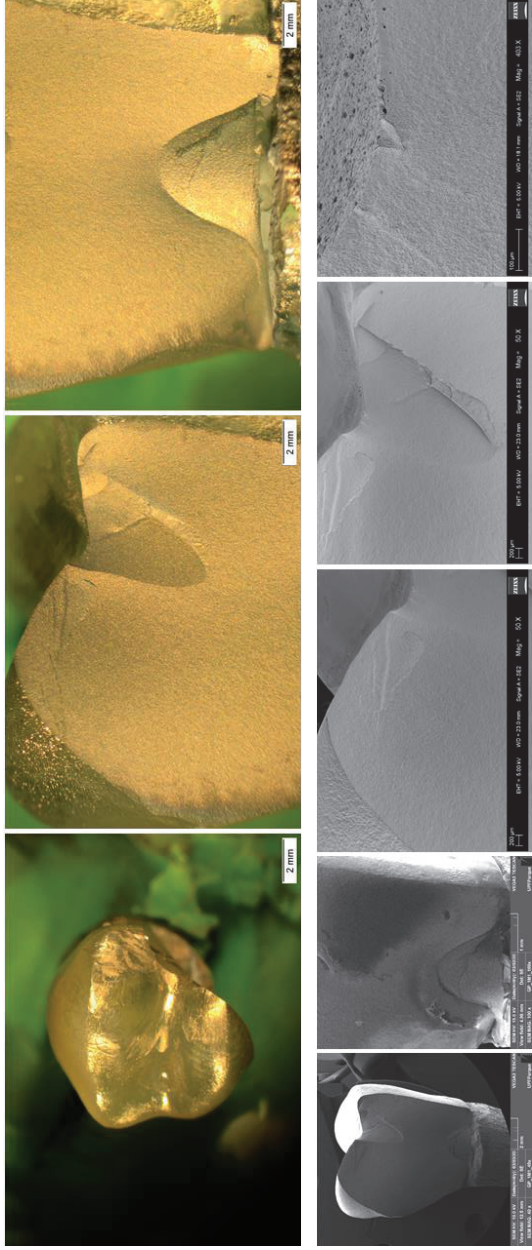
Figura 21. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com  $2 \times 10^6$ . A seta indica trinca proveniente da superfície oclusal.





*Figura 22. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo acabamento apresentando lascamento com  $2 \times 10^6$ . Flecha branca indica trinca proveniente da superfície oclusal e flecha preta indica rugosidade ocasionada pela ponta diamantada.*





*Figura 23. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo polímero apresentando lascamento com  $1 \times 10^6$ .*

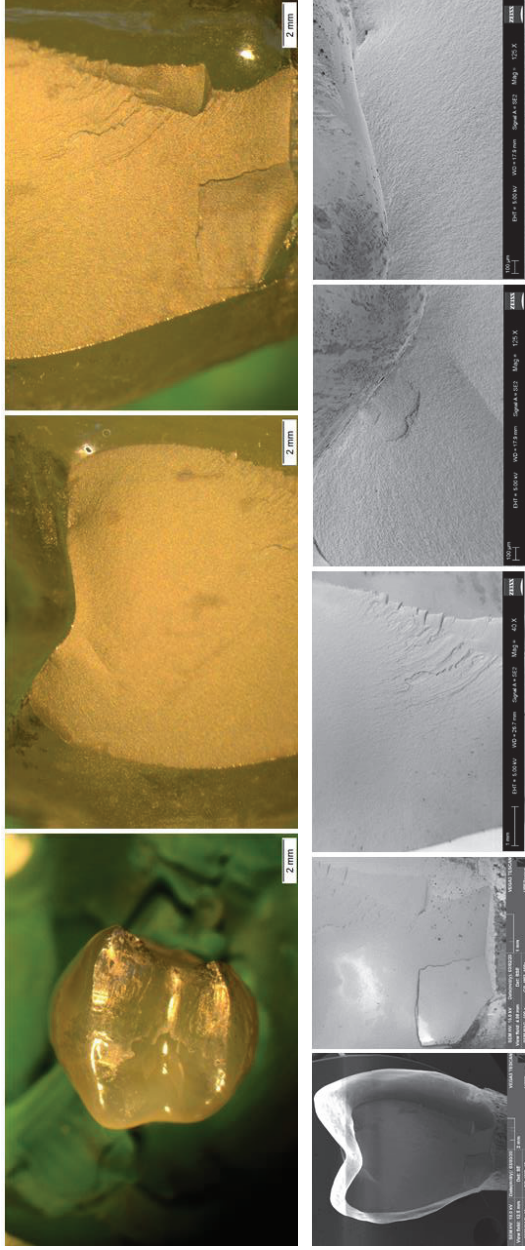


Figura 24. Imagens ópticas e MEV de amostra do grupo polímero apresentando lascamento com  $1 \times 10^6$ .

## 6. DISCUSSÃO

O estudo mostrou que os métodos de finalização (acabamento e polimento) não influenciaram a sobrevivência das vitrocerâmicas de dissilicato de lítio, aceitando parcialmente a hipótese. Contudo, houve diferença no modo de falha entre os grupos e tempos de vida avaliados.

Pontas diamantadas extra-finas (tamanho médio de grão de 30  $\mu\text{m}$ ) foram utilizadas para simular os ajustes clínicos das restaurações de dissilicato de lítio (MORES *et al.*, 2017; LUDOVICHETTI *et al.*, 2019). As pontas foram capazes de remover a camada de glaze, aumentar significativamente a rugosidade superficial (Mores et al., 2017) O desgaste modifica a topografia das restaurações, introduzindo defeitos a partir dos quais trincas podem originar e propagar até a fratura total.

O polimento é capaz de reduzir os defeitos de superfície, deixando-a mais lisa (MOHAMMADIBASSIR *et al.*, 2017; MORES *et al.*, 2017; YOON *et al.*, 2017). Contudo, a superfície do dissilicato pode permanecer irregular (contendo defeitos críticos) mesmo após polimento, devido à microestrutura formada por alto teor de cristais (YOON et al., 2017) e alto módulo de elasticidade e dureza, que podem dificultar a obtenção de uma superfície lisa após desgaste (LUDOVICHETTI *et al.*, 2019). Isso pode ter contribuído pela semelhança em sobrevivência do grupo submetido a apenas desgaste e o grupo polido.

A utilização de pasta diamantada auxilia a obtenção de uma superfície menos rugosa e mais próxima do polimento original (glaze) e,

portanto, deve ser indicada para o polimento (BOAVENTURA *et al.*, 2013; LUDOVICHETTI *et al.*, 2019).

O dissilicato de lítio pode sofrer acúmulo de dano por fadiga cíclica (KELLY *et al.*, 2017; ALESSANDRETTI *et al.*, 2020). Falhas por fadiga podem ocorrer em cargas mais baixas do que o previsto por fratura rápida devido ao crescimento subcrítico de trincas (DELLA BONA, 2009; MORES *et al.*, 2017; ALESSANDRETTI *et al.*, 2020). No presente estudo, trincas externas tipo cone foram encontradas próximas ao local de aplicação de carga axial, e podem estar associadas aos defeitos de superfície originados pelo desgaste submetidos à fadiga (ZHANG & LAWN, 2019). Além das forças de tração geradas na área ao redor do pistão, a água aumenta a propagação da trinca pelo seu potencial corrosivo e efeito de bombeamento hidráulico sob pressão durante o carregamento cíclico (ALESSANDRETTI *et al.*, 2020).

Portanto, nesta situação, as trincas com origem na superfície propagam-se em velocidade mais alta do que as trincas com origem interna (superfície de cimentação), podendo resultar em lascamento ou fratura catastrófica da cerâmica (FERUZZI *et al.*, 2019).

Um estudo prévio (DEPRÁ *et al.*, 2017) submeteu coroas de dissilicato de lítio com glaze à fadiga mecânica utilizando o pistão em tripodismo. Embora a sobrevivência das coroas tenha sido semelhante aos grupos do presente estudo, algumas coroas mostraram falha catastrófica com origem na superfície de cimentação, indicando que o glaze da superfície externa pode atuar como fator de proteção para trincas e lascamentos.

Ambos estudos mostraram falhas de superfície (trincas e lascamentos) ocorrendo no menor número de ciclos avaliado ( $1 \times 10^6$

ciclos) e fraturas catastróficas ocorrendo em número maior de ciclos ( $2 \times 10^6$ ), mostrando que os danos são influenciados pela quantidade de ciclos aplicada no teste de fadiga.

Estudos anteriores mostraram que o dissilicato de lítio é capaz de sobreviver a tempos menores de ciclagem. Amostras sobreviveram 450N por 500.000 ciclos (ALSARANI *et al.*, 2018); 98N por  $1,2 \times 10^6$  ciclos e ciclagem térmica (ZHAO *et al.*, 2014) e 50-500N por  $1 \times 10^6$  de ciclos (SCHLENZ *et al.*, 2019), contudo, apresentaram danos por fadiga devido ao contato oclusal, apresentando falhas do tipo cone a partir da superfície, semelhante as encontradas em nosso estudo. Esses achados corroboram com Sailer *et al.*, (2015) que observaram apenas 3,8% de falha em um curto período de avaliação (5 anos), como resultado de um processo gradual e lento de fadiga.

De acordo com Kelly *et al.* (2017), a degradação causada por fadiga está associada ao desgaste progressivo da superfície (abrasão e atrito), o design (influenciando as concentrações de tensão - compressão vs tração), o processamento da cerâmica (envolvendo todas as etapas do processo de fabricação), e distribuição de tensões durante o carregamento. Nesse estudo, utilizamos coroas em formato anatômico e pistões em tripodismo, possibilitando melhor distribuição de tensão na superfície da coroa e pressão de contato semelhante aos dentes antagonistas (YI & KELLY, 2008), obtendo um cenário experimental mais próximo do que ocorre nas restaurações em função.

O local de início das fraturas encontrado no presente estudo foi a região próxima ao sulco principal, que possui menor espessura de cerâmica, e é, portanto, menos resistente à fratura (BALDISSARA *et al.*, 2019) e está próximo à área de contato com o pistão (forças de tração).

Neste estudo, foi possível observar que após um determinado período de ciclagem mecânica, as amostras apresentavam visualmente aumento do brilho superficial especialmente nas amostras submetidas à desgaste. O atrito e abrasão promovidos pelo contato com o pistão pode ter diminuído a rugosidade superficial (polimento), influenciando a sobrevivência à fadiga.

A rugosidade superficial após acabamento com pontas FF e depois do polimento foi avaliada em estudo prévio (MORES *et al.*, 2017), contudo, análises futuras da topografia após o ensaio de fadiga poderão ser realizadas a fim de esclarecer esse efeito de aumento de brilho observado.

## 7. CONCLUSÕES

O acabamento da superfície (desgaste e polimento) não influenciou significativamente a sobrevivência das coroas de dissilicato de lítio.

A fadiga promoveu danos de superfície que originaram trincas, lascamentos e uma fratura catastrófica (com exposição da superfície de cimentação).

A extensão da fratura pode estar relacionada aos defeitos gerados pelos acabamentos de superfície, pois o desgaste apresentou maior prevalência de lascamentos e fratura catastrófica, enquanto polimento resultou em prevalência de trincas (falhas menores).

## 8. REFERÊNCIAS

AHRBERG, D.; LAUER, H.C.; AHRBERG, M.; WEIGL, P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Invest*, v. 20, n. 2, p. 291-300, 2016.

AKAR, G.C.; PEKKAN, G.; ÇAL, E.; ESKITASÇIOĞLU, G.; ÖZCAN, M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *J Prosthet Dent*, v. 112, n. 2, p. 314-21, 2014.

ALAO, A.R.; STOLL, R.; SONG, X.F.; ABBOUTT, J.R.; ZHANG, Y. ABDUO, J.; YIN, L. Fracture, roughness and phase transformation in CAD/CAM milling and subsequent surface treatments of lithium metasilicate/disilicate glass ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*, v. 74, p. 251-260, 2017.

ALESSANDRETTI, R.; BORBA, M.; DELLA BONA, A. Cyclic contact fatigue resistance of ceramics for monolithic and multilayer dental restorations. *Dent Mater*, 2020.

ALKADI, L.; RUSE, N.D. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent*, v. 116, n. 4, p. 591-596, 2016.

ALP, G.; SUBASI, M.G.; JOHNSTON, W.M.; YILMAZ, B. Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass ceramic. *J Prosthet Dent*, v. 120, n. 2, p. 263-68, 2018



ALSARANI, M.; SOUZA, G.; RIZKALLA, A.; EL-MOWAFY, E. Influence of crown design and material on chipping-resistance of all-ceramic molar crowns: An in vitro study. *Dent Med Probl*, v. 55, n. 1, p. 35-42, 2018.

AL-THAGAFI, R.; AL-ZORDKB, W.; SAKE, S. Influence of Surface Conditioning Protocols on Reparability of CAD/CAM Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *J Adhes Dent*, n.18, v. 2, p. 135-41, 2016.

AMOROSO, A.P.; FERREIRA, M.B.; TORCATO, L.B.; PELLIZZER, E.P.; MAZARO, J.V.Q.; GENNARI FILHO, H. Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. *Revista Odontológica de Araçatuba*, v. 33, n. 2, p. 19-25, 2012.

ANKYU, S.; NAKAMURA, K.; HARADA, A.; HONG, G.; KANNO, T.; NIWANO, Y.; ORTENGREN, U.; EGUSA, H. Fatigue analysis of computer-aided design/computer-aided manufacturing resin-based composite vs. lithium disilicate glass-ceramic. *Eur J Oral Sci*, v. 124, p. 387-95, 2016.

ARAVIND, P.; RAZAK, P.A.; FRANCIS, P.G.; ISSAC, J.K.; SHANOJ, R.P.; SASIKUMAR, T.P. Comparative Evaluation of the Efficiency of Four Ceramic Finishing Systems. *J Int Oral Health*, v. 5, n. 5, p. 59-64, 2013.

ARCHANGELO, K.C.; GUILARDI, L.F.; CAMPANELLI, D.; VALANDRO, L.F.; BORGES, A.L.S. Fatigue failure load and finite element analysis of multilayer ceramic restorations. *Dent Mater*, v. 35, n. 1, p. 64-73, 2018.

BALDISSARA, P.; MONACO, C.; ONOFRI, E.; FONSECA, R.G.; CIOCCA, L. Fatigue resistance of monolithic lithium disilicate occlusal veneers: a pilot study. *Odontology*, v. 107, p. 482-90, 2019.

BELLI, R.; WENDLER, M.; DE LIGNY, D.; CICCONI, M.R.; PETSCHT, A.; PETERLIK, H.; LOHBAUER, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*, v. 33, n. 1, p. 84-98, 2017.

BENETTI, P.; KELLY, J.R.; DELLA BONA, A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dent Mater*, v. 29, n. 11, p. 1166-72, 2010.

BHOWMICK, S.; MARTÍNEZ J.J.M.; ZHANG, Y.; LAWN, B.R. Design maps for failure of all-ceramic layer structures in concentrated cyclic loading. *Acta Mater – National Institute of Health*, v. 7, n. 55, p. 2479-88, 2007.

BISKRI, Z.E.; RACHED, H.; BOUCHEAR, M.; RACHED, D. Computational study of structural, elastic and electronic properties of lithium disilicate (Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) glass-ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*, v. 32, p. 345-50, 2014.

BOAVENTURA, J.M.C.; NISHIDA, R.; ELOSSAIS, A.A.; LIMA, D. M.; REIS, J.M.S.N.; CAMPOS, E.A.; ANDRADE, M.F. Effect finishing and polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*, v. 71, p. 438-43, 2013

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.

BRUNOT-GOHIN, C.; DUVAL, J.L.; AZOGUI E.E.; JANNETTA, R.; PEZRON, I.; LAURENT-MAQUIN, D.; GANGLOFF, S.C.; EGLES, C. Soft tissue adhesion of polished versus glazed lithium disilicate ceramic for dental applications. *Dent Mater*, v. 29, p. 205-12, 2013.

CAMPOS, E.; SOARES, P.V.; VERSLUIS, A.; BATISTA, J.R.; AMBROSANO, G.M.B.; NUNVES, I.F. Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. *J Prosthet Dent*, v. 3, n. 114, p. 445-7, 2015.

CARVALHO, A.O.; BRUZI, G.; GIANNINI, M.; MAGNE, P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*, v. 111, n. 4, p. 310-7, 2013.

CHAI, H.; LAWN, B. Role of adhesive interlayer in transverse fracture of brittle layer structures. *J Mater Res*, v. 4, n. 15, p. 1017-24, 2000.

CHRISTENSEN, R.; PLOEGER, B.J. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc*, n. 141, p. 1317-29, 2010.

CLELLAND, N.L.; WARCHOL, N.; KERBY, R.E.; KATSUBE, N.; SEGHI, R.R. Influence of interface surface conditions on indentation failure of simulated bonded ceramic onlays. *Dent Mater*, n. 22, p. 99-106, 2006.

CORAZZA, P.H.; DUAN, Y.; KIMPARA, E.T.; GRIGGS, J.A.; DELLA BONA, A. Lifetime comparison of Y-TZP/porcelain crowns under different loading conditions. *J Dent*, v. 43, n. 4, p. 450-7, 2015.

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

DELLA BONA, A.; BORBA, M.; BENETTI, P.; DUAN, Y.; GRIGGS, J.A. Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent*, n. 41, p. 412-9, 2013.

DELLA BONA, A.; KELLY, R. The clinical success of all- ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, v. 139, p. 8-13, 2008.

DEPRÁ, M.B. *Comportamento em fadiga de coroas de vitrocerâmica de dissilicato de lítio*. 2016. 95f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração em clínica odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade de Passo Fundo, 2016.

DIXON, W.J.; MOOD, A.M. A method for obtaining and analyzing sensitivity data. *J Am Stat Assoc*, n. 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, n. 3, p. 226-33, 2000.

ELSAKA, S.E.; ELNAGHY, A.M. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*, v. 32, n. 7, p. 908-14, 2016.

EMSLANDER, A.; REISE, M.; EICHBERGER, M.; UHRENBACHER, J.; EDELHOFF, D.; STAWARCZYK, B. Impact of surface treatment of different reinforced glass-ceramic anterior crowns on load bearing capacity. *Dent Mater J*, v.34, n. 5, p. 595-604, 2015.

ENDER, A.; ATTIN, T.; MEHL, A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent*, v. 115, n. 3, p. 313-20, 2016.

FERRUZZI, F.; FERRAIRO, B.M.; PIRAS, F.F.; BORGES, A.F.S.; RUBO, J.H. Fatigue survival and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic crowns. *J Appl Oral Sci*, v. 27, p. 1-10, 2019.

FRAGA, S.; AMARAL, M.; BOTTINO, M.A.; VALANDRO, L.F.; KLEVERLAAN, C.F.; MAY, L.G. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. *Dent Mater*, v. 33, p. 1286-97, 2017.

GOMES, E.A.; ASSUNÇÃO, W.G.; ROCHA, E.P.; SANTOS, P.H. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica*, v. 54, p. 319-25, 2008.

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.; ALBAKRY, M.; RINGER, S.P.; SWAIN, M.V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part 1. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, v. 20, n. 5, p. 441-8, 2004.

HOMAEI, E.; FARHANGDOOST, K.; TSOI, J.K.H.; MATINLINNA, J.P.; POW, E.H.N. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*, v. 59, p. 304-13, 2016.

JEON, J.H.; CHOI, B.Y.; KIM, C.M.; KIM, H.Y.; KIM, W.C. Three-dimensional evaluation of the repeatability of scanned conventional impressions of prepared teeth generated with-and blue-light scanners. *J Prosthet Dent*, v. 115, n. 4, p. 549-53, 2015.

JEON, J.H.; LEE, K.T.; KIM, H.Y.; KIM, J.H.; KIM, W.C. White light scanner-based repeatability of 3-dimensional digitizing of silicon rubber abutment teeth impressions. *J Adv Prosthodont*, v. 5, n. 4, p. 452-6, 2013.

JEONG, I.D.; LEE, J.J.; JEON, J.H.; KIM, J.H.; KIM, H.Y.; KIM, W.C. Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, v. 115, n. 6, p. 755-9, 2016.

KASHKARI, A.; YILMAZ, B.; BRANTLEY, W.A.; SCHRICKER, S.R.; JONHSTON, W.M. Fracture analysis of monolithic CAD-CAM crowns. *J Esthet Restor Dent*, v. 31, p. 346-52, 2019.

KELLY, J.R.; CESAR, P.F.; SCHERRER, S.S.; DELLA BONA, A.; VAN NOORT, R.; THOLEY, M.; VICHI, A.; LOHBAUER, U. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater*, v. 33, p. 1192-204, 2017.

KELLY, J.R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, v. 6, n. 81, p. 652-61, 1999.

KELLY, J.R.; BENETTI, P.; Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, n. 56, v. 1, p. 84-96, 2011.

KELLY, J.R.; RUNGRUANGANUNT, P.; HUNTER, B.; VAILATI, F. Development of clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, v. 104, n. 4, p. 228-38, 2010.

KOK, P.; PEREIRA, G.K.R.; FRAGA, S.; JAGER, N.; VENTURINI, A. B.; KLEVERLAAN, C.J. The effect of internal roughness and bonding on the fracture resistance and structural reliability of lithium disilicate ceramic. *Dent Mater*, v. 33, p. 1416-25, 2017.

LAWSON, N.C.; BANSAL, R.; BURGESS, J.O. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*, n. 32, v. 11, p. 275-83, 2016.

LAWSON, N.C.; JANYAVULA, S.; SYKLAWER, S.; MCLAREN, E. A.; BURGESS, J.A. Wear of enamel opposing zirconia and lithium

disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent*, v. 42, p. 1586-91, 2014

LIEN, W.; ROBERTS, H.W.; PLATT, J.A.; VANDEWALLE K.S.; HILL, T.J.; CHU, T.M.; Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. *Dent Mater*, n. 31, v. 8, p. 928-40, 2015.

LIU, Y.; XU, Y.; SU, B.; AROLA, D.; ZHANG, D. The effect of adhesive failure and defects on the stress distribution in all ceramic crowns. *J Dent*, v. 75, p 74-83, 2018.

LODI, E.; WEBER, K.R.; BENETTI, P.; CORAZZA, P.H.; DELLA BONA, Á.; BORBA, M. How oral environment simulation affects ceramic failure behavior. *J Prosthet Dent*, v. 119, p. 812-8, 2018.

LUDOVICHETTI, F.S.; TRINDADE, F.Z.; ADABO, G.L.; PEZZATO, L.; FONSECA, R.G. Effect of grinding and polishing on the roughness and fracture resistance of cemented CAD-CAM monolithic materials submitted to mechanical aging. *J Prosthet Dent*, v. 121, p. 1-8, 2019.

MADRUGA, C.F.L.; BUENO, M.G.; DAL PIVA, A.M.O.; PROCHNOW, C.; PEREIRA, G.K.R.; BOTTINO, M.A.; VALANDRO, L.F.; MELO, R.M. Sequential usage of diamond bur for CAD/CAM milling: effect on the roughness, topography and fatigue strength of lithium disilicate glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v. 91, p. 326-34, 2018.

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

MAGNE, P.; CARVALHO, A.O.; BRUZI, G.; GIANNINI, M.; Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*, n. 114, v. 4, p. 574-9, 2015.

MATZINGER, M.; HAHNEL, S.; PREIS, V.; ROSENTRITT M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Invest*, v. 16, p. 1-13, 2018.

MOHAMMADIBASSIR, M.; REZVANI, M.B.; GOLZARI, H.; SALEHI, E.M.; FAHIMI, M.A.; FARD, M.J.K. Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *J Prosthodont*, v. 28, n. 1, p. 172-80, 2017

MORES, R.T.; BORBA, M.; CORAZZA, P.H.; DELLA BONA, A.; BENETTI, P. Influence of surface finishing on fracture load and failure mode of glass ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, v. 118, n. 4, p. 511-6, 2017.

MOTA, E.G.; NUNES L.S.; FRACASSO, L.M.; BURNETT JR, L.H.; SPOHR, A.M. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent*, v. 29, p. 450-8, 2017.

OTTONI, R.; GRIGGS, J.A.; CORAZZA, P.H.; DELLA BONA, A.; BORBA, M. Precision of different fatigue methods for predicting glass-ceramic failure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v. 88, p. 497-503, 2018.

PENG, Z.; IZZAT, M.; RAHMAN, A.; ZHANG, Y.; YIN, L. Wear behavior of pressable lithium disilicate glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v. 104, n. 5, p. 968-78, 2016.

PERSSON, A.; ANDERSSON, M.; ODEN, A.; SANDBORGH-ENGLUND, G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent*, v. 95, n. 3, p. 194-200, 2006.

PINO, X.Z.; ARÁNGUIZ, V.V.; JULIÁ, V.P.; PINO, C.S. Micromorfología superficial de 2 cerámicas grabables tratadas con diferentes ácidos. *Rev Clin Periodoncia Implantol Rehabil Oral*, n. 9, v. 1, p. 30-5, 2016.

PJETURSSON, B.E.; SAILER, I.; MAKAROV, N.A.; ZWAHLEN, M.; THOMA, D.S.; All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater*, n. 31, v. 6, p. 624-39, 2015.

PROCHNOW, C.; VENTURINI, A.B.; GRASEL, R.; BOTTINO, M.C.; VALANDRO, L.F. Effect of etching with hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v. 105, n. 4, p. 885-91, 2017.

RAMOS, N.C.; CAMPOS, T.M.; LA PAZ, I.S.; MACHADO, J.P.; BOTTINO, M.A.; CESAR, P.F.; MELO, R.M. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*, n. 32, v. 7, p. 870-8, 2016.

ROCHA, L.S.; BORBA, M.; OTTONI, R.; FURINI, G.P.; BENETTI, P. *Efeito de diferentes tempos de condicionamento ácido na carga de fratura de vitrocerâmicas*. 2017. 36f. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Passo Fundo, Passo Fundo, 2017.

SAIKI, O.; KOIZUMI, H.; AKAZAWA, N.; KODAIRA, A.; OKAMURA K.; MATSUMURA, H. Wear characteristics of polished and glazed lithium disilicate ceramics opposed to three ceramic materials. *J of Oral Sci*, v. 58, n. 1, p. 117-23, 2016.

SAILER, I.; MAKAROVA, N.A.; THOMA, D.S.; ZWAHLENC, M.; PJETURSSON, B.E. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*, n. 31, v. 6, p. 603-23, 2015.

SASSE, M.; KRUMMEL, A.; KLOSA, K.; KERN, M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater*, n. 31, n. 8, p. 907-15, 2015.

SCHERRER, S.S.; QUINN, G.D.; QUINN, J.B. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*, v. 8, n. 24, p. 1107-13, 2007.

SCHESTATSKY, R.; ZUCUNI, C.P.; VENTURINI, A.B.; BURGO, T.A.L.; BACCHI, A.; VALANDRO, L.F.; PEREIRA, G.K.R. CAD-CAM milled versus pressed lithium-disilicate monolithic crowns adhesively cemented after distinct surface treatments: Fatigue



performance and ceramic surface characteristics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v. 94, p. 144-54, 2019.

SCHLENZ, M.A.; SCHMIDT, A.; REHMANN, P.; WOSTMANN, B. Fatigue damage of monolithic posterior computer aided designed/computer aided manufactured crowns. *J Prosthodont Res*, v. 63, p. 368-73, 2019.

SCHWINDILING, F.S.; DIPL, S.R.; SCHMITTER, M. Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *J Prosthodont Res*, n. 61, v. 3, p. 344-9, 2017.

SEN, N.; US, Y.O.; Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, n. 3913, v. 17, p. 1-7, 2017.

SIEPER, K.; WILLE, S.; KERN, M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer infiltrated ceramic network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, n, 74, p. 342-8, 2017.

SILVA, T.M.; SALVIA, A.C.R.D.; CARVALHO, R.F.; PAGANI, C.; ROCHA, D.M.; SILVA, E.G. Polishing for glass ceramics: Which protocol? *J of Prosthodont Res*, v. 58, p. 160-70, 2014.

SILVA, T.M.; SALVIA, A.C.R.D.; CARVALHO, R.F.; SILVA, E.G.; PAGANI, C. Effects of Different Polishing Protocols on Lithium Disilicate Ceramics. *Braz Dent J*, v. 26, n. 5, p. 478-83, 2015.

TAKANO, T.; TASAKA, A.; YOSHINARI, M.; SAKURAI, K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite with diferente surfaces. *J Dent Res*, v. 91, n. 8, p. 800-4, 2012.

TEICHMANN, M.; GOCKLER, F.; WEBER, V.; YILDIRIM, M.; WOLFART, S.; EDELHOFF, D. Ten-year survival and complication rates of lithium-disilicate (Empress 2) tooth-supported crowns, implant-supported crowns and fixed dental prostheses. *J Dent*, v. 56, p. 65-77, 2016.

TRAINI, T.; SINJARI, B.; PASCETTA, R.; SERAFINI, N.; PERFETTI, G.; TRISI, P.; CAPUTI, S. The zircônia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dent Mater J*, v. 35, n. 5, p. 748-55, 2016.

VAN DORP, J.R.; MAZZUCHI, T.A.; FORNELL, G.E.; POLLOCK L.R. A bayes approach to step-stress accelerated life testing. *Ieee Transactions on reliability*, v. 45, n. 3, p. 491-8, 1996.

VICARI, C.B.; MAGALHÃES, B.O.; GRIGGS, J.A.; BORBA, M. Fatigue Behavior of Crystalline-Reinforced Glass-Ceramics. *J Prosthodont*, v. 28, n.1, p. 297-303, 2018.

VICHI, A.; FONZAR, R.F.; GORACCI, C.; CARRABBA, M.; FERRARI, M. Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems. *O Dent*, v. 43, n. 1, p. 90-100, 2018.

VILLAUMBROSIA, P.G.; MARTÍNEZ-RUS, F.; GARCÍA-OREJAS, A.; SALIDO, M.P.; PRADÍES, G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *J Prosthet Dent*, v. 116, n. 4, p. 543-50, 2016.

VROCHARI, A.D.; PETROPOULOU, A.; CHRONOPOULOS, V.; POLYDOROU, O.; MASSEY, W.; HELLWIG, E. Evaluation of surface roughness of ceramic and resin composite material used for conservative indirect restorations, after repolishing by intraoral means. *J Prosthodont*, v. 26, p. 296–301, 2015.

WANG, X.D.; JIAN, Y.T.; GUESS, P.C.; SWAIN, M.V.; ZHANG, X.P.; ZHAO, K. Effect of core ceramic grinding on fracture behaviour of bilayered lithium disilicate glass–ceramic under two loading schemes. *J Dent*, n. 42, p. 436-45, 2014.

WANG, Y.; KATSUBE, N.; SEGHI, R.R.; ROKHLIN, S.I. Statistical failure analysis of adhesive resin cement bonded dental ceramics. *Eng Fract Mech*, v. 12, n. 74, p. 1838-56, 2007.

WEBER, K.R.; BENETTI, P.; DELLA BONA, Á.; CORAZZA, P.H.; MEDEIROS, J.A.; LODI, E.; BORBA, M. How does the piston material

affect the in vitro mechanical behavior of dental ceramics? *J Prosthet Dent*, v. 120, n. 5, p. 747-54, 2018.

WENDLER, M.; BELLI, R.; PETSCHT, A.; MEVEC, D.; HARRER, W.; LUBE, T.; DANZER, R.; LOHBAUER, U. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater*, v. 33, n. 1, p. 99-109, 2017.

YI, Y.J.; KELLY, J.R. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater*, v. 3, n. 24, p. 403-9, 2008.

YOON, H.; NOH, H.; PARK, E. Surface changes of metal alloys and high strength ceramics after ultrasonic scaling and intraoral polishing. *J Adv Prosthodont*, v. 9, p. 188-94, 2017.

ZARONE, F.; FERRARI, M.; MANGANO, F.G.; LEONE, R.; SORRENTINO, R.; Digitally oriented materials: focus on lithium disilicate ceramics. *Int J Dent*, 2016.

ZHANG, Y.; LAWN, B. Evaluating dental zirconia. *Dent Mater*, v. 35, n. 1, p. 15-23, 2018.

ZHANG, Y.; MAIA, Z.; BARANI, A.; BUSH, M.; LAWN, B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater*, n. 32, p. 442-9, 2016.

ZHANG, Y.; SAILER, I.; LAWN, B.R. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*, n. 41, p. 1135-47, 2013.

ZHAO, K.; WEI, Y.; ZHANG, X.P.; SWAIN, M.V.; GUESS, P.C. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater*, v. 30, p. 164-71, 2014.

**ARTIGO A SER SUBMETIDO**

---

Artigo a ser submetido à Dental Materials

**CYCLIC CONTACT FATIGUE BEHAVIOR OF LITHIUM  
DISILICATE GLASS-CERAMIC CROWNS**

Larissa Simião da Rocha<sup>1</sup>, Mauren Deprá Pretto<sup>1</sup>, André Luis Hagen<sup>2</sup>, Pedro Henrique Corazza<sup>1</sup>, Marcia Borba<sup>1</sup>, Alvaro Della Bona<sup>1</sup>, John Robert Kelly<sup>3</sup>, Paula Benetti<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Post-graduate Program in Dentistry, School of Dentistry,  
University of Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brazil

<sup>2</sup> Mechanical Engineering, University of Passo Fundo,  
Passo Fundo, RS, Brazil

<sup>3</sup> Department of Reconstructive Sciences, University of  
Connecticut, CT, USA

Fatigue and fracture mode of lithium disilicate glass-  
ceramics

**Corresponding Author:**

Paula Benetti

Campus I, BR 285, CEP 99001-970

Tel.: +55 54 81141400

email: [paulabenetti@upf.br](mailto:paulabenetti@upf.br)

## ABSTRACT

*Objectives.* To analyze the influence of the surface finishing on the cyclic contact fatigue survival and failure mode of lithium disilicate glass ceramic restorations.

*Methods.* Ninety upper premolar crowns were obtained from CAD-CAM blocks of lithium disilicate glass-ceramic. The crowns were cemented to abutments made of a dentin analog substrate (NEMA G10). The cemented crowns were divided into 3 groups and submitted to mechanical cycling with 100N load, 2 Hz frequency under water at 37°C. The load was applied at three-point occlusal contacts (tripodism occlusal contact) between crown occlusal surface and NEMA G10 piston. The test was stopped after  $1 \times 10^6$  and  $2 \times 10^6$  cycles. The fractographic analysis was performed by transillumination and scanning electron microscopy. The failure modes were classified as cracking, chipping or catastrophic fractures and the fractures origin was identified. Data were analyzed using log rank Kaplan-Meier and Holm-Sidak ( $\alpha=0.05$ ).

*Results.* No statistical differences were found between the experimental groups. Cracking and chipping were observed for all the experimental groups. In the polishing group, predominance of cracking was observed. Only one catastrophic fracture was observed in the finishing group ( $2 \times 10^6$  cycles). The highest frequency of failures was observed in the smallest number of cycles.

*Significance.* Surface finishing had no influence on lithium disilicate crowns survival. Failure mode was influenced by the number of cycles. The methodology of the present study produced fracture modes similar to fractures reported in the literature for crowns in clinical service.

**Keywords:** Fatigue, ceramics, laboratory tests, loading.

## 1 INTRODUCTION

The increasing use of lithium disilicate glass-ceramic restorations is due to their 5-year survival rate of 96.6% [1] and optimal esthetic and mechanical properties. The reported mechanical failures of lithium disilicate glass-ceramic crowns include chipping (1.5% in 5 years) and catastrophic fractures (2.3% in 5 years) [1].

Cracks or fractures occur during the clinical service and can have origin at different locations such as, the cementation interface in the area opposed to the load application, the area around the contact with opposing teeth due to axial loading or sliding (mainly cone cracks) [2], or even in the cervical region of the crown, often related to the low thickness of the material [3-12].

Lithium disilicate restorations, after machining using the CAD/CAM system and crystallization, receive an external layer of glaze (low-fusion glass) to promote a smooth surface, improve esthetics, increase the resistance to crack propagation and reduce the wear potential of antagonist surfaces [13-16].

However, ceramic restorations often require recontouring or adjustments of fit and occlusal contacts [16,17]. These adjustments are often performed using diamond burs of different grain sizes (coarse, medium, fine and extra-fine), resulting in a rougher surface [16,17].

Therefore, polishing surfaces is important to reduce the surface roughness, which can have clinical implications such as altered optical properties (reflectance), loss of esthetics (opacity due to lower surface brightness) and low fracture strength [14,16,18,19].

Differences on surface roughness left by abrasion using diamond burs, polishing with silicone tips and glaze did not influence the catastrophic fracture of lithium disilicate crowns when analyzed in monotonic loading [16]. However, these finishing protocols can introduce defects at the surface from which cracks can originate and propagate under cyclic contact fatigue, resulting in cracking, chipping and catastrophic failures (clinical failures reported in the literature) [1].

Discrepancies between intraoral conditions and in-vitro tests are often found [4]. Clinical fractures occur under cyclic masticatory loads ranging from 5N to 364N and a frequency from 1 to 2 Hz [6], which result in cracking or produce two or three different fragments. Hattori et al. [20] reported human bite forces from 246N to 2091N and mean premolar bite forces of approximately 16.1N.

For in-vitro tests of maximum fracture loading, especially monotonic tests in different configurations, the failure usually occurs at high fracture loads, above the maximum bite forces. The failure origin is from the occlusal contact surface of the ceramic material and the indenter, producing multiple fragments. This mode of fracture could be compared to a random impact or an occasional higher biting force and not to the normal masticatory loading [4,21]. Therefore, evaluation of ceramic restorations using cyclic contact fatigue is important to submit lithium disilicate crowns in the conditions found on the clinic.

Therefore, the objective of this study was to analyze the influence of the surface finishing (glaze, abrasion and polishing) on the cyclic contact fatigue survival and failure mode of lithium disilicate glass ceramic crowns. The tested hypothesis was that the different methods of



surface finishing do not influence the survival and failure mode of the glass-ceramic restorations.

## 2 MATERIAL AND METHODS

### 2.1 Material Description

The materials used in the present study are described in Table 1.

**Table 1.** Description of the materials used in this study

Materials	Commercial Name	Manufacturer	Description*
<b>Dentin Analog</b>	NEMA G-10	International Paper, Hampton, SC, USA	Glass-fiber-reinforced epoxy resin [5; 13; 14]
<b>Glass-Ceramic</b>	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	Lithium disilicate glass-ceramic: SiO <sub>2</sub> (57- 80%), Li <sub>2</sub> O (11%-19%), K <sub>2</sub> O (0-13%), P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> (0%-11%), ZrO <sub>2</sub> (0%-8%), ZnO (0%-8%)
<b>Hydrofluoric Acid</b>	CONDAC Porcelanas	FGM, Joinville, Brasil	Aqueous solution of hydrogen fluoride 5%
<b>Silane</b>	MONOBOND	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	Chemical bonding agent
<b>Resin Cement</b>	MULTILINK N	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	Self-adhesive luting agent
<b>Glaze</b>	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent,	Low-fusion glass

	Crystall/Glaze	Schann, Liechtenstein	
<b>Diamond Burs</b>	#2135FF	KG Sorensen	Extra-fine tungsten diamond bur (30 µm)
<b>Polishing tips</b>	OPTRAFINE®	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	Silicone bur with diamond particles
<b>Polishing paste</b>	OPTRAFINE HP	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein	Diamond paste for high gloss polishing

\* Data provided by manufacturers

## 2.2 Specimen preparation

### 2.2.1 Epoxy resin abutments preparation

80 Dentin-analog rods (1.2 m of length and 20 mm of diameter) were milled to simulate a simplified prepare for a maxillary second premolar total crown, as described in a previous study [16].

A chamfer finish line of 1.2 mm was set at the cervical circumference of the crown [22,23]. All transitions from the axial to the occlusal walls were rounded, smooth and homogeneous.

### 2.2.2 Ceramic crowns preparation

One epoxy resin abutment was scanned to standardize the crowns internal fit, using a cementation line of 100 µm. Lithium disilicate blocks were machined in the CAD-CAM system, following the second upper premolar natural design, with all main grooves and cusps [16]. Finally, the crowns were submitted to a crystallization firing cycle (Programat

P310, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and received a layer of glaze according to manufacturer's instruction.

### 2.2.3 Epoxy resin pistons preparation

The ceramic crowns 3D model file was used to build a piston model fitting the half of the occlusal surface. NEMA G-10 rods were milled into 80 pistons according to this model. The fit of the pistons to the premolar occlusal surface was tested to ensure a simultaneous three-point occlusal contacts: mesial crushing strands of the buccal and lingual cusps and the center of the mesial marginal ridge (Figure 1)



**Figure 1** – Loading pistons preparation: (A) Piston design to fit the half of the pre-molar crown (B) Occlusal marks from the three-point occlusal contacts (tripodism) between the ceramic crown and the epoxy resin piston.

### 2.3 Cemented of ceramic crowns on epoxy resin abutments

The G10 abutments were stored in distilled water at 37 °C for 2 weeks before cementation. The abutments and the crowns cementation surfaces were etched with 10% hydrofluoric acid for 20 seconds. The acid was removed with air-water spray for 40 seconds, followed by sonic

bath Ultrasound Tubes Instrument; Cristofoli Ltda) in distilled water for 5 minutes.

After air-drying (30s), a thin layer of silane was applied under friction to the etched surfaces, using a disposable microbrush, waiting to volatilize the solvent for 60 seconds.

The self-adhesive resin cement Multilink N was applied on the crowns cementation surfaces using auto-mix tips. The crowns were placed on the epoxy resin abutments under digital pressure until the complete fit. A load of 750 g was applied to the occlusal surface for 5 min and the excess cement was removed with a microbrush. Finally, the polymerization was activated using a light-curing unit Radian Plus (SDI, Victoria, Australia, 1500mW/cm<sup>2</sup>) for 40 seconds in each side.

#### **2.4 Occlusal surface finishing**

After cementation, the crowns were randomly divided into 3 groups: Group G (control) – glazed occlusal surface, Group D – abrasion of the occlusal surface using extra-fine diamond burs (FF) and Group P – occlusal surfaces abraded with FF diamond burs and polished using polishing tips and diamond paste.

A single experienced operator performed the abrasion (total removal of the glaze layer under visual inspection) and polishing (obtaining a shiny and homogeneous surface). The surface treatments were performed in the half of the occlusal surface which would be in contact with the loading piston.

Abrasion was performed with extra-fine diamond burs (changed each 5 samples) in a high-speed handpiece (up to 180,000 rpm), under

water cooling. Surface polishing was performed using a polishing system recommended by the ceramic manufacturer (silicone tips and polishing paste) in a low-speed handpiece (up to 50,000 rpm).

The specimens were placed in the center of polyvinyl chloride (PVC) rings (2 mm- high and 20 mm-diameter), compatible with the sample holder of the mechanical cycling machine. The space between the abutment and the PVC ring was filled with self-curing acrylic resin. Thus, the specimens were maintained stable on the sample holder during all the the mechanical cycling test.

## **2.5 Fatigue test**

The specimens were stored in distilled water at 37°C until the beginning of the mechanical cycling.

The fatigue test was performed on a pneumatic mechanical cycling machine (Biopid, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brazil), with a frequency of 2Hz in distilled water at 37°C. A load of approximately 100N was applied to the mesial half of the crown occlusal surface with an anatomical piston, in 3-point contact checked with carbon paper (Baush Articulating Paper, Germany) for two lifetimes:  $1 \times 10^6$  and  $2 \times 10^6$  cycles. Each crown was loaded by a specific new piston.

## **2.6 Fracture surface analysis - classification of failure mode**

All specimens were examined using transillumination with blue light (light-curing unit) for the identification of cracks and other fractographic features.

The fractured specimens were analyzed using optical microscope and scanning electron microscope (SEM - Vega 3 LM; Tescan Ltda) to identify the origin of failures.

The fractures were classified as cracking, chipping (fracture without exposure of cementation surface) and catastrophic fractures (fracture exposing the interface).

### **2.7 Data analysis**

Fatigue data were analyzed using the Kaplan-Meier and Holm-Sidak survival test ( $\alpha = 0.05$ ).

## **3 RESULTS**

The survival curves of the experimental groups are shown in Figure 2. The number of failures for each number of cycles is described in Table 2. The average survival time is described in Table 3. There was no statistically significant difference between the groups ( $P = 0.654$ ).

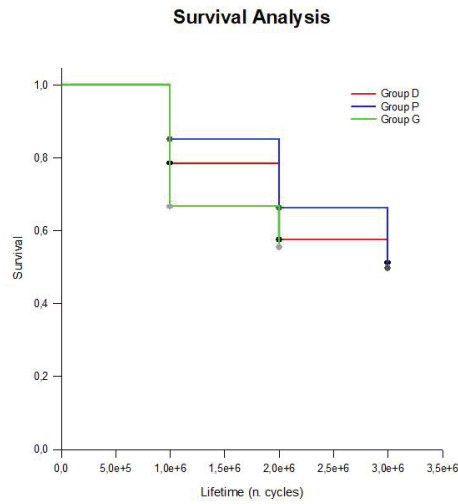


Figure 2. Kaplan-Meier survival curves for the experimental groups.

For the glaze group 50% ( $1 \times 10^6$ ) and 83% ( $2 \times 10^6$ ) of the samples survived the test. Survival frequency for the abrasion group, was 40% ( $1 \times 10^6$ ) and 60% ( $2 \times 10^6$ ). For the polishing group, 56% ( $1 \times 10^6$ ) and 60% ( $2 \times 10^6$ ) survived.

Table 2. Average survival time (number of cycles) and confidence intervals (CI, 90%) of the experimental groups.

Lifetime (cycles)	Group G		Group D		Group P	
	Total samples (n)	Failures (n)	Total samples (n)	Failures (n)	Total samples (n)	Failures (n)
$1 \times 10^6$	16	8 (50%)	10	6 (60%)	9	4 (44%)
$2 \times 10^6$	12	2 (17%)	10	4 (40%)	10	4 (40%)





<b>1x10<sup>6</sup></b>	0	4 (25)	4 (25)	0	5 (50)	1 (10)	2 (22)	2 (22)	0
<b>2x10<sup>6</sup></b>	0	0	2 (17)	2 (20)	2 (20)	0	4 (40)	0	0

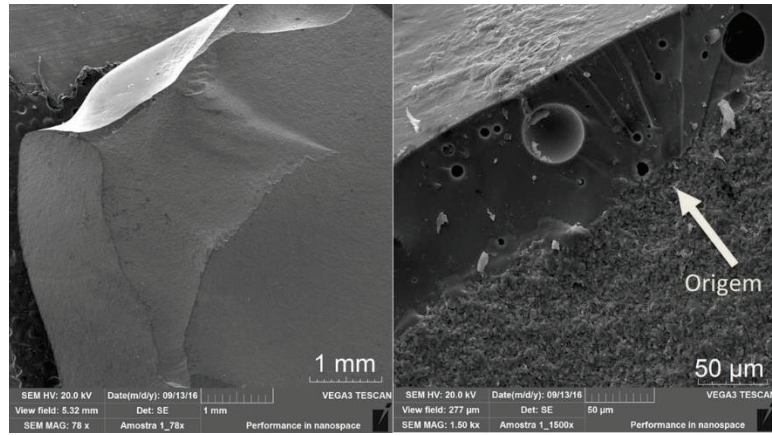
\*Catastrophic failures for the polishing group had different origin: at the occlusal surface (n=1); Combined surface and interface (n=3); and interface (n=2).

Chipping was observed for all experimental groups. In the polishing group, there was a predominance of crack fractures. Catastrophic fractures were observed in the abrasion group and, predominantly, in the glaze group. The highest frequency of failures was observed in the smallest number of cycles.

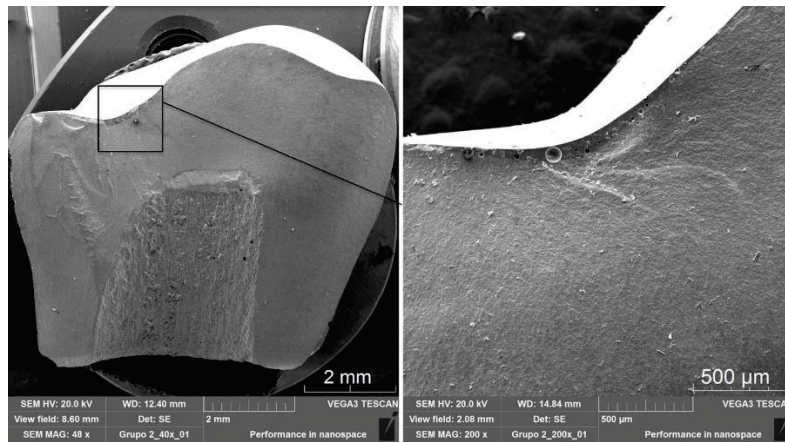
The origin of chipping failures was in the external surface, next to the occlusal contact between crown and piston (Figure 3). For the glaze group, the origin of catastrophic failures was in the occlusal contact between crown and piston (Figure 4), in the cementation interface (Figure 5) or a combination (Figure 6).



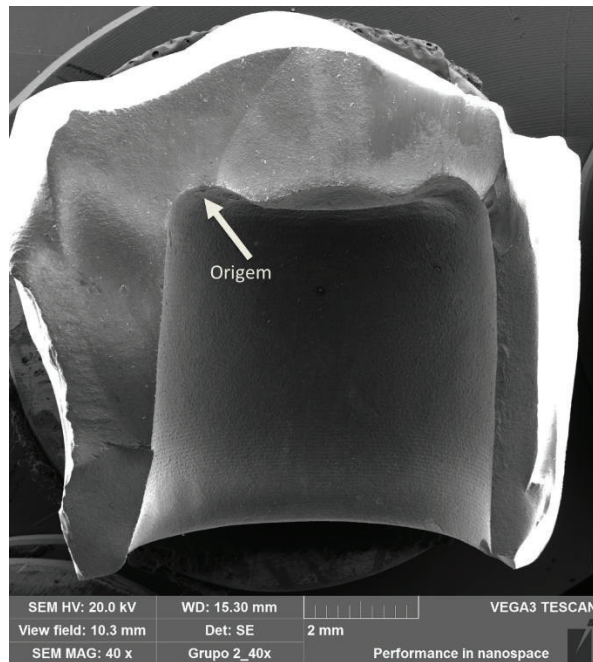
*Figure 2 – Failure modes: (A) cracking; (B) chipping; and (c) catastrophic fracture.*



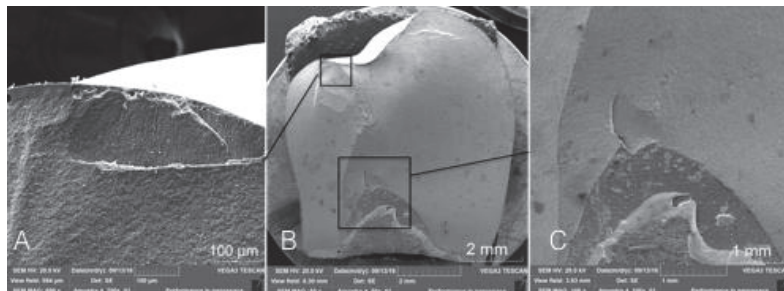
*Figure 3 - Origin of chipping failure in the subsurface next to the occlusal contact between crown and piston (fracture produced at 100N and lifetime of  $1 \times 10^6$  cycles).*



*Figure 4 - Origin of the catastrophic failure in the external surface next to the occlusal contact between crown and piston (fracture produced at 91N and lifetime of  $1 \times 10^6$  cycles).*



**Figure 5** - Origin of the catastrophic failure in the cementation interface (fracture produced at 91N and lifetime of  $1 \times 10^6$  cycles).



**Figure 6** - Origin of the catastrophic failure: (A) and (B) in the occlusal contact between crown and piston; and (B) and (C) in the cementation interface (fracture produced at 100N and lifetime of  $1 \times 10^6$  cycles).

## 4 DISCUSSION

The present study showed that the surface finishing (glaze, abrasion and polishing) did not influence the survival of lithium disilicate glass-ceramics, partially accepting the hypothesis. However, there was a difference in the failure mode between the groups in the evaluated lifetimes.

Extra-fine diamond burs (average grain size of 30  $\mu\text{m}$ ) were used to simulate the clinical adjustments of lithium disilicate restorations [16,17]. The burs were able to remove the glaze layer, significantly increasing the surface roughness [16]. The abrasion modifies the topography of the restorations, introducing defects from which cracks can originate and propagate until the total fracture.

Polishing reduces surface defects, turning into a smoother topography [16,24,25]. However, the surface of the disilicate can remain irregular (containing critical defects) even after polishing, due to the microstructure of a high content of crystals [25]; high modulus of elasticity and hardness, which can increase the resistance to polishing procedures [17]. This may have contributed to the similar survival found between the abraded and the polished group.

Therefore, for these groups, cracks originating on the surface propagate at a higher speed than cracks with internal origin (cementation surface), which could have resulted in the observed cracking, chipping and catastrophic fracture of the ceramic [26].

The external layer of glaze result in a smoother surface, with reduced defects population in comparison to the abraded and polished surfaces [14,16]. Therefore, in this study, glazed restorations resisted to

crack propagation originated from the surface defects and resulted in a higher number of catastrophic failures from the internal interface with the abutment material. The glaze at the external surface can act as a protective factor for cracks and chipping.

The use of diamond paste is important to obtain a less rough surface, similar to glaze and, therefore, should be introduced in polishing procedures [14,16].

Lithium disilicate can suffer damage accumulation due to cyclic fatigue [27,28]. Fatigue failures can occur at lower loads than expected due to fast fracture due to slow crack growing (cracks subcritical growth) [16,28]. In the present study, external cone cracks were found close to the axial load application area, and may be associated with surface defects caused by abrasion submitted to fatigue [2]. In addition to the tensile stresses generated in the area around the piston, water increases the crack propagation due to its corrosive potential and the effect of hydraulic pumping under pressure during cyclic loading [28].

All groups showed surface failures (cracks and chipping) occurring in the smallest number of cycles evaluated ( $1 \times 10^6$  cycles) and catastrophic fractures occurring in a greater number of cycles ( $2 \times 10^6$ ), showing that the damage is influenced by the number of fatigue cycles.

Previous studies have shown that lithium disilicate is able to survive shorter cycling times. Samples survived 450N for 500,000 cycles [29]; 98N per  $1.2 \times 10^6$  cycles and thermal cycling [30] and 50-500N per  $1 \times 10^6$  cycles [31], however, showed damage due to fatigue due to occlusal contact, with cone failures from the surface, similar to those found in our study. These findings corroborate with Sailer et al., [1] who

observed only 3.8% of failure in a short evaluation period (5 years), as a result of a gradual and slow process of fatigue.

According to Kelly et al. [27], the degradation caused by fatigue is associated with the progressive wear of the surface (abrasion and friction), the design (influencing the stress concentrations - compression vs. traction), the ceramic processing (involving all stages of the manufacturing process), and load distribution during the tests. In this study, anatomically shaped crowns and pistons in tripodism were used to have a broader distribution of tension on the crown surface and contact pressure similar to antagonist teeth [5], obtaining an experimental scenario closer to what occurs in restorations in function.

The fracture origin found in the present study was the region close to the main groove of the premolar crown, which has lower ceramic thickness -lower resistant area [3] and close to the contact area with the piston (tensile stresses).

In this study, it was observed that after a certain period of mechanical cycling, the samples visually showed an increase in surface brightness, especially in the samples subjected to abrasion. The friction and abrasion caused by contact with the piston may have reduced the surface roughness (polishing), influencing fatigue survival.

The surface roughness after finishing with FF tips and after polishing was evaluated in a previous study [16], however, future analyzes of the topography after the fatigue test can be carried out in order to clarify this effect of increasing gloss observed.

#### **4.1 About the experimental design**

#### **4.1.1 Anatomical shape of ceramic specimens**

Large number of in-vitro studies have been performed in order to compare the failure modes with the clinical failures observed in ceramic restorations. However, those studies are performed using different geometry of ceramic specimens (discs, bars or simplified dental crowns) [5,6,8,11,32,33].

It is important to perform studies using ceramic specimens with tooth anatomical configuration (with dental structures such as cusps, occlusal pits, marginal ridges, or other anatomical features observed in a natural tooth) for the analysis of the influence of dental preparation configurations or the ceramic thickness variation on the probability of failure [34,35]. Thus, the present study tested anatomical crown specimens in the fatigue survival analysis.

In addition, it is known that the origin of clinical fractures is commonly located in the cementation interfaces (related to flexural strength in the region directly opposed to the load site) [36], in the cervical region (related to thinner ceramic layers) or in the occlusal surface (related to some external and superficial defects or to the contact with the opposing surface) [4,6,12]. Thus, it is suggested that the thickness variation in specific regions of the ceramic crowns influenced on the mode and origin of fracture. In-vitro studies about this subject could be performed.

In the present study, two mode of failures were identified (chipping and catastrophic fractures), which were originated in the external surface, in the cementation interface and a combined origin. For the failures originated in the occlusal surface, the tensile stress generated



by the piston may fracture the ceramic crown from a thinner ceramic layer or from a surface defect in the traction field around the contact area with the piston. In addition, the response to the applied forces in opposite direction to the inclination of the cusps (deflection) may also origin failures in the occlusal surface [37].

All these factors are directly related to the anatomical shape of the ceramic crowns used in the present study, and explain the frequency of the failures originated in the external surfaces (8 crowns, representing 60% of the fractured specimens).

The compression loads applied on the occlusal surface of the restoration by the piston result in tensile stresses around the contact area, compression stresses under the contact, and tensile stresses in the cementation interface, result in the flexion of the crown. Thus, the most frequent catastrophic failures were originated in the cementation interface (40% of the fractured specimens) [36].

#### **4.1.2 Dentin analog material for abutments and pistons**

The fractographic analysis of fractured ceramic crowns in clinical service showed that the origin of most catastrophic fractures is in the cementation interface and not in the external occlusal surface of the ceramic restorations [38].

Different fractographic behavior is shown for in vitro studies under monotonic or cycling loading using a piston material with high elastic modulus (metallic or ceramic spherical piston) [4,5,30].

When a piston material with high elastic modulus is used, a higher contact pressure on occlusal surface of the restorations is induced,

which could lead to contact damage on the ceramic surface. This phenomenon is known as "crushing", which originates "cone cracks" or "Hertzian cracks". Kelly et al. [6] reported that fatigue tests should incorporate in their methodology, a piston with modulus of elasticity similar to wet dentin, with contact areas greater than 2-3 mm and loads similar to those found in functional mastication. Thus, the presence of cone-shaped cracks (from the surface) is decreased.

In the present study, most of the catastrophic fractures occurred for lower stress levels (91N and 82N) and after  $2 \times 10^6$  lifetime. The most common origin of these fractures was in the cementation interface or combined with external surface fractures (Table 3). After these catastrophic fractures, only two fragments were produced, similar to those produced in clinical service. Thus, the validation of this methodology that used anatomical pistons made of analog dentin and the application of three-point occlusal contacts between the specimen and the piston is accepted.

Chipping was the most frequent failure occurred for higher stress levels (91N and 100N) and after shorter lifetime ( $1 \times 10^6$ ). The most common origin of these failures was in the occlusal surface of the restoration, next to the contact between the piston (Table 3).

Different studies [1,6,9,37,39] reported early failures (cracks or chipping) of ceramic restorations, which is similar to the findings of the present study.

Baladhandayutham et al. [40] reported that most of the fractures observed in their study occurred at angles that were not perpendicular to the occlusal plane. This study used a 6-mm-diameter stainless steel spherical piston. This piston configuration (6-mm-diameter) applied

higher stresses on the inclination of the cusps. The present study considered the choice of a piston with anatomical morphology to simulate real occlusal contacts and mode of failures of the ceramic restorations under clinical conditions.

Based on previous reports [16,36,41,42], the present study reproduced the behavior of dentin substrate using a dentin analog (NEMA G10). In-vitro studies performed using ceramic specimens cemented on dentin analog substrates report results similar to those produced in clinical service.

According to previous studies [30,36,38,42], when the ceramic restoration is supported by epoxy resin substrates, there are tensile stresses generated on the surface, around the contact with the piston. In addition, tensile stresses are also generated at the cementation interface directly under the load application area, because the low modulus of elasticity of the epoxy resin allowed the flexion of the specimens, generating greater traction at the interface. Therefore, the specimens cemented to substrates made of NEMA G10, which is mechanically similar to human dentin, were able to reproduce the clinical failure modes in monotonic tests [16] and in fatigue test, used in the present study.

#### **4.1.3 Immersion in water**

The aqueous environment can reduce the number of cycles required to produce fatigue failure and cause greater microstructural degradation in some regions of glass-ceramics [43]. Thus, the ceramics

are susceptible to a stress-corrosion process that accelerates the slow growth of cracks, anticipating the fracture.

Since the high demand of time is one of the disadvantages of the fatigue tests and to simulate the oral environment, the use of water is justified in the present study [4,44].

#### **4.1.4 Three-point occlusal contacts (tripodism)**

The shape and size of the loading pistons used in fatigue tests induce different stress magnitudes and directions in the tested specimens.

Smaller pistons have a minimal contact area, producing tensile stress characterized by plastic deformation (even in ceramics and glass), high pressure contact and eventually cause cone-shaped cracks originated in the occlusal surface [5,43].

Hidaka et al. [45] reported that occlusal contact areas between opposing teeth range from 0.02 to 3.16 mm<sup>2</sup>. When these areas are larger and do not focus on a single point, the masticatory and occlusion forces are better distributed. When there is a contact in a smaller area, more points of one or more teeth are recruited, by the mobility of the periodontium, distributing the masticatory forces. Thus, the contact pressure, which is 394 kgf/cm<sup>2</sup> for individuals with 60% maximum voluntary clenching [45], is not modified.

Therefore, Yi and Kelly [5] recommend the use of greater contact area between tested specimen and piston, decreasing the contact pressure, close to that found in clinical service. Thus, the present study proposed the fabrication of anatomical pistons that allowed the three-

point contact with the crown, with a contact area approximately of 3 mm<sup>2</sup>, suggested by previous studies [5,45].

The contact of the piston with the specimen, which simulates the tripodism, was at the center of marginal ridge and at the crushing strands of buccal and lingual cusps from restorations. Therefore, the occlusal load is distributed in a larger region of the crown. The load applied on the cusps may cause their deflection, producing part of the specimen failures, which are originated in the external surface, especially in regions with thinner ceramic layers (central pit).

Since all specimens had to simulate the tripodism occlusal type with the piston, it was a great challenge to correctly align these structures inside the cycling machine. Once the correct placement is obtained, the piston kept stabilized by the cusp surfaces during the cycling test.

#### **4.2 The fatigue test**

The parameters used in the fatigue test protocol performed in the present study were designed to simulate the clinical masticatory process and clinical service conditions of the ceramic restorations.

It is known that fatigue and aging tests of ceramic specimens demand time and operational cost [32,46]. In order to obtain data for the probability of failure in a reasonable time, this study used the survival analysis.

The load of 100N, is within the normal masticatory loads, was established based on a previous study and the limitations of the pneumatic equipment used. The justification of the accelerated fatigue

method used in the present study instead of the other techniques (*Step-Stress, Staircase, Boundary*) is because the technique can cycle more specimens at the same time and can test a group of specimens with the same stress-lifetime protocol. In addition, this methodology requires a simpler cycling machine.

Even though the Step-Stress technique is also an accelerated fatigue method, the specimens are individually subjected to a custom cycling protocol [42,47-49]. The stress amplitude can be increased in the same cycle and for a single tested specimen until the fracture occurs. Thus, the failure can be produced more quickly. This methodology requires a lot of time until complete the fatigue test for all specimens.

Similar to Boundary methodology, the Staircase technique uses constant load amplitudes in the same cycle. It has the disadvantage of cycling only a specimen, requiring a lot of observation time [41,50]. When the probability of failure is evaluated by the Staircase method, only the median values are obtained. Other values such as, minimum and maximum, close to 1% or 99%, are not obtained.

## **5 CONCLUSION**

The surface finish (glaze, abrasion and polishing) did not influence significantly the survival of lithium disilicate crowns.

Fatigue promoted surface damage that resulted in cracks, chipping and a catastrophic fracture (with exposure of the cementation surface).

The extent and origin of the fracture may be related to the defects generated by the surface finishing, as abrasion showed a higher

prevalence of chipping and one catastrophic fracture, polishing resulted in a prevalence of cracks (minor failures) and glaze resulted in higher number of catastrophic failures not related to the occlusal surface.

## **6. HIGHLIGHTS**

The method used in the present study was able to produce chipping failures, which occur at low number of cycles and high stress values; and catastrophic failures, which occur at high number of cycles and low stress values. The origin of failures was located, in the region of maximum tensile stress concentration, but in different regions depending on the failure mode.

Therefore, the method was optimal for analyzing the variables of cementation interface using low stress values and high number of cycles. For the analysis of the variables of external surface of ceramic crowns, the mechanical cycling protocol can be performed using stress of 100N and lower number of cycles.

## **7. ACKNOWLEDGMENTS**

This work was partially supported by CNPq [grant number 460094/2014-9], FAPERGS/CNPq [grant number 16/2551-0000193-6] and PROSUC/CAPES [grant number 88887.185192/2018-00]. The authors thank Ivoclar Vivadent AG for their materials; and special thanks to Rafael Tagliari Mores for providing some materials and the milling of crowns.

## REFERENCES

1. SAILER, I., MAKAROV, N.A., THOMA, D.S., ZWAHLEN, M., PJETURSSON, B.E. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*, n.31, v.6, p.603-23, 2015.
2. ZHANG, Y.; LAWN, B. Evaluating dental zirconia. *Dent Mater*, v. 35, n. 1, p. 15-23, 2018.
3. BALDISSARA, P.; MONACO, C.; ONOFRI, E.; FONSECA, R.G.; CIOCCA, L. Fatigue resistance of monolithic lithium disilicate occlusal veneers: a pilot study. *Odontology*, v. 107, p. 482-90, 2019.
4. KELLY, JR. Clinically relevant approach to failure testing of allceramic restorations. *J Prosthet Dent*, n.81, v.6, p.652-61, 1999.
5. YI, Y.J., KELLY, JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater*, n.24, v.3, p.403-9, 2008.
6. KELLY, J.R., RUNGRUANGANUNT, P., HUNTER, B., VAILATI, F. Development of a clinically-validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, n.104, p.228-38, 2010.
7. LAWN BR, PAJARESA A, ZHANGA Y, DENGGA Y, POLACKA MA, LLOYDB IK, REKOW ED, THOMPSON VP. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials*, n. 25, p. 2885-92, 2004.
8. BHOWMICK S, MELÉNDEZ-MARTÍNEZ JJ, ZHANG Y, LAWN BR. Design maps for failure of all-ceramic layer structures in concentrated cyclic loading. *Acta Mater – National Institute of Health*, n. 55, v. 7, april 1, p. 2479-88, 2007
9. ZHANG Y, KIM Jae-Won, BHOWMICK S, THOMPSON VP, REKOW ED. Competition of fracture mechanisms in monolithic dental



ceramics: flat model systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, n. 88, v. 2, p. 402-11, February, 2009.

10. ZHANG Y, SAILER I, LAWN BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*, n. 41, v 12, december, p. 1-25. 2013.

11. WANG Xiao-Dong, JIAN Yu-Tao, GUESS PC, SWAIN MV, ZHANG Xin-Ping, ZHAO K. Effect of core ceramic grinding on fracture behaviour of bilayered lithium disilicate glass–ceramic under two loading schemes. *Journal of Dentistry*, n. 42, p. 436-45, 2014.

12. ZHANG Y, MAIA Z, BARANI A, BUSH M, LAWN B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental materials*, n. 32, p. 442-9, 2016.

13. BENETTI, P.; KELLY, J.R.; DELLA BONA, A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dent Mater*, v. 29, n. 11, p. 1166-72, 2010.

14. BOAVENTURA, J.M.C.; NISHIDA, R.; ELOSSAIS, A.A.; LIMA, D. M.; REIS, J.M.S.N.; CAMPOS, E.A.; ANDRADE, M.F. Effect finishing and polishing procedures on the surface roughness of IPS Empress 2 ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*, v. 71, p. 438-43, 2013.

15. SILVA, T.M.; SALVIA, A.C.R.D.; CARVALHO, R.F.; PAGANI, C.; ROCHA, D.M.; SILVA, E.G. Polishing for glass ceramics: Which protocol? *J of Prosthodont Res*, v. 58, p. 160-70, 2014.

16. MORES, R.T.; BORBA, M.; CORAZZA, P.H.; DELLA BONA, A.; BENETTI, P. Influence of surface finishing on fracture load and failure mode of glass ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, v. 118, n. 4, p. 511-6, 2017.

17. LUDOVICHETTI, F.S.; TRINDADE, F.Z.; ADABO, G.L.; PEZZATO, L.; FONSECA, R.G. Effect of grinding and polishing on the roughness and fracture resistance of cemented CAD-CAM monolithic materials submitted to mechanical aging. *J Prosthet Dent*, v. 121, p. 1-8, 2019.

18. ARAVIND, P.; RAZAK, P.A.; FRANCIS, P.G.; ISSAC, J.K.; SHANOJ, R.P.; SASIKUMAR, T.P. Comparative Evaluation of the Efficiency of Four Ceramic Finishing Systems. *J Int Oral Health*, v. 5, n. 5, p. 59-64, 2013.
19. SILVA, T.M.; SALVIA, A.C.R.D.; CARVALHO, R.F.; SILVA, E.G.; PAGANI, C. Effects of Different Polishing Protocols on Lithium Disilicate Ceramics. *Braz Dent J*, v. 26, n. 5, p. 478-83, 2015.
21. QUINN, J.B., QUINN, G.D., KELLY, JR., SCHERRER, S.S. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater*, n.21, v.10, p.920-9, 2005.
22. VULT VON STEYERN P, CARLSON P, NILNER K. Allceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*, n. 32, v. 3, p. 180-7, 2005.
23. CORAZZA, P.H., FEITOSA, S.A., BORGES, A.L.S., DELLA BONA, A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater*, n,29, v.3, p.339-47, 2012.
24. MOHAMMADIBASSIR, M.; REZVANI, M.B.; GOLZARI, H.; SALEHI, E.M.; FAHIMI, M.A.; FARD, M.J.K. Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. *J Prosthodont*, v. 28, n. 1, p. 172-80, 2017.
25. YOON, H.; NOH, H.; PARK, E. Surface changes of metal alloys and high strength ceramics after ultrasonic scaling and intraoral polishing. *J Adv Prosthodont*, v. 9, p. 188-94, 2017.
26. FERUZZI, F.; FERRAIRO, B.M.; PIRAS, F.F.; BORGES, A.F.S.; RUBO, J.H. Fatigue survival and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic crowns. *J Appl Oral Sci*, v. 27, p. 1-10, 2019.
27. KELLY, J.R.; CESAR, P.F.; SCHERRER, S.S.; DELLA BONA,

- A.; VAN NOORT, R.; THOLEY, M.; VICHI, A.; LOHBAUER, U. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater*, v. 33, p. 1192-204, 2017.
28. ALESSANDRETTI, R.; BORBA, M.; DELLA BONA, A. Cyclic contact fatigue resistance of ceramics for monolithic and multilayer dental restorations. *Dent Mater*, 2020.
29. ALSARANI, M.; SOUZA, G.; RIZKALLA, A.; EL-MOWAFY, E. Influence of crown design and material on chipping-resistance of allceramic molar crowns: An in vitro study. *Dent Med Probl*, v. 55, n. 1, p. 35-42, 2018.
30. ZHAO, K.; WEI, Y.; ZHANG, X.P.; SWAIN, M.V.; GUESS, P.C. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dent Mater*, v. 30, p. 164-71, 2014.
31. SCHLENZ, M.A.; SCHMIDT, A.; REHMANN, P.; WOSTMANN, B. Fatigue damage of monolithic posterior computer aided designed/computer aided manufactured crowns. *J Prosthodont Res*, v. 63, p. 368-73, 2019.
32. REN L, ZHANG Y. Sliding contact fracture of dental ceramics: principles and validation. *Acta Biomaterialia*, n.10, p. 3243-53, 2014.
33. PENG Z, IZZAT M, RAHMAN A, ZHANG Y, YIN L. Wear behavior of pressable lithium disilicate glass ceramic. *J Biomed Mater Res Part B*, 2015.
34. BINDL, A., LUTHY, H., MORMANN, W.H. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*, n.22, v.1, p.29-36, 2006.
35. SASSE M, KRUMMEL A, KLOSA K, KERN M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater*, n. 31, p. 907-15, 2015.
36. DELLA BONA A, BORBA M, BENETTI P, DUAN Y, GRIGGS JA. Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic

restorations based on micro-CT. *J Dent*, n. 41, p. 412-9, 2013.

37. CAMPOS, E., SOARES, P.V., VERSLUIS, A., BATISTA, JR., AMBROSANO, G.M.B., NUNVES, I.F. Crown fracture: Failure load, stress distribution, and fractographic analysis. *J Prosthet Dent*, n.114, v.3, p.445-7, 2015.

38. CLELLAND NL, WARCHOL N, KERBY RE, KATSUBE N, SEGHI RR. Influence of interface surface conditions on indentation failure of simulated bonded ceramic onlays. *Dent Mater*, n. 22, p. 99-106, 2006.

39. CHRISTENSEN R, PLOEGER BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc*, n. 141, p. 1317-29, 2010.

40. BALADHANDAYUTHAM, B., LAWSON, N.C., BURGESS, J.O. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent*, n.114, v.2, p.266-71, 2015.

41. MAY, L.G.; KELLY, J.R.; BOTTINO, M.A.; HILL, T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater*, v. 28, n. 8, p. 99-109, 2015.

42. CORAZZA, P.H., CASTRO, H.L., FEITOSA, S.A., KIMPARA, E.T., DELLABONA, A. Influence of CAD-CAM diamond bur deterioration on surface roughness and maximum failure load of Y-TZPbased restorations. *Am J of Dent*, v.28, p.95-99, 2015.

43. NAWAFLEH N, HATAMLEH M, ELSHIYAB S, MACK F. Lithium disilicate restorations fatigue testing parameters: a systematic review. *J of Prosthodont*, n. 25, p. 116-26, 2016.

44. 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. 913-938, 2013.

45. HIDAKA O, IWASAKI M, SAITO M, MORIMOTO T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res*, n.78, v.7, p. 1336-44, 1999.
46. MAENNIG, W. Statistical planning and evaluation of fatigue tests. A survey of recent results. *Int J Fracture*, v.11, p.123-9, 1975.
47. KELLY JR, BENETTI P, RUNGRUANGANUNTA P, DELLA BONA A. The slippery slope – critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater*, n. 28, p. 41-51, 2012.
48. SALAZAR MAROCHO S.M. *Comportamento de fratura sob carga estática e cíclica das cerâmicas odontológicas quando unidas a um substrato análogo à dentina*. 2012. 170 f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista, São José dos Campos, São Paulo, 2012.
49. BELLI R, GEINZER E, MUSCHWECK A, PETSCHERT A, LOHBAUER U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater*, n. 30, p 424-32, 2014.
50. LODI, E.; WEBER, K.R.; BENETTI, P.; CORAZZA, P.H.; DELLA BONA, Á.; BORBA, M. How oral environment simulation affects ceramic failure behavior. *J Prosthet Dent*, v. 119, p. 812-8, 2018.