



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



**LARISSA NATIELE MIOTTO**

**EFEITO DO DESGASTE NAS PROPRIEDADES DE SUPERFÍCIE DE UMA NOVA  
VITROCERÂMICA DE DISSILICATO DE LÍTIO**

**Araraquara**

**2017**



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



**LARISSA NATIELE MIOTTO**

**EFEITO DO DESGASTE NAS PROPRIEDADES DE SUPERFÍCIE DE UMA NOVA  
VITROCERÂMICA DE DISSILICATO DE LÍTIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese da Faculdade de Odontologia do Campus de Araraquara – UNESP, para obtenção do título de Mestre em Reabilitação Oral.

**Orientador:** Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Lígia Antunes Pereira Pinelli

**Araraquara**

**2017**

Miotto, Larissa Natiele

Efeito do desgaste nas propriedades de superfície de uma nova vitrocerâmica de dissilicato de lítio / Larissa Natiele Miotto.--  
Araraquara: [s.n.], 2017

58 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Prótese) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientadora: Profa. Dra. Lígia Antunes Pereira Pinelli

1. Cerâmica 2. Ajuste de prótese 3. Dureza. 4. Microscopia eletrônica de varredura I. Título

**LARISSA NATIELE MIOTTO**

**EFEITO DO DESGASTE NAS PROPRIEDADES DE SUPERFÍCIE DE UMA NOVA  
VITROCERÂMICA DE DISSILICATO DE LÍTIO**

Dissertação para obtenção do grau de Mestre

**COMISSÃO JULGADORA**

Presidente e Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Lígia Antunes Pereira Pinelli

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

3º Examinador: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Rossana Pereira de Almeida Antunes

Araraquara, 17 de março de 2017.

## **DADOS CURRICULARES**

### **LARISSA NATIELE MIOTTO**

NASCIMENTO: 03/10/1991 – Monte Alto – SP

FILIAÇÃO: Josilene Marcussi Miotto

Paulo Cesar Miotto

2010/2014 – Graduação em Odontologia – Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP.

2015/2017 – Mestrado em Reabilitação Oral, Área de Prótese – Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP.

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todos que me ajudaram nessa jornada. Em especial a Deus, à minha família, aos meus amigos e a todos que de alguma forma me apoiaram nos momentos difíceis. O apoio e suporte de todos foram fundamentais.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**, por sempre guiar meus passos, me iluminando e me conduzindo para o melhor caminho. Agradeço por se fazer sempre presente em inúmeras situações, se mostrando das mais variáveis formas, permitindo que eu vivencie seu amor infinito, e fazendo com que minha fé aumente a cada dia. A caminhada foi árdua até aqui, mas foi na minha fé que encontrei força para continuar lutando e transformando cada dificuldade em um aprendizado.

*“O Senhor é minha força e meu escudo, Nele meu coração confia, Dele recebo meu auxílio” Sl 28:7.*

Aos meus pais, **Josilene** e **Paulo** por serem meu suporte em todos os momentos, me proporcionando um apoio incondicional em todos os sentidos. Agradeço por sempre torcerem por mim, vibrando comigo as minhas vitórias e por estarem tão presente nas dificuldades. Sou muito grata pelo que fazem por mim e por sermos tão amigos e unidos. Esta conquista foi batalhada junto com vocês, e com certeza ela não é só minha, é nossa.

À minha irmã, **Lais** por ser além de irmã uma grande amiga, confidente e companheira. Que permaneçamos sempre unidas em nosso caminho e que saiba que estarei sempre disposta a te ajudar e apoiar.

A toda minha **família**, avós, tios, tias e primos por fazerem parte da minha vida e me apoiarem. Agradeço a todos, pois cada um tem uma participação especial nessa conquista.

A **República Colgatas**, meu lar durante todos estes anos, onde pude consolidar uma segunda família com pessoas especiais que sempre irão morar em meu coração. Todas vocês foram meu suporte e minha alegria nesta caminhada. Não teria sido tão prazerosa esta jornada sem vocês. Agradeço a **Dayane** e a **Thaís** pelas horas intermináveis de conversa. A **Mariana** que além de amiga é minha comadre, uma pessoa admirável e que torço muito pelo sucesso e felicidade. A

**Priscila** e a **Sarah** por compartilharem o mesmo gosto acadêmico nos rendendo muitas horas de conversa. A **Araini** que foi praticamente uma agregada, e a quem tenho grande carinho. A **Raquel** e a **Bruna** que se tornaram minhas irmãs, companheiras de muitas mensagens, palhaçadas, risadas e momentos inesquecíveis. Com certeza amor é a palavra que define meu sentimento por vocês.

Ao amigo **Lucas** que foi um presente do mestrado. Com certeza não teria sido o mesmo sem você. Foram horas de conversas, parceria, distrações, viagens, conselhos e até desabafos, mas sempre tornando tudo mais divertido. Obrigada por toda nossa amizade, e por trazer um agregado à turma. Obrigada **Matheus** por todos os momentos de alegria compartilhados.

À **Gisele**, grande amiga desde a infância e até os dias atuais. Obrigada por sempre torcer por mim e dividir minhas alegrias e tristezas. Sua amizade é muito especial e sempre estarei ao seu lado.

Aos **amigos da pós-graduação**, que dividiram comigo momentos de grande aprendizado e por terem participado de meu crescimento pessoal e profissional. Agradeço a amizade e companheirismo que adquirimos.

A **todos meus amigos** que dividiram comigo grandes momentos de alegria e conquista e também as dificuldades. Gostaria de agradecer a todos pela torcida.

À minha orientadora, **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Lígia Antunes Pereira Pinelli**, dedico um agradecimento especial por todos os ensinamentos. Obrigada por ter confiado em mim, e por ter me incentivado a ser uma pessoa mais segura e confiante. Com certeza as horas de estágio docência valeram a pena e me tornaram melhor profissional e pessoalmente. Além disso, nossas inúmeras horas de reuniões foram fundamentais para agregar muitos aprendizados, tanto acadêmicos quanto pessoais. Obrigada por ser a responsável por grande parte do meu amadurecimento profissional e pessoal.



À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Laiza Maria Grassi Fais**, por sempre ter sido um grande apoio intelectual desde a época de minha iniciação científica. Sempre admirei seu talento científico e sempre me inspirei na sua competência. Torço muito pelo seu sucesso.

## AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara (UNESP)**, na pessoa de sua Diretora, **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elaine Maria Sgavioli Massucato** e do Vice-Diretor, **Prof. Dr. Edson de Arruda Campos**, pelas condições oferecidas para a realização desta pesquisa.

Ao **Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, representados pelo chefe de departamento **Prof. Dr. Gelson Luis Adabo** e vice chefe **Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho**, pela possibilidade de realizar este estudo.

À **Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral** da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP representado pela coordenadora **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Ana Claudia Pavarina** e vice coordenadora **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Renata Garcia Fonseca**, pelo suporte para a execução do trabalho.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES**, pela bolsa de estudos de mestrado concedida. A ajuda foi muito importante financeiramente e fundamental para a execução do mestrado.

A todo o **corpo docente do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** pelo conhecimento e por tudo que me ensinaram, não somente para a carreira acadêmica, mas para a vida. Serei eternamente grato a todos vocês.

A todos os **funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP**, por dedicarem boa parte da vida de vocês à manutenção dessa instituição.

À **Escola de Engenharia de São Carlos** da Universidade de São Paulo, ao **Instituto de Química** e à **Faculdade de Odontologia** do Campus de Araraquara da Universidade Estadual Paulista e ao **Laboratório de Materiais Vítreatos do Departamento de Engenharia de Materiais** da Universidade Federal de São Carlos, por terem confiado em meu trabalho e disponibilizado sua estrutura física

para a execução deste estudo. Sem a parceria entre as instituições a execução desse trabalho não seria possível.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Mariana de Oliveira Carlos Villas-Bôas**, professora substituta do Departamento de Engenharia de Materiais, da Universidade Federal de São Carlos, pela grande parceria, nos fornecendo o material experimental e todo o suporte intelectual para a execução desta pesquisa. Seu apoio foi fundamental em todo o processo.

Ao **Prof. Dr. Edgar Dutra Zanotto**, professor do Departamento de Engenharia de Materiais, da Universidade Federal de São Carlos, pela parceria em disponibilizar o material experimental.

Ao **Prof. Dr. Eduardo Bellini Ferreira**, professor da Escola de Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo, pela disponibilidade e paciência em explicar conceitos de engenharia de materiais e ajudar no entendimento de nossos resultados.

Ao mestre **Wagner Rafael Correr**, técnico responsável pelo laboratório de Microscopia Eletrônica do Campus II da Escola de Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo, pela execução dos testes e pela grande ajuda nos entendimentos dos materiais.

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Selma Gutierrez Antônio**, pós-doutoranda do Instituto de Química de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, pela grande ajuda durante a execução do projeto. Sua participação foi de grande valia para o andamento da pesquisa, obrigado pela ajuda nas análises cristalográficas.

Ao **Prof. Dr. Rodrigo Fernando Costa Marques**, professor da Faculdade de Química de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, por permitir a execução da metodologia de ângulo de contato no laboratório da instituição.

Ao pós-graduando **Rodolfo Piazza**, aluno de doutorado da Faculdade de Química de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, pela ajuda na

mensuração dos ângulos de contato e no entendimento dos fenômenos relacionados ao processo.

Miotto LN. Efeito do desgaste nas propriedades de superfície de uma nova vitrocerâmica de dissilicato de lítio [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2017.

## RESUMO

Um novo dissilicato de lítio (DL), fabricado por injeção, foi desenvolvido na Universidade Federal de São Carlos com propriedades bastante interessantes, porém previamente a utilização de novos materiais é necessária à realização de algumas caracterizações. Dentre estas análises, é pertinente avaliar as propriedades de superfície após desgaste do material visto que ajustes na infraestrutura são procedimentos rotineiramente feitos pelos cirurgiões-dentistas e que ainda não há um consenso na literatura sobre o efeito deste tipo de procedimento. Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito do desgaste nas propriedades de superfície de uma vitrocerâmica experimental de dissilicato de lítio (DL), comparando-o com um DL comercial, simulando um ajuste clínico em infraestrutura. Foram confeccionados discos de DL experimental e comercial (e.max Press), com dimensões de 12 mm x 1,4 mm para os grupos não submetidos ao desgaste e 12 mm x 1,5 mm para os grupos submetidos ao desgaste. Os discos (N=24) foram divididos em quatro grupos: DL experimental sem desgaste (E), DL experimental com desgaste (ED), DL comercial sem desgaste (C) e DL comercial com desgaste (CD). O desgaste (0,1mm) foi realizado em um aparelho padronizador de desgaste com pedra diamantada acoplada a um micromotor elétrico. As superfícies das amostras foram avaliadas por meio de imagens 3D, microscopia eletrônica de varredura (MEV), energia livre de superfície (ELS), análise da rugosidade média (Ra) e difração de raios X (DRX). Também foi avaliada a dureza Vickers (VH). Os dados foram analisados utilizando o *software* Biostat 5.1 a um nível significância de 5%. ELS e VH foram analisadas utilizando ANOVA dois fatores. Para análise da Ra utilizou-se Kruskal-Wallis seguido pelo teste de Student Newman Keuls. A mediana de Ra ( $\mu\text{m}$ ) foi: C=1,45; CD=1,13; E=1,69 e ED=1,57 sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos. As médias de ELS foram: C=47,1; CD=55,9; E=58,3 e ED=43,7 também sem diferença estatística. As médias de VH foram: C=571,86; CD=580,75; E=603,22 e ED=589,60 sem diferença estatisticamente significativa entre marcas e tratamento. Imagens de MEV mostraram que o desgaste causa ranhuras nas superfícies, porém suaviza as superfícies como visualizado nas imagens 3D. Não ocorreu alteração da estrutura cristalina após o desgaste. De acordo com este estudo, concluiu-se que o desgaste realizado no DL pode ser realizado sem prejudicar as propriedades de superfície do DL comercial e experimental e que o DL experimental apresentou comportamento semelhante ao material comercial.

**Palavras-chave:** Cerâmica. Ajuste de prótese. Dureza. Microscopia eletrônica de varredura.

Miotto LN. Grinding effect on the surface properties of a new lithium disilicate glass-ceramic [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2017.

## **ABSTRACT**

A new lithium disilicate (LD), manufactured by injection, was developed at the Federal University of São Carlos with interesting properties, but prior to new materials use it is necessary to perform some characterizations. Among these analyzes, it is pertinent to evaluate the surface properties after material grinding since core adjustments are routinely performed by dentists and there is no consensus in the literature about the effect of this type of procedure. Thus, the objective of this work was to evaluate the effect of grinding on the surface properties of an experimental lithium disilicate, comparing it with a commercial LD, simulating a clinical core adjustment. Disks of experimental and commercial LD (N=24) were made with final dimensions of 12 mm X 1.4 mm for the groups not ground and 12 mm X 1.5 mm for the groups that were ground. Disks were divided into four groups: experimental LD with no grinding (E), experimental LD with grinding (EG), commercial LD with no grinding (C) and commercial LD with grinding (CG). The grinding (0.1mm) was carried out in a standard grinding apparatus with diamond stone coupled to an electric micromotor. The surfaces of the samples were evaluated by means of 3D images, scanning electron microscopy (SEM), surface free energy (ELS), analysis of the average roughness (Ra) and X-ray diffraction (XRD). Vickers hardness (VH) was also evaluated. Data were analyzed using Biostat 5.1 software at a significant level of 5%. SFE and VH were analyzed using two-way ANOVA. For Ra analysis was used Kruskal-Wallis followed by the Student Newman Keuls test. The median of Ra ( $\mu\text{m}$ ) were: C=1.45, CG= 1.13, E=1.69 and EG= 1.57 with no statically difference between groups. ELS means were: C= 47.1, CG= 55.9, E= 58.3 and EG= 43.7 also with no statically difference. VH means were: C=571.86, CG= 580.75, E= 603.22 and EG= 589.60 with no statically difference between brands and treatment. SEM images show that grinding causes grooves in surfaces, however smooths the surfaces as seen in 3D images. There was no change in the crystalline structure after grinding. According to this study, it was concluded that the grinding performed at LD can be performed without prejudice surface properties of commercial and experimental LD and that experimental LD exhibited similar behavior to the commercial material.

**Keywords:** Ceramics. Prosthesis fitting. Hardness. Scanning Electron Microscopy.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1-</b> Aparelho padronizador de desgaste	39
<b>Figura 2-</b> Amostra em posição no dispositivo	39
<b>Figura 3-</b> Topografias das imagens em 3D. (A) grupo C e (B) grupo CD	44
<b>Figura 4-</b> Topografias das imagens em 3D. (A) grupo E e (B) grupo ED	45
<b>Figura 5-</b> Micrografias (300 $\mu\text{m}$ ) correspondentes aos grupos experimentais: (A) grupo C, (B) grupo CD, (C) grupo E, (D) grupo ED	46
<b>Figura 6-</b> Micrografias (10 $\mu\text{m}$ ) correspondentes aos grupos experimentais: (A) grupo C, (B) grupo CD, (C) grupo E, (D) grupo ED	47
<b>Figura 7-</b> Imagem representativa da gota formada pela água, glicerol e diiodometano em todos os grupos	48
<b>Figura 8-</b> Padrões de difração de raios X correspondente aos grupos: (A) grupo C, (B) grupo CD, (C) grupo E, (D) grupo ED	50

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Materiais utilizados e suas características	36
<b>Tabela 2</b> - Medianas e desvios-padrão de rugosidade (Ra, $\mu\text{m}$ )	42
<b>Tabela 3</b> - Valores referentes aos postos médios fornecidos pelo teste de Kruskal-Wallis para cada grupo experimental	42
<b>Tabela 4</b> - Diferenças de postos médios/valor de p calculados por meio do teste Student Newman Keuls	43
<b>Tabela 5</b> - Resultados referentes ao teste estatístico ANOVA dois fatores	48
<b>Tabela 6</b> - Médias e desvios-padrão de energia livre de superfície para os diferentes grupos experimentais	48
<b>Tabela 7</b> - Resultados referentes ao teste estatístico ANOVA dois fatores	51
<b>Tabela 8</b> - Valores médios e desvios-padrão da dureza (VHN)	51



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD/CAM	Computer-aided design/ computed-aided manufacturing
DP	Desvio-padrão
DRX	Difração de raios X
DL	Dissilicato de lítio
CD	Dissilicato de lítio comercial desgastado
C	Dissilicato de lítio comercial sem desgaste
ED	Dissilicato de lítio experimental desgastado
E	Dissilicato de lítio experimental sem desgaste
VH	Dureza Vickers
ELS	Energia livre de superfície
Nd: YAG	Laser de Neodímio YAG (ítrio-alumínio-granada)
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
ME	Módulo de elasticidade
<i>m</i>	Módulo de Weibull
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Óxido de alumínio
PC	Porcelana de cobertura
RF	Resistência à flexão
rpm	Rotações por minuto
Ra	Rugosidade média
Y-TZP	Zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada por ítria

## LISTA DE UNIDADES DE MEDIDAS

GPa	gigapascal
gf	grama força
g	grama
°C	grau Celsius
°C/min	grau Celsius por minuto
h	hora
kJ/mol	quilojoule por mol
kV	quilovolt
MPa	megapascal
µm	micrômetro
mm <sup>2</sup>	milímetro ao quadrado
mm/min	milímetro por minuto
mm/s	milímetro por segundo
mm	milímetro
min	minuto
nm	nanômetro
%	porcentagem
s	segundo

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>17</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>21</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>35</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODO .....</b>	<b>36</b>
<b>4.1 Obtenção das Amostras .....</b>	<b>36</b>
<b>4.2 Procedimento de Desgaste .....</b>	<b>37</b>
<b>4.3 Propriedades Avaliadas .....</b>	<b>40</b>
<b>4.3.1 Rugosidade média.....</b>	<b>40</b>
<b>4.3.2 Topografia de superfície.....</b>	<b>40</b>
<b>4.3.3 Microscopia eletrônica de varredura (MEV).....</b>	<b>40</b>
<b>4.3.4 Energia livre de superfície (ELS) .....</b>	<b>40</b>
<b>4.3.5 Difração de raios x (DRX) .....</b>	<b>41</b>
<b>4.3.6 Dureza Vickers.....</b>	<b>41</b>
<b>4.4 Método de Análise dos Resultados .....</b>	<b>41</b>
<b>5 RESULTADO .....</b>	<b>42</b>
<b>5.1 Rugosidade.....</b>	<b>42</b>
<b>5.2 Topografia de Superfície .....</b>	<b>43</b>
<b>5.3 Morfologia de Superfície.....</b>	<b>46</b>
<b>5.4 Energia livre de Superfície .....</b>	<b>47</b>
<b>5.5 Difração de Raios X .....</b>	<b>49</b>
<b>5.6 Dureza Vickers.....</b>	<b>51</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>52</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>55</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>56</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Na última década os sistemas totalmente cerâmicos se tornaram muito atrativos, resultando em um maior interesse por parte dos dentistas, técnicos dentários e pacientes (Yilmaz et al.<sup>39</sup>, 2007; Song et al.<sup>30</sup>, 2016). As restaurações totalmente cerâmicas e vitrocerâmicas são amplamente utilizadas na região anterior e posterior como substitutas das restaurações metalocerâmicas por causa de suas excelentes propriedades como alto desempenho estético, biocompatibilidade, propriedades mecânicas satisfatórias, estabilidade química, baixa condutividade térmica, alta resistência à compressão, condutividade térmica, translucência e fluorescência (Albakry et al.<sup>2</sup>, 2003; Song et al.<sup>30</sup>, 2016; Yang et al.<sup>37</sup>, 2016; Yassini et al.<sup>38</sup>, 2016).

Dentre os sistemas cerâmicos existentes, o dissilicato de lítio (DL) e a zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP) são os materiais mais utilizados atualmente (Yang et al.<sup>37</sup>, 2016). A zircônia Y-TZP é a cerâmica de maior resistência mecânica, porém este material é opaco e não mimetiza de forma satisfatória a cor dos dentes naturais (Tinschert et al.<sup>32</sup>, 2001). Por outro lado, o DL apresenta alta estética e maior translucidez, mimetizando os dentes naturais, apesar de ter menor resistência mecânica quando comparado à zircônia (Song et al.<sup>30</sup>, 2016; Yang et al.<sup>37</sup>, 2016).

O DL foi introduzido na Odontologia em 1998, pela empresa Ivoclar Vivadent (Lien et al.<sup>26</sup>, 2015), podendo ser conformado pela técnica CAD/CAM e injeção. O DL injetável permite três técnicas de processamento, sendo elas: técnica de maquiagem, técnica "Cut-Back" e técnica de estratificação. Essas técnicas são escolhidas de acordo com a indicação e o tipo de translucidez da pastilha de DL. Pastilhas de alta e baixa translucidez permitem o processamento tanto pela técnica de maquiagem quanto pela técnica "Cut-Back". Já as pastilhas de alta e média opacidade permitem a confecção pela técnica da estratificação (IPS e.max Press<sup>23</sup>, 2009).

A fabricação do DL ocorre em três etapas. Em primeiro lugar é produzido o vidro que posteriormente é cristalizado num tratamento térmico (Vrochari et al.<sup>34</sup>, 2015). Durante a nucleação do DL as fases iniciais dos cristais de metassilicato e dissilicato são heterogeneamente nucleadas pela presença de uma nanofase de fosfato de lítio ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) que atua como um catalisador. O metassilicato de lítio cresce

rapidamente e decompõe-se a 780-820°C com o resultado de um aumento drástico da fase de dissilicato (Höland et al.<sup>20</sup>, 2006). A microestrutura resultante é composta de aproximadamente 70% de volume de cristais predominantemente de DL semelhantes a agulhas (Wang et al.<sup>36</sup>, 2014; Vrochari et al.<sup>34</sup>, 2015).

Sabe-se que a configuração estrutural tem um papel fundamental nas propriedades das vitrocerâmicas (Lien et al.<sup>26</sup>, 2015). O entendimento das propriedades resulta em indicações clínicas corretas, configurando um papel crucial no sucesso das restaurações (Song et al.<sup>30</sup>, 2016). O DL possibilita a confecção de próteses fixas de até três elementos e até segundo pré-molar (Albakry et al.<sup>2</sup>, 2003) e atualmente, após melhoria no material, o DL também pode ser utilizado em coroas monolíticas anteriores e posteriores aumentando a disponibilidade de uso de materiais livres de metal, uma vez que até então as cerâmicas vítreas tradicionais eram indicadas apenas como cobertura, inlays, onlays e coroas unitárias (Song et al.<sup>30</sup>, 2016). Entretanto, apesar do DL apresentar um desempenho clínico adequado, uma melhoria nas propriedades do material poderia resultar em uma maior aplicabilidade e em um melhor desempenho. Além de poder resultar em um material de menor custo e uma patente nacional, que até o momento é inexistente. Baseado nisso, torna-se interessante o desenvolvimento de novos produtos para comercialização.

Recentemente, no Laboratório de Materiais Vítreos (LaMaV) do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos (DEMa/UFSCar) foram desenvolvidas duas vitrocerâmicas, sendo uma delas injetável e a outra para processamento por CAD/CAM, ambas à base de DL para aplicação em infraestrutura de próteses dentárias (Villas Bôas<sup>33</sup>, 2013). Este DL experimental difere quanto à rota de fabricação, pois o DL da empresa Ivoclar Vivadent é produzido por fusão, sinterização e cristalização enquanto que o DL do LaMaV é produzido apenas por fusão e cristalização. Alguns trabalhos, ainda não publicados, realizados pelo grupo de pesquisa do LaMaV verificaram que este material é inerte, não citotóxico, apresenta baixa solubilidade (inferior a 200mg/cm<sup>2</sup>), possui diferentes níveis de translucidez e boas propriedades mecânicas. Porém previamente a utilização de materiais experimentais são necessárias algumas caracterizações.

Dentre as avaliações necessárias é interessante avaliar a interferência das provas clínicas. A realização de ajustes na infraestrutura cerâmica por meio do desgaste com instrumentos abrasivos é um procedimento rotineiro para os

cirurgiões-dentistas durante a fase de prova da infraestrutura para a obtenção de próteses corretamente adaptadas (Albakry et al.<sup>3</sup>, 2004; Fleming et al.<sup>13</sup>, 2004; Fleming et al.<sup>14</sup>, 2005; Wang et al.<sup>36</sup>, 2014) ou mesmo de espaço adequado para a colocação da porcelana de cobertura (PC). Todavia, esse desgaste pode contribuir para modificações na superfície (Wang et al.<sup>36</sup>, 2014) induzindo a um dano superficial e se tornar a principal causa de falha da restauração (Chang et al.<sup>9</sup>, 2011).

Entretanto, o efeito do desgaste ainda é controverso, pois a literatura mostra que o desgaste pode diminuir ou aumentar a resistência e a confiabilidade do material, geralmente associado ao aumento ou diminuição da rugosidade e pela introdução ou remoção de defeitos e falhas, podendo também gerar tensões (Albakry et al.<sup>3</sup>, 2004; Fleming et al.<sup>13</sup>, 2004; Fleming et al.<sup>14</sup>, 2005; Nakamura et al.<sup>27</sup>, 2010; Chang et al.<sup>9</sup>, 2011; Flury et al.<sup>15</sup>, 2012; Wang et al.<sup>36</sup>, 2014; Bagheri et al.<sup>7</sup>, 2015; Vrochari et al.<sup>34</sup>, 2015; Song et al.<sup>30</sup>, 2016). Caso o desgaste minimize a rugosidade pode ocorrer melhoria das propriedades mecânicas, com aumento da resistência à fratura e da confiabilidade (Albakry et al.<sup>3</sup>, 2004; Fleming et al.<sup>13</sup>, 2004; Nakamura et al.<sup>27</sup>, 2010; Flury et al.<sup>15</sup>, 2012; Wang et al.<sup>36</sup>, 2014; Bagheri et al.<sup>7</sup>, 2015; Vrochari et al.<sup>34</sup>, 2015). Uma interface DL/PC mais lisa garante uma distribuição mais homogênea das falhas e com isso reduz a concentração de tensão nas falhas críticas que são consideradas como o início da fratura (Nakamura et al.<sup>27</sup>, 2010; Wang et al.<sup>36</sup>, 2014). Todavia, essa interface não pode ser totalmente lisa, pois a porcelana de cobertura se espalha pelas irregularidades da infraestrutura aumentando a resistência de união entre esses materiais (Benetti et al.<sup>8</sup>, 2010). Assim, se essa adesão for diminuída ocorre o aumento da incidência de delaminação, pois ao longo e dentro da interface ocorre o início e a propagação da fratura (Fleming et al.<sup>14</sup>, 2005; Wang et al.<sup>36</sup>, 2014).

Os procedimentos abrasivos podem provocar, além de alterações na rugosidade, alterações no ângulo de contato e conseqüentemente um efeito sobre a energia de superfície, pois o desgaste pode modificar a superfície cerâmica devido ao fato de que o DL apresenta uma fase vítrea e uma fase cristalina, sendo que a sua fase vítrea é mecanicamente menos resistente ao desgaste (Phoenix, Shen<sup>29</sup>, 1995; Oh et al.<sup>28</sup>, 2002; Della Bona et al.<sup>11</sup>, 2004; Della Bona<sup>12</sup>, 2005; Benetti et al.<sup>8</sup>, 2010) e a análise dessa energia de superfície permite um maior entendimento da interação da interface da infraestrutura/PC (Benetti et al.<sup>8</sup>, 2010). Outra análise que

auxilia no entendimento dos materiais é a dureza que é uma das propriedades mais avaliadas nas cerâmicas, uma vez que auxilia nas interpretações de resultados referentes à resistência à deformação, densificação e fratura (Yilmaz et al.<sup>39</sup>, 2007). Além disso, é interessante avaliar a dureza do DL, pois quanto mais duro o material, mais difícil cortá-lo. Clinicamente, quando um dentista corta um material mais duro, mais força é colocada sobre esse material para cortá-lo de forma mais eficiente (Choi et al.<sup>10</sup>, 2010). Além disso, os clínicos e técnicos terão mais tempo de vida útil de suas fresas quando usam materiais de menor dureza (Lawson et al.<sup>25</sup>, 2016), sendo interessante a caracterização desta propriedade do material. Todavia, a literatura ainda é escassa para avaliar a resposta do DL frente ao desgaste, simulando a prática clínica de um ajuste na infraestrutura (Song et al.<sup>30</sup>, 2016) e estudos nesse sentido são necessários visando a obtenção de restaurações com durabilidade em longo prazo.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Para um reparo bem-sucedido da porcelana é necessário o condicionamento da superfície, que irá facilitar o molhamento pelos materiais reparadores e melhorar a ligação interfacial. Baseado nisso, Phoenix e Shen<sup>29</sup> (1995), investigaram os efeitos dos tratamentos de superfície na molhabilidade de uma cerâmica feldspática por meio da análise do ângulo de contato e MEV. As amostras foram divididas em cinco grupos experimentais: controle (sem tratamento); jateamento com óxido de alumínio 50 µm; ataque ácido com gel bifluoretado de amônio; ataque ácido com gel fluoretado acidulado fosfatado; ataque ácido com gel hidrofluorídrico. Foram encontradas diferenças significativas entre todos os tratamentos. O MEV permitiu associar menores ângulos de contato com superfícies exibindo sulcos mais profundos e mais amplos. Os autores concluíram que, aparentemente, o aumento resultante na área superficial produz um aumento da molhabilidade e inferiram que um aumento na área superficial pode corresponder a uma maior ligação resina-porcelana.

Em relação a estudos que avaliam ângulo de contato, González-Martín et al.<sup>16</sup> (1999) realizaram essa mensuração para a água, glicerol, formamida e diiodometano em superfícies de zircônias estabilizadas com: 4% de magnésia, 3% e 5% de ítria, zircônia tetragonal, zircônia cúbica, óxido de alumínio, óxido de magnésio e óxido de ítria. Com os valores de ângulo de contato, foi realizado o cálculo da energia livre de superfície, resultando em diferentes tipos de interações intermoleculares e os autores concluíram que o componente ácido-base provavelmente depende da densidade dos grupos OH na superfície dos sólidos estudados.

Tinschert et al.<sup>32</sup> (2001) determinaram a resistência à fratura de próteses de três elementos feitas com cerâmicas para infraestrutura. Para tanto, um modelo de metal de uma prótese fixa com três elementos foi realizado. O preparo do dente teve uma redução de 0,8 mm nas paredes axiais e 1,5 mm na oclusal com término em chanfrado. Próteses fixas foram construídas com infraestrutura com 0,8 mm de espessura uniforme e porcelana de cobertura. As cerâmicas In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia e DC-Zirkon foram usinadas por um sistema CAD/CAM, enquanto que a cerâmica IPS Empress 2 foi construída indiretamente usando a tecnologia de enceramento e prensagem a quente. As próteses fixas de IPS Empress foram prensadas a quente como restaurações completas sem infraestrutura. Todas as



próteses foram cimentadas com fosfato de zinco no modelo mestre e carregadas em uma máquina universal de teste até a falha. A carga de falha e o modo de falha foram registrados. As maiores cargas de falha, superiores a 2.000 N, foram associadas com as próteses de DC-Zirkon. As de IPS Empress e In-Ceram Alumina mostraram as cargas de falha mais baixas, abaixo de 1.000 N, enquanto que valores intermediários foram observados para as próteses IPS Empress 2 e In-Ceram Zirconia. As diferenças nos valores médios foram estatisticamente significativas. A alta resistência à fratura avaliada para as próteses feitas de DC-Zirkon ressalta as notáveis propriedades mecânicas da cerâmica de alto desempenho, o que pode ser útil para restaurações totalmente cerâmicas altamente carregadas, especialmente na região molar.

Aumentar a rugosidade, seja por ataque ácido ou a combinação de ácido mais jateamento, é uma estratégia para aumentar a área de adesão de cerâmicas lascadas que serão reparadas com compósitos resinosos. Oh et al.<sup>28</sup> (2002) avaliaram o efeito da topografia superficial na molhabilidade da cerâmica usando água e adesivo para resina. Foram avaliadas uma cerâmica de cobertura (Eris) e duas cerâmicas para infraestrutura (Empress 1 e um material experimental) por meio da análise do ângulo de contato, após a aplicação de quatro tipos de protocolos para modificar a rugosidade, sendo: polimento com lixa de carbetto de silício #1200, jateamento com  $Al_2O_3$  50  $\mu m$ , ataque ácido com ácido fluorídrico 5% e uma combinação de jateamento e ataque ácido. Os autores verificaram que o ataque ácido ou a combinação de jateamento com ataque ácido aumenta a área de superfície para a adesão de forma mais efetiva por meio da criação de irregularidades uniformes na superfície da cerâmica.

Antes de um material ser lançado, são necessárias algumas caracterizações. Baseado nisso, Albakry et al.<sup>2</sup> (2003) estudaram a RF biaxial em uma máquina de ensaios universal, o módulo de elasticidade por meio da frequência de ressonância e a composição de fase por meio de DRX em discos (14 mm x 1,1 mm; n=20) de uma cerâmica experimental, comparando-a com IPS Empress e Empress 2. Os valores de RF (MPa) e do módulo de elasticidade (GPa) foram: IPS Empress (175 MPa, 65 GPa), Empress 2 (407 MPa, 103 GPa), cerâmica experimental (440 MPa, 91 GPa), sem diferença significativa na RF e no módulo de elasticidade entre o Empress 2 e a cerâmica experimental, sendo que ambos os materiais demonstraram valores significativamente maiores do que o IPS Empress. A DRX revelou leucita como a

fase cristalina principal para IPS Empress e DL para Empress 2 e para a cerâmica experimental. Os autores concluíram que as melhores propriedades mecânicas do Empress 2 e da cerâmica experimental em relação ao IPS Empress se devem à natureza e a quantidade de DL. E como o comportamento da cerâmica experimental se assemelhou ao Empress 2, possivelmente as aplicações clínicas são equivalentes.

Albakry et al.<sup>3</sup> (2004) avaliaram se o desgaste, o polimento e o jateamento, realizados durante os procedimentos laboratoriais e/ou durante os ajustes clínicos, afetam a resistência mecânica do IPS Empress e do Empress 2. Amostras de 14 mm x 1 mm (N=140) foram divididas em 7 grupos: sem tratamento, polido, polido seguido de glaze, desgastado, desgastado seguido de glaze, jateado e jateado seguido de glaze. O polimento foi realizado com lixa de carbetto de silício nas granulações variando de 220 a 1200, seguido por polimento com pasta diamantada de 4, 2 e 1  $\mu\text{m}$ . Para os grupos em que o glaze era realizado, o tratamento era a 850°C para IPS Empress e 800°C para Empress 2. O desgaste dos espécimes foi realizado com lixa de carbetto de silício #220 e #180 seguido de disco diamantado com 110  $\mu\text{m}$ . O jateamento foi realizado com óxido de alumínio 50  $\mu\text{m}$ , por 20 segundos, 3 bars. Os autores realizaram a análise da rugosidade superficial, MEV, RF e módulo de Weibull. Foi verificado que os grupos desgastados tiveram menores valores de rugosidade do que as amostras jateadas e maiores do que os polidos, sendo que a RF não foi alterada pelos tratamentos. O baixo módulo de Weibull das amostras jateadas e desgastadas, comparadas as amostras sem tratamento e polidas, foi notado e atribuído aos diferentes tamanhos e formatos das falhas. Os autores concluíram que a rugosidade superficial pode não ser a única característica que determina a resistência. Outras questões, como porosidade, tensões residuais microestruturais e defeitos também podem ser pertinentes.

Evidências de que o ataque químico e a silanização de uma superfície cerâmica influenciará a união do adesivo da resina na cerâmica dental, motivaram o estudo de Della Bona et al.<sup>11</sup> (2004). O ângulo de contato de um DL prensado (e.max Press) foi avaliado após a aplicação de diferentes protocolos experimentais: polimento, ataque com ácido hidrofúorídrico 9,5% por 1 min, ataque com fluoreto de fosfato acidulado a 4% por 2 min, silanização, ataque com ácido hidrofúorídrico por 1 min seguido por silanização e ataque com fluoreto de fosfato acidulado a 4% por 2 min, seguido de silanização. Concluiu-se que as superfícies cerâmicas silanizadas

apresentaram uma energia de superfície mais baixa e não aumentam a ligação à resina por meio da aderência.

Em 2004, Fleming et al.<sup>13</sup>, avaliaram se a rugosidade influencia no desempenho de compósitos cerâmicos bicamada. Discos de Alumina (12 mm x 1,7 mm; n=30) foram recobertos com porcelana e foram introduzidas falhas na superfície antes da avaliação da RF biaxial e do módulo de Weibull. Analisando os resultados, os autores concluíram que uma diminuição na rugosidade proporciona um aumento de desempenho, aumentando a resistência e a confiabilidade do material avaliado neste estudo. Porém, ocorreu um aumento de delaminação, seja ela completa ou parcial, pois a diminuição da rugosidade da interface entre a porcelana da infraestrutura e de cobertura, não consegue restringir a propagação de trincas nessa interface.

O sucesso clínico dos procedimentos de adesão da resina em restaurações cerâmicas e nos reparos em cerâmicas depende da qualidade e da durabilidade da união entre a cerâmica e a resina. A qualidade da adesão depende dos mecanismos de adesão que são controlados em parte pelos tratamentos de superfícies que promovem retenções micromecânicas e/ou adesão química ao substrato. Baseado nisso, Della Bona<sup>12</sup> (2005) realizou uma revisão de literatura correlacionando a resistência da interface com a superfície de fratura. O autor identificou mecanismos que promovem a adesão e um método para melhorar o desempenho deste procedimento.

Fleming et al.<sup>14</sup> (2005) avaliaram o efeito da rugosidade da interface na RF e no modo e origem da fratura, simulando in vitro uma condição de falha clínica esperada para coroas totalmente cerâmicas e a área dos conectores de próteses fixas. Para isso, discos bicamadas (n=20) na proporção 2:1 para infraestrutura e porcelana de cobertura foram submetidos ao jateamento com diferentes tamanhos de partículas de alumina e tiveram a rugosidade mensurada, assim como a RF biaxial carregada em tração e o módulo de Weibull. A origem da falha e o modo de fratura foram observados em MEV. Pela análise dos resultados foi possível concluir que a RF, o modo e a origem das falhas são dependentes da rugosidade e do módulo do material em tração nos sistemas totalmente cerâmicos de coroas e próteses parciais fixas.

Höland et al.<sup>20</sup> (2006) analisaram a nucleação, a formação de fase primária e a reação no estado sólido para formar o DL derivado do sistema  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-}$

$K_2O-ZrO_2-P_2O_5$ , através da análise térmica, MEV e DRX. Baseado nos dados obtidos, os autores deduziram um mecanismo de reação de quatro etapas. Este mecanismo demonstrou que, após a nucleação do metassilicato de lítio e do DL, a última fase cresce sob a forma de nanocristais aglomerados, mas permanece numa quantidade relativamente pequena, enquanto que o metassilicato cresce rapidamente e decompõe-se a 780-820°C com o resultado de um aumento drástico da fase de DL. O produto final é uma cerâmica vítrea com 3,2% em peso de  $P_2O_5$  revelando uma microestrutura interligada altamente cristalina com uma alta resistência ( $726 \pm 63$  MPa) e translucidez.

Yilmaz et al.<sup>39</sup> (2007) compararam as propriedades mecânicas de 6 cerâmicas para infraestrutura (Finesse, Cergo, IPS Empress, Alumina In-Ceram, Zirconia In-Ceram e Zirconia Cercon; n = 25; 15 mm x 1,2 mm) avaliando a RF biaxial, o módulo de Weibull (m) e a tenacidade à fratura. A média (DP) dos valores de RF (MPa) e módulo de Weibull (m) foram: Finesse: 88,04 (31,61), m = 3,17; Cergo: 94,97 (13,62), m = 7,94; IPS Empress: 101,18 (13,49), m = 10,13; Alumina In-Ceram: 341,80 (61,13), m = 6,96; Zirconia In-Ceram: 541,80 (61,10), m = 10,17; E Zirconia Cercon: 1140,89 (121,33), m = 13,26. Os resultados de tenacidade à fratura de indentação mostraram que havia diferenças significativas entre os materiais cerâmicos, sendo os maiores valores os obtidos pelos materiais à base de zircônia. Os autores concluíram que há diferenças significativas nos valores de RF e tenacidade dos materiais avaliados, sendo a zircônia Cercon a com valores mais elevados de RF e resistência à fratura de indentação quando comparados às outras cerâmicas estudadas.

A aderência de restaurações cerâmicas à estrutura dentária depende dentre vários fatores referentes ao tratamento de superfície, porém pouca informação está disponível para identificar a interação entre a topografia superficial resultante e a força de ligação. Baseado nisso, em 2008, Ayad et al.<sup>6</sup>, avaliaram o efeito dos tratamentos de superfície sobre a rugosidade e adesão à dentina e ao esmalte da cerâmica IPS Empress. As amostras (N=100) foram fabricadas de acordo com as recomendações do fabricante e divididas em 5 grupos, todos tratados por 10 s: ataque com ácido fluorídrico 9,5%, ácido ortofosfórico 50% e 60% e jateamento com  $Al_2O_3$  de 50  $\mu m$  e 250  $\mu m$ . Metade das amostras foi submetida a um analisador de textura superficial e ao MEV para avaliar as alterações morfológicas. O restante das amostras foi submetido a ensaio de resistência ao cisalhamento, e para isso, as

amostras foram silanizadas e cimentadas com cimento resinoso (Nexus), seguida de teste em máquina de ensaios universal. Os autores observaram que o tratamento com ácido fluorídrico 9,5% resultou em poros e sulcos que produziram maior adesão entre a cerâmica e a dentina e o esmalte, enquanto que os tratamentos com ácido ortofosfórico foram os menos eficazes.

Benetti et al.<sup>8</sup> (2010) avaliaram se o ângulo de contato e a resistência ao cisalhamento são influenciados pelo comportamento de expansão térmica/contração nas cerâmicas bicamadas dos sistemas totalmente cerâmicos. Neste estudo foram utilizadas a cerâmica vítrea In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia que foram recobertas pelas porcelanas feldspáticas: VM7; VM9; VM13, compondo seis grupos experimentais. Os discos somente com a infraestrutura (12 mm x 1,2 mm) tiveram sua rugosidade mensurada para assegurar valores iniciais similares. Um cilindro de porcelana de cobertura (2 mm X 2 mm) foi aplicado no centro de todos os discos, resfriados sob condições idênticas e testados para cisalhamento. Para a mensuração do ângulo de contato, amostras similares (porcelana de cobertura com altura de 1 mm) foram recozidas para desenvolver um equilíbrio do ângulo de contato que foi mensurado em um programa digital de imagens. Avaliando os resultados obtidos, os autores concluíram que o ângulo de contato e a resistência ao cisalhamento das cerâmicas bicamadas dos sistemas totalmente cerâmicos são influenciados pelo comportamento de expansão térmica.

Em 2010, Choi et al.<sup>10</sup>, avaliaram a eficiência de corte de peça de mão elétrica e peça de mão de turbina de ar, utilizando sete materiais: Macor (vitrocerâmica usinável), amálgama de prata, óxido de alumínio, óxido de zircônio, alta liga de metal nobre, liga de metal nobre e liga de metal de base. Foram realizados 220 cortes, sendo metade em peça de mão elétrica e metade de turbina a ar. Os autores concluíram que a peça de mão elétrica é mais eficiente no corte de vários materiais usados em odontologia, especialmente cerâmica vítrea usinável, amálgama de prata e alta liga nobre, do que a peça de mão de turbina de ar.

A influência do desgaste em cerâmicas odontológicas sempre foi um desafio a ser resolvido, pois o desgaste pode causar danos que influenciam nas propriedades do material. Baseado nisso, Işeri et al.<sup>24</sup>, em 2010, realizaram desgaste de 1 mm na zircônia e após isso avaliaram a RF em três pontos realizado em uma máquina de ensaios universal. Barras de zircônia (N=25; 21 x 5 x 2 mm) foram divididas em quatro grupos experimentais. O desgaste variou de modo contínuo ou de curta

duração e em alta e em baixa rotação, e no grupo controle não foi realizado desgaste. O grupo controle apresentou os maiores valores, porém sem diferença estatística significativa ( $928,4 \pm 186,5$  MPa). As médias de RF foram maiores quando o desgaste foi realizado em alta rotação ( $878,5 \pm 194,8$  MPa) do que quando realizado em baixa rotação ( $733,8 \pm 94,2$  MPa). Baseado nisso, os autores concluíram que os diferentes modos de desgaste não alteraram a resistência à flexão da zircônia.

Nakamura et al.<sup>27</sup> (2010) avaliaram se o glazeamento de uma porcelana feldspática (Vita VMK 68) afeta o módulo de Weibull e a RF em três pontos. Amostras (n=30) foram divididas em quatro grupos: glazeamento original (controle), desgaste com lixa de carvão de silício #1000, #600 e #100. Foi observado que a RF diminuiu à medida que a rugosidade da superfície aumentou, sendo essas diferenças significativas, exceto entre o grupo desgastado com lixas #600 e #100. O maior módulo Weibull foi encontrado no grupo glazeado (16,3) mostrando uma influência da rugosidade neste módulo.

A avaliação de trincas na porcelana induzida pelo desgaste com alta rotação e fresa diamantada foi realizada por Chang et al.<sup>9</sup> (2011). Quatro marcas comerciais foram avaliadas: Wieland ALLUX, Wieland ZIROX, IPS e.max Ceram e IPS Empress Esthetic Veneering. As amostras foram desgastadas com alta rotação e fresa diamantada fina ( $46 \mu\text{m}$ ), extrafina ( $25 \mu\text{m}$ ) e ultrafina ( $8 \mu\text{m}$ ), e observadas em MEV. Os autores observaram ausência de trincas quando o desgaste foi realizado com fresa ultrafina ou extrafina, contrário do observado para desgaste com fresa fina. Dessa forma, concluíram que o desgaste em alta rotação com irrigação e fresa fina tem potencial para causar trincas em porcelanas.

A avaliação da influência da rugosidade média (Ra) sobre a dureza Vickers (VH), módulo de elasticidade (ME) e RF de dois materiais cerâmicos fabricados pelo sistema CAD/CAM (VITABLOCKS Mark II; IPS Empress CAD) foi o objetivo de Flury et al.<sup>15</sup> (2012). Realizaram-se protocolos de polimento com lixas de carvão de silício variando de granulação #80 (grupo 1), até a lixa #120 (grupo 2), até a lixa #220 (grupo 3), até a lixa #320 (grupo 4), até a lixa #500 (grupo 5) e até a lixa #1000 (grupo 6). A Ra foi medida em perfilômetro, a dureza (VH) e o ME em durômetro e o ensaio de RF em três pontos foi realizado em máquina de ensaios universais. Os resultados mostraram forte correlação entre a rugosidade e a dureza, sendo que a diminuição da rugosidade aumentou a dureza. Clinicamente, o aumento da dureza

implica no aumento da resistência a abrasão e diminuição do desgaste da superfície. Também foi observada uma forte correlação entre Ra e o ME, sendo que a diminuição da Ra favorece o aumento do ME. O aumento do ME implica em um aumento na rigidez da cerâmica, além de maior resistência a deformação. Além disso, foi observado que a diminuição na rugosidade leva ao aumento da RF, o que implica em maior resistência ao lascamento e fratura da cerâmica e com isso maior longevidade. Os autores concluíram que a diminuição da rugosidade melhorou as propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos CAD/CAM testados. No entanto, a RF foi menos influenciada pela rugosidade do que o esperado.

A translucidez das cerâmicas depende da sua composição e também de sua espessura, porém ainda é escassa na literatura informações sobre esse assunto. Baseado nisso, Wang et al.<sup>35</sup> (2013) investigaram a relação entre a translucidez e a espessura de oito cerâmicas vítreas (IPS e.max Press HO, MO, LT, HT, IPS e.max CAD LT, MO, Avante Z Dentin e Trans) e de cinco zircônias (Cercon Base, Zenotec Zr Bridge, Lava Standard, Lava Standard FS3, e Lava Plus High Translucency). As amostras foram preparadas seguindo as recomendações dos fabricantes, e foi realizado um desgaste em um aparelho para desgaste para chegar à espessura predeterminada, que variou de 2,0 a 0,6 mm nas cerâmicas vítreas e de 1,0 a 0,4 mm para as zircônias. Foi utilizado um espectrofotômetro para medir a translucidez das cerâmicas vítreas e a relação entre a espessura e translucidez foi avaliada por meio de uma análise de regressão. Os valores de translucidez das cerâmicas vítreas variaram de 2,2 a 25,3 e das zircônias de 5,5 a 15,1. A translucidez das cerâmicas foi significativamente influenciada tanto pelo material quanto pela espessura, sendo que à medida que a espessura diminuiu a translucidez aumentou de forma exponencial. Todas as zircônias apresentaram algum grau de translucidez, que foi menos sensível à espessura do que a cerâmica vítrea. Dessa forma, ao se escolher um material para a confecção de uma restauração cerâmica, devem ser consideradas as exigências óticas do caso.

Em 2014, Amer et al.<sup>4</sup> investigaram o desgaste de esmalte em oposição a 3 tipos de cerâmicas (N=72): zircônia monolítica (Crystal Zirconia), DL (IPS e.max CAD) e porcelana feldspática (Vita VMK-Master), preparadas de acordo com as recomendações dos fabricantes. As amostras foram divididas em três grupos: acabamento superficial áspero; liso e vitrificado; e colocadas no simulador de desgaste, sendo a avaliação feita após 50.000 ciclos. Os dados mostraram que o

grupo zircônia lisa gerou a menor quantidade de desgaste do esmalte e o oposto aconteceu com os grupos com aplicação de glaze. Baseado nisso, os autores concluíram que o grau de desgaste do esmalte associado à zircônia foi semelhante ao causado pela porcelana feldspática. As superfícies cerâmicas suavemente polidas resultaram em menos desgaste do esmalte antagonista do que as superfícies vitrificadas, sendo recomendada uma superfície polida das zircônias monolíticas para reduzir o desgaste em longo prazo.

Gorman et al.<sup>17</sup> (2014) investigaram quantas vezes o dissilicato de lítio IPS e.max Press pode ser refundido avaliando o efeito que essas repetições podem causar na microestrutura. Os autores verificaram que não houve diferença na composição cristalina após o processo de repetição, sendo que a fase de dissilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) foi a mais encontrada. Concluíram que o dissilicato de lítio pode ser refundido que manterá boas propriedades mecânicas sem alterações significativas na composição química e cristalina.

Já Tang et al.<sup>31</sup> (2014) avaliaram os efeitos da refundição do dissilicato de lítio IPS e.max Press na microestrutura e verificaram que a refundição altera as propriedades do material. A difratometria por raios X aplicada às amostras revelou a presença de dissilicato de lítio, metassilicato de lítio e fosfato de lítio, sendo a maior fase o dissilicato de lítio. Os autores concluíram que a refundição do DL altera as propriedades do DL, com diminuição da dureza, da resistência à flexão e da resistência à fratura, com aumento da porosidade e alteração na estrutura cristalina.

Em 2014, Wang et al.<sup>36</sup>, avaliaram o comportamento a fratura após a realização de desgaste na infraestrutura de DL bicamada. O desgaste foi realizado em discos de DL com lixas de carvão de silício sendo os grupos: jateado, desgaste com lixa #220, #500 e #1200. A topografia e a rugosidade foram avaliadas antes e após o tratamento térmico simulando aplicação da porcelana. A resistência à fratura biaxial e o módulo de Weibull foram calculados para as amostras submetidas à tração e a compressão. Em MEV foram analisados os tipos de falhas e a distribuição do estresse analisada por elementos finitos. Os autores observaram que à medida que as lixas foram aumentando, a rugosidade foi diminuindo, sendo que o tratamento térmico não causou alteração na rugosidade. Os tratamentos não causaram alteração na RF, módulo de Weibull e nos tipos de fratura, tanto para tração quanto para compressão. As fraturas se iniciaram na superfície de tração, sem sinal de delaminação em qualquer grupo. Os autores concluíram que a



porcelana de cobertura pode ser aplicada diretamente na infraestrutura após o desgaste do DL, pois o desgaste não causa nenhum efeito prejudicial.

Com o intuito de avaliar os efeitos da sinterização por faísca de plasma na microestrutura do DL, Al Mansour et al.<sup>1</sup> (2015) compararam amostras de dissilicato (IPS e.max CAD) submetidas a esta sinterização por plasma e convencional. As amostras IPS e.max CAD foram sinterizadas com temperaturas variadas ( $T_1:840^\circ\text{C}$ ,  $T_2:820^\circ\text{C}$ ,  $T_3:800^\circ\text{C}$ ), taxas de aquecimento ( $TA_1:150^\circ\text{C}/\text{min}$ ,  $TA_2:300^\circ\text{C}/\text{min}$ ,  $TA_3:500^\circ\text{C}/\text{min}$ ) e pressões ( $P_1:15\text{ MPa}$ ,  $P_2:50\text{ MPa}$ ,  $P_3:70\text{ MPa}$ ). Amostras de IPS e.max Press foram densificadas em  $750^\circ\text{C}$  e  $800^\circ\text{C}$  (50 ou 200 MPa). Foram realizadas análises de difração de raios X (DRX), DRX em temperatura MEV com análise quantitativa das imagens, sendo que a densificação pelo plasma do IPS e.max Press resultou em uma microestrutura nanocristalina fina e texturizada. A DRX das amostras sinterizadas por plasma revelou principalmente DL, fases de metassilicato de lítio e, em menor presença, ortofosfato de lítio e cristobalita, e fase quartzo. Os autores verificaram que a sinterização por plasma gerou microestruturas vítreas que podem ter propriedades únicas e serem úteis na produção de materiais odontológicos para uso em CAD/CAM.

Bagheri et al.<sup>7</sup> (2015) avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície após o desgaste na RF biaxial de cerâmicas odontológicas com diferentes fases cristalinas. Três tipos de cerâmicas para infraestrutura foram utilizados com 15 amostras por grupo: DL (IPS e.max CAD), cerâmica feldspática reforçada por leucita (Vitablocks Mark II) e cerâmica à base de zircônia (Cercon). Os grupos a base de sílica receberam os seguintes tratamentos: apenas fresado (controle), fresado seguido de jateamento com óxido de alumínio  $50\ \mu\text{m}$ , e fresado seguido de decapagem com ácido hidrófluorídrico 9,5% por 20 s para IPS e.max CAD e 1 min para Vitablocks Mark II. Para a zircônia foram realizados os seguintes tratamentos: fresado e sinterizado (controle), fresado e sinterizado seguido de jateamento e fresado e sinterizado seguido de irradiação com laser Nd:YAG. Após os tratamentos foi mensurada a RF (MPa) em uma máquina de teste universal. Os autores verificaram que a RF foi afetada pelo tipo de material e pelo tipo de tratamento da superfície. O jateamento com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  foi prejudicial para a resistência das cerâmicas à base de sílica e o laser Nd:YAG para a resistência da zircônia.

Lien et al.<sup>26</sup> (2015) estudaram o efeito de vários tratamentos térmicos na cinética de cristalização, na microestrutura cristalina e na RF do DL para elucidar as

respostas microestruturais do dissilicato IPS e.max CAD, como um sistema dependente da temperatura para buscar melhorias nas propriedades do material e no seu desempenho. O grupo controle foi aquecido usando um protocolo padrão do fabricante. Dois grupos experimentais foram testados, sendo um com uma faixa estendida de temperatura (750-840°C versus 820-840°C) com 30°C/min na taxa de aquecimento e o outro grupo com tempo prolongado (14 min versus 7 min) na temperatura isotérmica de 840°C. Outros cinco grupos com diferentes taxas de aquecimento e com temperaturas alvo menores foram avaliados para investigar as alterações microestruturais. Para cada grupo, as fases cristalinas foram identificadas por DRX e as morfologias por MEV. A determinação da energia de ativação do DL sob as condições não isotérmicas foi realizada por calorimetria. Para obter-se a RF em três pontos, a tenacidade à fratura e o módulo de elasticidade utilizou-se uma máquina universal de ensaios e para obter-se a dureza o durômetro. Os autores verificaram que o material revelou três microestruturas distintas durante a cristalização. Os grupos com a faixa de temperatura estendida (750-840°C) e tempo de espera prolongado (820-840°C, 14min) resultaram em módulo de elasticidade e dureza significativamente maior que o grupo controle, porém a RF e tenacidade a fratura foram similares em relação ao grupo controle. A energia de ativação para o crescimento de DL foi de 667 ( $\pm$  29,0) kJ/mol, sendo que o rápido crescimento do DL ocorreu apenas quando a formação máxima de metassilicatos de lítio havia terminado.

Em 2015, Vrochari et al.<sup>34</sup> compararam a rugosidade do e.max Press com um compósito resinoso (Gradia) após desgaste de discos com fresa diamantada fina (46  $\mu$ m) sob irrigação e repolimento com kit de polimento próprio para cada material. A topografia foi observada em MEV e a rugosidade em perfilômetro. Os autores verificaram que o DL apresentou melhor desempenho quando polido por meio intraoral ( $R_a = 0,28 \mu$ m) em comparação ao compósito resinoso ( $R_a = 0,42 \mu$ m). O material cerâmico mostrou-se ser mais capaz de adquirir uma superfície relativamente lisa após repolimento quando comparado ao material resinoso. Porém, ambos os materiais apresentaram rugosidade que favorecerem o acúmulo de placa e a inflamação periodontal, porém aceitáveis clinicamente após o repolimento.

Os compósitos de resina multifásicos podem ser utilizados como uma alternativa para reforçar as cerâmicas, porém ainda há poucos dados disponíveis sobre a sua estabilidade. Baseado nisso, Gresnigt et al.<sup>18</sup> (2016) avaliaram o efeito

das forças axiais e laterais na resistência de *endocrowns* a base de DL (IPS e.max CAD) e compósito multifásico de resina (Lava Ultimate). Para isso, foram utilizadas 60 amostras divididas em três grupos: controle (sem tratamento); grupo LI com *endocrown* com IPS e.max CAD e grupo LA com *endocrown* com Lava Ultimate. Depois da preparação do conduto endodôntico, foi realizada vedação da dentina e cimentação das peças após silicatização e silanização das mesmas. As amostras foram termocicladas ( $\times 10.000$  ciclos), sendo metade do grupo submetida a forças axiais e a outra metade a forças laterais com carga de 1 mm/min, avaliando o tipo de falha e a localização da fratura. Os autores observaram que ocorreu principalmente falha coesiva após o carregamento axial e falha adesiva após o carregamento lateral para ambos os materiais. Além disso, sob carga axial os molares restaurados com *endocrowns* tiveram desempenho similar para ambos os materiais, sendo o compósito reforçado por resina menos durável sob o carregamento lateral do que o DL.

As zircônias monolíticas de alta translucidez podem ser utilizadas em reduções dentárias conservadoras. Porém, os níveis de translucidez desses materiais variam de acordo com as marcas utilizadas, sendo necessários mais estudos. Baseado nisso, Harada et al.<sup>19</sup> (2016) mediram a translucidez das zircônias monolíticas translúcidas comparando com o DL. Para este estudo foram utilizados cinco tipos de zircônia: Prettau Anterior (Zirkonzahn), BruxZir (Glidewell Laboratories), Katana HT, Katana ST e Katana UT (Kuraray Noritake Dental Inc) e um tipo de DL, e.max CAD LT (Ivoclar Vivadent) sendo todos submetidas a espectroscopia (Evolution 300 UV-Vis) com uma esfera integrada para avaliar a transmitância total de luz como nm porcentagem (Tt%) a um comprimento de onda de 555 nm. Os autores verificaram que com uma espessura de 0,5 mm, e.max CAD LT foi significativamente mais translúcido do que todas as zircônias e dentre as zircônia a Katana UT foi significativamente a mais translúcida. Com uma espessura de 1,0 mm, a Prettau anterior, Katana ST e Katana UT foram significativamente mais translúcidas do que todas as outras zircônias, porém menos translúcida que o e.max CAD LT.

Lawson et al.<sup>25</sup> (2016) avaliaram as propriedades mecânicas (resistência à flexão, módulo de elasticidade, dureza e desgaste) de materiais CAD/CAM, dentre eles o dissilicato de lítio (e.max CAD), dissilicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo), 3 compósitos resinosos (Cerasmart, Lava Ultimate, Paradigm MZ100) e

um polímero infiltrado por cerâmica (Enamic) e verificaram que os compósitos resinosos e os materiais cerâmicos infiltrados com resina demonstraram uma resistência adequada ao desgaste para restaurações, no entanto, eles exigirão, pelo menos, uma espessura de material similar à das restaurações de dissilicato de lítio devido à sua resistência.

Levando em conta que os ajustes clínicos intraorais realizados no DL podem iniciar falhas no material e afetar a qualidade da prótese diminuindo sua longevidade, Song et al.<sup>30</sup> (2016) avaliaram o desgaste in vitro do IPS e.max Press. Espécimes de 10 mm x 10 mm x 5 mm foram desgastados e polidos com pasta diamantada simulando um ajuste na infraestrutura com fresa diamantada em alta rotação em um aparato automatizado de desgaste. Foram analisados o desgaste da fresa diamantada, o acabamento superficial e a integridade do DL em MEV, as forças e energia geradas pelo desgaste por meio de um software acoplado à máquina de desgaste e a rugosidade em perfilômetro ótico. Os autores observaram um desgaste mínimo da fresa com debris de DL. As forças de desgaste e a energia foram significativamente dependentes das condições de desgaste ( $p < 0,05$ ) e maiores que outras cerâmicas vítreas ( $p < 0,05$ ). A rugosidade superficial do DL desgastado foi comparável às outras cerâmicas testadas na literatura. Os mecanismos de remoção do DL foram dominados pela fratura induzida por penetração e deformação plástica induzida por cisalhamento. Diferente da maioria das outras cerâmicas vítreas, foram encontradas fraturas intergranulares e transgranulares dos cristais de DL.

Yang et al.<sup>37</sup> (2016), em estudo retrospectivo, sugerem que os dentistas sejam cautelosos para empregar próteses fixas de três ou mais elementos, coroas combinadas de dois ou mais elementos e coroa unitária em molares devido ao maior risco de falha dessas próteses. Sugerem ainda que o DL IPS e.max Press tem um resultado ideal em médio prazo, sendo que as falhas ocorrem principalmente nos três primeiros meses após a cimentação e as principais razões são o lascamento da cerâmica e fratura. Os autores chegaram a essa conclusão após avaliarem os resultados clínicos de quatro diferentes tipos de restaurações feitas de IPS e.max Press durante 5 anos, analisando os dados coletados dos registros de um total de 6855 restaurações de 4634 pacientes.

Yassini et al.<sup>38</sup> (2016) realizaram um trabalho onde os resultados colaboram para a seleção dos cimentos resistentes a fadiga para cimentação das restaurações

cerâmicas sob carga cíclica causada pela mastigação. Os autores investigaram o comportamento de fadiga da interface de ligação do DL com três cimentos resinosos de dupla cura. Para a execução desse estudo, foram utilizadas 45 barras de cerâmica-resina-cerâmica que foram divididas em três grupos de acordo com o cimento resinoso: Panavia F2.0, Rely X Ultimate e Duo-link Universal. Três barras de cada grupo foram testadas para flexão em três pontos e avaliando a resistência à fratura. As outras amostras dos grupos foram submetidas ao ensaio de fadiga rotativo com tensões iguais a 30%, 40%, 50% e 60% da resistência à fratura. A carga cíclica foi continuada até fratura ou até 10.000 ciclos, sendo que as amostras que não falharam até o final do ciclo tiveram a resistência à fadiga avaliada. Os autores concluíram que a resistência à fadiga da interface cerâmica-resina é significativamente menor do que a resistência de união. Além disso, o Rely X Ultimate apresentou a maior resistência à fadiga e enquanto o Duo-Link Universal exibiu a menor resistência à fadiga.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do desgaste sobre as propriedades superficiais, a dureza Vickers e a estrutura cristalina de um DL experimental comparando com um comercial, simulando um ajuste clínico na infraestrutura. A hipótese nula é que ambos os materiais (experimental e comercial) não tem suas propriedades de superfície e a dureza Vickers alteradas quando o procedimento de desgaste é feito.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Obtenção das Amostras

Foram utilizados 24 discos de DL experimental fornecido pelo LaMaV (Laboratório de Materiais Vítreos do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP) e 24 discos de DL comercial (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) (Tabela 1).

**Tabela 1** - Materiais utilizados e suas características

Material	Composição	Fabricante	Classificação
IPS e.max Press	SiO <sub>2</sub> , Li <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, MgO, ZnO, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> e outros óxidos.	Ivoclar	Vitrocerâmica
		Vivadent	(controle)
Dissilicato de Lítio	57-80% SiO <sub>2</sub> , 11-19% Li <sub>2</sub> O, 1-14% La <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 0-14% K <sub>2</sub> O	LaMaV	Vitrocerâmica
		UFSCar	experimental

Fonte: Elaboração própria

Os espécimes de DL experimental foram fornecidos pelo LaMaV já na forma de discos injetados com 12 mm x 1,6 mm. Para a obtenção das amostras do DL comercial, foram selecionadas pastilhas de IPS e.max Press, que foram submetidas ao processo de injeção seguindo as recomendações do fabricante, com o intuito de se obter discos com 12 mm x 1,6 mm. Para a obtenção dos discos, inicialmente foram confeccionadas matrizes com silicone de condensação (Zetalabor, Labordental Ltda, São Paulo, SP, Brasil), de forma a obter discos com 12 mm de diâmetro x 1,6 mm de espessura, onde foi vertida cera de enceramento (Asfer Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil). Em seguida, foram fixados os canais de alimentação de 2,5 mm nos discos e na base de anel do revestimento, de forma que ficassem fixos na direção de escoamento da vitrocerâmica. Foi realizada a inclusão em revestimento (Gilvest Hs, Bradent, Cotia, SP, Brasil) e após sua presa (15 min), foi realizado um preaquecimento em um forno (Edgcon, EDG, São Carlos, SP, Brasil) para aquecimento do anel, expansão do revestimento e eliminação da cera. A injeção foi realizada em forno do próprio fabricante com parâmetros pré-estabelecidos (Programat EP3000, Ivoclar Vivadent, Barueri, SP,

Brasil), seguido de desinclusão e jateamento, usando pérolas de vidro.

Para padronização das superfícies, os discos foram polidos de forma manual e com um auxílio de um matriz metálica padronizadora com lixas de carbetto de silício #100, #320, #600, #1000 e #1500 (401Q, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) (Wang et al.<sup>35</sup>, 2013) a 600 rpm com irrigação constante em politriz (Aropol 2V, Arotec), com tempo de 1 min em cada lixa para se chegar nas dimensões finais desejadas que foram: 12 mm x 1,4 mm para os grupos não submetidos ao desgaste e de 12 mm x 1,5 mm para os grupos que foram submetidos ao desgaste (ISO 6872<sup>21</sup>).

As amostras foram mensuradas em paquímetro digital (500-144B, Mitutoyo Sul Americana, Suzano, SP, Brasil) aceitando-se variação  $\pm 0,01$  mm. Os discos foram divididos em quatro grupos experimentais (n=6): dissilicato de lítio experimental desgastado (ED) e dissilicato de lítio experimental sem desgaste (E), dissilicato de lítio comercial desgastado (CD) e dissilicato de lítio comercial sem desgaste (C).

Todos os espécimes tiveram suas superfícies jateadas com óxido de alumínio 120  $\mu$ m (Bio-art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil) a 2 bar de pressão por 20 s a uma distância constante de 10 mm (Wang et al.<sup>36</sup>, 2014), para simular o que ocorre frequentemente em um laboratório de prótese, pois durante o procedimento de injeção, ocorre a formação de uma camada de reação após a eliminação do revestimento e para eliminá-la uma das etapas é o jateamento com óxido de alumínio (IPS e.max Press<sup>23</sup>, 2009). Antes da execução de cada teste, os discos foram limpos em ultrassom durante 5 min em água destilada seguido por 5 min em álcool isopropílico.

## 4.2 Procedimento de Desgaste

Os discos dos grupos ED e CD tiveram 0,1 mm de material desgastado, simulando um ajuste clínico para ajuste da infraestrutura. Para tanto, foi utilizado um aparelho padronizador de desgaste (Figura 1 e 2) desenvolvido na Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP que permitiu controlar a quantidade de desgaste, a velocidade de rotação ( $\cong 20.000$  rpm) e a força exercida sobre as amostras (100g) (Işeri et al.<sup>24</sup>, 2010).

Os discos foram fixados no aparelho padronizador para que suas superfícies



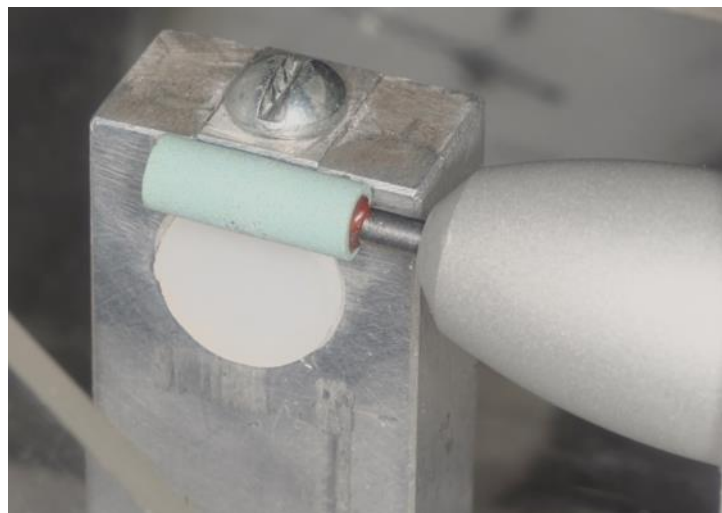
fossem desgastadas com pedra diamantada cilíndrica (MasterCeram®, MCE 133 104, Eurodental Comercial Importadora Ltda, São Paulo, SP, Brasil) que foi acoplada em um micromotor elétrico (LB 100, Beltec, Araraquara, SP, Brasil) fixado em um cabeçote móvel automatizado no aparelho padronizador que ao realizar movimentos verticais permitia a passagem da pedra pela superfície da amostra realizando um desgaste controlado. Foi utilizada uma pedra diamantada para o grupo comercial e outra pedra diamantada pra o grupo experimental.

**Figura 1** - Aparelho padronizador de desgaste



Fonte: Arquivo pessoal do autor

**Figura 2** - Amostra em posição no dispositivo



Fonte: Arquivo pessoal do autor

### **4.3 Propriedades Avaliadas**

Foram realizadas as seguintes análises das superfícies em todos os grupos:

#### **4.3.1 Rugosidade média**

A rugosidade média (Ra) foi mensurada em rugosímetro (Mitutoyo SJ 400, Mitutoyo Corporation, Yokohama, Kanagawa, Japão) com precisão de leitura de 0,01  $\mu\text{m}$ , comprimento de leitura de 2,5 mm, velocidade da ponta ativa de 0,5 mm/s, e raio da ponta ativa de 5  $\mu\text{m}$ . Foram realizadas três medidas em direção perpendicular ao sentido do desgaste para cada superfície e uma média foi determinada.

#### **4.3.2 Topografia de superfície**

A topografia de superfície dos espécimes foi avaliada em perfilômetro confocal ótico (PB1000, Nanovea, EUA) em uma área de 0,5 x 0,5  $\text{mm}^2$ , com espaçamento entre pontos de 3  $\mu\text{m}$  para obter imagens tridimensionais (3D) de acordo com a norma ISO 25178<sup>22</sup>.

#### **4.3.3 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)**

Para a caracterização morfológica da superfície, os espécimes foram recobertos com platina e analisados em microscópio eletrônico de varredura (Inspect F50, FEI, Achtseweg Noord 5, Eindhoven, Holanda) com feixe de luz de 3 kV.

#### **4.3.4 Energia livre de superfície (ELS)**

A energia livre de superfície foi determinada de forma indireta por meio da mensuração do ângulo de contato estático. O ângulo de contato foi determinado pelo método da gota séssil em goniômetro automático (Dataphysics, OCA20, Filderstadt, Baden-Württemberg, Alemanha) localizado no Instituto de Química de Araraquara – UNESP.

Com base em diferentes polaridades e ausência de reação dos líquidos foram

utilizados: água, glicerol e diiodometano (González-Martín et al.<sup>16</sup>, 1999). A leitura foi realizada em temperatura controlada (20°C) após o tempo de acomodação (20 s) da gota dos líquidos. Antes de cada leitura as amostras foram limpas em ultrassom com acetona (5 min), água destilada (5 min) e álcool isopropílico (5 min) e permaneceram em dissecador por 24 horas. A média do ângulo de contato, para cada líquido, foi calculada a partir de três leituras realizadas na superfície de cada amostra, na sequência, foi calculada a energia livre de superfície com base na equação de Young como relatada por González-Martín et al.<sup>16</sup> em 1999.

#### **4.3.5 Difração de raios X**

Com o intuito de identificar a estrutura cristalina, os discos de DL foram analisados em difratômetro de raios-X (RINT2000, RIGAKU, São Paulo, SP, Brasil), utilizando-se radiação Cu-K $\alpha$ , com varredura entre 10° e 80°, passo angular de 0,02°, varredura contínua em 3 °/min. As fases cristalinas foram identificadas com o banco de dados PDF+2 e os refinamentos das estruturas cristalinas foram realizados pelo método de Rietveld.

#### **4.3.6 Dureza Vickers**

Para determinação dos valores de dureza Vickers foi utilizado um durômetro (Micromet 2100, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) com a aplicação de carga de 500 gf durante 15 s (ASTM E-384 2010, ASTM-American Society for Testing and Materials<sup>5</sup>). Foram realizadas seis mensurações em cada amostra, seguidas da média de dureza Vickers.

### **4.4 Método de Análise dos Resultados**

Os dados foram analisados estatisticamente utilizando o *software* Biostat 5.1 adotando-se nível de significância de 5%. Todos os dados foram submetidos ao teste de normalidade e homocedasticidade. A dureza Vickers e a ELS foram analisadas por ANOVA dois fatores. A rugosidade média foi analisada utilizando Kruskal-Wallis seguido pelo teste de Student Newman Keuls.

## 5 RESULTADO

### 5.1 Rugosidade

As medianas de rugosidade e os resultados estatísticos estão listados na Tabela 2 a 4. O teste de Kruskal-Wallis identificou diferenças entre os grupos ( $p=0,0284$ ). Entretanto, o teste de Student Newman Keuls não indicou diferenças entre as marcas de DL. O procedimento de desgaste não causou alteração na Ra tanto para o DL comercial quanto para o experimental.

**Tabela 2** - Medianas e desvios-padrão de rugosidade (Ra,  $\mu\text{m}$ )

Grupos	Ra	
	Sem Desgaste	Com Desgaste
Comercial	1,45 $\pm$ 0,08 <sup>ab</sup>	1,13 $\pm$ 0,17 <sup>b</sup>
Experimental	1,69 $\pm$ 0,11 <sup>a</sup>	1,57 $\pm$ 0,13 <sup>ab</sup>

Letras diferentes indicam diferença estatística significativa  
Fonte: Elaboração própria

**Tabela 3** - Valores referentes aos postos médios fornecidos pelo teste de Kruskal-Wallis para cada grupo experimental

Grupos	Postos médios
C	10,4
CD	4,6
E	15,8
ED	11,2

Valor H de Kruskal-Wallis calculado = 9,0708. P = 0,0284  
Fonte: Elaboração própria

**Tabela 4** - Diferenças de postos médios/valor de p calculados por meio do teste Student Newman Keuls

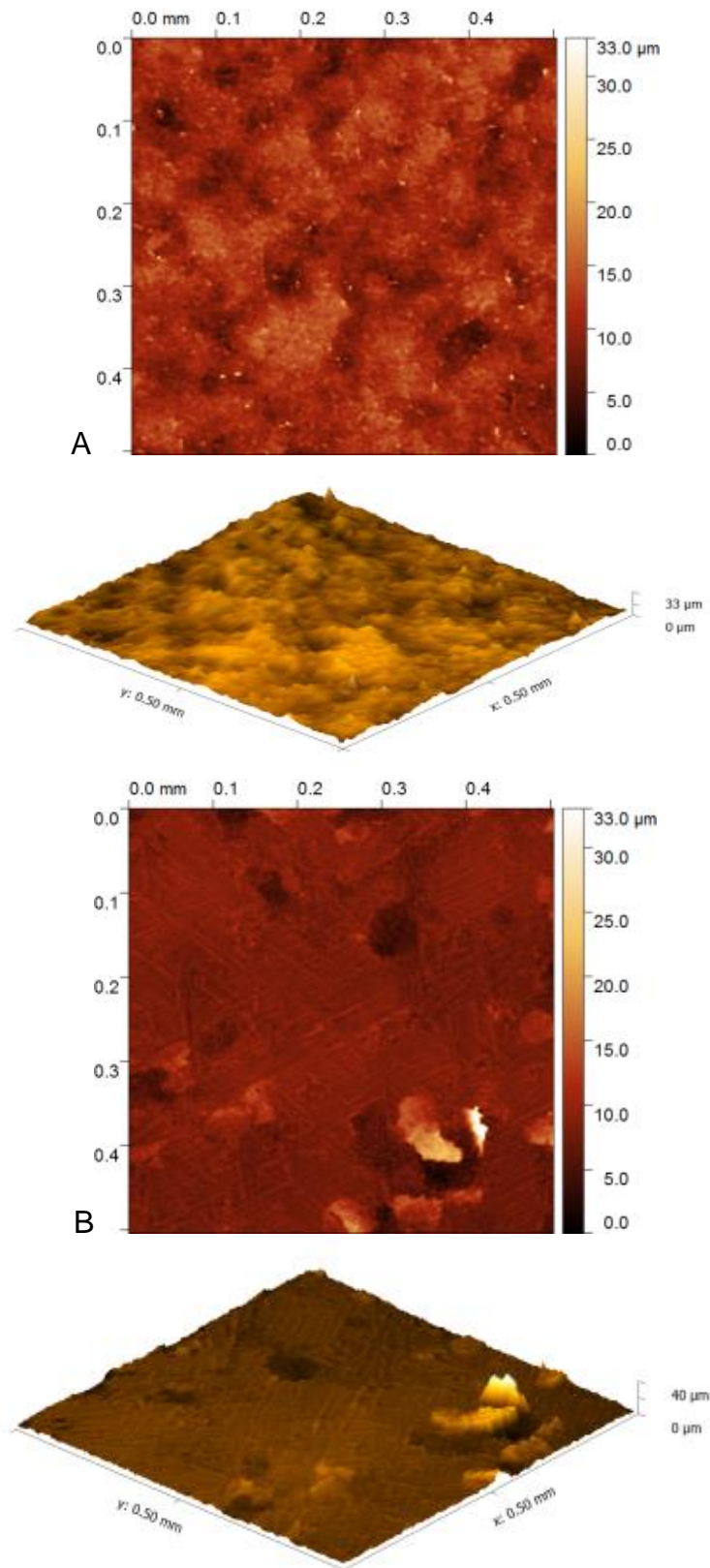
<b>Grupos</b>	<b>C</b>	<b>CD</b>	<b>E</b>
CD	5,8 / 0,1211		
E	5,4 / 0,149	0,8 / 0,0028	
ED	11,2 / 0,8307	6,6 / 0,077	4,6 / 0,2189

Fonte: Elaboração própria

## 5.2 Topografia de Superfície

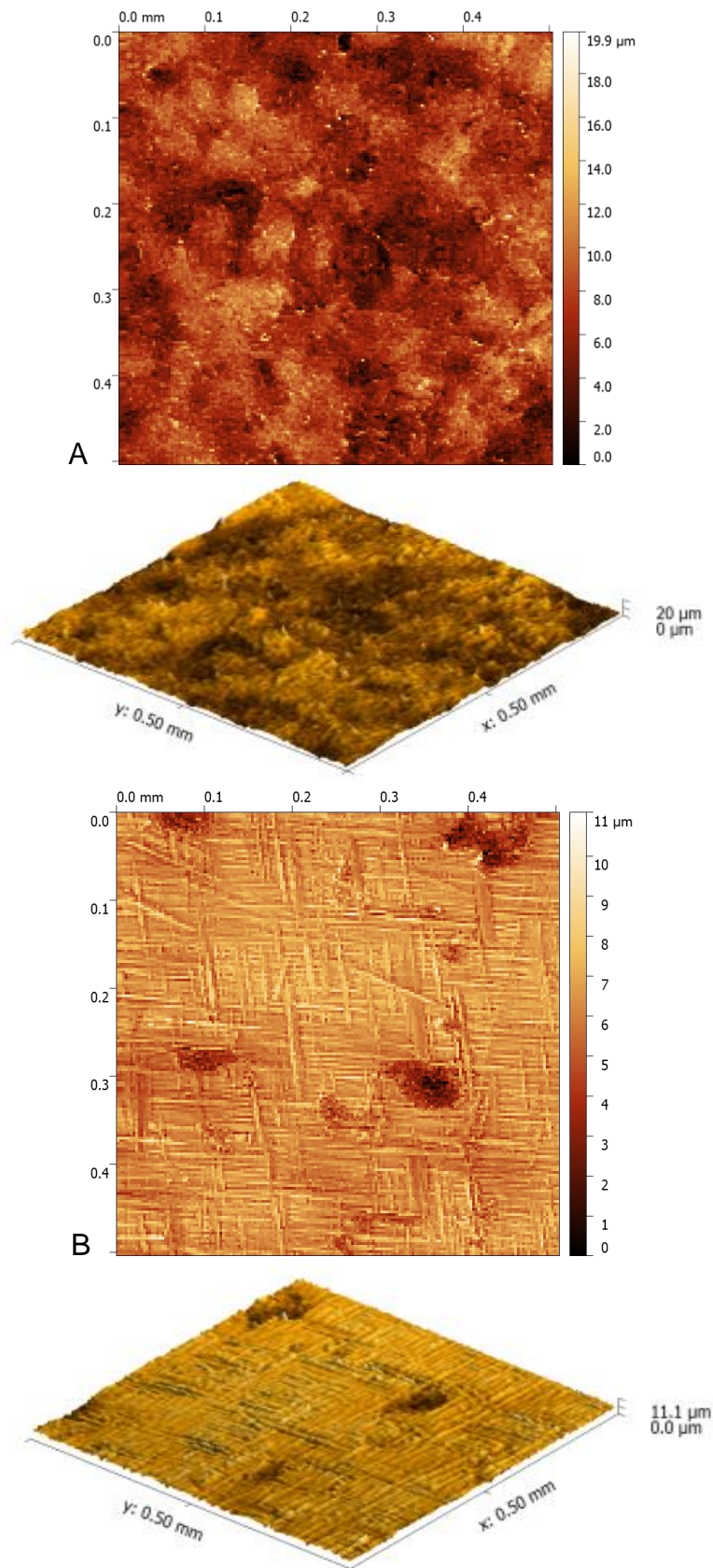
As Figuras 3 e 4 mostram imagens tridimensionais da superfície obtidas em perfilômetro confocal ótico. Na Figura 3A as imagens são correspondentes ao DL comercial e.max Press sem desgaste (C), a Figura 3B corresponde ao DL comercial e.max Press com desgaste (CD), a Figura 4A corresponde ao DL experimental sem desgaste (E) e a Figura 4B corresponde ao DL experimental com desgaste (ED). Em 3A e em 4A observa-se uma superfície irregular com diferença notável entre picos e vales, já em 3B e em 4B ocorreu uma planificação dos picos, resultando em uma superfície mais lisa, porém em 4B nota-se maiores ranhuras em direções randomizadas. Comparando as topografias, pode-se observar que o desgaste reduz a distância entre os picos e os vales.

**Figura 3** - Topografias das imagens em 3D. (A) grupo C e (B) grupo CD



Fonte: Elaboração própria

**Figura 4** - Topografias das imagens em 3D. (A) grupo E e (B) grupo ED



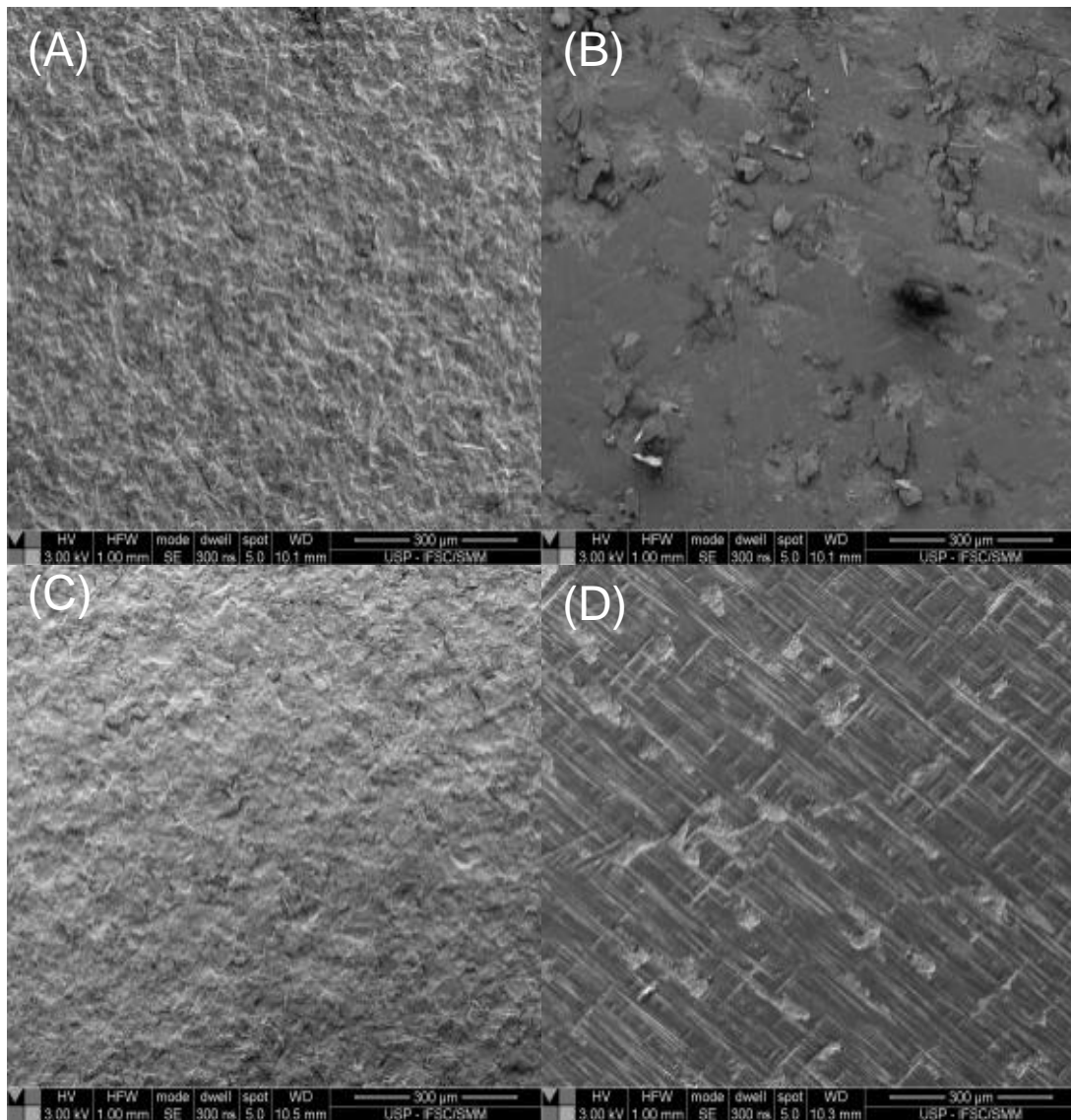
Fonte: Elaboração própria



### 5.3 Morfologia de Superfície

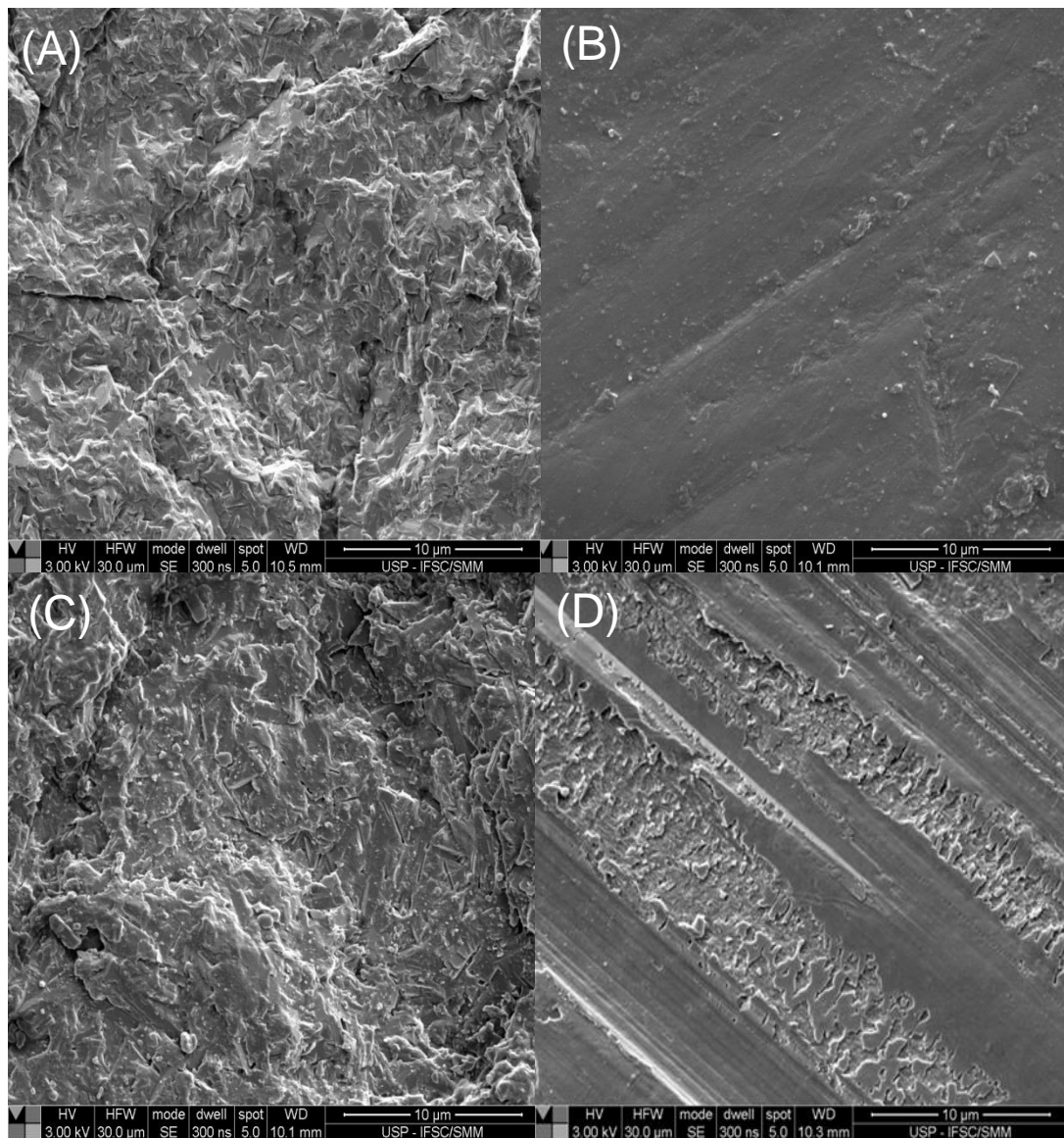
As Figuras 5 e 6 apresentam as imagens de superfície obtidas por MEV. As morfologias superficiais corroboram as imagens obtidas em perfilômetro, com as Figuras 5A, 5C, 6A e 6C mostrando uma superfície irregular e rugosa. Após o desgaste observa-se uma planificação da superfície, porém introduzindo ranhuras randomizadas (Figuras 5B, 5D, 6B e 6D). Nas Figuras 5D e 6D essas ranhuras são mais evidentes.

**Figura 5** - Micrografias (300  $\mu\text{m}$ ) correspondentes aos grupos experimentais: (A) grupo C, (B) grupo CD, (C) grupo E, (D) grupo ED



Fonte: Elaboração própria

**Figura 6** - Micrografias (10  $\mu\text{m}$ ) correspondentes aos grupos experimentais: (A) grupo C, (B) grupo CD, (C) grupo E, (D) grupo ED

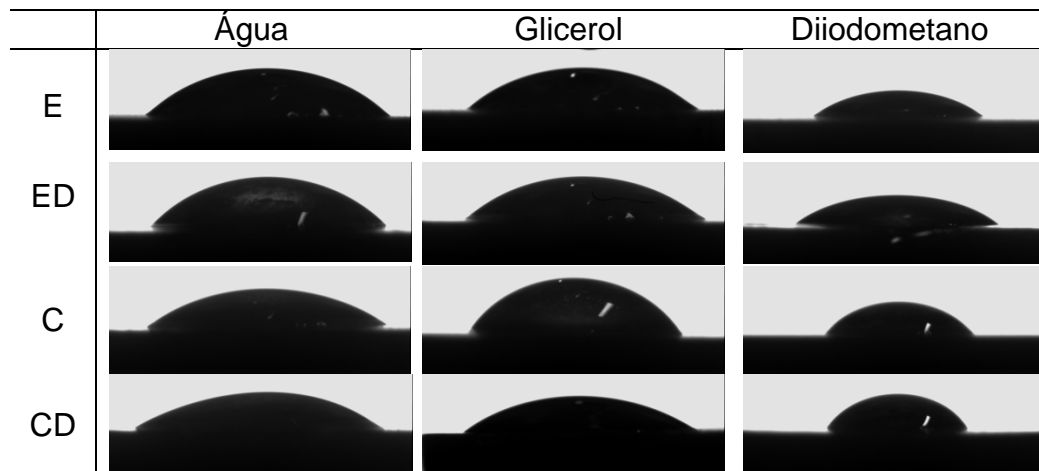


Fonte: Elaboração própria

#### 5.4 Energia Livre de Superfície

Uma imagem representativa da gota formada pelos líquidos de água, glicerol e diiodometano para a mensuração do ângulo de contato pode ser observada na Figura 7. Além disso, Tabela 5 mostra os resultados referentes ao teste estatístico ANOVA dois fatores e a Tabela 6 os resultados de ELS. Não foram observadas diferenças significantes entre DL experimental e comercial, ou seja, o procedimento de desgaste não causou qualquer alteração na ELS.

**Figura 7** - Imagem representativa da gota formada pela água, glicerol e diiodometano líquidos em todos os grupos



Fonte: Elaboração própria

**Tabela 5** - Resultados referentes ao teste estatístico ANOVA dois fatores

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	P
Marca	1,39392	1	1,39392	0,013311	0,910
Tratamento	41,1845	1	41,1845	0,393277	0,539
Interações	680,2445	1	680,2445	6,495764	0,051
Total	2398,363	19			

Fonte: Elaboração própria

**Tabela 6** - Médias e desvios-padrão de energia livre de superfície para os diferentes grupos experimentais

Grupos	ELS	
	Sem Desgaste	Com Desgaste
Comercial	47,13 ± 8,54	55,93 ± 13,75
Experimental	58,27 ± 9,85	43,73 ± 7,75

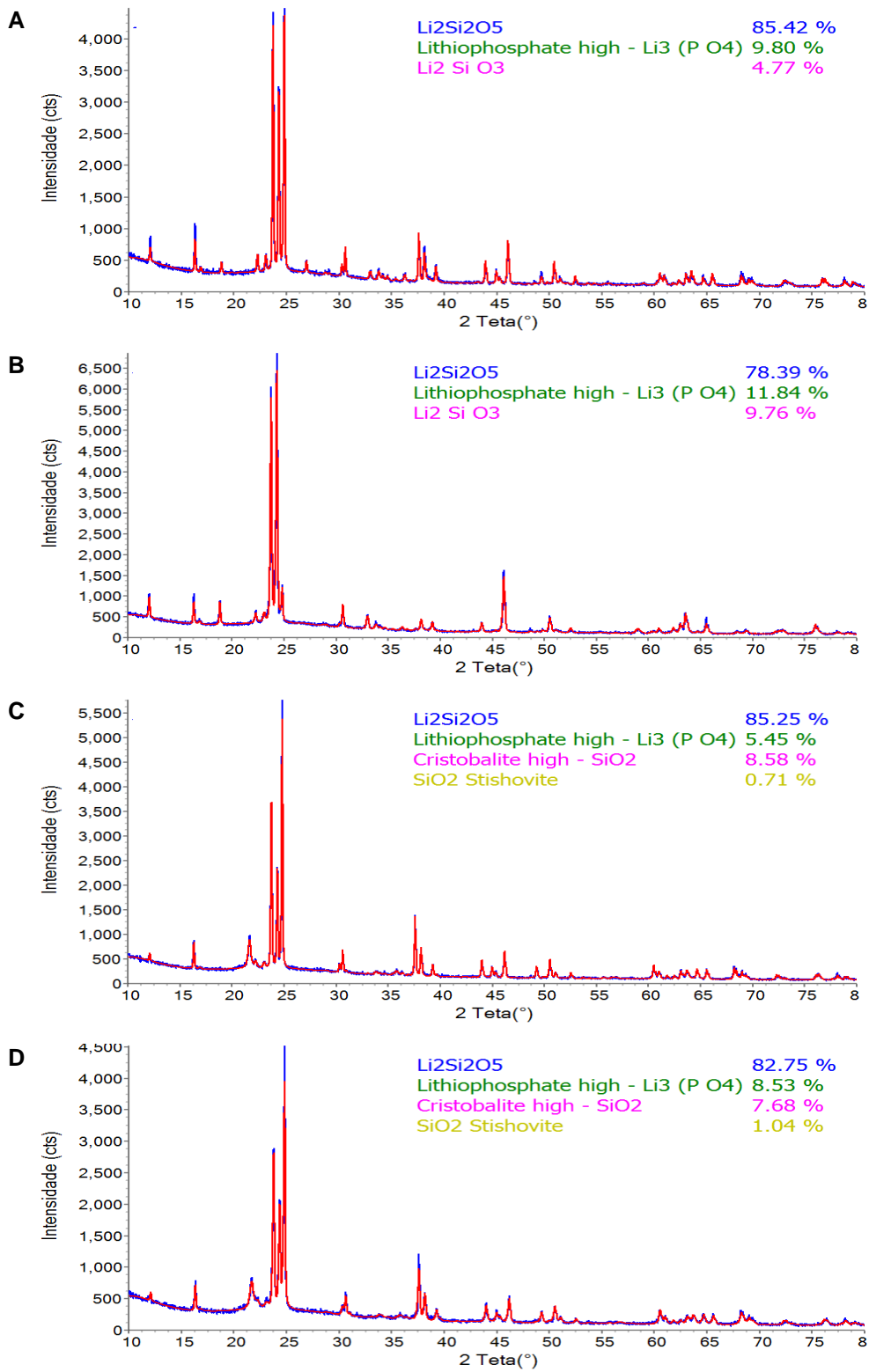
Fonte: Elaboração própria

## 5.5 Difração de Raios X

Os padrões de DRX do IPS e.max Press e do DL experimental podem ser observados na Figura 8. As imagens referentes aos grupos C e CD, respectivamente 8A e 8B, apresentam picos identificados como dissilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), fosfato de lítio ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) e metassilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ). Os padrões de DRX do DL experimental (grupo E - Figura 8C e grupo ED - Figura 8D) mostram picos que denotam  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ,  $\text{Li}_3\text{PO}_4$  e polimorfos de silicato ( $\text{SiO}_2$ - Cristobalita e Stishovita).

Assim, observa-se um padrão semelhante da estrutura cristalina entre o DL comercial e o experimental. Ambos apresentaram o  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  em maior quantidade. Após o desgaste, notou-se a presença das mesmas fases.

**Figura 8** - Padrões de difração de raios X correspondente aos grupos: (A) grupo C, (B) grupo CD, (C) grupo E, (D) grupo ED



Fonte: Elaboração própria

## 5.6 Dureza Vickers

Os resultados da dureza de Vickers estão listados na Tabela 8 e os dados referentes ao teste estatístico ANOVA dois fatores na Tabela 7. Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos; a dureza do DL experimental foi semelhante à dureza do DL comercial ( $p = 0,223$ ). O desgaste não alterou a dureza para ambas as marcas ( $p = 0,883$ ).

**Tabela 7** - Resultados referentes ao teste estatístico ANOVA dois fatores

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	P
Marca	2020,787067	1	2020,787	1,605022	0,2233
Tratamento	28,04501389	1	28,04501	0,022275	0,8832
Interações	633,4501606	1	633,4502	0,503122	0,4883
Total	22826,92252	19			

Fonte: Elaboração própria

**Tabela 8** - Valores médios e desvios-padrão da dureza (VHN)

Grupos	VHN	
	Sem Desgaste	Com Desgaste
Comercial	571,86 ± 31,14	580,75 ± 36,65
Experimental	603,22 ± 18,97	589,60 ± 48,62

Fonte: Elaboração própria

## 6 DISCUSSÃO

No presente estudo avaliou-se a influência do desgaste sobre as propriedades de superfície, estrutura cristalina e dureza Vickers de um DL experimental comparando-o com um DL já comercializado. A hipótese nula de que o desgaste com pedra diamantada não altera as propriedades de superfície (rugosidade, ângulo de contato, topografia), a dureza e a estrutura cristalina do DL foi aceita.

O material experimental deste estudo é confeccionado pela técnica de injeção e permite utilização de duas maneiras. Primeiro como infraestrutura que necessitará de recobrimento com uma PC, ou então como coroa monolítica a qual deverá ser realizada a técnica de pigmentação denominada maquiagem. Ressalta-se que neste estudo o enfoque foi dado ao uso do DL como infraestrutura, que muitas vezes necessita de ajustes tanto para adaptação interna quanto para obtenção de um adequado espaço interoclusal para a aplicação da PC. Assim, considerando-se a necessidade de recobrimento de DL tornou-se interessante avaliar propriedades que poderão interferir na interface DL-cerâmicas uma vez que tal região desempenha um papel crucial no comportamento mecânico dos sistemas totalmente cerâmicos.

Observando os resultados de rugosidade média verificou-se que apesar da diminuição numérica ocorrida não houve alterações estatisticamente significantes após o desgaste tanto para o DL comercial quanto para o experimental. Os valores de Ra iniciais (E=1,69  $\mu\text{m}$  e C=1,45  $\mu\text{m}$ ), mensurados após o jateamento, estão próximos aos encontrados por Albakry et al.<sup>3</sup> (2004) que mostraram valores de 1,7  $\mu\text{m}$  para amostras que receberam jateamento e de 1,4  $\mu\text{m}$  para amostras do grupo controle. Os valores de rugosidade do DL após desgaste reportados na literatura (Albakry et al.<sup>3</sup>, 2004; Wang et al.<sup>36</sup>, 2014 e Vrochari et al.<sup>34</sup>, 2015), são menores quando comparados aos valores encontrados neste trabalho. Contudo os trabalhos que reportam desgaste realizam tal procedimento com lixas e não com pedra diamantada, como realizado neste trabalho.

A escassez de estudos sobre o efeito da rugosidade da superfície do DL para infraestrutura não permite determinar se há valores de Ra considerados ideais. Sabe-se que, de modo geral para estruturas bilaminadas totalmente cerâmicas uma maior lisura superficial permite uma melhor dissipação de tensão, reduzindo a incidência de fraturas. Entretanto, superfícies muito lisas podem diminuir a adesão

entre as cerâmicas aumentando a incidência de delaminação (Fleming et al.<sup>14</sup>, 2005; Benetti et al.<sup>8</sup>, 2010; Nakamura et al.<sup>27</sup>, 2010; Wang et al.<sup>36</sup>, 2014).

As imagens tridimensionais da superfície obtidas em perfilômetro confocal ótico e as imagens de MEV mostram uma morfologia superficial inicial similar para ambos os materiais. Nestas imagens é possível observar uma superfície irregular e rugosa com diferença notável entre picos e vales (Figuras 3, 4, 5 e 6). Estes achados mostram imagens muito similares às encontradas por outros autores (Albakry et al.<sup>3</sup>, 2004; Wang et al.<sup>36</sup>, 2014; Vrochari et al.<sup>34</sup>, 2015). Após a realização do desgaste ocorreu uma planificação dos picos, resultando em uma superfície mais lisa, porém com ranhuras em direções randomizadas, corroborando os achados de Wang et al.<sup>36</sup> (2014).

Um resultado importante que foi avaliado neste trabalho diz respeito à medição do ângulo de contato à energia livre de superfície do DL. Estudos prévios indicam que o ângulo de contato pode ser influenciado pela rugosidade da superfície e que modificações na topografia têm um efeito sobre a energia de superfície (Phoenix, Shen<sup>29</sup>, 1995; Oh et al.<sup>28</sup>, 2002; Della Bona et al.<sup>11</sup>, 2004; Della Bona<sup>12</sup>, 2005; Benetti et al.<sup>8</sup>, 2010). A compatibilidade entre a infraestrutura e a PC é promovida pela capacidade da PC tanto de molhar quanto de fluir nas irregularidades da infraestrutura, resultando na resistência adesiva entre os materiais (Oh et al.<sup>28</sup>, 2002; Della Bona<sup>12</sup>, 2005). A não modificação do ângulo de contato dos materiais testados e consequentemente a manutenção dos valores de energia livre de superfície pode ter ocorrido em função da não alteração da rugosidade após o desgaste, neste sentido, pode-se inferir que o desgaste do DL não modificará a compatibilidade entre a PC e a infraestrutura, conferindo tranquilidade ao cirurgião-dentista caso algum ajuste seja necessário em uma infraestrutura de DL.

As análises de DRX revelaram que os picos principais em ambos os materiais eram da fase cristalina de DL ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), estando de acordo com os materiais à base deste composto e observado nos trabalhos de Gorman et al.<sup>17</sup> (2014), Tang et al.<sup>31</sup> (2014), Al Mansur et al.<sup>1</sup> (2015) e Lien et al.<sup>26</sup> (2015). O e.max Press apresentou as fases cristalinas de DL ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ), fosfato de lítio ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) e metassilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ), que também foram observadas nos trabalhos de Tang et al.<sup>31</sup> (2014); Al Mansur et al.<sup>1</sup> (2015) e Lien et al.<sup>26</sup> (2015). No DL experimental foi observado dissilicato de lítio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) e fosfato de lítio ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) em uma quantidade muito



próxima do material comercial e, além disso, pode ser observado polimorfos de silicato ( $\text{SiO}_2$ : Cristobalita e Stishovita). Observou-se que o DL experimental não apresenta a fase de metassilicato de lítio devido a maiores temperaturas de processamento que as utilizadas para o e.max Press. Sabe-se que o metassilicato de lítio cresce rapidamente e decompõe-se a  $780\text{-}820^\circ\text{C}$  (Höland et al.<sup>20</sup>, 2006; Al Mansur et al.<sup>1</sup>, 2015) sendo por isso que esta fase não foi identificada. O desgaste não alterou as fases cristalinas de ambos os materiais, dessa forma, é possível esperar que o desgaste não interfira nas propriedades analisadas do DL, uma vez que, a configuração estrutural tem um papel fundamental nas propriedades das vitrocerâmicas (Lien et al.<sup>26</sup>, 2015).

É interessante caracterizar a dureza do DL por se tratar de um material experimental e também avaliar se o desgaste na infraestrutura irá interferir nessa propriedade, uma vez que quanto mais duro o material, mais difícil será cortá-lo, mais força será necessária e mais irá gastar o instrumento de corte (Choi et al.<sup>10</sup>, 2010; Lawson et al.<sup>25</sup>, 2016). O e.max Press possui uma dureza de 5,5 GPa, o equivalente a 560,8 HV (Song et al.<sup>30</sup>, 2016); tais valores estão de acordo com os obtidos para o e.max Press sem desgaste (Tabela 8). A dureza Vickers do DL experimental é próxima da dureza do comercial e o desgaste não alterou esta propriedade para nenhum dos materiais. É possível inferir que ambos os materiais terão o mesmo comportamento ao se realizar um ajuste. A literatura relacionada ao efeito do desgaste sobre a dureza ainda é escassa, exigindo mais pesquisas, incluindo o desgaste com fresas diamantadas em alta velocidade.

Apesar de algumas limitações, como a realização do desgaste apenas com pedra diamantada e em baixa rotação, os achados deste trabalho sugerem que o DL experimental possui propriedades de superfície similares ao material comercial e que o desgaste com pedra diamantada não afeta as propriedades de superfície e a dureza. Porém, para melhor compreender o efeito do desgaste no DL, são necessários estudos futuros para avaliar a interferência nas propriedades mecânicas e a realização do desgaste com diferentes parâmetros como, por exemplo, em alta rotação com fresa diamantada, de forma a tornar o material promissor para a comercialização.

## **7 CONCLUSÃO**

A simulação do ajuste clínico através do desgaste não alterou as propriedades superficiais, a dureza Vickers e a estrutura cristalina do dissilicato de lítio experimental, que mostrou um comportamento semelhante ao material comercial.

## REFERÊNCIAS\*

1. Al Mansour F, Karpukhina N, Grasso S, Wilson RM, Reece MJ, Cattell MJ. The effect of spark plasma sintering on lithium disilicate glass-ceramics. *Dent Mater.* 2015; 31(10): 226-35.
2. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(4): 374-80.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2004; 32 (2): 91-9.
4. Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(5): 1151-5.
5. American Society for Testing and Materials. ASTM E384: standard test method for knoop and Vickers hardness of materials. ASTM International, West Conshohocken: ASTM; 2010.
6. Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(2): 123-30.
7. Bagheri H, Hooshmand T, Aghajani F. Effect of Ceramic Surface Treatments After Machine Grinding on the Biaxial Flexural Strength of Different CAD/CAM Dental Ceramics. *J Dent (Tehran).* 2015; 12(9): 621-9.
8. Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dent Mater.* 2010; 26(8): 743-50.
9. Chang CW, Waddell JN, Lyons KM, Swain MV. Cracking of porcelain surfaces arising from abrasive grinding with a dental air turbine. *J Prosthodont.* 2011; 20(8): 613-20.
10. Choi C, Driscoll CF, Romberg E. Comparison of cutting efficiencies between electric and air-turbine dental handpieces. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(2): 101-7.
11. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithium disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004; 20(4): 338-44.
12. Della Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci.* 2005; 13(2): 101-9.

---

\* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-junho-2015.pdf>

13. Fleming GJ, El-Lakwah SF, Harris JJ, Marquis PM. The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dent Mater.* 2004; 20(2): 142-9.
14. Fleming GJ, Nolan L, Harris JJ. The in-vitro clinical failure of all-ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures: the influence of interfacial surface roughness. *J Dent.* 2005; 33(5): 405-12.
15. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of surface roughness on mechanical properties of two computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials. *Oper Dent.* 2012; 37(6): 617-24.
16. González-Martín ML, Labajos-Broncano L, Jániczuk B, Bruque JM. Wettability and surface free energy of zirconia ceramics and their constituents. *J Mater Sci.* 1999; 34: 5923-6.
17. Gorman CM, Horgan K, Dollard RP, Stanton KT. Effects of repeated processing on the strength and microstructure of a heat-pressed dental ceramic. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(6): 1370-6.
18. Gresnigt MM, Özcan M, van den Houten ML, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater.* 2016; 32(5): 607-14.
19. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016; 116(2): 257-63.
20. Höland W, Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V. Studies of crystal phase formation in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. *J Non-Cryst Solids.* 2006; 352: 4041-50.
21. International Organization for Standardization. ISO 6872. Dentistry – Ceramic materials. Berlin: ISO; 2008.
22. International Organization for Standardization. ISO 25178. Geometrical product specification. Berlin: ISO; 2012.
23. IPS e.max Press: instruções de uso. Schaan: Ivoclar Vivadent AG; 2009. [acesso 2017 fev 9]. Disponível em: <http://www.ivoclarvivadent.com.br/pt-br/produtos/ceramica-livre-de-metal/sistema-ips-emax-para-laboratorios/ips-emax-press>.
24. Işeri U, Ozkurt Z, Kazazoğlu E, Küçükoğlu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Braz Dent J.* 2010; 21(6): 528-32.
25. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016; 32(11): 275-83.

26. Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu TM. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2015; 31(8): 928-40.
27. Nakamura Y, Hojo S, Sato H. The effect of surface roughness on the Weibull distribution of porcelain strength. *Dent Mater.* 2010; 29(1): 30-4.
28. Oh WS, Shen C, Alegre B, Anusavice KJ. Wetting characteristic of ceramic to water and adhesive resin. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(6): 616-21.
29. Phoenix RD, Shen C. Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(2): 187-94.
30. Song XF, Ren HT, Yin L. Machinability of lithium disilicate glass ceramic in in vitro dental diamond bur adjusting process. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 53: 78-92.
31. Tang X, Tang C, Su H, Luo H, Nakamura T, Yatani H. The effects of repeated heat-pressing on the mechanical properties and microstructure of IPS e.max Press. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014; 40: 390-6.
32. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(3): 231-8.
33. Villas-Bôas MOC. Desenvolvimento e caracterização de vitrocerâmicas do sistema  $\text{Li}_2\text{O-SiO}_2$  para aplicação odontológica [tese de doutorado]. São Carlos: UFSCar; 2013.
34. Vrochari AD, 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.* 2015 Oct 21. [Epub ahead of print].
35. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2013;110(1):14-20.
36. Wang XD, Jian YT, Guess PC, Swain MV, Zhang XP, Zhao K. Effect of core ceramic grinding on fracture behaviour of bilayered lithium disilicate glass-ceramic under two loading schemes. *J Dent.* 2014; 42(11): 1436-45.
37. Yang Y, Yu J, Gao J, Guo J, Li L, Zhao Y et al. Clinical outcomes of different types of tooth-supported bilayer lithium disilicate all-ceramic restorations after functioning up to 5 years: a retrospective study. *J Dent.* 2016; 51: 56-61.
38. Yassini E, Mirzaei M, Alimi A, Rahaeifard M. Investigation of the fatigue behavior of adhesive bonding of the lithium disilicate glass ceramic with three resin cements using rotating fatigue method. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 61: 62-9.
39. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(2): 120-8.

**Autorizo a reprodução deste trabalho**

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

**Araraquara, 17 de Março de 2017**

**LARISSA NATIELE MIOTTO**