



**PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

**ANDRESSA RESTANI OLIVEIRA**

**CARACTERIZAÇÃO TOPOGRÁFICA E MECÂNICA DE LAMINADOS  
CERÂMICOS COM DIFERENTES REDUÇÕES INCISAIS**

**ANDRESSA RESTANI OLIVEIRA**

**CARACTERIZAÇÃO TOPOGRÁFICA E MECÂNICA DE LAMINADOS  
CERÂMICOS COM DIFERENTES REDUÇÕES INCISAIS**

Dissertação apresentada à Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação, Universidade do Oeste Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de concentração: Clínica Odontológica.

Orientadora:  
Profa. Dra. Graziela Ávila Galhano Logar

Co-orientadora:  
Profa. Dra. Susana Maria Salazar Marocho

D2  
O48c

Oliveira, Andressa Restani

Caracterização de laminados cerâmicos com diferentes reduções incisais \ Andressa Restani Oliveira.  
– Presidente Prudente, 2019.  
57 f.: il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) -  
Universidade do Oeste Paulista – Unoeste, Presidente  
Prudente, SP, 2019.

Bibliografia.

Orientador: Graziela Ávila Galhano Logar

1. Cerâmica odontologia. 2. Laminado Dentário. 3.  
Preparo do Dente. 4. Dentística. I. Título.

**ANDRESSA RESTANI OLIVEIRA**

**CARACTERIZAÇÃO TOPOGRÁFICA E MECÂNICA DE LAMINADOS  
CERÂMICOS COM DIFERENTES REDUÇÕES INCISAIS**

Dissertação apresentada à Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação, Universidade do Oeste Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área de Concentração: Clínica Odontológica.

Presidente Prudente, 29 de agosto de 2019.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Profa. Dra. Orientadora Graziela Ávila Galhano Logar  
Universidade do Oeste Paulista – Unoeste  
Presidente Prudente - SP

---

Prof. Dr. Anderson Catelan  
Universidade do Oeste Paulista – Unoeste  
Presidente Prudente - SP

---

Profa. Dra. Renata Marques de Melo Marinho  
Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Instituto de Ciência e Tecnologia  
São José dos Campos - SP

## DEDICATÓRIA

À **Deus**, por me dar o dom da vida, por me proteger e se fazer presente em todos os momentos.

Aos meus pais **Roberlei e Marinez**, por todo esforço para que meu mestrado acontecesse e pelo amor incondicional que vocês me mostram todos os dias.

## AGRADECIMENTOS

À **Deus**, por simplesmente tudo. Por me permitir chegar até aqui, por ao longo da vida me dar de presente pessoas tão especiais e por me proporcionar oportunidades maravilhosas.

Aos meus pais **Roberlei** e **Marinez**, pelo apoio e incentivo em cada fase da vida e do mestrado. Por todas as renúncias feitas para que este meu sonho se realizasse. Por compreenderem a minha falta e abrirem a mente para o novo, junto comigo. Vocês são sensacionais!

Ao meu irmão **Leonardo** e a minha irmã do coração **Mariana**, pelos nossos momentos e união, por me incentivar tanto e por toda ajuda. Pela nossa convivência alegre e engraçada.

Aos meus **avôs e avós**, que mesmo sem entender o que é o mestrado ao certo, sempre estavam rezando e torcendo para que tudo desse certo e eu conquistasse tudo o que sonhava.

À minha orientadora **Dra. Graziela Ávila Galhano**, por confiar e apostar em mim. Obrigada pelos seus ensinamentos, sua paciência, pelas sábias palavras e conselhos. Por tudo o que me ensinou sobre pesquisa, rotina acadêmica e sobre a vida. Muitas vezes, deixando até seus filhos para me ajudar e trabalhar comigo. Você me fez acreditar que os obstáculos sempre existirão, mas com dedicação e perseverança podemos alcançar nossos objetivos. Acima de tudo isso, agradeço pela pessoa que és: humana e sempre preocupada. Obrigada pelo carinho comigo e também com minha família. És uma pessoa maravilhosa. Obrigada pela nossa ótima convivência e amizade durante esses anos.

Para mi co-asesora **Dra. Susana Salazar Marocho**, no hay palabras para expresar mi agradecimiento. Gracias por todo el conocimiento impartido a mi, por su atención y afecto, por su paciencia y ayuda conmigo y mi inglés, gracias por no renunciar a mí. Gracias por su buen humor y alegría, incluso cuando las cosas salieron mal, me di cuenta de que podemos ser más ligeros. Gracias por nuestras

noches y fines de semana de trabajo y conversaciones, y por supuesto, también para paseos y diversión. Agradezco a **Edward** y **Andre** por tanto cariño y por prestarme a su esposa y madre, hoy ciertamente puedo decir que gané una nueva familia.

Ao professor **Dr. Hugo Alberto Vidotti**, que não mediu esforços e mesmo a distância me ensinou a utilizar alguns softwares utilizados nesta pesquisa. Agradeço pela amizade e conselhos desde os anos da faculdade, e também pelas importantes sugestões e questões levantadas durante o exame geral de qualificação.

Ao professor **Dr. Anderson Catelan**, que colocou seu tempo e conhecimento a total disposição e participou do meu exame geral de qualificação contribuindo com este trabalho.

Ao **Instituto de Ciência e Tecnologia - UNESP** São José dos Campos, pela disponibilidade de equipamentos e laboratórios. A doutoranda **Jaiane Monteiro**, que me recebeu em sua casa durante os dias em São José dos Campos, com muito carinho e simpatia.

À professora **Dra. Renata Marques de Melo**, por abrir as portas de seu laboratório nos recebendo com carinho. E por aceitar compor minha banca de defesa agregando seu conhecimento a este trabalho.

À empresa **Yller Biomateriais**, que apoiou este trabalho com a doação de seu material de moldagem, colaborando para o desenvolvimento da pesquisa.

Ao **Rotta - Instituto de Odontologia**, representado pelo Dr. Luiz Rotta, que nos permitiu adentrar sua clínica e utilizar seu equipamento. Sua bondade é admirável!

Aos alunos de iniciação científica **Gustavo Porangaba Miranda** e **Belquis Alves dos Santos**, por toda dedicação e parceria de laboratório.

To **my friends and professors of Biomedical Materials Science** at University of Mississippi Medical Center, thank you all for wonderful moments, I loved working with all of you during my time in Jackson.

To my friend **Kartikeya S. Jodha**, I don't have words to thank you. Thank you for all the good times we had together, for all your support and encouragement. I'm sure that no matter wherever we are, we will still be friends. Thank you for being such a great friend, you are amazing!

To my friend **Lauren Corby**, thank you for your help with my English before I even got to Mississippi. The time we spent together was short, but it was so good and funny, thank you for your friendship. Miss you "miga, sua louca".

To **Dr. Jason Griggs**, thank you so much for receiving me in UMMC in your department. I admire the researcher and person that you are. Thank you for all your attention and patience.

À minha best roommate ever **Katia Weber**, por ter dividido comigo a vida, todos nossos bons e maus momentos, por me incentivar a ser melhor, por tanto cuidado e por me entender como ninguém. Obrigada pelas nossas risadas e parceria, pela comida maravilhosa que você faz e por ter me acordado todos os dias de um modo bem delicado. Alemoa, obrigada por ser presente na minha vida, tenho certeza que nossa conexão é eterna.

Às amigas **Ana Paula Leite e Ana Joalice Santana**, pela parceria, boas conversas e risadas, pelas caronas. Ter conhecido vocês fez minha experiência no Mississippi ser muito melhor e engraçada.

Às amigas da graduação **Ana Paula, Andressa, Elza, Júlia e Letícia's**, por sempre me incentivarem desde a época de faculdade. Obrigada pela nossa amizade meninas, vocês são muito especiais.

Às amigas **Adrieli Neves, Ana Savi, Débora Neves, Jéssica Teixeira, Mariana Castelão, Mariana Pinheiro, Paula Ferrari**, cada uma de vocês teve uma

participação especial nessa fase da minha vida. Obrigada nossa amizade e por serem tão maravilhosas.

Aos amigos do mestrado **Sheyla, Fátima, Taynara, Yara, Nathália, Bianca, Éder e Vitor**, por todos momentos juntos. Pela amizade, risadas, choros, desesperos e conhecimento compartilhado ao longo do curso. Nossa turma I será inesquecível e a jornada foi mais leve com vocês caminhando ao lado.

À minha orientadora de TCC da graduação professora **Dra. Camila Bullio Fragelli**, que despertou em mim, ainda na faculdade, o amor pela docência e pela pesquisa. Seus ensinamentos e conselhos nunca serão esquecidos. Obrigada por tanto carinho.

Ao técnico do laboratório de pesquisa odontológica **Bruno Carrino Suave**, que se dedica para manter nosso laboratório sempre em perfeito funcionamento. Obrigada pela amizade e risadas durante esses anos.

À secretária de pós-graduação **Ina Oliveira**, que trabalha com tanta dedicação e amor, sempre pronta para esclarecer nossas dúvidas e responder nossos e-mails com uma rapidez que eu jamais vi anteriormente.

À coordenadora do mestrado em odontologia da Unoeste **Dra. Graziela Garrido Mori**, obrigada pelo carinho e atenção de sempre e por tanto empenho em nos proporcionar um curso de qualidade.

Aos **professores do Mestrado Unoeste**, pela dedicação conosco. O aprendizado que tivemos com cada um de vocês será para sempre, com certeza.

À **Universidade do Oeste Paulista - UNOESTE**, que colaborou e propiciou a realização deste mestrado, dispondo de uma maravilhosa estrutura e ótimos professores. Eu tenho e sempre terei orgulho de ser Unoeste!

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – (Brasil) CAPES**, pelo apoio financeiro que me permitiu a realização deste mestrado.

*”Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades, lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas do que parecia impossível.”*

**Charles Chaplin**

*“A maior recompensa para o trabalho do homem não é o que ele ganha com isso, mas o que ele se torna com isso.”*

**Jonh Ruskin**

## RESUMO

### Caracterização topográfica e mecânica de laminados cerâmicos com diferentes reduções incisais

As propriedades mecânicas das cerâmicas estão diretamente relacionadas ao sucesso clínico dos laminados cerâmicos. Assim, objetivo deste estudo foi avaliar a tensão residual, dureza, efeito do polimento e determinar carga de fratura para laminados fabricados a partir de duas cerâmicas vítreas sobre diferentes reduções incisais (1 mm e 4 mm). Foram fabricados 52 laminados em cerâmica feldspática (FE) e silicato de lítio reforçado com zircônia (SZ), e divididos em 4 grupos (n = 13): FE1 - com redução incisal de 1 mm; FE4 - com redução incisal de 4 mm; SZ1 com redução incisal de 1 mm; SZ4 - com redução incisal de 4 mm. Os laminados foram obtidos através do método de desenho e manufatura assistidos por computador e cimentados em incisivos centrais superiores humanos. Todos os espécimes foram analisados antes e após o polimento em microscópio óptico e a rugosidade superficial foi medida pelo rugosímetro. Utilizou-se o método de indentação para estabelecer tensão residual e dureza Vickers e o ensaio de compressão foi realizado para determinação da carga de fratura. Depois de fraturados, a análise fractográfica dos espécimes foi realizada em microscópio óptico e eletrônico de varredura. Para rugosidade, o teste de Tukey foi aplicado para o material cerâmico e o teste de Mann-Whitney para o antes e depois do polimento. Para o ensaio de compressão utilizou-se ANOVA dois fatores e pós teste de Tukey. Para as demais análises foi aplicado o teste t de Student. A rugosidade diminuiu significativamente após o polimento ( $P < 0,001$ ), enquanto a tensão residual ( $P = 0,722$ ) e a dureza ( $P = 0,782$ ) foram estatisticamente semelhantes para ambos os materiais. O tamanho de redução incisal apresentou efeito significativo na carga de fratura ( $P = 0,020$ ). Trincas imperceptíveis em inspeção visual podem ser visualizadas quando observadas em microscópio óptico. A tensão residual e dureza foram similares para SZ e FE. O polimento diminuiu a rugosidade superficial das cerâmicas e pode aumentar o tamanho das trincas. A redução incisal no preparo (1 mm e 4 mm) para laminados cerâmicos apresentou diferentes valores de resistência à fratura, sendo que menores reduções incisais alcançaram valores mais altos de carga de fratura.

**Palavras-chave:** Laminados Cerâmicos. Redução Incisal. Tensão Residual. Rugosidade. Carga de Fratura.

## ABSTRACT

### **Topographic and mechanical characterization of ceramic veneers with different incisal reductions**

The mechanical properties of ceramics are directly related to the clinical success of ceramic veneers. Thus, the objective of this study was to evaluate the residual stress, hardness, surface roughness and to determine fracture load for veneers made from two glass- ceramics with different incisal reductions (1 mm and 4 mm). Fifty-two specimens of feldspar ceramic (FE) and zirconia-reinforced lithium silicate (SZ) veneers were prepared and divided into 4 groups (n = 13): FE1 - with 1 mm incisal reduction; FE4 - with 4 mm incisal reduction; SZ1 - with 1 mm incisal reduction; SZ4 - with 4 mm incisal reduction. The veneers were obtained through the computer- aided design and manufacturing method and cemented in human upper central incisors. All specimens were analyzed before and after polishing using an optical microscope and surface roughness were measured by the roughness meter. The indentation method was used to measure the residual stress and Vickers hardness and the compression test was performed to determine the fracture load. After fracturing, the fractographic analysis of the specimens was performed using optical and scanning electron microscopes. For roughness, the Tukey test was applied for the ceramic material and the Mann-Whitney test for before and after polishing. For the compression test, two-way ANOVA and Tukey post-test were used. For the other test, the Student's t test was applied. The surface roughness decreased significantly after polishing ( $P < 0.001$ ), while residual stress ( $P = 0.722$ ) and hardness ( $P = 0.782$ ) were statistically similar for both materials. The size of the incisal reduction had a significant effect on fracture load ( $P = 0.020$ ). Cracks imperceptible to visual inspection can be viewed when observed under optical microscopy. Residual stress and hardness were similar for SZ and FE. Polishing decreases the surface roughness of ceramics and can increase the size of the cracks. The incisal reduction in the preparation (1 mm and 4 mm) for ceramic veneers presented different fracture resistance values, and smaller incisal reductions reached higher fracture load values.

**Keywords:** Ceramic Veneers. Incisal Reduction. Residual Stress. Surface Roughness. Fracture Resistance.

## LISTA DE SIGLAS

AFM	– Microscópio de Força Atômica, de suas siglas em inglês “Atomic Force Microscope”
Au-Pd	– Ouro-Paládio
CAD	– <i>Computer-Aided Design</i> (Desenho assistido por computador)
CAM	– <i>Computer-Aided Manufacturing</i> (Manufatura assistida por computador)
cm	– Centímetros
DP	– Desvio Padrão
E	– Módulo de Elasticidade
FE	– Feldspática
FE1	– Feldspática com redução incisal de 1 mm
FE4	– Feldspática com redução incisal de 4 mm
GPa	– Gigapascal
g/cm <sup>3</sup>	– Grama por Centímetro Cúbico
HF	– Ácido Hidrofluorídrico
HV	– Dureza
Kg/mm <sup>2</sup>	– Kilograma por Milímetro Quadrado
kgf	– Kilograma Força
MEV	– Microscópio Eletrônico de Varredura
MHz	– Megahertz

min	– Minutos
mm	– Milimetro
mm/min	– Milimetro por Minuto
mm <sup>2</sup>	– Milimetro Quadrado
MPa	– Megapascal
mW/cm <sup>2</sup>	– Miliwatt por Centímetro Quadrado
N	– Newtons
n	– Número de Espécimes
Ra	– Rugosidade Superficial Média
s	– Segundos
SZ	– Silicato de Lítio reforçado com Zircônia
SZ1	– Suprinity com redução incisal de 1 mm
SZ4	– Suprinity com redução incisal de 4 mm
$\nu$	– Coeficiente de Poisson
x	– Magnitude de Aumento de Imagem
$\mu\text{m}$	– Micrometros
$\rho$	– Densidade
$\sigma_R$	– Tensão Residual

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 -	Descrição dos grupos experimentais.....	22
------------	---	----

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Espécime embutido em resina epóxi para ensaio mecânico.....	28
Figura 2 -	Micrografia da microestrutura da cerâmica FE condicionada com HF 5% por 20 segundos. (a) Aumento de 1.200 x, (b) aumento de 4.560 x.....	30
Figura 3 -	Micrografia da microestrutura da cerâmica SZ condicionada com HF 5% por 20 segundos. (a) Aumento de 4.560 x, (b) aumento de 23.080 x.....	31
Figura 4 -	a) Fotografia do espécime em inspeção visual anterior à análise em microscópio óptico; b) espécime em microscópio óptico antes do polimento; c) espécime em microscópio óptico após do polimento.....	32
Figura 5 -	Trincas na face vestibular, terço cervical.....	34
Figura 6 -	Trinca única na face vestibular, terço cervical, com crescimento, a) pré polimento e b) pós-polimento. As setas azuis indicam o local da trinca.....	34
Figura 7 -	Remoção do excesso de cimento através do polimento.....	35
Figura 8 -	Surgimento de trinca após polimento.....	35
Figura 9 -	Imagem 3D da cerâmica FE antes e após polimento.....	37
Figura 10 -	Imagem 3D da cerâmica SZ antes e após polimento.....	37
Figura 11 -	Microscopia óptica e eletrônica de varredura do laminado (vista lingual) de silicato de lítio reforçado com zircônia. As setas vermelhas indicam a curva de compressão ( <i>compression curl</i> ). Um evento secundário é mostrado em (a). A origem da fratura pode ser observado com mais detalhe em b), c) e d). .....	40
Figura 12 -	Microscopia eletrônica de varredura do laminado (vista lingual) de feldspática. a) Vista lingual. As setas azuis indicam a curva de compressão ( <i>compression curl</i> ). b) Bolhas encontradas no cimento resinoso, próximas à interface com a cerâmica. Na microscopia óptica em d), pode-se observar o fragmento fraturado a partir de uma vista cervical. Nas imagens com maior magnificação, se observam " <i>hackles lines</i> " (setas brancas) as quais apontam a origem de fratura (em círculo).....	41

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média e desvio padrão da densidade e módulo de elasticidade das cerâmicas.....	31
Tabela 2 - Localização das trincas pré-polimento, número de amostras e porcentagem por cerâmica .....	32
Tabela 3 - Localização das trincas pós-polimento , número de amostras e porcentagem por cerâmica .....	33
Tabela 4 - Valores médios e desvio padrão (DP) de rugosidade superficial média.....	36
Tabela 5 - Valores médios e desvio padrão (DP) de tensão residual e dureza Vickers.....	38
Tabela 6 - Média e desvio padrão dos valores da carga de fratura (N) e resistência à fratura em MPa dos grupos.....	39

## SUMÁRIO

### ARTIGO CIENTÍFICO

<b>Caracterização de laminados cerâmicos com diferentes reduções incisais</b>	18
<b>Relevância clínica</b> .....	18
<b>Resumo</b> .....	18
<b>Introdução</b> .....	19
<b>Materiais e Métodos</b> .....	21
<i>Obtenção dos espécimes</i> .....	21
<i>Caracterização microestrutural</i> .....	24
<i>Módulo de elasticidade e densidade</i> .....	24
<i>Inspeção e determinação da rugosidade dos laminados</i> .....	25
<i>Polimento dos espécimes</i> .....	27
<i>Tensão residual e dureza Vickers</i> .....	27
<i>Ensaio de compressão para determinação da carga de fratura</i> .....	28
<i>Análise fractográfica</i> .....	29
<i>Análise estatística</i> .....	30
<b>Resultados</b> .....	30
<i>Caracterização microestrutural</i> .....	30
<i>Módulo de elasticidade e densidade</i> .....	31
<i>Inspeção dos laminados antes e após polimento</i> .....	31
<i>Rugosidade</i> .....	36
<i>Tensão residual e dureza Vickers</i> .....	38
<i>Carga de fratura, área adesiva e cálculo da resistência em MPa</i> .....	38
<i>Análise fractográfica</i> .....	39
<b>Discussão</b> .....	42
<b>Conclusão</b> .....	46
<b>Agradecimentos</b> .....	46
<b>Referências</b> .....	47
<b>ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNOESTE...</b>	50
<b>ANEXO B - NORMAS DA REVISTA “OPERATIVE DENTISTRY”</b> .....	53

## **Caracterização topográfica e mecânica de laminados cerâmicos com diferentes reduções incisais**

Oliveira AR<sup>1</sup>, Salazar-Marcho SM<sup>2</sup>, Jodha KS<sup>2</sup>, Galhano GAP<sup>1</sup>.

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade do Oeste Paulista - Unoeste, Presidente Prudente, SP, Brasil.

<sup>2</sup>Departamento de Biomedical Materials Science, University of Mississippi Medical Center, Jackson, MS, Estados Unidos.

### **Relevância Clínica**

Há ocorrência de trincas em laminados cerâmicos imperceptíveis a olho nú que podem ser visualizadas em microscópio óptico. O polimento diminui a rugosidade superficial de laminados cerâmicos, mas pode aumentar o tamanho das trincas. Os laminados cimentados em preparos com redução incisal de 1 mm resistem a maior carga de fratura comparado àqueles com redução incisal de 4 mm, independente do tipo de cerâmica. As cerâmicas FE e SZ avaliadas apresentam similares dureza e tensão residual.

### **Resumo**

As propriedades mecânicas das cerâmicas estão diretamente relacionadas ao sucesso clínico dos laminados cerâmicos. Assim, objetivo deste estudo foi avaliar a tensão residual, dureza, efeito do polimento e determinar carga de fratura para laminados fabricados a partir de duas cerâmicas vítreas sobre diferentes reduções incisais (1 mm e 4 mm). Foram fabricados 52 laminados em cerâmica feldspática (FE) e silicato de lítio reforçado com zircônia (SZ), e divididos em 4 grupos (n = 13): FE1 - com redução incisal de 1 mm; FE4 - com redução incisal de 4 mm; SZ1 com redução incisal de 1 mm; SZ4 - com redução incisal de 4 mm. Os laminados foram obtidos através do método de desenho e manufatura assistidos por computador e cimentados em incisivos centrais superiores humanos. Todos

os espécimes foram analisados antes e após o polimento em microscópio óptico e a rugosidade superficial foi medida pelo rugosímetro. Utilizou-se o método de indentação para estabelecer tensão residual e dureza Vickers e o ensaio de compressão foi realizado para determinação da carga de fratura. Depois de fraturados, a análise fractográfica dos espécimes foi realizada em microscópio óptico e eletrônico de varredura. Para rugosidade, o teste de Tukey foi aplicado para o material cerâmico e o teste de Mann-Whitney para o antes e depois do polimento. Para o ensaio de compressão utilizou-se ANOVA dois fatores e pós teste de Tukey. Para as demais análises foi aplicado o teste t de Student. A rugosidade diminuiu significativamente após o polimento ( $P < 0,001$ ), enquanto a tensão residual ( $P = 0,722$ ) e a dureza ( $P = 0,782$ ) foram estatisticamente semelhantes para ambos os materiais. O tamanho de redução incisal apresentou efeito significativo na carga de fratura ( $P = 0,020$ ). Trincas imperceptíveis em inspeção visual podem ser visualizadas quando observadas em microscópio óptico. A tensão residual e dureza foram iguais para SZ e FE. O polimento diminuiu a rugosidade superficial das cerâmicas e pode aumentar o tamanho das trincas. A redução incisal no preparo (1 mm e 4 mm) para laminados cerâmicos apresentou diferentes valores de resistência à fratura, sendo que menores reduções incisais alcançaram valores mais altos de carga de fratura.

**Palavras-chave:** Laminados Cerâmicos. Redução Incisal. Tensão Residual. Rugosidade. Carga de Fratura.

## **Introdução**

Os laminados cerâmicos ganharam destaque pela capacidade estética e possibilidade de serem minimamente invasivos, sendo possível um pequeno desgaste no esmalte dentário, com espessura de 0,3 a 0,5 mm para adaptação e cimentação<sup>1</sup>. As cerâmicas utilizadas na confecção dos laminados devem oferecer estabilidade química, biocompatibilidade, alta resistência à compressão, estabilidade de cor e lisura superficial, e uma aparência próxima à do dente natural<sup>2</sup>.

As cerâmicas feldspáticas (FE) são compostas por uma matriz vítrea com estrutura amorfa e uma ou mais fases cristalinas, onde se destaca a leucita (17 a 25%)<sup>3</sup>. Na composição das cerâmicas, quando aumentado o conteúdo cristalino diminui-se a fase vítrea promovendo maiores valores de resistência à fratura. Nesse intuito, ao vidro de silicato de lítio foi acrescentado dióxido de zircônio (aproximadamente 10%), criando assim a cerâmica de silicato de lítio reforçada com zircônia (SZ). A zircônia presente reforça a estrutura, interrompe a propagação de fissuras e proporciona maior resistência à fratura e à flexão, além de maior módulo de elasticidade e dureza<sup>4,5</sup>.

Estes materiais podem ser processados pela técnica de desenho e manufatura assistidos por computador (CAD/CAM)<sup>6,7</sup>, no qual os blocos cerâmicos são fabricados sob condições industriais, resultando em um material mais homogêneo com menos defeitos introduzidos a sua estrutura<sup>8,9</sup>. No entanto, a literatura alega que o processo de usinagem pode incorporar defeitos ou falhas superficiais e sub-superficiais na cerâmica, provenientes dos diamantes abrasivos das pontas utilizadas para usinagem<sup>10,11</sup>. O contato de carga entre a ponta diamantada e a cerâmica aumenta a deformação plástica e aumenta o acúmulo de tensão residual. O processo de usinagem gera energia térmica, resultando no aumento de temperatura na região de contato entre duas superfícies. A irrigação colabora com o resfriamento e controle da temperatura, no entanto as trocas térmicas ocorrem e podem influenciar no acúmulo de tensão residual e potenciais danos topográficos das estruturas em contato<sup>12,13</sup>.

As pontas diamantadas utilizadas na usinagem podem produzir superfícies ásperas que necessitam de acabamento e polimento<sup>14</sup>. Em faces ásperas e rugosas ocorre maior acúmulo de biofilme, podem haver trincas, lascamentos ou fraturas catastróficas devido à diminuição da resistência, além de serem abrasivas e ocasionar maior desgaste dos dentes antagonistas<sup>15</sup>. Uma superfície cerâmica lisa é importante para conforto do paciente, estética e aspectos biológicos. Para atingir esse objetivo, o acabamento e polimento das cerâmicas são imprescindíveis, podendo ser efetuado mecanicamente com pontas de

borrachas abrasivas ou pela aplicação de glaze, ou também pela combinação das duas técnicas<sup>16</sup>.

Nos preparos para laminados, idealmente, é necessária uma altura incisal capaz de oferecer retenção e estabilidade às peças, de modo que a redução incisal deve ser mínima e o preparo deve se restringir a face vestibular, quando possível<sup>17</sup>. No entanto, é comum observar casos de aumentos incisais que favorecem a estética, mas apresentam um volume cerâmico que não é suportado por um remanescente dental, podendo causar prejuízos biomecânicos. Nesses casos, ocorrem concentrações de esforços devido à pequena superfície de suporte<sup>18</sup>. Costa et al. 2018<sup>19</sup> comparou laminados confeccionados em resina composta e em cerâmicas cimentados sobre preparos de 2 mm e 4 mm de redução incisal, e concluiu que estas variáveis não afetaram significativamente a resistência à fratura das restaurações. Entretanto, o uso de laminados em cerâmicas reforçadas deve ser avaliado para verificar se um material mais resistente poderia promover maior resistência a fratura na mesma condição clínica.

Diante do crescente uso de cerâmicas odontológicas para confecção de laminados cerâmicos, tornam-se necessários estudos que avaliem as condições clínicas em que são realizados associados às propriedades mecânicas desses materiais. Assim, este estudo tem como objetivo determinar a tensão residual, dureza, rugosidade como efeito do polimento e carga de fratura para laminados fabricados a partir de duas cerâmicas vítreas sobre diferentes reduções incisais (1 mm e 4 mm). As seguintes hipóteses foram testadas: (1) as cerâmicas Vita Mark II e Suprinity não apresentarão diferenças em tensão residual e dureza; (2) o polimento resultará em diminuição da rugosidade média nos laminados cerâmicos; (3) o material e o tipo de laminado (redução incisal de 1 mm e 4 mm) resultam em similares cargas de fratura.

## **Materiais e métodos**

### *Obtenção dos espécimes*

Foram utilizados 52 incisivos centrais superiores humanos, cuja utilização foi

aprovada no Comitê de Ética em Pesquisa da Unoeste, sob CAAE número 79435217.1.0000.5515 (ANEXO A). Os dentes foram submetidos à raspagem e limpos conforme protocolo proposto pelo banco de dentes da Universidade do Oeste Paulista - UNOESTE, e permaneceram armazenados em água deionizada até a utilização no estudo pelo tempo máximo de 6 meses.

Os dentes foram divididos em 4 grupos experimentais (n= 13), de acordo com a cerâmica a ser utilizada e o tamanho da redução incisal, conforme apresentado no quadro 1. Para a randomização, os dentes foram numerados de 1 a 52 e quatro sequências aleatórias de 13 números foram geradas através do software de computador Research Randomizer - Versão 4.0 (<https://www.randomizer.org>), definindo a distribuição dos espécimes.

**Quadro 1:** Descrição dos grupos experimentais

<b>Cerâmica (Abreviação)</b>	<b>Material (Fabricante)</b>	<b>Redução incisal</b>	<b>Grupos (n=13)</b>
Feldspática (FE)	Vita Mark II, (Vita Zahnfabrik, Alemanha)	1 mm	FE1
		4 mm	FE4
Silicato de lítio reforçado com zircônia (SZ)	Vita Suprinity, (Vita Zahnfabrik, Alemanha)	1 mm	SZ1
		4 mm	SZ4

Previamente ao preparo, todos os dentes foram radiografados e moldados com silicone de adição de consistência pesada (Scan Putty, Yller Biomateriais SA, Pelotas, Brasil) para a confecção de uma matriz com a finalidade de guiar e controlar as espessuras dos desgastes na superfície vestibular do dente para o preparo com espessura de desgaste controlada de 0,5 mm.

Todos os dentes foram preparados por apenas um operador previamente treinado, com as pontas diamantadas 4138 F e 4138 FF, seguindo dimensões e formas do preparo

convencional para facetas cerâmicas descrito por Bottino e Faria 2013<sup>20</sup>, que preserva os contatos proximais e recobre a face incisal sem a formação de chanfro palatino. Todos os preparos foram polidos com o kit de polimento Optrafine (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) para criação de superfícies mais lisas e uniformes. Cada conjunto de brocas foi utilizado para a confecção de três preparos.

Todos os dentes foram escaneados com o sistema óptico InEos Blue (Cerec - Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). A imagem obtida foi analisada e as margens delimitadas no software para desenho do laminado padronizado em 11 mm de altura e 0,5 mm de espessura para todos os dentes preparados. O desenho obtido foi visualizado em todos os ângulos para a observação de eventuais falhas.

Os protótipos foram transferidos para a fresadora InLab MC XL (Cerec - Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) onde foram fresados para obtenção de 26 laminados em cerâmica SZ (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e 26 laminados em FE (Vita Mark II, Vita Zahnfabrik, Alemanha).

Após a usinagem, os laminados em cerâmica SZ foram levados ao forno Vita Vacumat 6000 MP (Vita Zahnfabrik, Alemanha) para cristalização, seguindo as recomendações do fabricante. Todos laminados receberam uma camada de spray glaze VITA AKZENT Plus (Vita Zahnfabrik, Alemanha), e foram levados ao forno Vita Vacumat 6000 MP para queima do glaze seguindo o programa recomendado pelo fabricante.

Para a cimentação, cada preparo foi condicionado com ácido fosfórico a 37% (Cond AC 37%, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 30 s, lavado (30 s) e seco (20 s). Após esse procedimento, duas camadas do sistema adesivo universal (Single Bond Universal - 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foram aplicadas (5 s) sobre as superfícies, seguidas de jato de ar a uma distância de 15 cm por 5 s.

A superfície interna do laminado foi condicionada com ácido hidrófluorídrico (HF) a 10% (Cond AC Porcelana, FGM, Joinville, SC, Brasil) durante 60 s para cerâmica feldspática e 20 s para SZ, seguido de lavagem por 30 s e secagem por 30 s. As peças foram imersas em banho ultrassônico em água destilada por 1 min e secas, seguido de

aplicação do agente de união silano (RelyX™ Ceramic Primer - 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA). O cimento resinoso (RelyX™ Veneer - 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi aplicado na superfície interna do laminado que foi posicionado sobre o preparo até seu completo assentamento. Foi realizada uma fotoativação inicial (3 s) para remoção dos excessos e em seguida por 20 s nas 3 faces livres do dente (vestibular, incisal e lingual) (Bluephase N - Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) a uma intensidade de luz de 1.200 mW/cm<sup>2</sup>. Os dentes foram mantidos em água deionizada.

### *Caracterização Microestrutural*

Para análise microestrutural, na superfície de um espécime (n = 1) de cada material cerâmico utilizado foi realizado condicionamento com HF 5% por 20 segundos<sup>21</sup>, lavagem por 20 s com água destilada, e secagem com jatos de ar comprimido. Esse procedimento foi realizado com o intuito de dissolver a fase vítrea e expor a fase cristalina.

Os espécimes foram recobertos por ouro-paládio (Au-Pd) (Leica EM ACE600; Leica Microsystem, Buffalo Grove, IL, EUA) e analisados no microscópio eletrônico de varredura - MEV (SUPRA 40, Carl Zeiss, Thornwood, NY, EUA) para visualização da microestrutura de cada cerâmica.

### *Módulo de elasticidade e densidade*

Um bloco de cada cerâmica foi cortado em 6 espécimes em forma de barra (6 x 3 x 10 mm) utilizados para determinação do módulo de elasticidade e densidade. A densidade ( $\rho$ ) dos espécimes foi determinada pelo princípio de Arquimedes, usando uma balança analítica (AccuSeries II, Fisher Scientific, Pittsburgh, PA, EUA) e o kit de acessórios de densidade (Fisher Scientific) seguindo o padrão ASTM B962<sup>22</sup> (Equação 1):

$$\rho = \frac{m_{air}}{m_{air} - m_{water}} \cdot \rho_{water}$$

Equação 1

Onde  $m_{air}$  e  $m_{water}$  são o peso do espécime no ar e imersos na água, respectivamente, e  $\rho_{water}$  é a densidade da água à temperatura ambiente.

O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) foram determinados pelo método dinâmico em um transmissor de ondas ultrassônicas (pulso-eco) (Panametrics-NDT 25DL Plus, EUA), auxiliado por dois transdutores de onda - um longitudinal (V109 - RM, Olympus, EUA) e transversal (V155-RM, Olympus, EUA) - com frequência de 20 MHz. As equações 2 e 3 foram usadas para calcular as velocidades longitudinal e transversal do pulso ultrassônico<sup>22</sup>:

$$V_T = \frac{2b}{t_T} \quad \text{Equação 2} \qquad V_L = \frac{2b}{t_L} \quad \text{Equação 3}$$

Onde,  $V$  é a velocidade do pulso,  $b$  é a espessura do espécime e  $t$  é o tempo do pulso ultrassônico.  $T$  e  $L$  referem-se a ondas transversais e longitudinais, respectivamente.

O módulo de elasticidade ( $E$ ) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) foram obtidos pelas equações 4 e 5, propostas no padrão ASTM E494-95<sup>23</sup>:

$$E = \rho \cdot \left( \frac{3 \cdot V_T^2 \cdot V_L^2 - 4 \cdot V_T^4}{V_L^2 - V_T^2} \right) \quad \text{Equação 4}$$

$$\nu = 0,5 \cdot \frac{V_L^2 - 2 \cdot V_T^2}{V_L^2 - V_T^2} \quad \text{Equação 5}$$

Todos os espécimes foram analisados em microscópio óptico (VHX-1000, Keyence, Itasca, IL, EUA) para verificação de trincas e irregularidades. As trincas encontradas foram fotografadas e medidas para posterior comparação com os resultados após polimento.

Em seguida foi realizada uma réplica de cada espécime para análise da rugosidade. Inicialmente, foi obtido molde com silicone de adição (Extrude, Kerr Corporation, Orange, CA, EUA) de alta e baixa consistência. Os moldes foram preenchidos com resina epóxi (EpoxySet, Allied High Tech Products Inc., Rancho Dominguez, CA, EUA) manipulada de acordo com a recomendação do fabricante. Após polimerização do material, as réplicas removidas do molde foram analisadas em microscópio óptico para assegurar-se da ausência de bolhas e defeitos. Caso fossem encontradas, seria realizada uma nova réplica em resina epóxi.

Além das réplicas totais dos espécimes, foram realizadas réplicas apenas da face vestibular para análise em microscópio de força atômica. Para isso, a resina epóxi foi manipulada da mesma forma previamente descrita e vertida no molde já utilizado cobrindo apenas a face vestibular do mesmo.

A análise de rugosidade superficial média ( $R_a$ ) foi realizada com rugosímetro (Hommel-Etamic W10, Schwenningem, Alemanha) em 6 réplicas de laminados sem trincas de cada grupo. O aparelho foi calibrado com um filtro de medição em 0,25 mm (cut-off), velocidade de 0,1 mm/s e comprimento de leitura de 1,25 mm. As réplicas foram divididas em 3 terços (cervical, médio e incisal) e realizada uma leitura em cada terço, e os valores de rugosidade superficial média ( $R_a$ ) anotados.

A análise da topografia foi realizada em microscópio de força atômica (AFM) (Bioscope Catalyst, Bruker, Santa Barbara, CA, EUA) utilizando 3 réplicas de face vestibular representativas de cada grupo. As réplicas foram divididas em 3 terços (cervical, médio e incisal) e realizado o escaneamento em cada terço. A réplica foi posicionada no centro no microscópio e aplicado um jato de ar comprimido sobre a superfície para remover qualquer contaminação.

O AFM foi utilizado no modo de contato intermitente "Peak Force Tapping mode",

com resolução de 512 x 512, velocidade de 0.977 Hz, em uma área de 50 µm x 50 µm. O escaneamento gerou uma imagem da superfície e foi realizado o nivelamento dela. Em seguida, foi gerada uma imagem 3D da superfície no software Gwyddion - Versão 2.47 (Czech Metrology Institute, Brno, Czech Republic).

#### *Polimento dos espécimes*

Após as análises pré polimento, todos os espécimes foram polidos manualmente com o kit Vita Suprinity Polishing Set clinical (Vita Zahnfabrik, Alemanha). As borrachas foram aplicadas em ordem decrescente de abrasividade, com os instrumentos diamantados cor de rosa foi realizado o polimento preliminar e com as pontas acinzentadas, o polimento de alto brilho. Cada ponta foi utilizada por um período de 1 minuto.

Após o polimento, foram realizados os procedimentos descritos no tópico "*Inspeção e determinação da rugosidade dos laminados*" em todos espécimes.

#### *Tensão residual e dureza Vickers*

Para análise de tensão residual foi utilizado o microdurometro (Clark CM-400AT - SunTec Corporation, Novi, MI, USA). Foram selecionados 12 espécimes de cada material cerâmico, sendo seis com presença de trincas e seis com ausência desta falha (n = 6). Em três pontos da superfície polida de cada espécime foram realizadas indentações do tipo Vickers configurada a 0.3 kgf durante 5 segundos. Para espécimes com trincas, as indentações foram realizadas a 50 µm de distância da trinca.

Foi medido o comprimento das diagonais das indentações, e as tensões residuais calculadas através da equação 6<sup>24,25</sup>:

$$\sigma_R = K_{Ic} \left[ \frac{1 - (c_0/c_1)^{3/2}}{\psi c_1^{1/2}} \right] \quad \text{Equação 6}$$

Onde,  $K_{Ic}$  é o valor da tenacidade à fratura,  $c_0$  e  $c_1$  são os comprimentos de trincas de indentação em materiais não tensionados e tensionados, respectivamente.  $\psi$  é um fator geométrico correspondente a indentação,  $\psi = 1,24$ .

Para calcular a dureza das cerâmicas foi utilizado a equação 7:

$$HV = 1.8544 \left( \frac{F}{d^2} \right) \quad \text{Equação 7}$$

Sendo que, HV é a dureza em  $\text{kg}/\text{mm}^2$ ,  $F$  é o valor da força de indentação em kgf e  $d$  é a média das diagonais em milímetros.

#### *Ensaio de compressão para determinação da carga de fratura*

Três espécimes sem trincas de cada grupo foram submetidos ao teste de resistência à compressão ( $n = 3$ ). Inicialmente, os espécimes foram embutidos em resina epóxi perpendicularmente ao plano horizontal a 1 mm da junção cimento esmalte, com auxílio de um delineador (Figura 1).



Figura 1: Espécime embutido em resina epóxi para ensaio mecânico.

Os espécimes foram posicionados em máquina de ensaio universal MTEST Quattro (ADMET Inc., Norwood, MA, EUA) a uma inclinação de  $135^\circ$  em relação ao plano horizontal e o contato do pistão com o espécime foi verificado com papel carbono. Foi

interposta uma película de poliéster entre o pistão e a cerâmica e a carga aplicada sobre a borda incisal pela face lingual da restauração com um pistão de ponta plana a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura do espécime. A carga de fratura foi registrada em Newtons (N) e os espécimes armazenados para posterior análise fractográfica.

#### *Medição da área adesiva e cálculo da resistência em MPa*

Para os espécimes submetidos ao ensaio de compressão, foram medidas as áreas adesivas no software Meshmixer (Autodesk Inc, San Rafael, CA, EUA). A imagem obtida no escaneamento dos preparos foi inserida no software em formato STL e a área do preparo foi delimitada com a ferramenta “Brush Mode” do menu “Select”.

A seleção foi salva separadamente ao restante da imagem e transportada para o software MeshLab versão 2016.12 (ISTI-CNR, Pisa, Italy). No menu “Filters” a aba “Quality Measure and Computations” foi aberta e a ferramenta “Compute Geometric Measures” selecionada para gerar um relatório com os dados de medidas da área do preparo em mm<sup>2</sup>.

Para obtenção do resultado em MPa, os dados foram tabulados e a carga de fratura obtida em N no ensaio mecânico foi dividida pela área do preparo em mm<sup>2</sup>.

#### *Análise fractográfica*

A origem de fratura nos espécimes foi investigada inicialmente em microscópio óptico (VHX-1000, Keyence, Itasca, IL, EUA).

Os espécimes fraturados foram limpos em cuba ultrassônica (Model 150T, AquaSonic, VWR scientific products, Radnor, PA, EUA) por 5 minutos em detergente enzimático (Multi-Purpose Enzyme Tablets, Patterson Dental Supply, Saint Paul, MN, EUA), lavados com água destilada para eliminação do detergente e secos com jatos de ar comprimido. Após a limpeza, receberam deposição de Au-Pd (4 nm) (Leica EM ACE600; Leica Microsystem, Buffalo Grove, IL, EUA), com o intuito de facilitar a obtenção de um contraste na superfície fraturada. Os espécimes foram analisados novamente em microscópio óptico, e seguidamente no microscópio eletrônico de varredura (SUPRA 40, Carl Zeiss, Thornwood, NY, EUA).

### *Análise estatística*

Todos os dados obtidos foram submetidos ao teste de normalidade Shapiro-Wilk. Para módulo de elasticidade, densidade, tensão residual e dureza Vickers foi aplicado o teste t de Student. Para os dados de rugosidade o teste de Tukey foi aplicado para o material cerâmico e o teste de Mann-Whitney para as regiões de medições e para o antes e depois do polimento. Para o ensaio de compressão foi utilizada a análise de variância (ANOVA) de dois fatores e pós teste de Tukey.

O nível de significância de 5% foi utilizado para todos os testes estatísticos.

## **Resultados**

### *Caracterização microestrutural*

Na cerâmica feldspática observou-se uma estrutura com lacunas correspondentes ao local onde se encontrava o conteúdo vítreo removido (Figura 2).

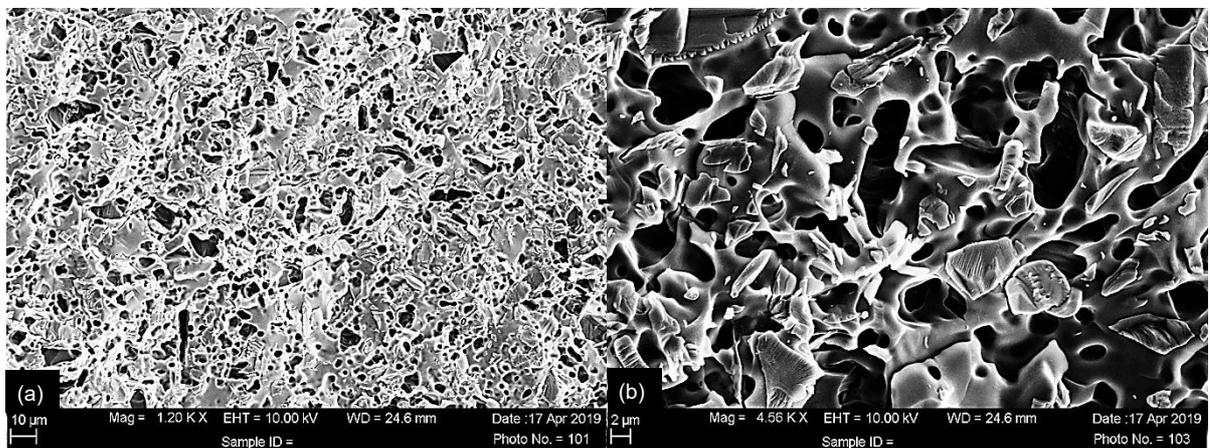


Figura 2: Micrografia da microestrutura da cerâmica FE condicionada com HF 5% por 20 segundos. (a) Aumento de 1.200 x, (b) aumento de 4.560 x.

Na cerâmica SZ verificou-se cristais ligeiramente alongados indicando cristais metassilicatos de lítio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ), e ortofosfatos de lítio ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) aparecendo como granulados redondos de tamanho nanométrico (Figura 3).

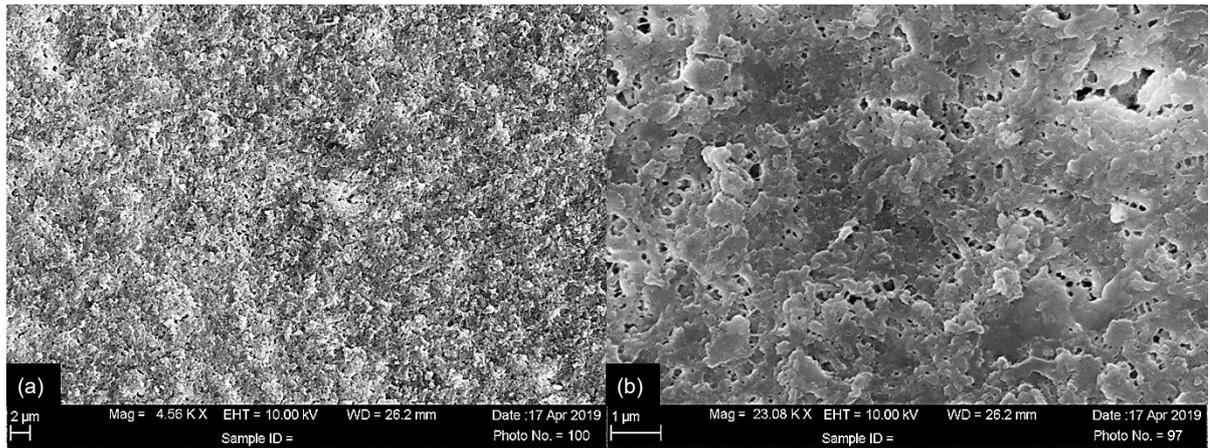


Figura 3: Micrografia da microestrutura da cerâmica SZ condicionada com HF 5% por 20 segundos. (a) Aumento de 4.560 x, (b) aumento de 23.080 x.

### *Módulo de elasticidade e densidade*

A Suprinity apresentou resultados estatisticamente maiores em comparação a VITA Mark II (Tabela 1) nas análises do módulo de elasticidade e densidade.

**Tabela 1:** Média e desvio padrão da densidade e módulo de elasticidade das cerâmicas

Propriedades mecânicas	Materiais cerâmicos		
	Suprinity	Vita Mark II	P
Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	2,66 ± 0,01 <sup>a</sup>	2,47 ± 0,03 <sup>b</sup>	< 0,001
Módulo de elasticidade (GPa)	109,59 ± 1,61 <sup>a</sup>	72,99 ± 1,12 <sup>b</sup>	< 0,001

\* Letras sobrescritas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística entre os grupos.

### *Inspeção dos laminados antes e após o polimento*

Em inspeção visual, anteriormente à análise em microscópio óptico não foi possível observar trincas ou quaisquer irregularidades presentes no espécime (Figura 4).

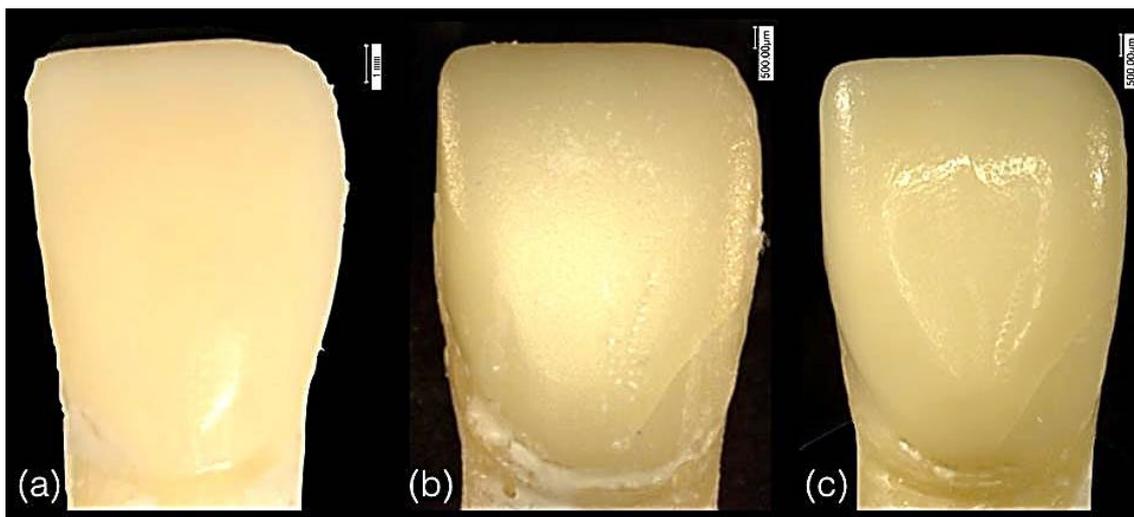


Figura 4: a) Fotografia do espécime em inspeção visual anterior à análise em microscópio óptico; b) espécime em microscópio óptico antes do polimento; c) espécime em microscópio óptico após do polimento.

Na análise em microscópio óptico antes do polimento foram verificadas trincas em 34,6% dos espécimes de cada cerâmica (Tabela 2).

**Tabela 2:** Localização das trincas pré-polimento, número de amostras e porcentagem por cerâmica

Face	Vestibular (%)			Lingual (%)	Distal/Mesial (%)	Total (%)
	Cervical	Médio	Incisal	Incisal	Cervical	
Terço						
FE1	3 (11,5)	2 (7,6)	1 (3,8)	0	0	6 (23,0)
FE4	1 (3,8)	2 (7,6)	0	0	0	3 (11,5)
<b>Total FE</b>	<b>4 (15,3)</b>	<b>4 (15,3)</b>	<b>1 (3,8)</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>9 (34,6)</b>
SZ1	0	2 (7,6)	1 (3,8)	1 (3,8)	1 (3,8)	5 (19,2)
SZ4	4 (15,3)	0	0	0	0	4 (15,3)
<b>Total SZ</b>	<b>4 (15,3)</b>	<b>2 (7,6)</b>	<b>1 (3,8)</b>	<b>1 (3,8)</b>	<b>1 (3,8)</b>	<b>9 (34,6)</b>

Após o polimento a porcentagem de espécimes com trincas em cada cerâmica aumentou para 42,3%, ou seja, o polimento aumentou em 7,7% a quantidade de trincas para cada material (Tabela 3).

**Tabela 3:** Localização das trincas pós-polimento, número de amostras e porcentagem por cerâmica

Face	Vestibular (%)			Lingual (%)	Distal/Mesial (%)	Total (%)
	Terço Cervical	Médio	Incisal	Incisal	Cervical	
<b>FE1</b>	3 (11,5)	2 (7,6)	2 (7,6)	0	0	7 (26,9)
<b>FE4</b>	1 (3,8)	2 (7,6)	0	0	1 (3,8)	4 (15,3)
<b>Total FE</b>	<b>4 (15,3)</b>	<b>4 (15,3)</b>	<b>2 (7,6)</b>	<b>0</b>	<b>1 (3,8)</b>	<b>11 (42,3)</b>
<b>SZ1</b>	1 (3,8)	2 (7,6)	1 (3,8)	1 (3,8)	1 (3,8)	6 (23,0)
<b>SZ4</b>	5 (19,2)	0	0	0	0	5 (19,2)
<b>Total SZ</b>	<b>6 (23,0)</b>	<b>2 (7,6)</b>	<b>1 (3,8)</b>	<b>1 (3,8)</b>	<b>1 (3,8)</b>	<b>11 (42,3)</b>

Na maior parte dos espécimes, foram observadas mais de uma trinca (Figura 5), e poucos apresentaram trincas únicas (Figura 6). Também foi possível observar que todas as trincas já existentes cresceram após do polimento. Inicialmente, foi observado excesso de cimento nas áreas marginais de 100% dos espécimes, o que foi removido com polimento. As figuras 5, 6, 7 e 8 exemplificam o excesso de cimento e as localizações das trincas em alguns espécimes.

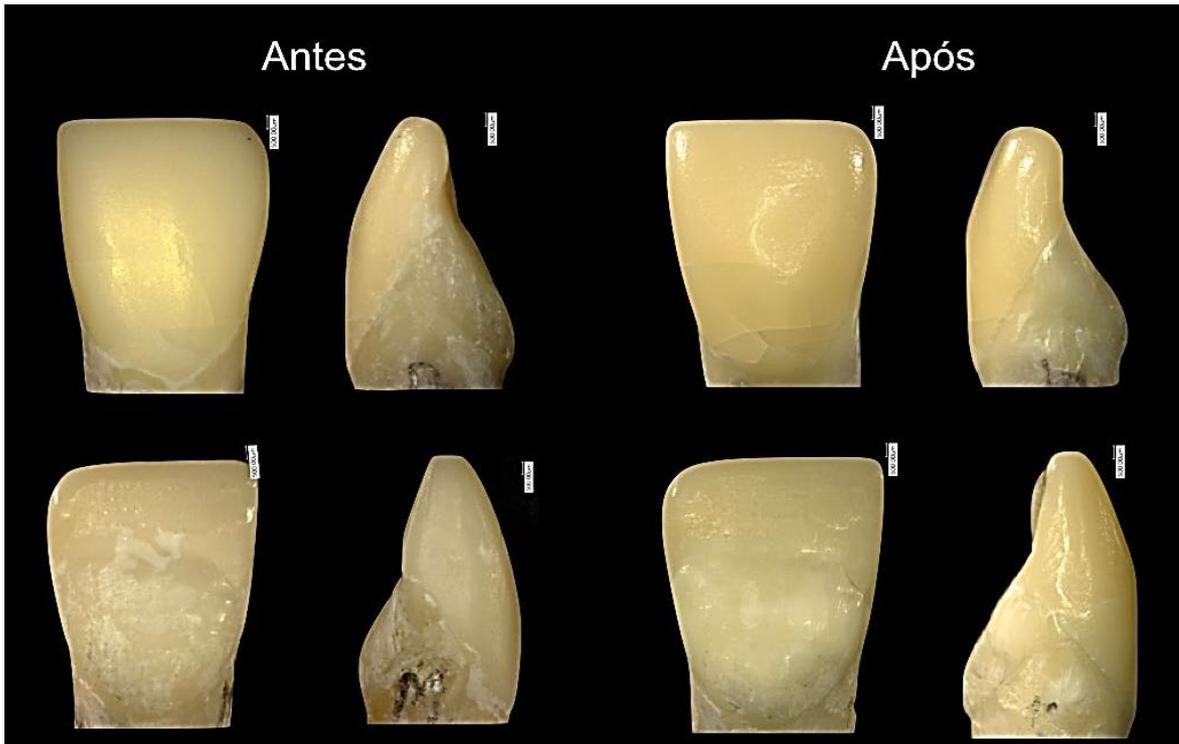


Figura 5: Trincas na face vestibular, terço cervical.

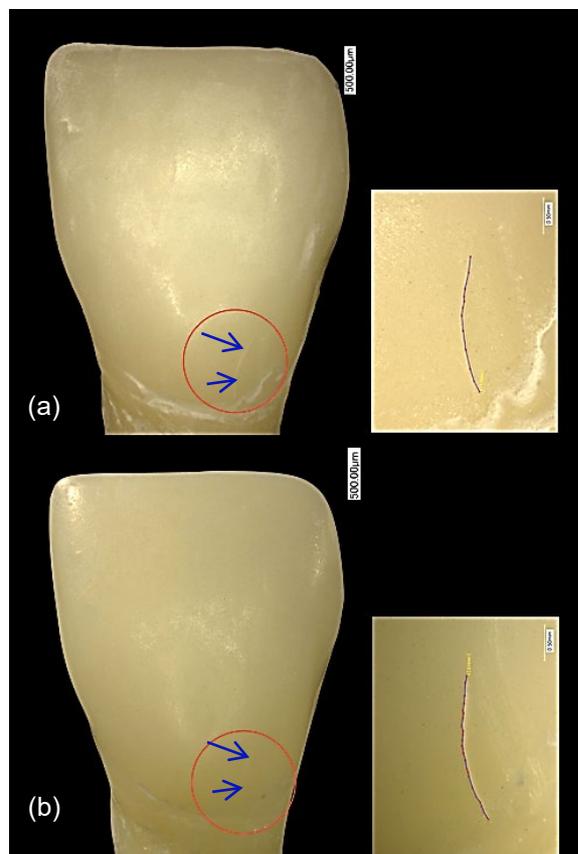


Figura 6: Trinca única na face vestibular, terço cervical, com crescimento, a) pré polimento e b) pós-polimento. As setas azuis indicam o local da trinca.

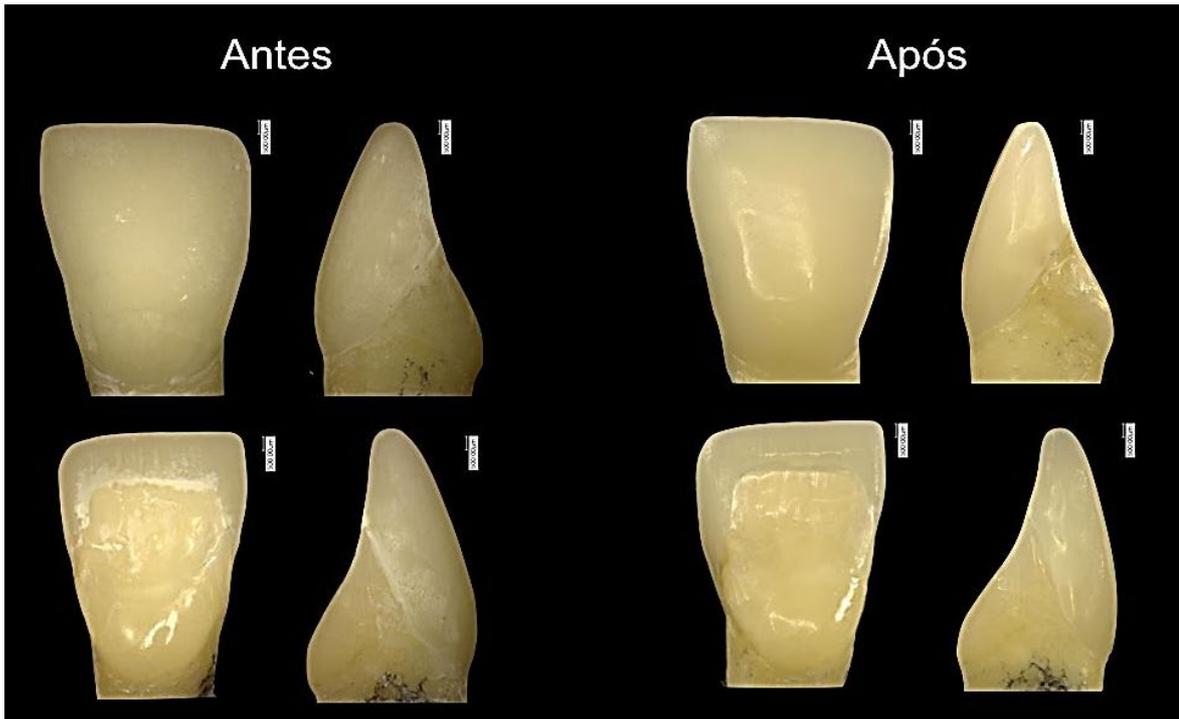


Figura 7: Remoção do excesso de cimento através do polimento.

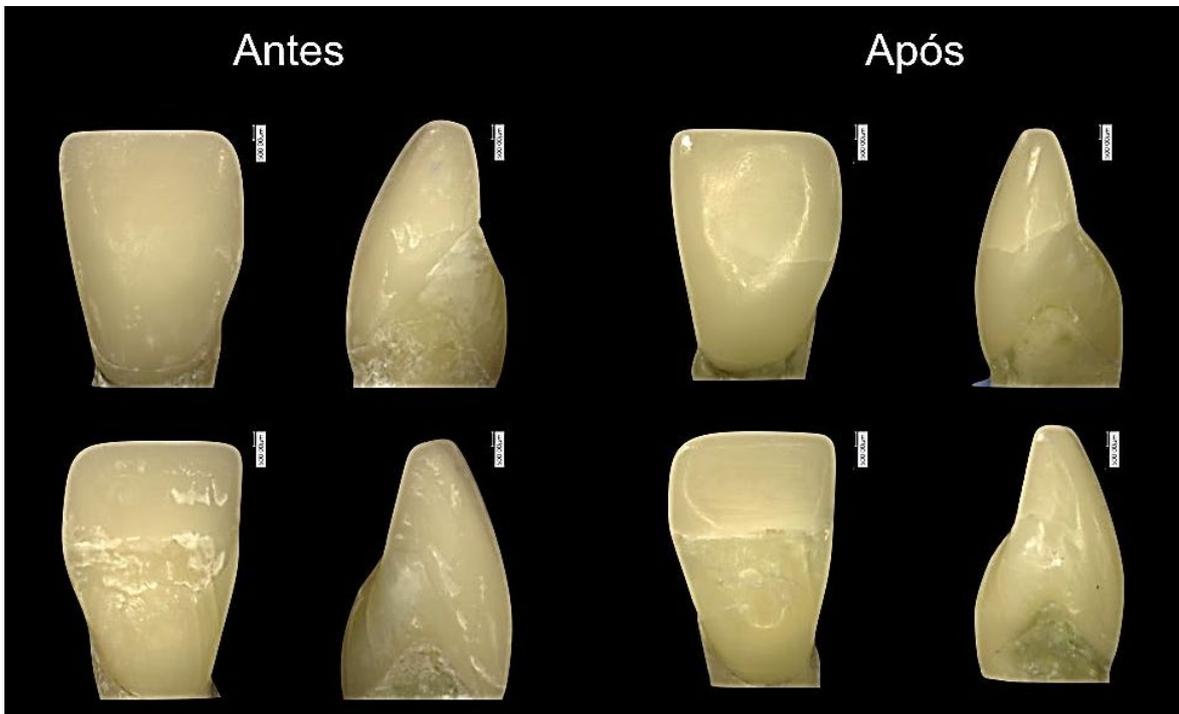


Figura 8: Surgimento de trinca após polimento.

### Rugosidade

A rugosidade superficial média (Ra) dos espécimes reduziu significativamente após o polimento ( $P < 0,001$ ). Não houve diferença na Ra dos terços avaliados (cervical, médio e incisal). A cerâmica SZ apresentou menores resultados de Ra após o polimento quando comparada a FE ( $P < 0,001$ ) (Tabela 4).

**Tabela 4:** Valores médios e desvio padrão (DP) de rugosidade superficial média

<b>Cerâmicas</b>	<b>FE</b>	<b>SZ</b>
<b>Antes</b>	1,33 ± 0,01 <sup>Aa</sup>	1,23 ± 0,01 <sup>Aa</sup>
<b>Depois</b>	0,56 ± 0,01 <sup>Ba</sup>	0,38 ± 0,01 <sup>Bb</sup>

\* Letras maiúsculas diferentes na mesma coluna significam diferença estatística e letras minúsculas diferentes na mesma linha significam diferença estatística.

As figuras 9 e 10 são imagens representativas do escaneamento obtido no AFM das superfícies cerâmicas. As letras representam os terços avaliados, onde C: cervical; M: médio; e I: incisal. Nas imagens antes do polimento pode-se observar superfícies mais rugosas e com maiores irregularidades, e depois do polimento superfícies mais lisas com menores irregularidades.

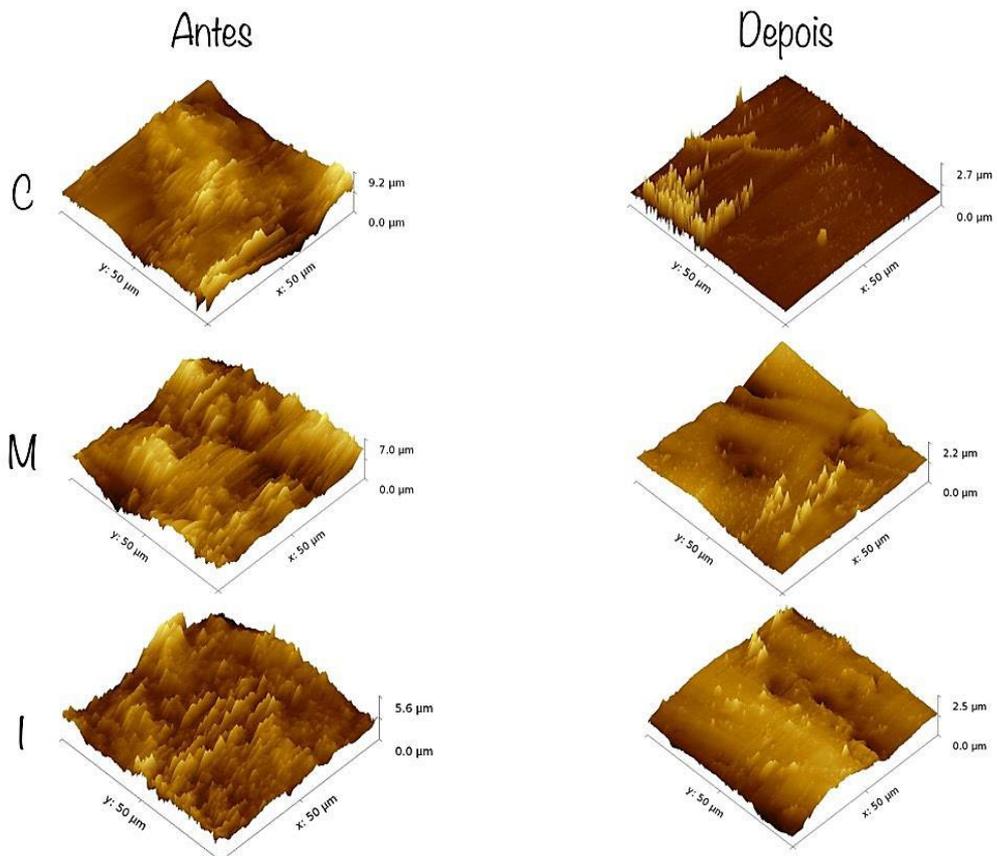


Figura 9: Imagem 3D da cerâmica FE antes e após polimento.

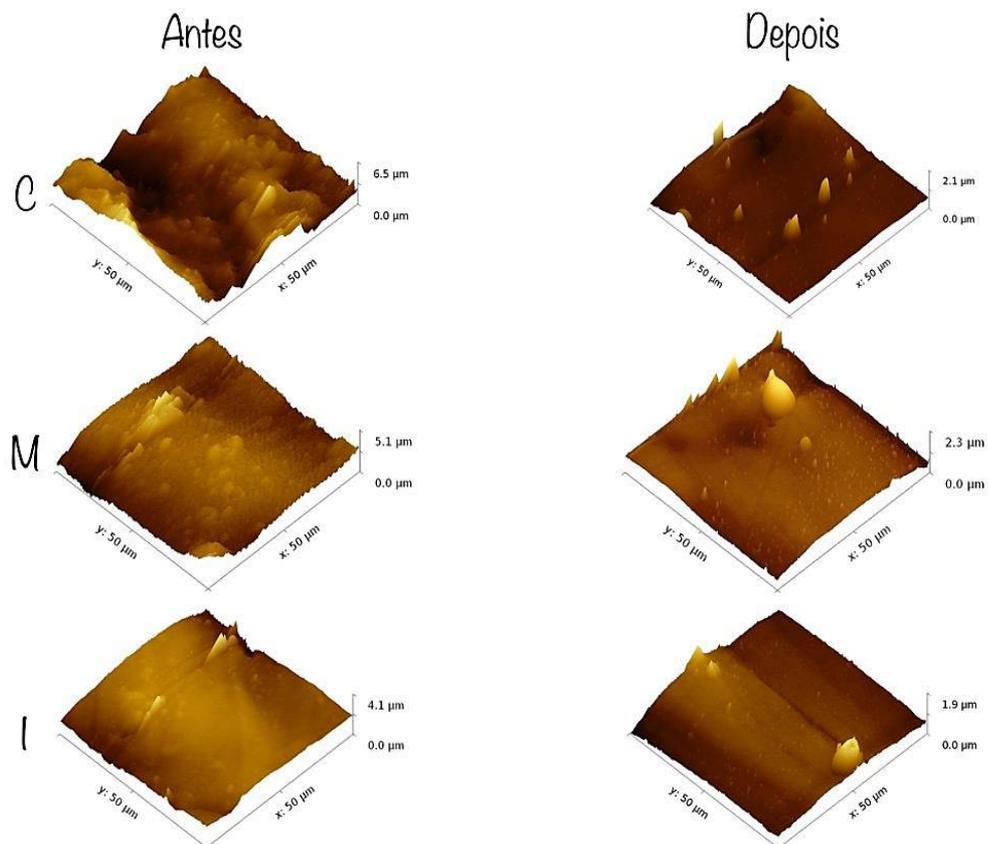


Figura 10: Imagem 3D da cerâmica SZ antes e após polimento.

### *Tensão residual e dureza Vickers*

A cerâmica FE ( $670,26 \pm 47,16$ ) apresentou maior dureza média Vickers em relação a SZ ( $649,89 \pm 128,13$ ), como mostrado na tabela 5, porém não houve diferença significativa entre os dois materiais cerâmicos ( $P = 0,722$ ).

A SZ apresentou menor tensões residual em comparação com a FE (Tabela 5). No entanto o teste estatístico mostrou que não há diferença significativa entre os dois grupos ( $P = 0,782$ ).

Durante a indentação dos espécimes sem trincas foi observada similaridade entre as medidas das diagonais enquanto os espécimes com trincas apresentaram discrepâncias entre estas medidas.

**Tabela 5:** Valores médios e desvio padrão (DP) de tensão residual e dureza Vickers.

Grupos	Tensão Residual		Dureza	
	Média	DP	Média	DP
FE	25,49 <sup>a</sup>	7,98	670,26 <sup>a</sup>	47,16
SZ	23,31 <sup>a</sup>	17,03	649,89 <sup>a</sup>	128,13

\* Letras iguais sobrescritas na mesma coluna significam semelhança estatística entre os grupos.

### *Carga de fratura, área adesiva e cálculo da resistência em MPa*

Na tabela 6 estão apresentadas as médias dos valores obtidos para carga de fratura (N), áreas adesivas e resistência em MPa. No teste de compressão as médias dos grupos de cerâmica SZ foram maiores em relação aos grupos de FE, porém não houve diferença estatística na comparação dos materiais ( $P = 0,260$ ). A redução incisal apresentou um efeito significativo na carga da falha ( $P = 0,020$ ), sendo que as cargas obtidas para os grupos de redução de 1 mm foram maiores estatisticamente em relação as médias dos grupos de 4 mm.

Para os dados de resistência em MPa não foi observada diferença significativa entre os dois materiais, e também entre as duas reduções incisais diferentes.

**Tabela 6:** Média e desvio padrão dos valores da carga de fratura (N) e resistência à fratura em MPa dos grupos

Grupos	FE		SZ	
	1 mm	4mm	1 mm	4 mm
<b>Carga de fratura (N)</b>	185,48 ± 22,11 <sup>a</sup>	105,76 ± 43,13 <sup>b</sup>	221,79 ± 57,09 <sup>a</sup>	137,90 ± 62,95 <sup>b</sup>
<b>Resistência em MPa</b>	2,26 ± 0,45 <sup>a</sup>	1,57 ± 0,63 <sup>a</sup>	2,32 ± 0,81 <sup>a</sup>	2,34 ± 1,23 <sup>a</sup>

\*Letras sobrescritas iguais na mesma linha representam semelhanças estatísticas entre cerâmicas.

### *Análise fractográfica*

Através das micrografias ópticas e eletrônicas de varredura foi possível observar características que auxiliam na determinação da origem da fratura (Figuras 11 e 12). A origem de fratura foi localizada na região cervical, que é a região oposta à superfície de compressão.

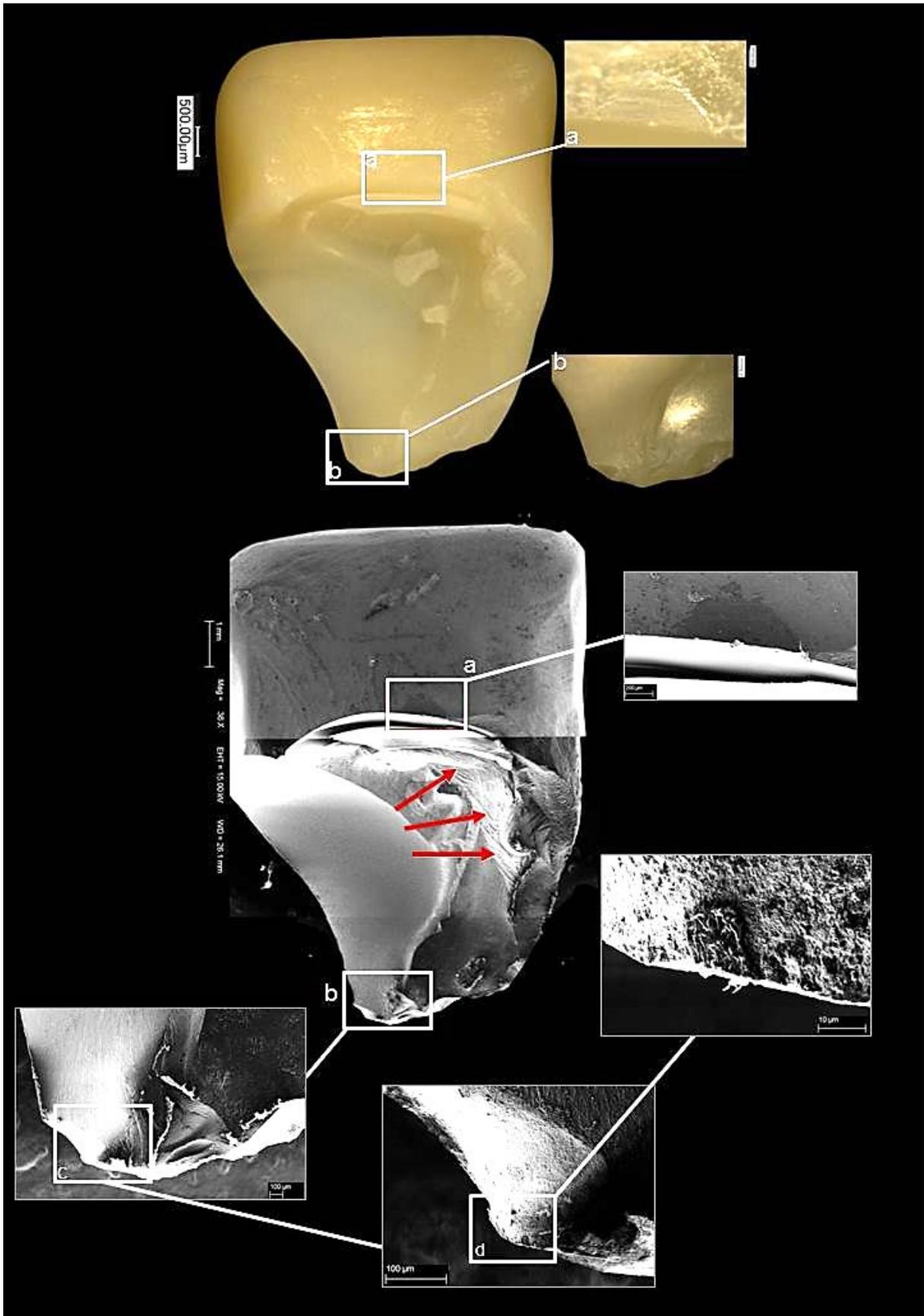


Figura 11: Microscopia óptica e eletrônica de varredura do laminado (vista lingual) de silicato de lítio reforçado com zircônia. As setas vermelhas indicam a curva de compressão (*compression curl*). Um evento secundário é mostrado em (a). A origem da fratura pode ser observado com mais detalhe em b), c) e d).

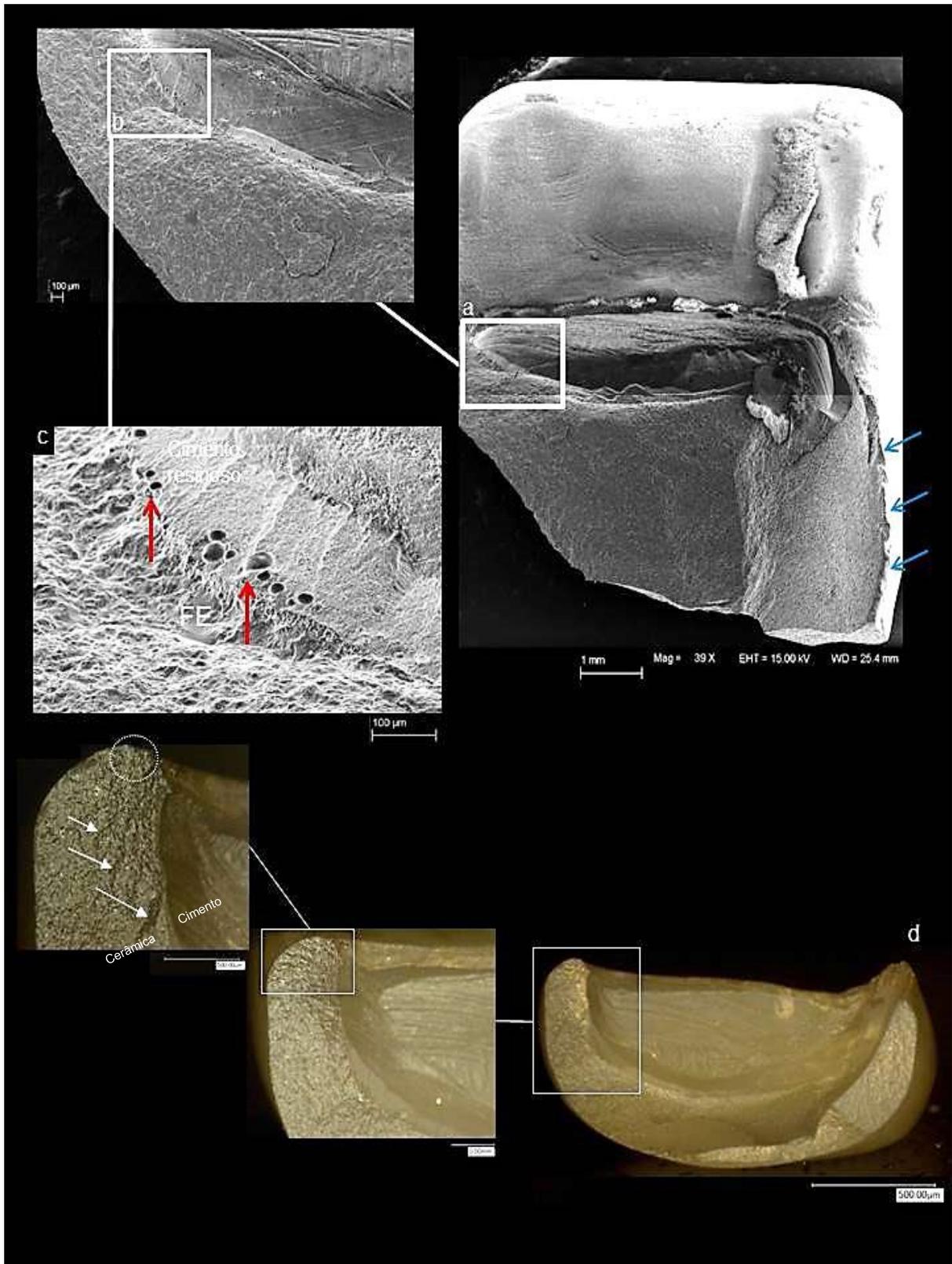


Figura 12: Microscopia eletrônica de varredura do laminado (vista lingual) de feldspática. a) Vista lingual. As setas azuis indicam a curva de compressão (*compression curl*). b) Bolhas encontradas no cimento resinoso, próximas à interface com a cerâmica. Na microscopia óptica em d), pode-se observar o fragmento fraturado a partir de uma vista cervical. Nas imagens com maior magnificação, se observam "hackles lines" (setas brancas) as quais apontam a origem de fratura (em círculo).

## Discussão

É importante realizar a caracterização da microestrutura das cerâmicas para calcular importantes propriedades mecânicas e para fundamentar os fenômenos de fratura e de adesão<sup>26</sup>. A incorporação da fase cristalina nas cerâmicas vítreas teve como objetivo principal aumentar a resistência estrutural, assim, a microestrutura tem relação direta com a tenacidade à fratura do material, que é a capacidade do material resistir à propagação da trinca. Belli et al. 2017<sup>5</sup> e Ramos et al. 2016<sup>21</sup> analisaram a microestrutura das cerâmicas FE e SZ, e os resultados corroboram com os obtidos nesse estudo em que a cerâmica SZ apresenta cristais arredondados e alongados de metassilicatos de lítio e cristais de ortofosfatos de lítio aparecendo como grãos redondos de tamanho nanométrico, enquanto que a cerâmica FE apresentou dissolução vítrea após o condicionamento ácido e bordas irregulares indicando minerais naturais que foram pulverizados para uso como reforço de partículas do vidro. Os cristais alongados da SZ são importantes para aumentar a tenacidade à fratura do material<sup>27</sup>. É esperado que materiais com essas características alcancem maiores valores de tenacidade à fratura, pelo mecanismo de deflexão das trincas.

Para mensurar a dureza em materiais cerâmicos, é amplamente utilizado o método de indentação Vickers. O eixo 'x' e 'y' da impressão do indentador Vickers serão simétricos em estruturas cerâmicas sem tensões residuais<sup>24,25</sup>. Isto foi observado nos espécimes sem trincas avaliados nesse estudo, no entanto em espécimes que apresentavam trincas, as tensões residuais contribuíram com a formação de trincas radiais após a indentação<sup>24</sup>, o que foi observado no presente estudo. As duas cerâmicas testadas neste estudo tiveram valores similares de tensão residual. Apesar da presença de cristais de zircônia e dissilicato de lítio na Suprinity, as trincas pré-existentes no material podem ter promovido o crescimento da zona de transformação resultando em aumento de número de micro-trincas e extrusão de grãos<sup>28</sup>, o que leva à degradação da resistência do material a um nível comparável ao da cerâmica FE. Para as análises de tensão residual e dureza, a hipótese de igualdade entre a cerâmica Vita Mark II e Suprinity foram aceitas.

A dureza superficial é definida como a capacidade do material resistir à indentação ou penetração, e está geralmente associada à rigidez do material. Os valores médios de dureza obtidos por Sen et al. 2018<sup>29</sup> ( $658.69 \pm 69 \text{ kgf/mm}^2$ ) para FE foram próximos aos deste estudo ( $670,26 \pm 47,1 \text{ kgf/mm}^2$ ). Para a SZ, o resultado obtido por este estudo ( $649,89 \pm 128,13 \text{ kgf/mm}^2$ ) é próximo ao valor determinado por Elsaka & Elnaghy 2016<sup>4</sup> ( $665,8 \pm 46,9 \text{ kgf/mm}^2$ ) e ao valor preconizado pelo fabricante ( $713,8 \text{ kgf/mm}^2$ ).

Em relação à rugosidade, nesse estudo foi observado que as pontas diamantadas utilizadas na usinagem (CAM) podem produzir superfícies ásperas que necessitam de acabamento e polimento. Na análise pré polimento uma superfície mais rugosa pôde ser visualizada nas duas cerâmicas, concordando com Mota et al. 2017<sup>16</sup> que obteve maior Ra antes do polimento em todas cerâmicas avaliadas. A hipótese do polimento diminuir a rugosidade das cerâmicas foi aceita, visto que todos os espécimes obtiveram menor Ra após o polimento. O maior teor de dióxido de zircônio e a microestrutura da cerâmica SZ podem ser responsáveis por sua superfície menos rugosa em relação a FE quando polidas<sup>30</sup>. Além disso, foi utilizado o sistema de polimento Vita Polishing Set Clinical, que pode ter propiciado um maior desgaste na estrutura vítrea da cerâmica feldspática, gerando uma superfície mais irregular em comparação a SZ.

Durante o processo de usinagem, o acúmulo de tensão residual e as falhas subsuperficiais podem ser provocadas ou promovidas pelas trocas térmicas geradas pela ponta e o resfriamento pela irrigação e/ou pontas diamantadas abrasivas, respectivamente<sup>10-13</sup>. Essas trincas subsuperficiais muitas vezes não podem ser encontradas pelo cirurgião-dentista visualmente. As trincas presentes nos espécimes não foram perceptíveis em inspeção visual e só puderam ser visualizadas quando os espécimes foram analisados em microscópio óptico a uma escala de  $500 \mu\text{m}$ , usando transluminação. Essas falhas poderiam ser observadas com o uso do microscópio cirúrgico odontológico de média ou alta magnificação ( $8x$  a  $30x$ )<sup>31</sup>, porém este não é um equipamento comum na maioria dos consultórios, devido ao seu alto custo<sup>32</sup>. Uma opção mais econômica que poderia auxiliar o

cirurgião-dentista é o uso das lupas odontológicas que, de acordo com sua classificação em lupas galileanas e lupas keplerianas (prismáticas), têm ampliação variante entre 2,5x e 6x e em alguns casos conseguiriam visualizar possíveis trincas<sup>33</sup>. O uso de luz branca para transluminação também é recomendada para essa inspeção, já que rachaduras e falhas subsuperficiais redirecionam a luz e formam uma sombra escura permitindo visualizar a localização das trincas<sup>34</sup>.

No presente estudo, a localidade das trincas observadas parece ter relação com a localização do sprue na superfície do laminado, porém são necessários mais estudos que analisem essa associação.

As fraturas em cerâmicas acontecem quando, sob tensão, a partir de um defeito existente no material as trincas crescem em proporções críticas resultando em fratura catastrófica, ou seja, quando a carga é aplicada, ocorre um lento crescimento da trinca até que o estresse na extremidade atinja um valor crítico que leva à sua propagação instável, resultando na fratura repentina do material. Os defeitos presentes nesses materiais podem ser poros, aglomerados de partículas ou micro-trincas superficiais devido ao processo de usinagem<sup>35,36</sup>. Desta maneira, quanto maior o volume ou área da cerâmica, maior é a possibilidade de conter um defeito capaz de iniciar uma fratura sob menor tensão<sup>35,36</sup>. Concordando com esses achados, os grupos com maior volume de cerâmica (4 mm de redução incisal) submetidos ao ensaio de fratura por compressão, obtiveram cargas de fratura menores em relação aos grupos com menor volume de cerâmica (1 mm de redução), havendo diferença estatística. Assim, a hipótese dos tipos de laminados (redução incisal de 1 mm e 4 mm) apresentarem similares cargas de fratura foi rejeitada e a hipótese de igualdade dos materiais (Mark II e Suprinity) para valores de carga de fratura foi aceita.

Para avaliar o comportamento de fratura das cerâmicas os testes *in vitro* realizados são os ensaios de fadiga ou compressão. No ensaio de fadiga aplica-se uma carga (estática, dinâmica ou cíclica) no espécime ao longo de um período de tempo<sup>37</sup>. Essa técnica é considerada a que melhor simula as condições ambientais de mastigação, porém para sua realização é necessário um elevado número de espécimes e longos períodos de

teste<sup>38</sup>. No ensaio de compressão, ou fratura estática, é aplicada uma carga compressiva constante sobre o espécime até que o material se fracture, sendo um teste monotônico de fratura rápida<sup>39</sup>. Esse tipo de ensaio é importante para determinar a carga de fratura inicial (N) para posteriormente calcular o valor da carga para início do ensaio de fadiga. Gresnigt et al. 2017<sup>37</sup> compararam laminados cerâmicos submetidos a ensaio de compressão e fadiga acelerada e concluíram que ambos os métodos de ensaio utilizados apresentaram resultados semelhantes, indicando as mesmas diferenças significativas para seus grupos testados. A força de oclusão em humanos varia entre 100 e 700 N<sup>40</sup>, porém durante a mastigação o limite é de 270 N. Ainda, as forças na região anterior da arcada dentária são relatadas como menores que na região posterior, variando entre 155 e 200 N<sup>37</sup>. No ensaio de compressão realizado neste estudo foram alcançadas cargas médias de fratura entre 185 e 221 N para preparos de redução incisal de 1 mm, esses valores indicam que os laminados são capazes de suportar as cargas da mastigação. Já nos preparos com redução incisal de 4 mm os valores obtidos foram entre 105 e 137 N, essas cargas são inferiores às relatadas para o sextante anterior da arcada dentária, o que pode levar a uma menor sobrevida desse tipo de laminado, no entanto estudos adicionais testando a longevidade são necessários para melhores conclusões.

Este estudo foi limitado pelo surgimento de trincas nos laminados, o que causou uma diminuição no n para o teste de resistência à fratura, no entanto com isso foi possível alertar sobre a necessidade de inspeção dos laminados em microscópio óptico. Essa trincas podem ter sido causadas pela usinagem ou pela cimentação, já que a inspeção foi realizada após os laminados estarem cimentados. Neste sentido, futuros estudos devem avaliar a real causa destas trincas "pré-existentes". Com a carga de fratura determinada pelo teste de compressão, outros estudos serão realizados para avaliação das diferentes reduções incisais sob ensaio de fadiga.

## **Conclusão**

Trincas imperceptíveis em inspeção visual podem ser visualizadas quando observadas em microscópio óptico. A tensão residual e dureza foram iguais para SZ e FE. O polimento diminui a rugosidade superficial das cerâmicas e pode aumentar o tamanho das trincas. A redução incisal no preparo (1 mm e 4 mm) para laminados cerâmicos apresentou diferentes valores de resistência à fratura, sendo que menores reduções incisais alcançaram valores mais altos de carga de fratura.

## **Agradecimentos**

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – (Brasil) CAPES – Código de Financiamento 001.

## Referências

1. Korkut B, Yanıkoğlu F & Günday M (2013) Direct composite laminate veneers: three case reports *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* **7(2)** 105–111.
2. Montazerian M & Zanotto ED (2016) Bioactive and inert dental glass-ceramics *Journal of Biomedical Materials Research Part A* **105(2)** 619–639.
3. Sen N & Us YO (2017) Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials *The Journal of Prosthetic Dentistry* **119(4)** 593-599.
4. Elsaka SE & Elnaghy AM (2016) Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic *Dental Materials* **32(7)** 908-914.
5. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H & Lohbauer U (2017) Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization *Dental Materials* **33** 84-98.
6. Bohjalian A, Froner EE, Zanetti AI & Santos VMA (2006) Research on Factors Involved in Tests Of Resistance Against Fracture Of The Ceramic Systems Empress I, II and In-Ceram. *Revista Gaucha de Odontologia* **54(2)** 185-190.
7. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R & Ferrari M (2016) Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness and Gloss of Feldspathic Ceramic for Chairside CAD/CAM Systems *Operative Dentistry* **41(6)** 15–174–L.
8. Denry I & Kelly JR (2014) Emerging Ceramic-based Materials for Dentistry *Journal of Dental Research* **93(12)** 1235–1242.
9. Jokstad A (2017) Computer-assisted technologies used in oral rehabilitation and the clinical documentation of alleged advantages - a systematic review *Journal of Oral Rehabilitation* **44(4)** 261–290.
10. Alao AR, Stoll R, Song XF, Miyazaki T, Hotta Y, Shibata Y & Yin L (2017) Surface quality of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal in CAD/CAM milling, sintering, polishing and sandblasting processes *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **65** 102–116.
11. Curran P, Cattani-Lorente M, Anselm Wiskott HW, Durual S & Scherrer SS (2017) Grinding damage assessment for CAD-CAM restorative materials *Dental Materials* **33(3)** 294–308.
12. Schmitt de Andrade G, Diniz V, Datte CE, Pereira GKR, Venturini AB, Campos TMB, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF & Marques de Melo R (2019) Newer vs. older CAD/CAM burs: Influence of bur experience on the fatigue behavior of adhesively cemented simplified lithium- disilicate glass-ceramic restorations *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*.
13. Rekow D & Thompson VP (2005) Near-surface damage--a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing *Proceeding of the Institution of*

- Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* **219(4)** 233–243.
14. Yilmaz C, Korkmaz T, Demirkopulu H, Ergun G & Ozkan Y (2008) Color stability of glazed and polished dental porcelains *Journal of Prosthodontics* **17(1)** 20-24.
  15. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G & Rousson V (2008) Wear of ceramic and antagonist—A systematic evaluation of influencing factors in vitro *Dental Materials* **24(4)** 433-449.
  16. Mota EG, Smidt LN, Fracasso LM, Burnett LH & Spohr AM (2017) The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* **29(6)** 450–458.
  17. Jankar AS, Kale Y, Kangane S, Ambekar A, Sinha M & Chaware S (2014) Comparative evaluation of fracture resistance of Ceramic Veneer with three different incisal design preparations - An In-vitro Study *Journal of International Oral Health* **6(1)** 48-54.
  18. Costa V, Tribst J, Uemura ES, de Moraes DC & Borges A (2018) Influence of thickness and incisal extension of indirect veneers on the biomechanical behavior of maxillary canine teeth *Restorative dentistry & endodontics* **43(4)** e48.
  19. Bartaloco G, Lee H, Ercoli C, Feng C & Malmström H (2012) Fracture resistance of composite resin restorations and porcelain veneers in relation to residual tooth structure in fractured incisors *Dental Traumatology* **28** 75-80.
  20. Bottino MA & Faria R (2013) Facetas laminadas cerâmicas. In: Callegari A, Dias RB, editores *Especialidade em foco beleza do sorriso* Napoleão, São Paulo, 66-114.
  21. Ramos N de C, Campos TMB, Paz IS de La, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF & Marques de Melo R (2016) Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics *Dental Materials* **32(7)** 870–878.
  22. ASTM B962-08 (2008) Standard Test Methods for Density of Compacted or Sintered Powder Metallurgy (PM) Products Using Archimedes' Principle *ASTM International: West Conshohocken, PA*, [www.astm.org](http://www.astm.org)
  23. ASTM E494-95 (2001) Standard Practice for Measuring Ultrasonic Velocity in Materials *ASTM International: West Conshohocken, PA*, [www.astm.org](http://www.astm.org)
  24. Anunmana C, Anusavice KJ & Mecholsky JJ Jr (2009) Residual stress in glass: indentation crack and fractography approaches *Dental Materials* **25(11)** 1453–1458.
  25. Baldassarri M, Stappert CFJ, Wolff MS, Thompson VP & Zhang Y (2012) Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses *Dental Materials* **28(8)** 873-879.
  26. Della Bona A (2005) Characterizing ceramics and interfacial adhesion to resin: I- The relationship of microstructure, composition, properties and fractography *Journal of Applied Oral Science* **13(1)** 1-9.
  27. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda Jr WG & Yoshimura HN (2011) Slow crack growth and reliability of dental ceramics *Dental Materials* **27** 394-406.

28. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV & Clarke DR (2009) The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends *Journal of the American Ceramic Society* **92 (9)** 1901-1920.
29. Sen N, Tuncelli B & Göller G (2018) Surface deterioration of monolithic CAD/CAM restorative materials after artificial abrasive toothbrushing *The Journal of Advanced Prosthodontics* **10** 271-278.
30. Vichi A, Fabian Fonzar R, Goracci C, Carrabba M & Ferrari M (2018) Effect of finishing and polishing on roughness and gloss of lithium disilicate and lithium silicate zirconia reinforced glass ceramic for CAD/CAM systems *Operative Dentistry* **43-1** 90-100.
31. Low JF, Dom TNM & Baharin SA (2018) Magnification in endodontics: A review of its application and acceptance among dental practitioners *European Journal of Dentistry* **12(4)** 610-616.
32. Andrea-Csinszka K-I, Kovács M, Monea M & Pop M (2017) The Usage of the Dental Operating Microscope among Young Dentists in Tîrgu Mureş: A Questionnaire Survey *Journal of Interdisciplinary Medicine* **2(4)** 324-327
33. Perrin P, Eichenberger M, Neuhaus KW & Lussi A (2016) Visual acuity and magnification devices in dentistry A review *Swiss Dental Journal SSO* **126** 222-228.
34. Beck N, Graef F, Gerstbrein O & Karl M (2010) Sensitivity of transillumination for detecting microcracks in feldspathic and zirconia ceramic materials *The Journal of Prosthetic Dentistry* **104(5)** 301–305.
35. Scherrer SS, Lohbauer U, Della Bona A, Vichi A, Tholey MJ, Kelly JR, Noort RV & Cesar PF (2017) ADM guidance—Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials *Dental Materials* **33(6)** 599–620.
36. Kelly JR, Giordano R, Pober R & Bowen HK (1990) Fracture Surface Analysis of Dental Ceramics: Clinically Failed Restorations *Int J Prosthodont* **3(5)** 430-440.
37. Gresnigt MMM, Özcan M, Carvalho M, Lazari P, Cune MS, Razavi P & Magne P (2017) Effect of luting agent on the load to failure and accelerated-fatigue resistance of lithium disilicate laminate veneers *Dental Materials* **33(12)** 1392–1401.
38. Lodi E, Weber KR, Benetti P, Corazza PH, Della Bona A & Borba M (2018) How oral environment simulation affects ceramic failure behavior *The Journal of Prosthetic Dentistry* **119(5)** 812-818.
39. Weber KR, Benetti P, Della Bona A, Corazza PH, Medeiros JA, Lodi E & Borba M (2018) How does the piston material affect the in vitro mechanical behavior of dental ceramics? *The Journal of Prosthetic Dentistry* **120(5)** 747-754.
40. Kelly JR (1999) Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations *The Journal of Prosthetic Dentistry* **81** 652-661.

## ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNOESTE

UNOESTE - UNIVERSIDADE  
DO OESTE PAULISTA



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Avaliação da longevidade de laminados em diferentes tipos de cerâmica e alturas de preparo: estudo in-vitro

**Pesquisador:** Graziela Avila Galhano Logar

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 79435217.1.0000.5515

**Instituição Proponente:** UNOESTE - Universidade do Oeste Paulista

**Patrocinador Principal:** UNOESTE - Universidade do Oeste Paulista

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.402.072

#### Apresentação do Projeto:

Serão selecionados 40 dentes unirradiculares humanos hígidos, aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Unoeste. As amostras serão randomizadas em 4 grupos experimentais (n= 10): G1- Feldspática com preparo integral; G2- Feldspática com preparo de altura reduzida; G3- Suprinity com preparo integral; G4- Suprinity com preparo de altura reduzida. Após a realização dos preparos, estes serão escaneados com o sistema óptico InEos Blue (Cerec-Sirona) e os laminados obtidos através da fresadora do sistema Cerec (Sirona), e realizada a cimentação adesiva das peças. Sofrerão fadiga mecânica através de simulador, e a sobrevida será avaliada. Os espécimes mais representativos de cada grupo serão selecionados para realização de microscopia eletrônica de varredura e análise fractográfica para caracterização e determinação da origem das fraturas. Um "contour plot" apresentará o número de ciclos necessários para a falha, avaliando a diferença entre grupos. Espera-se maior resistência mecânica da cerâmica Suprinity em comparação com a Feldspática quando cimentadas sobre o preparo reduzido em altura. Quando cimentadas sobre o preparo integral, espera-se similaridade entre os materiais testados.

#### Objetivo da Pesquisa:

O objetivo desse estudo é avaliar a longevidade de laminados confeccionados em diferentes tipos

**Endereço:** Rodovia Raposo Tavares, Km 572

**Bairro:** Bairro Limoeiro

**CEP:** 13.057-175

**UF:** SP

**Município:** PRESIDENTE PRUDENTE

**Telefone:** (18)3229-2077

**Fax:** (18)3229-2080

**E-mail:** cep@unoeste.br

**UNOESTE - UNIVERSIDADE  
DO OESTE PAULISTA**



Continuação do Parecer: 2.402.072

de cerâmicas (Feldspática/Silicato de Lítio reforçado com Zircônia) sobre diferentes alturas de remanescente coronário.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Não há riscos e os benefícios são relativos a "Contribuir com a literatura e o conhecimento a respeito da confecção de laminados cerâmicos em dentes com coroa clínica de altura curta, beneficiando profissionais e pacientes que utilizam essa prática".

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O pesquisador responsável tem adequado conhecimento sobre o assunto e o tema é relevante e importante.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O Termo de compromisso foi enviado e está correto.

Demais termos estão corretos.

**Recomendações:**

Não há.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

O presente projeto não apresenta pendências ou adequações a serem realizadas.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Oeste Paulista (CEP-UNOESTE), concordância com o parecerista, considerou o Relatório Final APROVADO.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_974258.pdf	24/11/2017 10:09:35		Aceito
Declaração de Pesquisadores	Termo_compromiss_pesquisadores.pdf	24/11/2017 10:08:55	Andressa Restani	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMOS_ASSINADOS.pdf	11/10/2017 10:27:56	Andressa Restani	Aceito
Folha de Rosto	FolhaceRosto.pdf	21/08/2017 15:59:32	Andressa Restani	Aceito
Projeto Detalhado	ProjetoDetalhado.pdf	21/08/2017	Andressa Restani	Aceito

Endereço: Rodovia Raposo Tavares, Km 572

Bairro: Bairro Limoeiro

CEP: 19.067-175

UF: SP

Município: PRESIDENTE PRUDENTE

Telefone: (18)3229-2077

Fax: (18)3229-2080

E-mail: cep@unoeste.br

UNOESTE - UNIVERSIDADE  
DO OESTE PAULISTA



Continuação do Parecer: 2.402.072

/ Brochura Investigador	ProjetoDetalhado.pdf	09:33:47	Andressa Restani	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.pdf	21/08/2017 09:32:55	Andressa Restani	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Infraestrutura.pdf	21/08/2017 09:29:05	Andressa Restani	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

PRESIDENTE PRUDENTE, 28 de Novembro de 2017

---

Assinado por:  
Gisele Alborghetti Nai  
(Coordenador)

Endereço: Rodovia Raposo Tavares, Km 572  
Bairro: Bairro Limoeiro CEP: 19.067-175  
UF: SP Município: PRESIDENTE PRUDENTE  
Telefone: (18)3229-2077 Fax: (18)3229-2080 E-mail: cep@unoeste.br

## ANEXO B - NORMAS DA REVISTA "OPERATIVE DENTISTRY"



## INSTRUCTIONS TO AUTHORS

### New Instructions as of 20 September 2008

Operative Dentistry requires electronic submission of all manuscripts. All submissions must be sent to Operative Dentistry using the [Allen Track upload site](#). Your manuscript will only be considered officially submitted after it has been approved through our initial quality control check, and any problems have been fixed. You will have 6 days from when you start the process to submit and approve the manuscript. After the 6 day limit, if you have not finished the submission, your submission will be removed from the server. You are still able to submit the manuscript, but you must start from the beginning. Be prepared to submit the following manuscript files in your upload:

- A Laboratory or Clinical Research Manuscript file must include:
  - a title
  - a running (short) title
  - a clinical relevance statement
  - a concise summary (abstract)
  - introduction, methods & materials, results, discussion and conclusion
  - references (see Below)
  - The manuscript **MUST NOT** include any:
    - identifying information such as:
      - Authors
      - Acknowledgements
      - Correspondence information
    - Figures
    - Graphs
    - Tables
- An acknowledgement, disclaimer and/or recognition of support (if applicable) must in a separate file and uploaded as supplemental material.
- All figures, illustrations, graphs and tables must also be provided as individual files. These should be high resolution images, which are used by the editor in the actual typesetting of your manuscript.

Please refer to the instructions below for acceptable formats.

- All other manuscript types use this template, with the appropriate changes as listed below.

Complete the online form which includes complete author information and select the files you would like to send to Operative Dentistry. Manuscripts that do not meet our formatting and data requirements listed below will be sent back to the corresponding author for correction.

## GENERAL INFORMATION

- All materials submitted for publication must be submitted exclusively to Operative Dentistry.
- The editor reserves the right to make literary corrections.
- Currently, color will be provided at no cost to the author if the editor deems it essential to the manuscript. However, we reserve the right to convert to gray scale if color does not contribute significantly to the quality and/or information content of the paper.
- The author(s) retain(s) the right to formally withdraw the paper from consideration and/or publication if they disagree with editorial decisions.
- International authors whose native language is not English must have their work reviewed by a native English speaker prior to submission.
- Spelling must conform to the American Heritage Dictionary of the English Language, and SI units for scientific measurement are preferred.
- While we do not currently have limitations on the length of manuscripts, we expect papers to be concise; Authors are also encouraged to be selective in their use of figures and tables, using only those that contribute significantly to the understanding of the research.
- Acknowledgement of receipt is sent automatically. If you do not receive such an acknowledgement, please contact us at [editor@jopdent.org](mailto:editor@jopdent.org) rather than resending your paper.
- **IMPORTANT:** Please add our e-mail address to your address book on your server to prevent transmission problems from spam and other filters. Also make sure that your server will accept larger file sizes. This is particularly important since we send page-proofs for review and correction as .pdf files.

## REQUIREMENTS

### • FOR ALL MANUSCRIPTS

1. **CORRESPONDING AUTHOR** must provide a **WORKING / VALID** e-mail address which will be used for all communication with the journal.  
**NOTE:** Corresponding authors **MUST** update their profile if their e-mail or postal address changes. If we cannot contact authors within seven days, their manuscript will be removed from our publication queue.
2. **AUTHOR INFORMATION** must include:
  - full name of all authors
  - complete mailing address **for each author**
  - degrees (e.g. DDS, DMD, PhD)
  - affiliation (e.g. Department of Dental Materials, School of Dentistry, University of Michigan)
3. **MENTION OF COMMERCIAL PRODUCTS/EQUIPMENT** must include:
  - full name of product
  - full name of manufacturer
  - city, state and/or country of manufacturer
4. **MANUSCRIPTS AND TABLES** must be provided as Word files. Please limit size of tables

to no more than one US letter sized page. (8 ½" x 11")

5. **ILLUSTRATIONS, GRAPHS AND FIGURES** must be provided as TIFF or JPEG files with the following parameters
- line art (and tables that are submitted as a graphic) must be sized at approximately 5" x 7" and have a resolution of 1200 dpi.
  - gray scale/black & white figures must have a minimum size of 3.5" x 5", and a maximum size of 5" x 7" and a minimum resolution of 300 dpi and a maximum of 400 dpi.
  - color figures must have a minimum size of 2.5" x 3.5", and a maximum size of 3.5" x 5" and a minimum resolution of 300 dpi and a maximum of 400 dpi.
  - color photographs must be sized at approximately 3.5" x 5" and have a resolution of 300 dpi.

## • OTHER MANUSCRIPT TYPES

1. **CLINICAL TECHNIQUE/CASE STUDY MANUSCRIPTS** must include:
- a running (short) title
  - purpose
  - description of technique
  - list of materials used
  - potential problems
  - summary of advantages and disadvantages
  - references (see below)
2. **LITERATURE AND BOOK REVIEW MANUSCRIPTS** must include:
- a running (short) title
  - a clinical relevance statement based on the conclusions of the review
  - conclusions based on the literature review...without this, the review is just an exercise
  - references (see below)

## • FOR REFERENCES

**REFERENCES** must be numbered (superscripted numbers) consecutively as they appear in the text and, where applicable, they should appear after punctuation.

The reference list should be arranged in numeric sequence at the end of the manuscript and should include:

1. Author(s) last name(s) and initial (ALL AUTHORS must be listed) followed by the date of publication in parentheses.
2. Full article title.
3. Full journal name in italics (no abbreviations), volume and issue numbers and first and last page numbers complete (i.e. 163-168 NOT attenuated 163-68).
4. Abstracts should be avoided when possible but, if used, must include the above plus the abstract number and page number.
5. Book chapters must include chapter title, book title in italics, editors' names (if appropriate), name of publisher and publishing address.
6. Websites may be used as references, but must include the date (day, month and year) accessed for the information.
7. Papers in the course of publication should only be entered in the references if they have been accepted for publication by a journal and then given in the standard manner with "In

---

press" following the journal name.

8. **DO NOT** include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.

#### EXAMPLES OF REFERENCE STYLE

- Journal article: two authors  
Evans DB & Neme AM (1999) Shear bond strength of composite resin and amalgam adhesive systems to dentin *American Journal of Dentistry* **12(1)** 19-25.
- Journal article: multiple authors  
Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH & Robinson SJ (1997) Current concepts on adhesion to dentin *Critical Review of Oral and Biological Medicine* **8(3)** 306-335.
- Journal article: special issue/supplement  
Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P & Vanherle G (2001) Adhesives and cements to promote preservation dentistry *Operative Dentistry (Supplement 6)* 119-144.
- Abstract:  
Yoshida Y, Van Meerbeek B, Okazaki M, Shintani H & Suzuki K (2003) Comparative study on adhesive performance of functional monomers *Journal of Dental Research* **82(Special Issue B)** Abstract #0051 p B-19.
- Corporate publication:  
ISO-Standards (1997) ISO 4287 Geometrical Product Specifications Surface texture: Profile method – Terms, definitions and surface texture parameters *Geneve: International Organization for Standardization 1st edition* 1-25.
- Book: single author  
Mount GJ (1990) *An Atlas of Glass-ionomer Cements* Martin Duntz Ltd, London.
- Book: two authors  
Nakabayashi N & Pashley DH (1998) *Hybridization of Dental Hard Tissues* Quintessence Publishing, Tokyo.
- Book: chapter  
Hilton TJ (1996) Direct posterior composite restorations In: Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW (eds) *Fundamentals of Operative Dentistry* Quintessence, Chicago 207-228.
- Website: single author  
Carlson L (2003) Web site evolution; Retrieved online July 23, 2003 from: <http://www.d.umn.edu/~lcarlson/cms/evolution.html>
- Website: corporate publication  
National Association of Social Workers (2000) NASW Practice research survey 2000. NASW Practice Research Network, 1. 3. Retrieved online September 8, 2003 from: <http://www.socialworkers.org/naswprn/default>