UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA

AGNALDO ROCHA DE SOUZA JUNIOR

**Efeito dos Processos de Cristalização nas Propriedades Mecânicas e
Morfologia do Sistema Cerâmico de Dissilicato de Lítio**

Ribeirão Preto

2014

AGNALDO ROCHA DE SOUZA JUNIOR

**Efeito dos Processos de Cristalização nas Propriedades Mecânicas e
Morfologia do Sistema Cerâmico de Dissilicato de Lítio**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo como
requisito para obtenção do grau de Doutor em
Ciências.

Área de Concentração: Odontologia Restauradora.
Opção: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Oliveira Mazzetto
"Versão corrigida"

Ribeirão Preto

2014

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E/OU DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DEDE QUE CITADA A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Souza Junior, Agnaldo Rocha.

Efeito dos processos de cristalização nas propriedades mecânicas e morfologia do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio. Ribeirão Preto, 2014

60f.; 30cm

Tese de Doutorado apresentada a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Área de concentração: Odontologia Restauradora. Opção: Dentística

Orientador: Mazzetto, Marcelo Oliveira

1. Cerâmica 2. Resistência a flexão. 3. Microdureza. 4. Morfologia. 5. Propriedades Mecânicas.

"Versão corrigida da Tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa"

FOLHA DE APROVAÇÃO

Souza Junior A R. **Efeito dos processos de cristalização nas propriedades mecânicas e morfologia do sistema cerâmico de dissilicato Lítio.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para
obtenção do Título de Doutor em Ciências. Área de
Concentração: Odontologia Restauradora. Opção:
Dentística.

Data da Defesa: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

AGNALDO ROCHA DE SOUZA JUNIOR

DADOS CURRICULARES

Nascimento	27 de Dezembro de 1977 – Montes Claros/ MG
Filiação	Agnaldo Rocha de Souza Maria da Soledade Silva Souza
1996-2000	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia da Universidade de Itaúna (FOUI) – MG
2001-2002	Curso de Especialização em Periodontia Faculdade de Odontologia da Universidade de Itaúna – MG
2003-2005	Curso de Especialização em Prótese Dentária Faculdade de Odontologia das Faculdades Federais Integradas de Diamantina
2006-2007	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, nível Mestrado Área de concentração: Clínicas Odontológicas Pontifícia Universidade Católica – PUC Minas.
2011-2014	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, nível Doutorado Área de concentração: Odontologia Restauradora Opção: Dentística Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo –FORP/USP

A Deus

por ter me permitido concluir este trabalho

Aos Meus Pais

Agnaldo Rocha de Souza e Maria da Soledade Silva Souza,

*pelo apoio nos momentos difíceis e conturbados que
atravessei, e por estarem sempre ao meu lado
proporcionando um recanto de paz, tranquilidade,
experiência e amor!*

*Gostaria de sempre poder aprender e viver mais com
vocês!*

À Minha esposa

Barbara Sezko Souza,

*pelo companheirismo, paciência, carinho e amor
dedicado a mim, nestes momentos de muito trabalho e
ausência de tempo para dedicar mais a sua pessoa.*

***A toda minha família que participou e torceu junto
desta caminhada,***

Obrigado!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus Orientadores

Em todos os cursos que fiz, sempre conheci professores que se tornaram exemplos para minha vida e grandes amigos.

Ao Professor Dr. Marcelo Oliveira Mazzetto

Quero lhe agradecer imensamente pela compreensão, amizade, sabedoria, carinho, atenção que dispôs a mim, nesse momento que foi o doutorado. Nossas conversas sempre foram alegres e sempre me transmitiram sabedoria, a qual só me fez crescer como professor e como pessoa. À motivação de querer continuar graças ao seu exemplo!

Professora Dra. Regina Guenka Palma Dibb

Sei que o que temos de mais precioso no mundo é o nosso tempo, portanto quero lhe agradecer todo o instante que pode doar parte de seu tempo para me ajudar neste trabalho e a concluir esta vitória. Ao exemplo de dedicação e a todo o carinho, paciência e conhecimento transmitido.

Aos Colegas de Doutorado

Que caminharam juntos comigo nessa jornada e fizeram com que cada passo se tornasse um pouco mais fácil.

Ao amigo e colega Deícola que esteve junto e presente em momentos decisivos e sempre foi um braço forte a me empurrar para frente, não deixando desanimar.

AGRADECIMENTOS

Aos professores que participaram do nosso doutorado (Dinter) e ministraram aulas na nossa cidade e que dividiram conosco não somente o saber e conhecimento, mas o sentimento de estar longe de casa.

Aos colegas de laboratório com os quais dividi boa parte do tempo de trabalho, o que fez com que este se tornasse menos solitário.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto do Departamento de Odontologia Restauradora pela atenção e mão estendida à sempre nos ajudar.

Principalmente ao Sr. Carlos Feitosa dos Santos, sempre solícito e atencioso para nos atender.

Aos Funcionários do Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais da FORP/USP-Ribeirão Preto, pela atenção e ajuda para que todo trabalho corresse bem.

À Universidade de Montes Claros - Unimontes, pela oportunidade de participar deste programa de Doutorado.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto pela disponibilidade e abertura para realizarmos o nosso doutorado e uso dos laboratórios para realização da pesquisa.

À CAPES pelo apoio e parceria para a realização do nosso Dinter.

À FAPEMIG pelo seu apoio e colaboração que levou ao sucesso que foi o nosso Dinter.

À todos que de alguma forma contribuíram para a concretização desse sonho!

*“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor,
mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou
o que deveria ser, mas graças a Deus, não sou
como era antes.”*

Marthin Luther King

RESUMO

Souza Junior, A. R. **Efeito dos processos de cristalização nas propriedades mecânicas e morfologia do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio.** 2014. 60p. [Tese]. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo; 2014.

Com a crescente valorização da estética, o uso das cerâmicas a base de dissilicato de Lítio tem se destacado devido as suas propriedades estéticas e mecânicas. Contudo, este sistema exige um processo de cristalização complexo que limita o seu uso aos fornos mais sofisticados e de alto custo. Este trabalho teve como objetivo avaliar o efeito de dois processos de cristalização na microdureza, resistência à flexão e morfologia do dissilicato de Lítio IPS e.max CAD. De 10 blocos do IPS e.max CAD obteve-se 60 corpos de prova que foram divididos entre o ensaio de microdureza Knoop (n=30) e resistência à flexão (n=30). Cada ensaio teve os corpos de provas separados em 3 grupos conforme processo de cristalização: G1- processo de cristalização preconizado pelo fabricante; G2- processo de cristalização simplificado; G3- sem cristalização. Análise morfológica foi realizada, qualitativamente, por confocal a laser em 1 amostra recolhida, aleatoriamente, de cada grupo do teste de resistência à flexão. Os dados obtidos na microdureza foram tabulados e analisados estatisticamente pelo teste de Friedman, enquanto que os dados da resistência a flexão foram analisados por Análise de Variância e teste de Tukey-Kramer, ambas as análises com significância de $p \leq 0,05$. Os resultados mostraram que a média da microdureza Knoop dos corpos de prova do grupo G3 (862,13 KHN) foi semelhante ao do grupo G2 (818,9 KNP) e estes foram significativamente maiores que o grupo G1 (645,13 KHN). A resistência à flexão dos corpos mostrou um valor maior para o grupo G1 (302,95 MPa), mas estatisticamente semelhante ao grupo G2 (277,7 MPa), os quais foram significativamente maiores que o grupo G3 (155,2 MPa). Morfologicamente o G3 apresentou uma superfície mais irregular seguido pelo G1, com uma superfície mais regular para o G2. Todos os dois processos de cristalização promoveram um aumento da resistência à flexão, no entanto o processo de cristalização simplificado promoveu uma maior microdureza e superfície mais regular.

Palavras-Chave: Cerâmica, resistência a flexão, microdureza, morfologia

ABSTRACT

Souza Junior, A. R. **Effect of crystallization processes in mechanical properties and morphology of the lithium disilicate glass ceramic system.** 2014. 60p. [Thesis].Ribeirão Preto School of Dentistry of the University of São Paulo; 2014.

Due to the crescent appreciation for esthetic, the use of lithium disilicate glass ceramic has excelled because of their esthetic and mechanical properties. However, this system requires a complex process of crystallization which restricts his use to sophisticated and expensive ovens. This study aimed to evaluate the effect of two crystallization processes in hardness, flexural strength and morphology of the IPS e.max CAD lithium disilicate. Ten blocks of IPS e.max CAD generated 60 specimens that were divided between the Knoop micro hardness test ($n = 30$) and flexural strength ($n = 30$). Each trial had the bodies of evidence separated into 3 groups according to the crystallization process: G1-crystallization process recommended by the manufacturer; G2-simplified process of crystallization; G3 without crystallization. It was performed a morphological analysis, qualitatively, by confocal laser scanning microscopy on one sample taken randomly from each group for the flexural strength test. The data obtained by the micro hardness test were statistically analyzed Friedman tests, while the flexural strength data were analyzed by analysis of variance and Tukey-Kramer test, both analysis with significance set at $p \leq 0.05$. The results showed that the average micro hardness of the specimens in group G3 (862.13 KHN) was similar to G2 (818.9 KNP) and these were significantly higher than the G1 group (645.13 KHN). The flexural strength of the specimens showed a higher value for G1 (302.95 MPa), but statistically similar to G2 (277.7 MPa), which were significantly higher than the G3 group (155.2 MPa). Morphologically G3 exhibited a more irregular surface followed by G1, with a surface more regular for G2. Both of crystallization processes promoted a gain in flexural strength. However, the simplified crystallization process promoted a greater hardness and more regular surface.

Keyword:. ceramic, flexural strength, microhardness, morphology.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	13
2. PROPOSIÇÃO.....	19
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	23
4. RESULTADOS.....	35
5. DISCUSSÃO.....	45
6. CONCLUSÕES.....	51
REFERÊNCIAS.....	55

Introdução

1. INTRODUÇÃO

Materiais vitrocerâmicos são materiais policristalinos obtidos a partir da cristalização controlada de vidros (CADIOLI; BAITILO, 2009). Seu uso abrange diversos ramos da indústria, inclusive a odontológica, na qual é representada pelo sistema cerâmico a base de dissilicato de Lítio (SILVA et al., 2012). Esse sistema apresenta cristais de dissilicato de Lítio densamente dispostos e unidos a uma matriz vítrea, diferindo dos sistemas de cerâmica feldspática (ANUSAVICE; JADAAN; ESQUIVEL-USHAW, 2013; FASBINDER et al., 2010; GUESS et al., 2011; MAZARO et al., 2009; SILVA et al., 2012; ZHANG et al., 2013).

Os sistemas cerâmicos convencionais, em geral, apresentam uma alta dureza superficial e uma baixa resistência a flexão, a qual pode variar de 20 a 60 MPa chegando a 150 MPa para porcelanas feldspáticas reforçadas (BELLI et al., 2014; COLDEA; SWAIN; THIEL, 2013; GUERRA et al., 2007; GUESS et al., 2011; JOHANSSON et al., 2014; ZHAO et al., 2012). Diferentemente, o sistema a base de dissilicato de Lítio apresenta uma boa resistência a flexão, com valores próximos a 360 MPa (conforme fabricante), permitindo, assim, restaurações, sem a necessidade de qualquer outro substrato e resistente às forças mastigatórias, com pouco risco de fratura (ANUSAVICE; JADAAN; ESQUIVEL-USHAW, 2013; FASBINDER et al., 2012; GUESS et al., 2011; HOLBERG et al., 2013; JOHANSSON et al., 2014; MA; GUESS; ZHANG, 2013; MATSUMOTO et al., 2013; MAZARO, et al., 2009; SILVA et al., 2012).

Restaurações tipo coroa total ou parcial, próteses fixas de 3 elementos, coroas sobre implantes e, mais recentemente, as facetas cerâmicas (lentes de contatos), são indicações para o uso deste sistema. Logicamente, a espessura do material e a técnica empregada (estratificada ou não) interferirão na longevidade e sucesso do tratamento (ANUSVICE; JADAAN; ESQUIVEL-USHAW, 2013; APEL; DEUBENER; BERNAD, 2008; FASBINDER et al., 2010; GUERRA et al., 2007; GUESS et al., 2011; HOLBERG et al., 2013; JOHANSSON et al., 2014; MA; GUESS; ZHANG, 2013; SILVA et al., 2012; ZHANG & WANG, 2011; ZHANG et al., 2013; ZHAO et al., 2014).

As restaurações a base de dissilicato de Lítio, ainda apresentam boa biocompatibilidade, resistência à compressão, condutibilidade térmica semelhante aos tecidos dentais, estabilidade de cor e, principalmente, elevado potencial para simular a aparência dos dentes, por possuir um índice de refração semelhante ao esmalte dental (APEL; DEUBENER; BERNARD, 2008; JOHANSSON et al., 2014; MA; GUESS; ZHANG, 2013; MAZARO et

al., 2009; SILVA et al., 2012; ZHANG et al., 2013; ZHANG; WANG, 2011; ZHAO et al., 2014).

Comercialmente apresenta-se em forma de pastilhas para serem prensadas e, mais recentemente, em blocos para serem submetidos ao processo de torneamento/fresamento através da tecnologia de processamento CAD/CAM (*computer-aided desing and computer-aided manufacturing*/ desenho assistido por computador e fabricação assistida por computador), permitindo restaurações cerâmicas de alta qualidade e realizadas em uma única consulta. (ANUSAVICE; JADAAN; ESQUIVEL-USHAW, 2013; FASBINDER et al., 2010; HEINTZE et al., 2011; HOLBERG, et al., 2013; JOHANSSON et al., 2014; KANG; CHANG; SON, 2013; KOIS, et al., 2013; LIN et al., 2013). Dentro das poucas opções disponíveis no mercado tem-se o IPS e.max CAD (IvoclarVivadent®, Schaan, Liechtenstein)

Como via de regra, todos os materiais vitrocerâmicos são obtidos através de um mecanismo de nucleação e cristalização controlada. Durante este tratamento térmico cristais de dissilicato de Lítio que estão precipitados na matriz vítrea, aumentam de tamanho, numero e formar enquanto a matriz é evaporada, produzindo portanto, uma alteração micro estrutural que resulta nas propriedades mecânicas melhoradas característica do sistema a base de dissilicato de Lítio. No IPS e.max CAD os cristais de metassilicato de Lítio já estão pré cristalizados e numa proporção de 40% do volume. Esta cristalização parcial é, conforme o fabricante, necessária para se ter um bloco menos resistente para a fresagem. Após o processo de fresagem, a resistência a flexão estará em torno de 150 MPa, portanto, a restauração deverá, então, ser submetida a novo tratamento térmico (cristalização) que aumentará a densidade e resistência da cerâmica, devido ao aumento do numero e tamanho dos cristais de dissilicato de Lítio para 0,5 micrometros e 0,8 micrometros de diâmetro, distribuídos aleatoriamente, num proporção agora de 70% do volume na matriz vítrea, assim, adquirindo as propriedades finais próprias do material (resistência a flexão de 360MPa). (APEL; DEUBENER; BERNARD, 2008; BELLI et al., 2014; GUESS et al, 2011; KANG; CHANG; SON, 2013; LIN et al., 2013)

Para alcançar tais propriedades, o fabricante estabelece parâmetros de controle do tempo/temperatura diferente dos utilizados para as cerâmicas feldspáticas. Isto implica na necessidade de fornos específicos, com programas próprios, mais sofisticados e de alto custo para realização do processo final de cristalização (FASBINDER et al., 2010; HEINTZE et al., 2011). Com isso, fornos convencionais e mais simples, que não tenham tal programação, não poderiam ser utilizados para finalizar o procedimento de cristalização de uma restauração fresada de IPS e.max CAD, limitando o seu uso e aplicação.

Considerando que o material apresenta tantas vantagens, mas pode ter o seu uso limitado em função do processo de cristalização, seria interessante avaliar um protocolo que permitisse a simplificação do processo com a utilização do IPS e.max CAD em um forno convencional, de menor custo, sem que ocorram alterações de suas propriedades e induzindo risco para a restauração realizada.

O estudo do desempenho mecânico dos materiais dentários é o que dá suporte relevante para suas indicações no tratamento clínico. Para as cerâmicas dentárias, propriedades mecânicas como a dureza e a resistência a flexão (BELLI et al., 2014), são extremamente importantes. A dureza é uma medida de resistência de um material a deformação plástica e determina a sua maciez ou rigidez e a resistência a flexão é empregada para determinar a fragilidade do material, por meio da tensão empregada e a sua força de ruptura (KOIS et al., 2013; KANG; CHANG; SON, 2013). Em outras palavras, estas duas propriedades podem descrever a capacidade de uma restauração deformar ou não pelo atrito contra dente/alimento e sua resistência à fratura frente às cargas mastigatórias.

Portanto, este trabalho visa avaliar a microdureza atingida pelo dissilicato de Lítio IPS e.max CAD assim como sua resistência a flexão e morfologia após o processo de cristalização no forno do próprio fabricante, seguindo os critérios pré-estabelecidos por ele e em um processo simplificado de cristalização em um forno convencional para queima de porcelana feldspática.

Proposição

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi a avaliar *in vitro* o efeito de dois processos de cristalização do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio, preconizado pelo fabricante e realizado em forno convencional, nas propriedades mecânicas e morfológicas do material.

Objetivos específicos

1. Avaliar quantitativamente a microdureza do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio IPS e.max CAD após os processos de cristalização.
2. Avaliar quantitativamente a resistência a flexão do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio IPS e.max CAD após os processos de cristalização.
3. Avaliar qualitativamente a morfologia da superfície do material cerâmico após os processos de cristalização por meio de microscopia confocal a laser.

Material e Métodos

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Delineamento

Este é um estudo *in vitro* das propriedades mecânicas do dissilicato de Lítio. O fator em estudo foi cristalização do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio IPS e.max CAD em três níveis: processo preconizado pelo fabricante – Ivoclar e processo simplificado com forno convencional, sem a cristalização. As amostras foram compostas por 10 blocos cerâmicos, dos quais se obteve 60 corpos de prova, sendo que os grupos foram provenientes dos mesmos blocos de dissilicato de Lítio. Os espécimes foram divididos nos dois processos de cristalização e um sem cristalização, seguindo um delineamento em blocos completo (n= 10). As variáveis de resposta quantitativas foram a microdureza (KHN) e a resistência a flexão (MPa) e a variável qualitativa foi a morfologia superficial (microscópio confocal a laser).

3.2 Obtenção do corpo de prova para o ensaio de microdureza

Neste estudo foram usados remanescentes de 10 blocos de dissilicato de Lítio IPS e.max CAD da Ivoclar Vivadent® previamente fresado para obtenção de alguma restauração (figura 1). Somente fizeram parte da amostra os blocos que apresentaram 1,5mm de espessura nas abas remanescentes e uma base com medida superior a 6 mm. Os blocos foram selecionados aleatoriamente para formar uma amostra com lotes, cores e translucidez diferentes, configurando assim, um grupo amostral não homogêneo do material, de modo a evitar a influencia do material utilizado ter se originado de um único e específico lote.

Para o ensaio de microdureza utilizou-se as abas remanescentes dos blocos de dissilicato de Lítio removidas do bloco remanescente através do uso de um disco de carborundum. Obtendo-se , então corpos de provas retangulares conforme o formato remanescente da própria aba.

Figura 1. Remanescente de bloco de dissilicato de Lítio. As setas vermelhas indicam as abas que foram utilizadas como corpos de prova. A seta verde a base remanescente do controle.

Portanto, obteve-se sempre as amostras originadas do mesmo bloco.

Dos 10 blocos saíram 30 partes que conformaram 3 grupos.

Grupo 1: 10 amostras cristalizadas pelo processo e forno da Ivoclar (Programat® CS).

Grupo 2: 10 amostras cristalizadas pelo processo simplificado em um forno cerâmico convencional da empresa EDG® (Ceram Sinter Alumini, EDG®, São Carlos, São Paulo, Brasil).

Para efeito de comparação e controle foram realizadas medidas de microdureza no próprio bloco de modo a ter-se a microdureza inicial dos corpos de provas antes de serem cristalizado e glazeados, nos dando um terceiro grupo:

Grupo 3: teste de microdureza no bloco de origem das amostras.

Devido às amostras terem sido levadas a fornos diferentes, elas foram previamente marcadas e armazenadas separadamente conforme o grupo, para que se pudesse, durante o ensaio de microdureza, identificar o bloco de origem (figura 2).

Figura 2. Parte das amostras após cristalização com suas marcações.

Portanto, todas as amostras apresentavam as dimensões da aba remanescente e foram glazeadas na superfície externa não fresada, já previamente polida pelo fabricante, juntamente ao processo de cristalização, em uma única face, e receberam apenas uma camada da pasta para glazeamento IPS e.max CAD Crystall/ Glaze da Ivoclar Vivadente®.

3.3 Processos de cristalização

A pesquisa realizou dois processos de cristalização, o indicado pelo fabricante Ivoclar Vivadent® e um processo simplificado com o uso de um forno cerâmico convencional da marca EDG®, conforme descrito na tabela abaixo:

Tabela 1. Descrição do programa para o processo de cristalização preconizado pelo fabricante e o processo simplificado para o forno EDG.

Programa para cristalização tempo/temperatura		Forno Ivoclar	Forno EDG
Tempo de serviço	B	403° C	400°C
Tempo de fechamento	S	6 min	2 min
Acréscimo de temperatura	t ₁	90° C/min	30° C/min
Temperatura de queima	T ₁	820° C	850°C
Tempo de manutenção	H ₁	10 s	10 min
Acréscimo de temperatura	t ₁	30° C/min	
Temperatura de queima	T ₂	840° C	
Temperatura de manutenção	H ₂	7 min	
Vácuo 1	1 ₁	550/820°C	400/849°C
Vácuo 2	2 ₁	820/840°C	
Esfriamento lento	L	700° C	
Decréscimo de temperatura	t ₁	20° C/min	
Tempo de abertura			1 min

As letras são as siglas que aparecem no visor do forno.

Este processo simplificado para o forno EDG foi obtido da prática usual dos laboratórios comerciais que não utilizam o forno próprio da Ivoclar Vivadent®.

3.4 Ensaio da microdureza

Dos testes de dureza aplicados nos materiais dentários, utilizou-se o teste microdureza Knoop, uma vez que esse teste utiliza pequena área do material e pouca

profundidade. O ensaio de microdureza foi realizado na face glazeadas, (não fresadas) das amostras que foram posicionadas de maneira que a superfície permanecesse perpendicular ao penetrador do microdurômetro (modelo HMV-II 211S, Shimadzu- Tokyo, Japão). No bloco de origem, o ensaio também foi realizado na superfície externa não fresada. Usou-se um penetrador tipo Knoop aplicado com carga de 100 gf durante 10 segundos, sendo feitas três penetrações em cada amostra, uma no centro e duas em extremidades opostas, com distância de 1 mm da região central. Foi obtida então uma média de cada espécime.

3.5 Obtenção do corpo de prova para o ensaio de resistência a flexão.

Da base remanescente dos blocos utilizados no ensaio de microdureza se obteve todos os corpos de provas para o ensaio de resistência a flexão.

Depois de removidas as abas que foram utilizadas no teste de microdureza, o remanescente do bloco foi levado a uma máquina de corte seriado IsoMet 1000® (BUEHLER. Lake Bluff Illinois, EUA) onde tirou-se um primeiro corte de apenas 1mm, com um disco diamantado (#7015: Kg Sorensen, Barueri- São Paulo, Brasil) para acerto da superfície (figura 3). Logo após, o equipamento foi ajustado para uma distância de 4 mm para remoção de um bloco de amostra com 4 mm de espessura. Todos os cortes sempre foram refrigerados com água (figura 4).

Figura 3. Remanescente sendo cortado na máquina de corte.

Figura 4. Remanescente para confecção dos corpos de prova.

Este bloco (figura 4) foi fixado a uma placa de acrílico com cera para escultura (Kota Ind. e Com. Ltda., São Paulo - São Paulo, Brasil) e levado novamente à máquina de corte, onde agora se tirou o primeiro 1 mm para acerto do corpo e, assim, realizou-se 3 novos cortes com uma distancia de 2 mm entre eles, confeccionando 3 corpos de prova (figura 5).

Figura 5. Esquema de como foram confeccionados os corpos de prova do bloco.

Portanto, no final dos cortes tinha-se de cada bloco remanescente 3 corpos de provas em forma de barra com medidas de 2mm de espessura e 4 mm de largura com o comprimento médio de 14,8mm (medido por um paquímetro digital Mitutoyo, Suzano-São Paulo, Brasil) (figura 6).

Figura 6. Corpo de prova com as dimensões.

Totalizando um grupo de 30 corpos de provas (obtidos de 10 blocos) que foram divididos da seguinte maneira:

Grupo 1: 10 corpos de provas cristalizados pelo processo e forno Ivoclar (Programat® CS).

Grupo 2: 10 corpos de provas cristalizados pelo processo simplificado em um forno cerâmico convencional da empresa EDG® (Ceram Sinter Alumini).

Grupo 3: 10 corpos de provas que não foram cristalizados.

Para que não ocorres uma mistura, todos os corpos de provas foram armazenados em recipientes devidamente nomeados e agrupados, obedecendo-se o bloco de origem. Em outras palavras as 3 amostras obtidas de cada bloco eram guardas junto mas em recipientes diferentes.

3.6 Ensaio da resistência a flexão

A resistência a flexão foi mensurada por ensaio de três pontos, onde uma carga foi aplicada no centro da amostra até a fratura. Todo teste foi realizado no LIPEM (Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais) da FORP/USP-Ribeirão Preto na máquina universal de ensaios (modelo MEM 200 fabricante EMIC, São José dos Pinhais-Paraná, Brasil) com célula de carga de 50 kg com velocidade 0,5mm/min.

Todos os corpos foram colocados sobre um dispositivo pré-ajustado para ter uma distância de 12 mm entre seus cutelos (base) e o 3º cutelo foi posicionado no meio do corpo de prova (figura 7). Como todo corpo de prova tinha uma média de comprimento variando de 14,7 a 14,8 mm, ficaram apenas 1,4 mm, para cada lado, fora das bases dando sustentação adequada ao corpo de prova. As dimensões de cada corpo de prova foi medida por um paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano-São Paulo, Brasil) e transmitida ao Software do equipamento para que fosse realizado o correto calculo da medida da carga a ser obtida ($\delta=3Fd/2bh^2$). A força foi obtida em N e convertida para Mpa, também pelo próprio software.

Figura 7. Corpo de prova posicionado para o ensaio de resistência a flexão

3.7 Análise morfológica

Para observação morfológica no microscópio confocal a laser foram retiradas, aleatoriamente, 3 amostras residuais do ensaio de resistência a flexão de cada grupo. Todas as amostras tiveram uma superfície polida, inicialmente em lixas d'água (Norton®, Saint-Gobain, França) de granulação #600 e 1200, consecutivamente, por 10 minuto cada. Em seguida foram polidas em pano para polimento metalográfico (Modelo DBM, Arotec®, Cotia, São Paulo, Brasil), primeiramente com um abrasivo de alumina com granulação de 0,3 μ por 10 minuto e em seguida com granulação de 0,05 μ (Arotec®, Cotia, São Paulo, Brasil), também por 10 minuto.

Após o polimento, as superfícies polidas foram condicionadas com ácido hidrofúorídrico 10% (Condac, FGM, Joinville- Santa Catarina, Brasil) por 20 segundos e lavadas em água corrente por 20 segundos, conforme recomendação do fabricante, afim de se remover parte da matriz vítrea evidenciando os cristais de dissilicato de Lítio. No entanto a o tempo foi muito grande levando a uma remoção excessiva da matriz vítrea como também de cristais. Então todas as amostras foram novamente polidas e condicionadas por 10 segundos com o ácido hidrofúorídrico novamente, tempo este que permitiu uma melhor visualização da morfologia superficial das amostras.

Em seguidas os espécimes foram analisados no microscópio Confocal a laser (Lext OLS 400, Olympus®, Shinjuku-ku, Tokyo, Japan), onde se obteve as imagens da morfologia superficial e topográficas.

3.8 Análise dos dados

Em análise prévia dos dados obtidos no teste de microdureza observou-se uma distribuição não normal, dessa forma procedeu-se análise não paramétrica pelo teste de Friedman ($p < 0,05$).

Os dados obtidos na resistência a flexão, também foram submetidos, previamente, a testes de normalidade, os quais verificaram normalidade e homogenicidade. Dessa forma, procedeu-se análise de variância para medidas repetidas a 1 critério e comparações múltiplas Tukey-Kramer.

O nível de significância adotado para os testes foi de 5% ($\alpha = 0,05$).

Resultados

4. RESULTADOS

4.1 Ensaio de Microdureza

Os dados de microdureza foram analisados e observou-se diferença estatisticamente significativa nas amostras ($p < 0,05$). O grupo em que se realizou a cristalização simplificada com o forno EDG (G2) foi estatisticamente semelhante ($p > 0,05$) ao grupo que não recebeu processo de cristalização (G3) e ambos apresentaram maior microdureza e estatisticamente significativa que o grupo no qual se realizou a cristalização pelo processo descrito pelo fabricante Ivoclar (G1) ($p < 0,05$).

A tabela 2 apresenta os dados referentes ao teste de microdureza considerando-se os diferentes processos de cristalização do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio IPS e.max CAD.

Tabela 2. Média e desvio padrão da microdureza (KHN) obtida nos diferentes grupos experimentais.

Grupos experimentais	Média $\pm$ desvio padrão
G1- cristalização processo do fabricante (Ivoclar)	645,13 $\pm$ 118,75 ^b
G2- cristalização simplificada (EDG)	818,90 $\pm$ 220,97 ^a
G3- sem cristalização	862,13 $\pm$ 134,49 ^a

Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes. Teste Friedman ($p < 0,05$)

4.2 Ensaio de Resistência a flexão

Os dados de resistência foram analisados e observou-se diferença estatisticamente significativa nas amostras analisadas ($p < 0,05$). Pode-se observar que o grupo cristalizado pelo processo preconizado pelo fabricante Ivoclar (G1) e o grupo cristalizado pelo processo simplificado no forno EDG (G2) não foram estatisticamente diferentes entre si ($p > 0,05$) e apresentaram as maiores médias de resistência a flexão, no entanto, o grupo não cristalizado

(G3) apresentou resistência a flexão menor e com diferença significativa quando comparado aos demais ($p < 0,05$).

A tabela 3 apresenta os dados referentes ao teste de resistência a flexão considerando-se os diferentes processos de cristalização do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio IPS e.max CAD.

Tabela 3. Média e desvio padrão da resistência a flexão (MPa) obtida nos diferentes grupos experimentais.

Grupos experimentais	Média $\pm$ desvio padrão
G1- cristalização processo do fabricante (Ivoclar)	302,95 $\pm$ 49,04 ^a
G2- cristalização simplificada (EDG)	277,73 $\pm$ 40,78 ^a
G3- sem cristalização	155,249 $\pm$ 33,23 ^b

Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes. Teste Tukey-Kramer. Valor crítico = 3,5064.

4.3 Análise morfológica por microscopia confocal

A figura 8 evidencia o aspecto morfológico obtido no microscópio confocal da superfície do dissilicato de Lítio submetido a distintos processos de cristalização.

Figura 8. Aspecto morfológico da superfície do dissilicato de Lítio IPS e.max CAD após os processos de cristalização. Aumento de 2130x. Letra A- corpo de prova não cristalizado; letra B- cristalização pelo processo simplificado; letra C- cristalização pelo processo preconizado pelo fabricante.

A

B

C

Figura 9. Aspecto topográfico da superfície do dissilicato de Lítio após os processos de cristalização. Aumento de 4260x. Letra A- corpo de prova não cristalizado; letra B- cristalização pelo processo simplificado; letra C- cristalização pelo processo preconizado pelo fabricante.

Na análise em microscopia confocal (figura 8), observou-se para grupos cristalizados pelo processo preconizado pelo fabricante Ivoclar (G1) e pelo processo simplificado no forno EDG (G2) presença de cristais de dissilicato de Lítio dispostos aleatoriamente em matriz vítrea (figura 8 B e C). Por sua vez, no grupo não cristalizado (G3) verificou-se presença de matriz amorfa, com cristais pequenos e pouco visíveis (figura 8 A).

Topograficamente pode-se observar que para o grupos não cristalizado (G3) a presença de uma topografia mais irregular (figura 9 A). Para os grupos que passaram pelo processo de cristalização vê-se uma superfície mais regular. Contudo, o processo simplificado no forno EDG (G2) (figura 9 B) apresentou a superfície ligeiramente mais regular e homogenia quando comparado ao grupo cristalizado pelo processo preconizado pelo fabricante Ivoclar (G1) (figura 9 C) que apresentou uma superfície um pouco mais grosseira. Na figura 9 tem-se imagem da topografia dos corpos de provas.

Discussão

5. DISCUSSÃO

O uso do sistema cerâmico a base de dissilicato de Lítio, como opção para tratamentos estéticos, tornou-se comum na clínica odontológica principalmente devido a suas características estéticas e propriedades físicas (HOLBERG, et al., 2013; MAZARO et al., 2009; SILVA et al., 2012;). Associado ao sistema CAD/CAM, o uso desse sistema cerâmico tornou-se ainda mais atrativo, pois permite realizar restaurações com alta qualidade numa única sessão (KANG; CHANG; SON, 2013). No entanto, este sistema para CAD/CAM, apresenta-se pré cristalizado e necessita de um processo de cristalização final específico e complexo, com forno de alto custo, para alcançar as propriedades físicas e ópticas descritas para o sistema.

Este trabalho avaliou o efeito de dois processos de cristalização realizados em fornos diferentes na microdureza, resistência a flexão e morfologia do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio para CAD/CAM IPS e.max CAD.

Para efeito de aproximação à abordagem clínica de um tratamento com uma coroa total não estratificada (monolítica), optou-se por realizar o ensaio de microdureza sobre uma superfície glazeada, pois as restaurações em dissilicato de Lítio fabricadas pelo sistema CAD/CAM, na maioria das vezes, são glazeadas com intuito de se maquiar/caracterizar a restauração e de se obter uma superfície lisa e com brilho. Outro detalhe é o fato de ser a superfície glazeada que estará em contato tanto com o alimento, como com o dente antagonista.

No entanto, para o ensaio da resistência a flexão optou-se por não realizar nenhum glazeamento, pois a abordagem foi feita para descrever o efeito dos processos de cristalização no que seria corpo da restauração, o qual não recebe glaze. E, desta maneira, verificar se o processo de cristalização simplificado poderia promover uma resistência a flexão diferente a uma restauração cristalizada pelo processo do fabricante. Além disto, não foi propósito do trabalho comparar uma propriedade com a outra.

Dureza é uma propriedade mecânica que expressa a resistência de um material à deformação plástica. A primeira definição de dureza foi realizada por Mohs, a partir da capacidade de um material mineral "riscar" ou não outro material. O conceito básico utilizado em testes de dureza é a medida da resistência à penetração de um material duro em outro mais macio. Analisando a tabela 1 observa-se que os processos de cristalização foram capazes de produzir microdurezas diferentes. O processo preconizado pelo fabricante Ivoclar (G1) gerou

valor médio de microdureza (645,13 KHN) inferior ao produzido pelo processo EDG (818,9 KHN) e a amostra não cristalizada (862,13 KHN), os quais não apresentaram diferença entre si.

A diferença entre os dois processos de cristalização é a taxa de aquecimento e a manutenção ou tempo de permanência em diferentes temperaturas. No processo Ivoclar, o tempo de aquecimento é mais rápido, há dois patamares de manutenção da temperatura (820° e 840° C) e um tempo maior de manutenção dos copos de prova a uma alta temperatura. Numa contagem de permanência em temperaturas acima 400°C (temperatura de início do serviço no forno), os corpos de provas que passaram pelo processo de cristalização preconizado pelo fabricante (G1) ficaram 10 minutos a mais que os corpos de provas do processo simplificado (G2). O glazeamento dos corpos de prova neste estudo foi realizado no mesmo momento da cristalização, sendo aplicada apenas uma camada de pasta glaze. Portanto, durante o tratamento térmico de cristalização preconizado pela Ivoclar (G1), o rápido aquecimento e a manutenção em altas temperaturas pode ter levado a uma evaporação maior da pasta glaze e inclusão de poros sobre a superfície do corpo de prova.

Além deste fato, na análise topográfica dos corpos de prova (figura 9 B e C), percebeu-se uma maior irregularidade da amostra cristalizada pelo processo preconizado pelo fabricante quando comparada ao processo simplificado. Segundo Asai et al. (2010) esta superfície irregular pode promover uma camada de glaze não uniforme, resultando numa incompleta remoção dos defeitos da superfície.

Portanto, os fatores tempo de aquecimento e manutenção em altas temperaturas, juntamente com a formação de uma superfície mais irregular podem ter influenciado o glazeamento superficial final, e conseqüentemente, o valor da microdureza.

No entanto, a redução da microdureza superficial do grupo1 (G1) é um ponto favorável quando relacionado com a do esmalte dentário. A microdureza média dos esmaltes de dentes incisivos permanentes é 358,33 KHN (GOMES-SILVA, 2011). Neste caso, a diminuição da microdureza do dissilicato de Lítio IPS e.max CAD, no processo Ivoclar, levaria a um desgaste menor da estrutura dental antagonista quando comparada ao processo simplificado. Mas, a microdureza Knoop do dissilicato de Lítio IPS e.max CAD ainda se mostrou superior às porcelanas feldspáticas, cuja média é 460 a 550 KHN (DELLA BONA, 1996). Portanto, o desgaste provocado em dentes antagonistas ainda poderá ser maior quando comparado às porcelanas feldspáticas. No entanto, isto precisa ser melhor estudado, pois Suputtamongkol et al. (2008), descreveram um desgaste da estrutura dental de 0,21 mm³ em pré-molares e 0,5 mm³ em molares antagonistas a dentes restaurados com dissilicato de Lítio,

enquanto para a cerâmica de dissilicato de Lítio em si o desgaste foi 0,19 mm³ e 0,34 mm³ num período de 1 ano, os autores relataram ainda que não ocorreu diferença significativa de desgaste do esmalte quando se comparou com o lado oposto, o qual ocluía apenas com dentes naturais. Esquivel-Upshaw et al. (2013) em seu estudo relataram que não houve diferença de desgaste da superfície do dente antagonista por uma restauração a base de dissilicato de Lítio quando comparado a uma restauração metalocerâmica convencional após 3 anos.

Independente da comparação dos diferentes grupos estudados ou mesmo com a cerâmica feldspática, a dureza do dissilicato de Lítio não é desejável, pois provavelmente acarretará problemas ao paciente, principalmente aqueles que apresentam distúrbios oclusais (MA, GUESS, ZHANG, 2013).

A resistência a flexão descreve a quantidade de carga que um material suporta antes da sua fratura ou ruptura. Ensaio de resistência a flexão são amplamente usados como indicadores do desempenho clínico dos materiais dentários (BELLI et al., 2014; KANG; CHANG; SON, 2013; KOIS et al., 2013), principalmente cerâmicos. O estudo da propriedade mecânica de resistência a flexão serve como indicador de qual carga a cerâmica resistirá antes de sua trinca ou fratura, principalmente frente ao stress gerado durante a mastigação. Apesar da literatura discutir qual o teste que mais aproxima a realidade clínica para a resistência a flexão, todos tem suas limitações e nenhum replica o complexo stress que ocorre intra oral (CHEN et al., 2008; GUESS et al., 2011). Portanto, aqui se optou pelo teste de 3 pontos devido ao fato das amostras terem sido obtidas nas formas de barra, do mesmo bloco utilizado para a microdureza.

Os resultados obtidos mostram que os dois processos de cristalização não diferiram quanto a resistência a flexão final do dissilicato de Lítio IPS e.max CAD. No entanto, os valores não vão de encontro com outros trabalhos, nos quais são encontrados valores ora superiores ora inferiores e isso está relacionado à metodologia utilizada. Anusavice, Jadaan e Esquivel-Ushawnu (2013), Matsumoto et al. (2013) encontraram resultados menores aos deste trabalho, com uma média de 247 MPa e 160 MPa, respectivamente; Zogheib et al. (2011), obtiveram valores médios de 417 MPa; Kang, Chang e Son (2013) encontram valores de 408,3 MPa; Zhang et al.(2013), 376 MPa; Coldea, Swain e Thiel (2013), 344 MPa, enquanto o fabricante relata uma resistência a flexão de 360 MPa. No entanto, este fato não desmerece o resultado aqui encontrado nem a metodologia usada. Conforme foi descrito anteriormente, o objetivo deste estudo foi comparar se o processo de cristalização simplificado modificaria significativamente o valor da resistência a flexão do IPS e.max.CAD quando comparado ao preconizado pela fabricante Ivoclar e isto não ocorreu.

A resistência a flexão do dissilicato de Lítio esta relacionada a microestrutura não usual do material (quando comparada as cerâmicas feldspáticas), a qual consiste de cristais aciculares com orientação randômica. Este fato é ideal do ponto de vista de resistência, porque os cristais aciculares levam as trincas a serem desviadas, ou se ramificarem, ou se imobilizarem. A propagação da trinca é, então, contida pelos cristais, provendo um aumento substancial na resistência mecânica (BELLI et al.; 2014; GUESS et al, 2011; KANG; CHANG; SON, 2013; KOIS et al.,2012; MATSUMOTO et al., 2013; QUIN; SUNDAR; LLOYD, 2003; SILVA et al., 2012) quando comparada as cerâmicas feldspáticas.

Na fase de cristalização só controlamos o crescimento e tamanho dos cristais, assim como também a fração cristalina do material. O que se observa é que todos os dois processos de cristalização foram capazes de proporcionar uma fase favorável de cristalização, com crescimentos dos cristais. Isto pode ser percebido pelo fato de não haver diferença significativa entre os valores médios de resistência a flexão dos dois processos de cristalização realizados neste estudo e, também, ao se examinar as imagens em microscopia confocal a laser na figura 8 B e C, onde não percebemos diferenças nos cristais entre as duas amostras.

Observa-se pela microscopia confocal a laser que na amostra não cristalizada (figura 8 A) estão presentes tanto a fase amorfa como a cristalina, pois existem cristais de metassilicato de Lítio (40% vol) embebidos numa matriz vítrea, enquanto nos corpos de prova cristalizados apresenta-se uma estrutura desorganizada e cristalina (70% vol), com pouca fase vítrea ou amorfa no volume do material, semelhante ao que foi descrito por Guess et al. (2011), Silva et al. (2012), Zhang et al. (2013) e Kang, Chang & Son (2013). Comprovando que houve o crescimento dos cristais pelos dois processos de cristalização o que resultou no aumento da resistência a flexão conforme relatado por Kois et al. (2012), Zhang et al.(2013) e Kang, Chang & Son (2013).

Portanto, dentro das limitações deste estudo, os resultados embasam o uso dos dois processos de cristalização para o uso clínico, pois foram capazes de fornecer uma cristalização semelhante do IPS e.max CAD. Em outras palavras, o corpo de uma restauração cristaliza-se por qualquer um dos processos e apresentará uma resistência a flexão semelhante. Contudo, a superfície da restauração cristalizada/glazeada pelo processo preconizado pelo fabricante apresentará uma menor microdureza superficial. O que não é desfavorável quando se considera o desgaste superficial que poderia acontecer nos dentes antagonistas.

Conclusões

6. CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos no presente trabalho foi possível concluir que:

- A microdureza do sistema cerâmico de dissilicato de Lítio IPS e.max CAD cristalizado com o processo preconizado pelo fabricante Ivoclar foi menor que a cristalização pelo processo simplificado no forno EDG.
- Ambos os processos de cristalização proporcionaram semelhante resistência a flexão do dissilicato de Lítio IPS e.max CAD, superiores as amostras que não foram submetidas ao processo de cristalização.
- Os dois processos de cristalização permitiram a formação de cristais de dissilicato de Lítio dispostos em matriz vítrea, sugestivo de adequada cristalização do material.

Referências

7. REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, K.J; JADAAN, O.M.; ESQUIVEL-USHAW, J. F. Time-dependet fracture probability of bilayer, lithium-dissilicate-base, glass-ceramic, molar crowns as a function of core/vennerthicknes ratio and load orientation. **Dental Materials**, v. 29, n. 11, p.1132-1138, 2013

APEL, E.; DEUBENER, J.; BERNARD, A. Phenomena and mechanisms of crack propagation in glass-ceramics. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. v. 1, n. 4, p. 313-325, 2008.

ASAI, T.; KAZAMA, R.; FUKUSHIMA, M.; OKIJI, T.; Effect of overglazerand polished surface finishes on the compressive fracture strengthof machinable ceramic materials. **Dental Materials**. v. 29, n. 6, p. 661-667, 2010.

BELLI, R.; GEINZER, E.; MUSCHWECK, A.; PETSCHKEKT, A; LOHBAUER U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. **Dental Materials**. v. 30, n. 4, p. 424-432, 2014.

CADIOLI, L.P.; BAITELO, L. G. Materiais Cerâmicos: Um Estudo Sobre Vitrocerâmico. **Revista de Ciencias Exatas e Tecnológicas**. v. 4, n. 4, p. 147-161, 2009.

CHEN, Y.M.; SMALES, R.J.; YIP, K. H. K. SUNG, W.J. Translucency and byaxial flexural strength of four ceramic core materials. **Dental Materials**. v. 24, n. 11, p.1506-1511, 2008.

COLDEA, A.; SWAIN, M. V.; THIEL, N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN by sharp indentation. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. v. 26, p. 34-42, 2013.

DELLA BONA, A. Cerâmicas: Desenvolvimento e Tecnologia. **Revista Faculdade de Odotntologia, Passo Fundo**. v.1, n. 1, p.13-23, 1996.

ESQUIVEL-USPSHAW, J.; ROSE, W.; OLIVEIRA, E.; YANG, M.; CLARK, A. E.; ANUSAVICE, K. Randomized, controlled clinical trial of bilayer ceramic and metal-ceramic crown performance. **Journal Prosthetic**. v. 22, n. 3, p. 166-173, 2013

FASBINDER, D. J.; DENNISON, J. B.; HEYS, D.; NEIVA, G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate cad/cam crowns: a two-year report. **The Journal of the American Dental Association**, v. 141, n. 2, p. 10–14, 2010.

GOMES-SILVA, J.M. **Propriedades Químicas e Físicas do Esmalte de Dentes Decíduos e Permanentes**. 2011, 83 f. Tese (Doutorado em odontopediatria) Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

GUERRA, C. M. F.; NEVES, C. A. F.; ALMEIDA, E. C. B.; VALONES, M. A. A.; GUIMARÃES, R. P. Estágio atual das cerâmicas odontológicas. **International Journal of Dentistry**. v. 6, n. 3, p. 90-95, 2007.

GUESS, P.C.; SCHULTEIS, S.; BONFANTE, E. A.; COELHO, P.G. FERENCZ, J.L.; SILVA, N.R.F.A. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. **Dental Clinics of North America**. v. 55, n. 2, p. 333-352, 2011.

HEINTZE, S. D.; ALBRECHT, T.; CAVALLERI, A.; STEINER, M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. **Dental Materials**, v. 27, n. 2, p. 10-19, 2011.

HOLBERG, C.; WINTERHALDER, P.; WICHELHAUS, A.; HICKEL, R.; HUTH, K.; Fracture Risk of Lithium-disilicate ceramic inlays: A finite element analysis. **Dental Materials**. v. 29, n.12, p. 1244-1250, 2013.

JOHANSSON, C.; KMET, G.; RIVERA, J.; LARSSON, C.; STEYERN, P.V. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. **Acta Odontologica Scandinavica**. v. 72, n.2, p. 145-153, 2014.

KANG, S.H.; CHANG, J.; SON, H.H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. **Restorative Dentistry & Endodontics**. v. 38, n. 3, p. 134-140, 2013.

KOIS, D. E.; ISVILANONDA, V.; CHAIYABUTR, Y.; KOIS, J. C. Evaluation of fracture resistencia and failure risks of posterior partial coverage restorations. **Journal os Esthetic and Restorative Dentistry**. v. 25, n. 2, p. 110-12, 2013.

LIN, W.S.; HARRIS, B. T.; OZDEMIR, E.; MORTON, D.; Maxillary Rehabilitation With a CAD/CAM- Fabricated, Long-term interim and anatomic contour definitive prothesi with a digital workflow: A Clinical Report. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 110, n. 1, p.1-7, julho, 2013.

MA, L.; GUESS, P.C.; ZHANG, Y. Load-bearing properties of minima-invasive monolithic lithium dissilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. **Dental Materials**. v. 29, n. 7, p. 742-751, 2013.

MATSUMOTO, N.; YOSHINARI, M.; TAKEMOTO, S.; HATTORI, M.; KAWADA, E.; ODA, Y. Efect of intermediate ceramics and firing temeperature on bond strength between tetragonal zirconia polycrystal and venneering ceramics. **Dental Materials**. v. 32, n. 5, p. 734-743. 2013

MAZARO, J. V. Q.; ZAVANELLI, A. C.; PELLIZZER, E. P.; VERRI, F. R.; FALCÓM-ANTENNUCCI, R. M. Considerações clínicas para restauração da região anterior com facetas laminadas. **Revista Odontologica de Araçatuba**. v. 30, n.1, p. 51-54, 2009.

QUINN, J.B.; SUNDAR, V.; LLOYD, I.K Influence of microstruture and chemistry on the fracture thoughness od dental ceramics. **Dental Materials**. v. 19, n. 7 p. 603-611, 2003.

SILVA, N.R.F.A; BONFANTE, E. A; MARTINS L. M; VALVERDE, L. M; THOMPSON V. P; COELHO, P.G. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. **Journal of dental research**, v. 91, n. 3, p. 305-10, 2012.

SUPUTTAMONGKOL, K.; ANUSAVICE, J. K.;SUCHATLAMPONG, C. SITHIAMNUAI, P.; TULAPORNCHAI, C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithium-dissilicate-based ceramic crowns. **Dental Materials**. v. 24, n. 5, p. 667-673, 2008.

ZHANG, X. & WANG, F. Hardness of resin cement cured under different thickness of lithium disilicate-based ceramic. **Chinese Medical Journal**, v. 124, n. 22, p. 3762-7, 2011.

ZHANG, Y.; JAMES, J. LEE, W.; SRIKANTH, R.; LAWN, B.R. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. **Dental Materials**, v. 29, n. 22, p. 1201-1208, 2013.

ZHAO, K.; GUESS, P.C.; ZHANG, X.P.; SWAIN, M.V. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-dissilicate-base ceramic crowns. **Dental Materials**. v. 28, n.6. p.653-660, 2012.

ZHAO, K; WEI, Y.; PAN, Y. ZHANG, X.; SWAIN, M. V.; GUES, P.C. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium dissilicate glass-ceramic molar crowns. **Dental materials**. v. 30, n. 2, p.164-171, 2014.

ZOGHEIB, L.V.; DELLA BONA, A. KIMPARA, E.T.; MCCABE, J.F. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium dissilicate-base glass ceramic. **Brazil Dental Journal**, v. 22, n.1, p. 45-50, 2011.