

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)
autor(a), o texto completo desta
dissertação será
disponibilizado somente a
partir de 17/03/2019.



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.^a Dr.^a 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.^a Dr.^a Lígia Antunes Pereira Pinelli

2º Examinador: Prof.^a Dr.^a Renata Garcia Fonseca

3º Examinador: Prof.^a Dr.^a 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.^a Dr.^a 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.^a Dr.^a 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.^a Dr.^a 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.^a Dr.^a Ana Claudia Pavarina** e vice coordenadora **Prof.^a Dr.^a 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.^a Dr.^a 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.^a Dr.^a 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 (μm) 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 (μm) 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

Figura 1- Aparelho padronizador de desgaste	39
Figura 2- Amostra em posição no dispositivo	39
Figura 3- Topografias das imagens em 3D. (A) grupo C e (B) grupo CD	44
Figura 4- Topografias das imagens em 3D. (A) grupo E e (B) grupo ED	45
Figura 5- Micrografias (300 μm) correspondentes aos grupos experimentais: (A) grupo C, (B) grupo CD, (C) grupo E, (D) grupo ED	46
Figura 6- Micrografias (10 μm) correspondentes aos grupos experimentais: (A) grupo C, (B) grupo CD, (C) grupo E, (D) grupo ED	47
Figura 7- Imagem representativa da gota formada pela água, glicerol e diiodometano em todos os grupos	48
Figura 8- 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

Tabela 1 - Materiais utilizados e suas características	36
Tabela 2 - Medianas e desvios-padrão de rugosidade (Ra, μm)	42
Tabela 3 - Valores referentes aos postos médios fornecidos pelo teste de Kruskal-Wallis para cada grupo experimental	42
Tabela 4 - Diferenças de postos médios/valor de p calculados por meio do teste Student Newman Keuls	43
Tabela 5 - Resultados referentes ao teste estatístico ANOVA dois fatores	48
Tabela 6 - Médias e desvios-padrão de energia livre de superfície para os diferentes grupos experimentais	48
Tabela 7 - Resultados referentes ao teste estatístico ANOVA dois fatores	51
Tabela 8 - 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 ₂ O ₃	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 ²	milímetro ao quadrado
mm/min	milímetro por minuto
mm/s	milímetro por segundo
mm	milímetro
min	minuto
nm	nanômetro
%	porcentagem
s	segundo

SUMÁRIO

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

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.³⁹, 2007; Song et al.³⁰, 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.², 2003; Song et al.³⁰, 2016; Yang et al.³⁷, 2016; Yassini et al.³⁸, 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.³⁷, 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.³², 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.³⁰, 2016; Yang et al.³⁷, 2016).

O DL foi introduzido na Odontologia em 1998, pela empresa Ivoclar Vivadent (Lien et al.²⁶, 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 Press²³, 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.³⁴, 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 (Li_3PO_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.²⁰, 2006). A microestrutura resultante é composta de aproximadamente 70% de volume de cristais predominantemente de DL semelhantes a agulhas (Wang et al.³⁶, 2014; Vrochari et al.³⁴, 2015).

Sabe-se que a configuração estrutural tem um papel fundamental nas propriedades das vitrocerâmicas (Lien et al.²⁶, 2015). O entendimento das propriedades resulta em indicações clínicas corretas, configurando um papel crucial no sucesso das restaurações (Song et al.³⁰, 2016). O DL possibilita a confecção de próteses fixas de até três elementos e até segundo pré-molar (Albakry et al.², 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.³⁰, 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 Bôas³³, 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/cm²), 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.³, 2004; Fleming et al.¹³, 2004; Fleming et al.¹⁴, 2005; Wang et al.³⁶, 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.³⁶, 2014) induzindo a um dano superficial e se tornar a principal causa de falha da restauração (Chang et al.⁹, 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.³, 2004; Fleming et al.¹³, 2004; Fleming et al.¹⁴, 2005; Nakamura et al.²⁷, 2010; Chang et al.⁹, 2011; Flury et al.¹⁵, 2012; Wang et al.³⁶, 2014; Bagheri et al.⁷, 2015; Vrochari et al.³⁴, 2015; Song et al.³⁰, 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.³, 2004; Fleming et al.¹³, 2004; Nakamura et al.²⁷, 2010; Flury et al.¹⁵, 2012; Wang et al.³⁶, 2014; Bagheri et al.⁷, 2015; Vrochari et al.³⁴, 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.²⁷, 2010; Wang et al.³⁶, 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.⁸, 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.¹⁴, 2005; Wang et al.³⁶, 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, Shen²⁹, 1995; Oh et al.²⁸, 2002; Della Bona et al.¹¹, 2004; Della Bona¹², 2005; Benetti et al.⁸, 2010) e a análise dessa energia de superfície permite um maior entendimento da interação da interface da infraestrutura/PC (Benetti et al.⁸, 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.³⁹, 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.¹⁰, 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.²⁵, 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.³⁰, 2016) e estudos nesse sentido são necessários visando a obtenção de restaurações com durabilidade em longo prazo.

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.