



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

THAIS CRISTINA VALENTIM FARIA

**AVALIAÇÃO DA DUREZA VICKERS NAS CERÂMICAS DE DISSILICATO
DE LÍTIO SUBMETIDAS A DIFERENTES PROTOCOLOS DE FADIGA**

2017

THAIS CRISTINA VALENTIM FARIA

**AVALIAÇÃO DA DUREZA VICKERS NAS CERÂMICAS DE DISSILICATO DE
LÍTIO SUBMETIDAS A DIFERENTES PROTOCOLOS DE FADIGA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte das exigências para a obtenção do grau de CIRURGIÃO-DENTISTA.

Orientador: Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara
Coorientadora: Ms. Aline Serrado de Pinho Barcellos

São José dos Campos

2017

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2018]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Faria, Thais Cristina Valentim

Avaliação da dureza vickers nas cerâmicas de dissilicato de lítio submetidas a diferentes protocolos de fadiga / Thais Cristina Valentim Faria. - São José dos Campos : [s.n.], 2017.

49 f. : il.

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Graduação em Odontologia - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2017.

Orientador: Estevão Tomomitsu Kimpara.

1. Dissilicato de lítio. 2. Dureza Vickers. 3. Prótese parcial fixa. 4. Ciclagem mecânica. 5. Ciclagem termomecânica. I. Kimpara, Estevão Tomomitsu, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpura (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

Prof. Adj. Tarcísio José de Arruda Paes Junior

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

Profa. Dra. Paula Carolina Komori de Carvalho

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

São José dos Campos, 10 de novembro de 2017.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho de conclusão de curso à minha família que sonhou comigo e foi base para que eu trilhasse esse caminho.

AGRADECIMENTOS

Deus pela força e saúde que me concedeu para chegar até ao fim.

À minha família, que me apoiou, ofertou palavras de ânimo quando fraquejei e lutou comigo pela realização desse sonho.

Ao meu namorado, Rogério, que teve paciência, compreensão e sempre tinha uma palavra de fé para me impulsionar na caminhada. Você me traz paz.

Aos meus amigos e irmãos por todo carinho, apoio e auxílio, em especial Marcelo, Juliana, Caroline, Jéssica, Joice, Lidiane, Gabriel, Sara, Bia e Aniely. Vocês iluminaram dias difíceis e se alegraram com as minhas conquistas.

Ao Prof. Estevão Tomomitsu Kimpara pela compreensão, oportunidade e dedicação.

À minha co-orientadora Aline Serrado de Pinho Barcellos pela compreensão, dedicação e amizade.

Com vocês pude aprender além da odontologia, exemplos que levarei pela vida.

Aos colegas e amigos de classe, que se eu citar um por um, serão muitos, mas que fizeram rir, me alegraram, ensinaram...Pessoas que levarei para sempre na lembrança e no coração.

A todos os professores e funcionários do Instituto de Ciência e Tecnologia – ICT UNESP pela colaboração para a minha formação profissional e pessoal, em especial aos técnicos Fernando e Marcos, que sempre com paciência e amor me ajudaram no que tive dificuldade. Vocês são luz.

**“Quem observa o vento, nunca semeará, e o que olha para as nuvens nunca
segará”**

Eclesiastes 11:4

SUMÁRIO

| | |
|--|-------------------------------|
| RESUMO | 7 |
| ABSTRACT | 8 |
| 1 INTRODUÇÃO | 9 |
| 2 MATERIAL E MÉTODOS | 12 |
| 2.1 Delineamento experimental do estudo | 12 |
| 2.2 Submissão ao Comitê de Ética | 12 |
| 2.3 Confeção dos corpos de prova | 13 |
| 2.3.1 Confeção dos corpos de prova: Barras cerâmicas | 13 |
| 2.3.2 Confeção dos corpos de prova: peça metálica | 14 |
| 2.3.3 Cimentação das barras cerâmicas na peça metálica | 16 |
| 2.4 Protocolos de envelhecimento | 18 |
| 2.5 Seleção dos voluntários | 19 |
| 2.6 Teste de força oclusal máxima | 20 |
| 2.7 Confeção do dispositivo intrabucal | 21 |
| 2.8 Ensaio mecânico | 23 |
| 2.8.1 Dureza | 23 |
| 2.9 Forma de análise dos resultados | 23 |
| 2.9.1 Análise estatística | 23 |
| 3 RESULTADOS | 25 |
| 3.1 Teste de força oclusal máxima | 25 |
| 3.2 Análise estatística | 25 |
| 3.3 Análise das endentações na cerâmica de dissilicato de lítio | 29 |
| 4 DISCUSSÃO | 32 |
| 5 CONCLUSÃO | 36 |
| REFERÊNCIAS | 37 |
| APÊNDICES | Erro! Indicador não definido. |
| ANEXOS | Erro! Indicador não definido. |

Faria TCV. Avaliação da dureza vickers nas cerâmicas de dissilicato de lítio submetidas a diferentes protocolos de fadiga [trabalho de conclusão de curso]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.

RESUMO

As cerâmicas de dissilicato de lítio são especialmente indicadas na reabilitação de dentes anteriores devido às propriedades físicas que lhe garantem translucidez e variabilidade de tons. No entanto, sua indicação para dentes posteriores é limitada por apresentar propriedades mecânicas inferiores a outros materiais disponíveis no mercado. Esse estudo visou investigar a dureza de amostras em condição simulada de uma prótese parcial fixa de três elementos que substituiriam dentes posteriores, submetidas a diferentes protocolos de envelhecimento laboratoriais e intrabucal. Foram confeccionados 24 corpos de prova a partir de blocos cerâmicos IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), divididos em quatro grupos (n=6): controle (C); ciclagem mecânica (MEC); Grupo ciclagem termomecânica (TM); ciclagem intrabucal (CIB). Realizou-se o teste de dureza Vickers, através do durômetro a uma carga de 19,6 Hv por 20 s. Aplicou-se a análise de variância (ANOVA) um fator e o teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Houve diferença significativa ($p=0,028$) mediante os resultados encontrados: C ($570,5 \pm 13,05$), CIB ($565,5 \pm 14,79$), MEC ($563,2 \pm 18,08$) e (TM $601,5 \pm 36,40$). Onde TM apresentou a maior dureza e o grupo CIB apresentou o menor coeficiente de Variação. Concluiu-se a ciclagem intrabucal foi a mais prejudicial para a dureza deste tipo de cerâmica, quando comparada aos outros métodos de envelhecimento estudados

Palavras-chave: Dissilicato de lítio. Dureza Vickers. Prótese parcial fixa. Ciclagem mecânica. Ciclagem termomecânica. Ciclagem intra-bucal.

Faria TCV. Evaluation of the vickers hardness of lithium disilicate ceramics submitted to different fatigue protocols [graduation final work]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2017.

ABSTRACT

Lithium disilicate ceramics are especially indicated for anterior teeth rehabilitation due to the physical properties that assure translucency and tonal variability. However, their lower mechanical properties limits indication for posterior teeth. This study analyzed vickers hardness of a simulated condition of a posterior three fixed partial denture submitted to different protocols of laboratory and intrabuccal aging. Twenty-four specimens were prepared from IPS e.max CAD ceramic blocks (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), divided into four groups (n = 6): control (C); mechanical cycling (MEC); thermomechanical cycling group (TM); intrabuccal cycling (CIB). A durometer hardness tester was used by a load of 19.6 N for 20 s. ANOVA and Tukey test ($\alpha = 0.05$) were applied. A significant difference was found ($p = 0.028$): C (570.5 ± 13.05), CIB (565.5 ± 14.79), MEC (563.2 ± 18.08) and TM (601.5 ± 36.40). TM group presented the greatest hardness and the CIB group had the lowest coefficient of variation. Therefore, comparing to the other aging methods studied, intra-oral cycling represented a superior detrimental hardness.

Keywords: Lithium disilicate. Vicker hardness. Fixed partial prosthesis. Mechanical cycling. Thermomechanical cycling. Intrabuccal cycling.

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia vem buscando, nos tratamentos reabilitadores, atender aos requisitos estéticos, funcionais e a sanidade do sistema. Para isto, pesquisadores e indústrias vêm desenvolvendo materiais que apresentem propriedades mecânicas satisfatórias e ajustes adequados ao dente preparado, aliados as propriedades ópticas que são similares as estruturas dentais naturais [1,2,3]. Neste sentido, fazem parte desta proposta materiais como a alumina, a zircônia e o dissilicato de lítio.

A cerâmica de dissilicato de lítio foi introduzida na comunidade odontológica pela Ivoclar Vivadent em 1998 [4]. É uma cerâmica com matriz vítrea e componentes cristalinos, o que confere maior resistência mecânica que as cerâmicas feldspáticas e melhor estética que as cerâmicas altamente cristalinas. É composta basicamente por quartzo, dióxido de lítio, óxidos de fósforo, de potássio e óxido de alumina. Podem ser encontradas na forma de blocos usináveis ou pastilhas injetáveis [5,6].

Devido a sua resistência mecânica, as cerâmicas de dissilicato de lítio podem ser utilizadas para confecção de facetas, restaurações indiretas do tipo *inlay* e *onlay*, coroas parciais, coroas totais anteriores e posteriores, supraestruturas de implantes para restaurações unitárias em regiões anterior e posterior e coroas telescópicas primárias [2]. Também podem ser utilizadas para próteses parciais fixas (PPFs) de três elementos (composta por 1º Pré-molar, 2º Pré-molar pântico - elemento dentário suspenso e 1º Molar) [2,7,8,9].

A dureza é uma propriedade mecânica caracterizada pela sua resistência à deformação plástica, ou ainda pode ser associada à sua resistência ao corte e à abrasão. Ela pode ser mensurada através da realização de endentações sobre um valor de carga em uma área aleatoriamente escolhida do material de interesse, por um determinado período de tempo. Quanto mais duro for um material, mais resistente ele é à deformação permanente e menos propenso a absorver produtos, como os bacterianos [10]*.

As pesquisas *in vitro* tentam seguir condições mais similares com o que

*Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. J Prosthet Dent. 2002;87:225-8. Apud Digholkar S, Madhav VN, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. J Indian Prosthodont Soc. 2016 Oct-Dec;16(4):328-334. PubMed PMID:27746595.

ocorre *in vivo*. São amplamente utilizadas para representar situações que ocorrem clinicamente e predizem o comportamento de um material em longo prazo, para que o cirurgião- dentista possa escolher o material com o melhor desempenho e se beneficiar destas informações. No entanto, quando as restaurações são confeccionadas e cimentadas clinicamente, elas são expostas a condições adversas como a variação térmica, a aplicação de cargas e as alterações de pH [11,12].

Neste contexto, as máquinas de ensaio desempenham papel importante na aplicação de cargas cíclicas que se aproximam das condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório [13]. Por exemplo, um material submetido a um longo período de tensões repetitivas, em um nível subcrítico, promove o desenvolvimento de microtrincas nas áreas de concentração de tensões próximas à superfície. As microtrincas se unem devido ao carregamento ininterrupto, formando uma trinca maior que se propaga até exceder a resistência do material, gerando a falha catastrófica [14]. Por este motivo a resistência à flexão pode ser reduzida após a ciclagem mecânica [15,16].

A máquina de ciclagem termomecânica tem sido um equipamento utilizado para reproduzir condições aproximadas de carga e ambiente que ocorrem no meio bucal. O equipamento reproduz a aplicação cíclica de carga que corresponde a mastigação e a mudança de temperatura, que varia entre 5°C a 55°C e representa a ingestão de alimentos com diferentes temperaturas.

Muitos trabalhos têm testado separadamente as amostras submetidas à ciclagem mecânica e à ciclagem térmica [17]. Outros autores realizaram trabalhos em que as amostras foram submetidas às duas ciclagens [18]. Alguns estudos utilizaram um dispositivo de carga mastigatória operando juntamente com ciclos térmicos (cicladora termomecânica) [19,20] representando, assim, melhor o ambiente intrabucal.

O cuidado necessário no uso das máquinas de envelhecimento é a utilização de temperaturas ou cargas extremas que poderiam ocasionar diminuição excessiva da vida do material e levar a conclusões errôneas de que este tem desempenho insatisfatório. Isto resultaria na inutilização de um material pela comunidade odontológica, sendo que na realidade o material tem um bom desempenho perante as variações encontradas em ambiente bucal [11,21].

Mesmo assim, os métodos de envelhecimento laboratoriais são amplamente utilizados, embora não existam protocolos bem definidos para cada método e nem um que se assemelha mais com o que ocorre no meio intrabucal. Portanto, diante do exposto, nota-se a necessidade de comparar os métodos de envelhecimento laboratoriais com o que realmente ocorre no meio intrabucal.

Com base nestas preocupações, Macedo [22] e Marinho [23] confeccionaram dispositivos intrabucais do tipo arco de Hawley, que armazenavam amostras de cerâmicas de dissilicato de Lítio no palato, dentro da cavidade bucal. Ambos mostraram diferenças significativas entre os experimentos “*in situ*” e laboratoriais. Isso indica que a utilização dos ensaios laboratoriais pode não ser representativa com o que acontece intraoralmente e que mais estudos devem ser desenvolvidos sobre esse tema.

Portanto, este estudo tem o objetivo de avaliar a dureza da cerâmica à base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD, na condição simulada de uma PPF de três elementos, que foram submetidas a três tipos de envelhecimento: ciclagem mecânica, ciclagem termomecânica e ciclagem intrabucal. A pesquisa contribuí com o conhecimento científico atual sobre as possíveis diferenças entre os métodos de envelhecimento praticados, além de obter dados sobre o comportamento do material em questão, numa condição similar de uso clínico.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 Delineamento experimental do estudo

Este estudo foi realizado submetendo-se os corpos de prova em quatro situações, formando quatro grupos: grupo controle, Ciclagem Mecânica, Ciclagem Termomecânica e grupo de ciclagem intrabucal (Figura 1). Avaliou-se a alteração da dureza na cerâmica a base de dissilicato de lítio frente ao envelhecimento.

Figura 1 - Delineamento experimental do estudo



Fonte: Elaborado pelo autor.

2.2 Submissão ao Comitê de Ética

O presente estudo foi submetido à apreciação ética do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos e aprovado sob o parecer nº CAAE 45703315.0.0000.0077, na data 15 de outubro de 2015.

2.3 Confeção dos corpos de prova

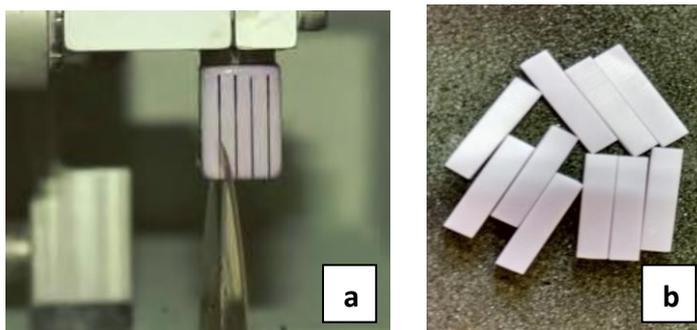
2.3.1 Confeção dos corpos de prova: Barras cerâmicas

Os corpos de prova foram confeccionados com a cerâmica de dissilicato de lítio, o IPS emax CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), em forma de barra, com as dimensões de 2 mm X 4 mm X 16 mm (Norma ISO 6872/2008).

Após o envelhecimento, foram confeccionados 24 corpos de prova (n=6), divididos em: controle (C); ciclagem mecânica (MEC); Grupo ciclagem termomecânica (TM); ciclagem intrabucal (CIB).

Para confeção das barras cerâmicas de dissilicato de lítio, os blocos foram seccionados transversalmente, com discos diamantados em uma máquina de corte (ISOMET 1000, Buehler Ltd., Lake Bluf, IL) (Figura 2a), realizando cortes até 2 mm aquém do metal ao qual os blocos foram fixados. Um segundo corte perpendicular ao das fatias foi realizado, a fim de se obter as barras. O terceiro e último corte foi realizado para fornecer o comprimento final aproximado do bloco. Ao final dos cortes, as barras deverão ter dimensões acima da medida (Figura 2b).

Figura 2 - Confeção das barras cerâmicas



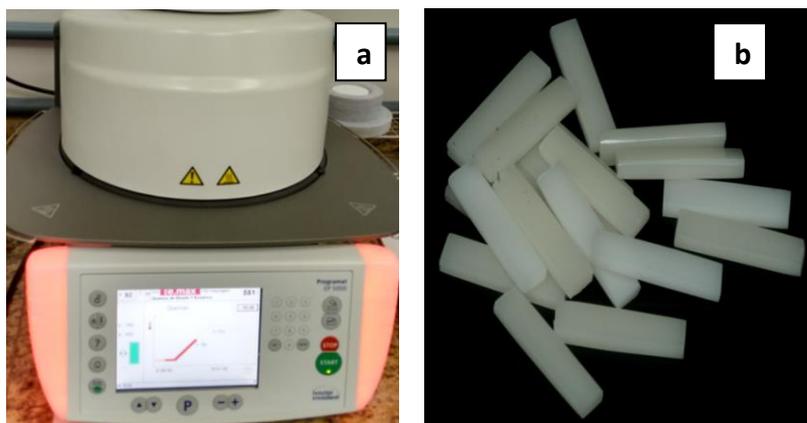
Legenda: a) Bloco Cerâmico de Dissilicato de Lítio sendo seccionado na máquina de corte; b) Barras Cerâmicas de Dissilicato de Lítio após o corte.

Fonte: Elaborado pelo autor.

As barras foram lixadas com lixas d'água de granulação 320, 400, 600 e 800, para remover os excessos e atingir as dimensões finais desejadas. Um bisel nas arestas, preconizado pela norma ISO 6872/2008 para flexão, foi realizado com a

lixa 600. O polimento das amostras foi obtido com lixas de granulação 1200. Após o polimento, as barras cerâmicas de dissilicato de lítio, apresentadas em blocos pré-sinterizados, foram levadas ao forno para cristalização (Figura 3), seguindo o ciclo de sinterização recomendado pelo fabricante.

Figura 3 – Cristalização das barras cerâmicas



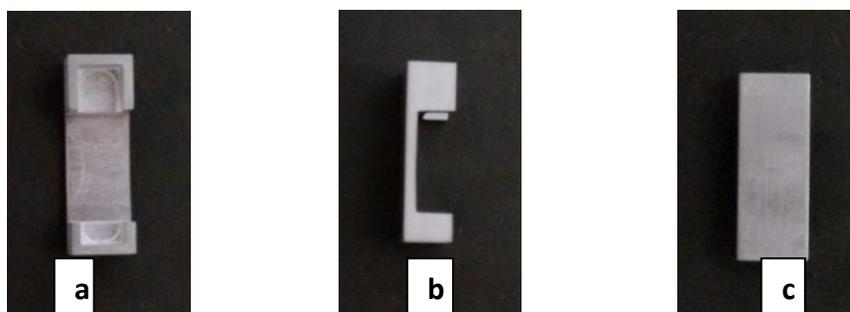
Legenda: a) Forno para cristalização da Cerâmica de Dissilicato de Lítio; b) Barras cerâmicas prontas após a cristalização.

Fonte: Elaborado pelo autor.

2.3.2 Confeção dos corpos de prova: peça metálica

Foram confeccionados dispositivos usinados em aço inoxidável, retangulares, com encaixes nas duas extremidades, onde foi cimentada, com cimento resinoso, a barra de dissilicato de lítio (2 mm X 4 mm X 16 mm). Os encaixes foram usinados com profundidade de 2,3 mm e largura de 4,3 mm, promovendo espaço para a camada de cimento resinoso (0,3 mm). Uma extremidade foi usinada com 4 mm e a outra com 2 mm de comprimento para se assemelhar com os apoios de uma PPF (1º molar e 1º pré-molar, respectivamente), de forma que, após a cimentação, os 10 mm centrais da barra ficassem livres, enquanto as extremidades ficassem cimentadas (Figura 4).

Figura 4 - Peça metálica



Legenda: a) Vista frontal; b) Vista lateral; c) Vista posterior.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a cimentação, os encaixes foram jateados com óxido de alumínio revestido por sílica (110 μm , Rocatec Plus, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) para promover a aderência do cimento resinoso ao metal (Figura 5).

Figura 5 – Jateamento da peça metálica



Fonte: Elaborado pelo autor.

2.3.3 Cimentação das barras cerâmicas na peça metálica

Apenas as extremidades das barras cerâmicas foram condicionadas com ácido fluorídrico a 10% por 20 segundos (Figura 6), por ser esta a área de cimentação na peça metálica. A barra cerâmica foi medida e demarcada com grafite, 4 mm em uma extremidade e 2 mm na extremidade oposta, para que somente essa área tivesse contato com o ácido fluorídrico Condac porcelana (FGM, Joinville).

Figura 6 – Ácido fluorídrico



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após o condicionamento realizou-se lavagem com jato de água/ar por 20 segundos, seguida de secagem com jato de ar por 30 segundos (Ivoclar Vivadent, 2009).

As barras foram secas com jatos de ar para receberem a aplicação do silano. O agente de silanização Rely X Ceramic Primer (3M ESPE) (Figura 7) teve aplicação com pincel descartável *microbrush*, ativamente por 1 minuto, e aplicado um leve jato de ar por 5 segundos [24].

Figura 7 - Silano



Fonte: Elaborado pelo autor.

O cimento resinoso de dupla ativação Variolink Dual II (Ivoclar Vivadent) (Figura 8) foi manipulado conforme as recomendações do fabricante (Ivoclar Vivadent, 2009), até as pastas base e catalisadora atingirem homogeneidade (Figura 9), e aplicado sobre a superfície tratada das barras com auxílio de uma espátula de inserção nº 1.

Figura 8 - Cimento resinoso



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Figura 9 - Cimento homogeneizado



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Posicionou-se a barra no encaixe da peça metálica de aço inoxidável (Figura 10) e aplicou-se pressão manual para escoamento do excesso de cimento.

Figura 10- Barra cerâmica posicionada na peça metálica



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O excesso de cimento foi removido com pincel descartável *microbrush* e a fotoativação (Radii Cal-SDI) (Figura 11) realizada por 40 segundos em cada extremidade da barra.

Figura 11 - Fotoativação do cimento resinoso



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Todas as amostras foram fixadas em peças metálicas de aço inoxidável, sendo todo o conjunto envelhecido e testado.

2.4 Protocolos de envelhecimento

- ✓ Grupo C (Controle) – Após 24 horas de armazenagem em uma estufa à 37°, imersos em água destilada, os corpos de prova não sofreram nenhum tipo de envelhecimento [22];
- ✓ Grupo MEC (Ciclagem Mecânica) – Os corpos de prova foram ciclados em um Simulador de Fadiga Mecânica ER 11000 (Erios Equipamentos, São Paulo, Brasil), submetidos as cargas de 45 N em $1,2 \times 10^6$ ciclos e frequência de 3,8 Hz [22];
- ✓ Grupo TM (Ciclagem Termomecânica) – Os corpos de prova foram ciclados em um Equipamento de Desgaste Termomecânico (Erios Equipamentos, São Paulo, Brasil), submetidos as cargas de 45N em $1,2 \times 10^6$ ciclos, com frequência de 3,8 Hz. Durante o teste mecânico, todas as amostras foram

submetidas a ciclos térmicos concomitantes, com banho em água a 5°C por 30 segundos, escoamento da água em 15 segundos, banhos em água a 55°C por 30 segundos, escoamento da água em 15 segundos, formando um ciclo térmico. O número final de ciclos térmicos foi de 2550 ciclos [22];

- ✓ Grupo CIB (Ciclagem Intrabucal) – Os corpos de prova foram ciclados dentro da cavidade bucal, armazenados no interior do dispositivo intrabucal. Fixados na resina acrílica na região oclusal posterior bilateral, de cada aparelho, de forma que a superfície da barra ficasse exposta em meio bucal e em contato em oclusão. Dez voluntários usaram este dispositivo por 240 horas, seguindo as recomendações descritas no item 4.6.

2.5 Seleção dos voluntários

Foram selecionados dez voluntários, alunos do Curso de Graduação em Odontologia e do programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora do Instituto de Ciência e Tecnologia da UNESP, por meio de sorteio, até completar o tamanho da amostra. Neste estudo houve a exclusão de voluntários tabagistas ou portadores de alguma doença sistêmica.

Os voluntários apresentavam boa saúde geral e adequado padrão de higiene bucal. Além disso, passavam por avaliação clínica para a inspeção de não possuir cárie dentária e doença periodontal, ser Classe I de Angle, não utilizar aparelho ortodôntico, prótese parcial removível, PPF ou prótese total.

Os alunos foram informados sobre a pesquisa através do resumo do projeto, discussão de possíveis dúvidas e questionados sobre a vontade e disposição de participar da pesquisa. Em caso de resposta positiva, foram selecionados como voluntários para o presente trabalho, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, receberam um folheto explicativo, uma pasta e uma escova de dentes para utilização durante o período do estudo para a padronização da pesquisa. Cada voluntário utilizou o dispositivo intrabucal contendo duas amostras e foi orientado a cessar o uso do dispositivo no caso de

sintomatologia dolorosa muscular e/ou articular e procurar o pesquisador responsável para o esclarecimento de dúvidas.

2.6 Teste de força oclusal máxima

A força oclusal máxima foi mensurada com a utilização do dinamômetro digital, elaborado no Laboratório de Fisiologia do Instituto de Ciência e Tecnologia da “Universidade Estadual Paulista Júlio Mesquita Filho” UNESP de São José dos Campos. Este aparelho foi desenvolvido para determinar uma força aplicada por um indivíduo no momento de uma mordida, possui uma escala em Newtons (N) e um registro de pico, que durante a obtenção dos valores facilita a leitura da força máxima aplicada. Este valor é apresentado em um visor digital que facilita esta leitura. Cada indivíduo mordeu três vezes o dispositivo, e foi calculada a média das três medições.

Para a medição da força oclusal máxima, o aparelho foi posicionado na oclusal de todos os dentes do voluntário avaliado (Figura 12), e este foi instruído a morder o mais forte possível. Foram realizados três registros para cada, com intervalo de um minuto entre eles. A força oclusal máxima foi registrada em Newtons (N) por meio do registro do pico da força indicado na tela, e os valores foram anotados no protocolo de cada voluntário, para análise posterior.

A cada procedimento, o dinamômetro era limpo com álcool 70% e protegido com látex descartável, posicionados nas hastes de mordidas do aparelho, como medida de biossegurança.

Após o exame e cômputo dos dados obtidos, estes foram analisados estatisticamente para a obtenção da média de força do grupo de voluntários.

Figura 12 – Teste de força oclusal máxima



Fonte: Elaborado pelo Autor.

2.7 Confeção do dispositivo intrabucal

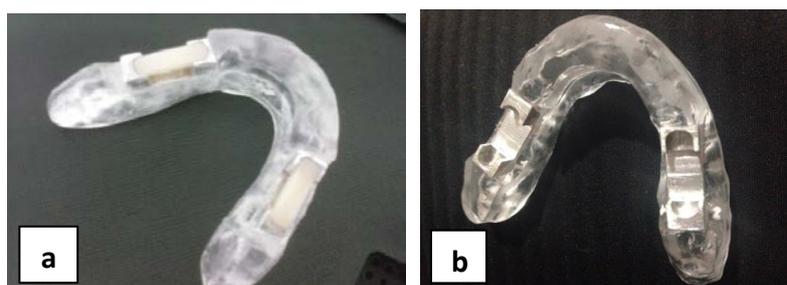
As arcadas superiores e inferiores dos voluntários foram moldadas com um hidrocolóide irreversível (Hydrogum, Zhermack, Badia Polesine, Itália), para obter modelos de gesso tipo IV (Durone IV, Denstply, Rio de Janeiro, Brasil), montados em articulador semi-ajustável (Bio Art Equipamentos odontológicos, São Paulo, Brasil) e sobre eles confeccionados um dispositivo bucal personalizado de resina acrílica ativada termicamente (JET, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, Brasil). O dispositivo foi composto por uma placa de encaixe oclusal total, com dois corpos de prova e altura de 4 mm (dentro da média do espaço funcional livre [25,26]. Não tendo prejuízo para o voluntário, pois correspondia apenas ao eixo de rotação do côndilo.

Na placa de encaixe oclusal, na região dos dentes posteriores, foram confeccionados preparos em formato de caixa com as dimensões necessárias para fixação dos corpos de prova, com resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ) (JET, Art. Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, Brasil). A fixação dos corpos de prova foi realizada apoiando a superfície da barra na cúspide antagonista durante a polimerização da RAAQ. Este procedimento foi executado utilizando articulador previamente empregado para confecção da placa. Seguindo a disposição de um corpo de prova fixado no lado direito e o outro no lado esquerdo (Figura 13). Após a fixação dos mesmos, foi feito ajuste oclusal em todo o conjunto, para assegurar contatos bilaterais balanceados (Figura 14).

Os participantes usaram o dispositivo por 240 horas, sendo em média 8 horas por noite, durante 30 dias. Foram orientados sobre a utilização e higienização correta do dispositivo para padronização. Como o dispositivo foi utilizado a noite durante o repouso, não houve nenhuma restrição quanto à dieta.

Quando acabou o período de utilização programado, o paciente entregou o dispositivo para o pesquisador responsável. Os corpos de prova foram removidos do dispositivo intrabucal recortando a resina acrílica em torno dos mesmos com discos diamantados (KG Sorensen, São Paulo, Brasil). Após a remoção, os corpos de prova foram imersos em clorexidina 0,12%, por 24 horas, para desinfecção e depois encaminhados para o teste de flexão na máquina de ensaio universal.

Figura 13 - Dispositivo intrabucal



Legenda: a) com as barras cerâmica cimentadas; b) com a peça metálica em destaque.
Fonte: Elaborado pelo Autor.

Figura 14 – Utilização do dispositivo intrabucal



Legenda: a) Vista frontal do uso do dispositivo; b) e c) Vistas laterais do contato oclusal do dispositivo com o antagonista.
Fonte: Elaborado pelo Autor.

2.8 Ensaio mecânico

2.8.1 Dureza

A dureza foi determinada pelo teste de dureza Vickers (VMT-7, Buehler, Lake Bluff, IL, USA). Seis amostras de cada grupo foram incluídas em RAAQ e polidas utilizando lixas d'água de granulação 600, 800, 1200 e 2400 para estabilidade e regularização das amostras e lavadas em cuba ultrassônica com álcool isopropílico por 5 min. Após foram levadas ao durômetro e uma carga de 19,6 N por 20 s foi aplicada pelo indentador, em seis diferentes áreas da amostra e após foi feita a média da dureza de cada amostra. Os dados da dureza (HV) foram calculados através do valor de aplicação de força, o comprimento da diagonal, e o ângulo entre as faces opostas do indentador [27,28].

2.9 Forma de análise dos resultados

2.9.1 Análise estatística

Os valores numéricos obtidos para a dureza dos corpos de prova foram submetidos à análise estatística descritiva (média e desvio padrão) e inferencial, mediante o teste paramétrico de análise de variância (ANOVA) um fator e o teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

As variáveis experimentais, ou fatores em estudo, foram: a condição de envelhecimento (ausência de ciclagem, ciclagem mecânica, termomecânica e intrabucal).

A variável resposta foi o valor da dureza vickers.

A unidade experimental é o sistema formado por cerâmica/cimento/metal.

As condições experimentais foram designadas aleatoriamente às unidades experimentais. Ou seja, quatro condições experimentais sob seis repetições.

Obteve-se 24 dados que foram submetidos à análise estatística por meio do programa computacional: MINITAB (Minitab, version 16.1, 2010).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de medidas de tendência central (média e mediana) e de dispersão (desvio padrão, coeficiente de variação) e tiveram representação (gráfico de colunas e esquema e box-plot). A estatística inferencial consistiu na ANOVA um fator.

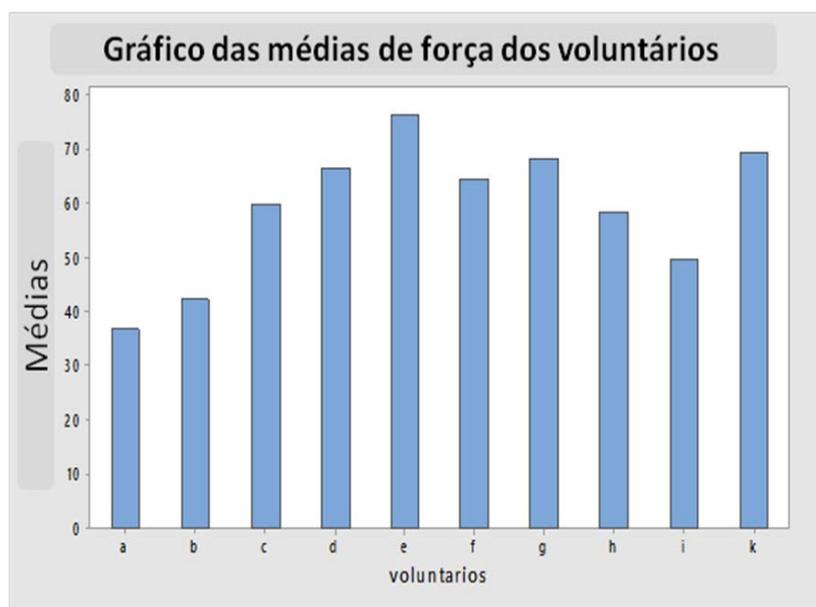
O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

3 RESULTADOS

3.1 Teste de força oclusal máxima

A média de força oclusal máxima de cada voluntário pode ser observada na Figura 15.

Figura 15 – Gráfico das médias de força oclusal máxima de cada voluntário da pesquisa



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após os ensaios, foi calculada a média de força oclusal máxima de todo o grupo, obtendo uma média de $59,19 \pm 12,69$ N.

3.2 Análise estatística

A estatística descritiva dos dados obtidos é apresentada na Tabela 1.

Tabela 1 - Média \pm desvio padrão dos dados da Dureza (valores em Hv) obtidos para os corpos de prova, de acordo com o grupo experimental

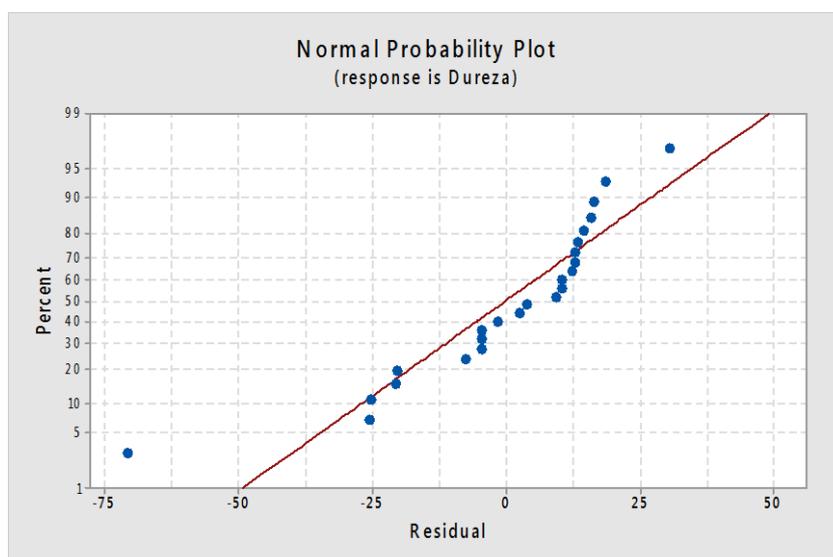
| Envelhecimento | Média \pm desvio padrão |
|----------------|---------------------------|
| C | 570,5 \pm 13,05 |
| CIB | 565,5 \pm 14,79 |
| MEC | 563,2 \pm 18,08 |
| TM | 601,5 \pm 36,40 |

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para avaliar a influência dos diferentes métodos de envelhecimento na dureza vickers, os dados obtidos neste estudo foram submetidos ao modelo estatístico denominado análise de variância (ANOVA), após ser considerada a distribuição dos resíduos.

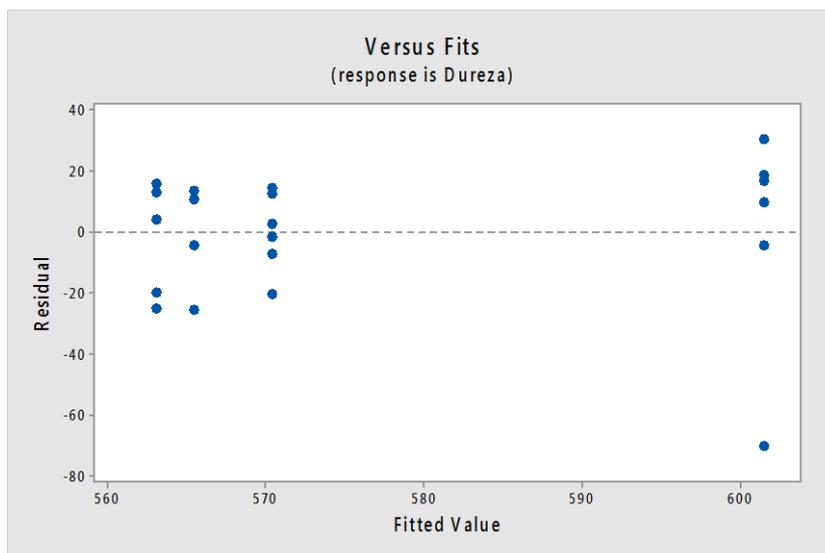
Os valores residuais, decorrentes do ajuste desse modelo adotado, foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para inferências estatísticas válidas. Os dados se ajustam a uma distribuição normal de probabilidade (Figura 16). Também foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio do gráfico dos valores residuais em relação aos valores ajustados (Figura 17) e realizado o gráfico Box-plot (Figura 18).

Figura 16 - Curva normal dos valores residuais do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade)



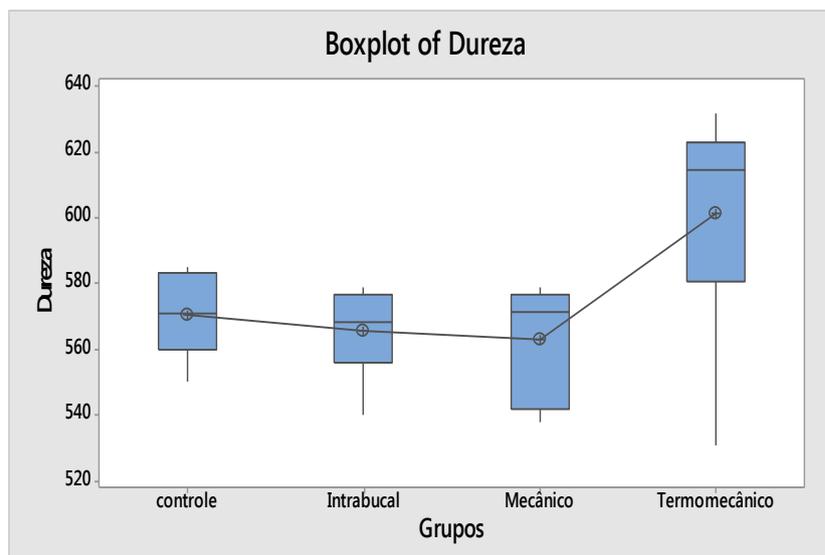
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 17 - Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 18 - Gráfico do Box-plot



Fonte: Elaborado pelo autor.

O teste ANOVA um fator (Tabela 2) revelou um efeito de interação significativa, o que indica que houve alteração da dureza do material em razão do envelhecimento (p -valor=0,028).

Tabela 2 – ANOVA um fator para os dados obtidos

| Efeito | GI | SQ | QM | F | P |
|----------|----|-------|--------|------|-------|
| Ciclagem | 3 | 5716 | 1905,3 | 3,73 | 0,028 |
| Resíduo | 20 | 10205 | 510,3 | | |
| Total | 23 | 15921 | | | |

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os resultados foram analisados pelo teste de Tukey, onde foi possível localizar as diferenças entre os grupos (Tabela 3).

Observou-se que o grupo TM apresentou maiores valores de dureza, sendo diferente estatisticamente de todos os grupos. O grupo C obteve valores semelhantes estatisticamente ao grupo CIB e diferente do grupo MEC. Dessa forma, é possível conhecer o quanto as técnicas de envelhecimento influenciaram na dureza do material.

Tabela 3 - Resultados do Teste de Tukey. Letras iguais representam grupos homogêneos

| Grupo | Média ± desvio padrão |
|-------|-----------------------|
| TM | 601,5 A |
| C | 570,5 AB |
| CIB | 565,5 AB |
| MEC | 563,1 B |

Fonte: Elaborado pelo autor.

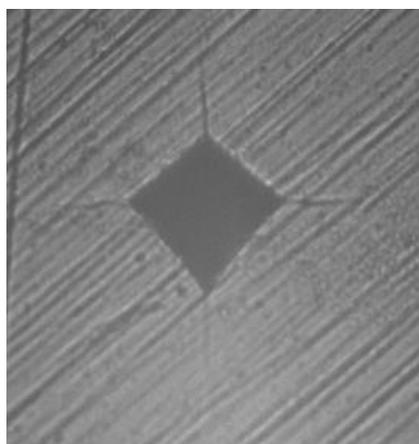
3.3 Análise das Indentações na cerâmica de dissilicato de lítio

Para avaliar a área das Indentações formadas nas barras cerâmicas após os diferentes tipos de envelhecimento, foi realizada a captura da imagem logo após a medição da área da indentação com as trinca, com aumento de aproximadamente 1000X.

Ao avaliar as imagens foi observado que todas as amostras tiveram um padrão geométrico semelhante entre si. Formando a geometria de um quadrado e propagando trincas nos vértices da figura. Porém, nos grupos com menor dureza tivemos algumas arestas indefinidas, possuindo menor resistência a penetração em sua superfície .

As Figuras 19, 20, 21 e 22 apresentam as imagens descritas acima:

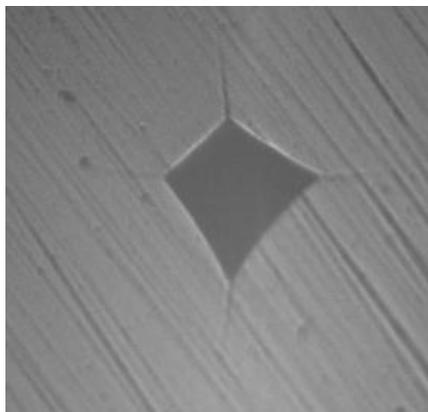
Figura 19 – Imagem do Durômetro da indentação da amostra do Grupo TM



Legenda: a) Marcas características da Indentação, com trincas propagadas à partir dos vértices e as arestas bem definidas.

Fonte: Elaborado pelo autor.

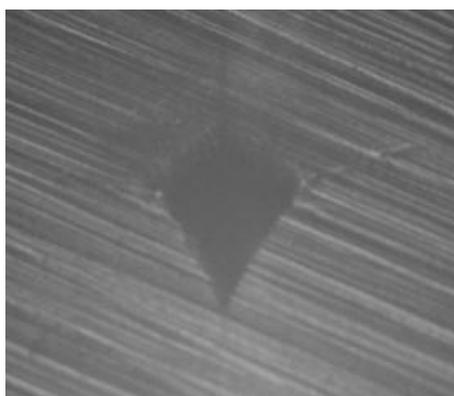
Figura 20 – Imagem do Durômetro da indentação da amostra do Grupo C



Legenda: a) Marcas características da Indentação, com trincas propagadas à partir dos vértices e as arestas bem definidas.

Fonte: Elaborado pelo autor.

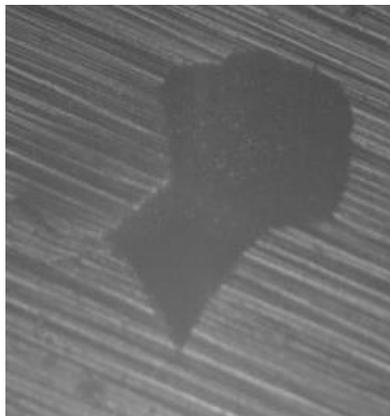
Figura 21 – Imagem do Durômetro da indentação da amostra do Grupo CIB



Legenda: a) Marcas características da Indentação, com trincas propagadas à partir dos vértices e duas arestas sem definição.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 22 – Imagem do Durômetro da indentação da amostra do Grupo MEC



Legenda: a) Marcas características da Indentação, sem propagação de trincas à partir dos vértices e uma aresta totalmente sem definição.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4 DISCUSSÃO

Diante das exigências estéticas atualmente empregadas, as cerâmicas odontológicas são materiais comumente utilizados na reabilitação oral por possuir propriedades físicas que lhe conferem estética favorável, além de ser um material biocompatível, possuir estabilidade química e boa resistência ao desgaste [29].

A cerâmica de dissilicato de lítio foi escolhida para este estudo devido a sua confiabilidade, propriedades mecânicas e indicações para o seu uso. No entanto, há controvérsias na literatura sobre as indicações de uso deste tipo de cerâmica. Segundo o fabricante, pode ser utilizada para confecção de facetas, inlays e onlays, coroas parciais, coroas totais anteriores e posteriores, supra-estruturas de implantes para restaurações unitárias (regiões anterior e posterior) e PPF anterior de três elementos (Ivoclar Vivadent, 2009). Porém, alguns autores afirmam que também pode ser utilizada para Prótese Parcial Fixa posterior de três elementos, desde que siga a seguinte configuração: 1º Pré molar, 2º Pré molar (pôntico) e 1º Molar [2,30,31,7,8,9]. Os estudos que utilizaram esse tipo de configuração para PPFs posteriores, demonstraram taxas de sucesso satisfatórias, sendo de 86,7% em quatro anos de acompanhamento clínico no trabalho de Esquivel [32] e de 93% em oito anos de acompanhamento clínico no estudo de Wolfart [9]. Mostrando assim, que as indicações de uso desse material não é um assunto esgotado na literatura e que necessita de mais estudos para a sua definição.

Sendo assim, optou-se por testar uma condição simulada de uma PPF posterior de três elementos, seguindo a indicação descrita, tanto no envelhecimento "in situ", como no envelhecimento laboratorial. Foi proposto uma condição simulada, ou seja, foi feito um dispositivo com dimensões semelhantes às dimensões que teria os conectores de uma PPF [16]. Este formato, possui algumas limitações de configuração, já que amostra tem um formato de barra e simplifica a complexidade do formato de uma PPF.

A dureza é uma propriedade mecânica que por si só não caracteriza a rigidez. Um material mais duro, será mais denso, menos propenso a absorver produtos, como os bacterianos, e mais indicado para reabilitar pacientes com parafunções [10]. Porém, um dispositivo restaurador com dureza muito superior ao

dente natural promove um maior desgaste ao esmalte de um elemento antagonista através de um mecanismo de atrição [29,33]. Podendo levar ao desgaste patológico, acarretando prejuízos estéticos, alteração de guia funcional e disfunção temporomandibular. Sendo agravado com outros fatores, como o meio bucal, o tamanho do cristal e a rugosidade superficial, que influenciam no comportamento clínico [34]. Portanto, um material restaurador com dureza excessiva poderia ser contra-indicado [35], devido essa propriedade ter que se assemelhar ao dente natural para garantir a integridade e longevidade clínica da restauração.

Este estudo comparou a dureza nas amostras da cerâmica de dissilicato de lítio, IPS e.max CAD, submetidos a diferentes protocolos de fadiga. Por ser uma cerâmica de resistência intermediária e por suas características físicas lhe permitem translucidez e variabilidade de tons [29]. Tendo como hipótese, que a variabilidade dos protocolos de envelhecimento não impactaria na dureza do material.

Primeiramente, foi feito um tipo de envelhecimento amplamente utilizado na Odontologia: a ciclagem mecânica. Este método consiste em impulsos mecânicos realizados para a aplicação de carga, se aproximando das condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório [13]. Neste método, as amostras são apoiadas em um dispositivo de base metálica, que possui a fixação de três esferas de 3,2 mm de diâmetro e equidistantes entre si, com 10 mm entre os centros das mesmas, formando um plano. Uma haste superior, com ponta de diâmetro de 1,6mm, para que esta induza os impulsos de carga em Newtons por 20000 vezes, com frequência de um ciclo por segundo. A carga aplicada na ciclagem depende do tipo de material e a velocidade que se quer envelhecer. Neste trabalho, foi utilizado a carga de 45 N, por ter sido a média de força que outros estudos utilizaram [13,19,20,22] e por ser essa a média de força que pensávamos ser atingida na ciclagem intrabucal. O dispositivo para o ensaio foi apoiado na base da máquina, onde havia um termostato para que o teste pudesse ser realizado em meio aquoso, à temperatura constante de 37°C. Estudos mostraram que a ciclagem mecânica pode diminuir os valores de resistência à dureza das cerâmicas [14,13,15,16], pois este tipo de material quando submetido a um longo período de tensões repetitivas em um nível subcrítico promove o desenvolvimento de microtrincas na superfície do material. Corroborando com o resultado deste estudo, que mostrou que o grupo que sofreu envelhecimento mecânico foi o que mais diminuiu a sua dureza.

Outro tipo de envelhecimento laboratorial utilizado no estudo foi a ciclagem termomecânica, que inclui a variação térmica juntamente com a aplicação de carga. Ainda existem poucos estudos que utilizaram a ciclagem térmica e mecânica concomitantemente como neste trabalho, porém Komine [19] utilizaram para avaliar a resistência à fratura de coroas posteriores cimentadas com diferentes tipos de cimentos resinosos. Neste trabalho, observou-se um aumento de 37 Hv da dureza no grupo que foi submetido a ciclagem termomecânica, comparado com o grupo que sofreu apenas ciclagem mecânica. Porém, esse resultado não era esperado, uma vez que a ciclagem termomecânica é um processo mais severo que pode originar nucleações devido às cargas cíclicas e das diferenças na expansão térmica [36].

Outro protocolo de envelhecimento que afetou a cerâmica à base de dissilicato de lítio e diminuiu a dureza superficial do material significativamente foi à ciclagem intrabucal. Sabe-se que a dureza das cerâmicas à base de dissilicato de lítio é alta [37,5,4,38]. Porém, quando submetidas a condições adversas dentro da cavidade bucal como parafunção, forças oblíquas, e múltiplos contatos dente/cerâmica, o material se comporta de forma diferente. Além de outros fatores como a alteração de pH bucal, adicionada a adesão de biofilme e mudanças de temperatura, o que explica a diminuição da dureza superficial estatisticamente significativa nesse grupo [22,23].

A média da força oclusal máxima dos voluntários obtida foi de 59,19 N, sendo esta 14,19 N maior do que a carga aplicada nas ciclagens laboratoriais, porém neste caso o espectro de carregamento pode ter mais variações, diferente das ciclagens laboratoriais que as amostras foram submetidas a $1,2 \times 10^6$ ciclos com cargas verticais constantes em um único ponto.

As análises das imagens do durômetro de todos os grupos se mostraram muito semelhantes, porém nos grupos com a menor dureza, a geometria da indentação não foi uniforme, possuindo uma ou duas arestas do polígono destruídas.

O efeito da ciclagem intrabucal sobre as propriedades mecânicas das cerâmicas são pouco conhecidas, havendo desta forma a necessidade de estudá-las. Estudos anteriores fizeram ciclagem intrabucal térmica [22,23] e perceberam diferenças significativas comparadas a ciclagem térmica laboratorial. Conseguir agregar o efeito térmico à aplicação de carga oclusal foi um grande avanço, porém

estudos futuros na mesma linha, bem como o efeito dos diferentes pH sobre as propriedades mecânicas das cerâmicas devem ser realizados, a fim de responder a causa da diminuição da dureza superficial quando expostas ao meio bucal.

5 CONCLUSÃO

O grupo MEC obteve a menor média de dureza, porém, não foi o grupo que mais sofreu com o envelhecimento, uma vez que o grupo CIB apresentou o menor coeficiente de variação, dando maior confiabilidade aos resultados. Pois as amostras submetidas à fadiga intrabucal apresentaram valores homogêneos, diferente dos demais grupos.

REFERÊNCIAS

1. Bottino MA. Estética em reabilitação oral metal free. 2.ed. São Paulo: Artes Médicas; 2001.
2. Bottino MA. Percepção: estética em próteses livres de metal em dentes naturais e implantes. São Paulo: Artes Médicas; 2009.
3. Van Noort R. Introdução aos materiais dentários. 2.ed. São Paulo: Artes Médicas; 2004.
4. Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu TM. Microstructural evolution and physical behavior of lithium disilicate glass-ceramic. Dent Mater. 2015. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.05.003>. doi: 10.1016/j.dental.2015.05.003.
5. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic- lithium disilicate. J Esthet Restor Dent. 2010 Oct. 22(5):332-41. doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00362.x.
6. Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. Restor Dent Endod. 2013 Aug;38(3):134-40. doi: 10.5395/rde.2013.38.3.134.
7. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 2009;101(3):166-73. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60022-6.
8. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture Strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. Dent Mater. 2007;23(12):1513-20. doi: 10.1016/j.dental.2006.12.006
9. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: Up to 8 years results. Dent Mater. 2009;25(9):e63-e71. doi: 10.1016/j.dental.2009.05.003
10. Digholkar S, Madhav VN, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. J Indian Prosthodont Soc. 2016 Oct-Dec;16(4):328-334. PubMed PMID:27746595; PubMed Central PMCID: PMC5062140.
11. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent. 1992;67(3):325-7.
12. Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. Clin Oral Investig. 2000;4(3):183-9. doi: 10.1007/s007840000040183.784

13. Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E, Araújo MAJ, Bottino MA. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. *Cienc Odontol Bras.* 2004;7(2):47-54.
14. Callister Jr WD. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução.* Rio de Janeiro: LTC.; 2002.
15. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater.* 2007;23(2):177-85. Doi: 10.1016/j.dental.2006.01.011.
16. Borba M. *Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas [tese].* São Paulo (SP): Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo; 2010.
17. Oyafuso DK, Ozcan M, Bottino MA, Itinoche MK. Influence of thermal and mechanical cycling on the flexural strength of ceramics with titanium or gold alloy frameworks. *Dent Mater.* 2008;24(3):351-6.
18. Vásquez VZ, Ozcan M, Kimpara ET. Evaluation of interface characterization and adhesion of glass ceramics to commercially pure titanium and gold alloy after thermal- and mechanical-loading. *Dent Mater.* 2009;25(2):221-31. doi: 10.1016/j.dental.2008.07.002.
19. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;92(4):359-64. doi: 10.1016/S0022391304004846.
20. Stappert CFJ, Chitmongkolsuk S, Silva NRFA, Att W, Strub JR. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. *Dent Mater.* 2008;24(9):1248-57. doi: 10.1016/j.dental.2008.02.005.
21. Ernest CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig.* 2004 8(3):130-8. doi: 10.1007/s00784-004-0267-2.
22. Macedo VC. *Efeito de diferentes tempos de condicionamento e condições de envelhecimento na resistência à flexão de cerâmicas ácido sensíveis [tese].* São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2012.
23. Marinho CC. *Desenvolvimento e validação de um novo protocolo para ciclagem térmica de materiais dentários [tese].* São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2015.

24. Saavedra GSFA, Efeito da neutralização do ácido fluorídrico, limpeza sônica dos precipitados e da cimentação sobre a resistência à flexão de uma cerâmica vítrea. [tese] São José dos Campos: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2008
25. Zanatta G, Goiato C, Coelho BR. Assessment of painful symptomology in patients with temporomandibular disorders by means of a combined experimental scale. *Braz J Oral Sci.* 2006;19(5).123-9
26. Okeson JP. Etiologia e identificação dos distúrbios funcionais no sistema mastigatório. In: Okeson JP. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. 4.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. p.117-272.
27. Lazar DR, Bottino MC, Ozcan M, Valandro LF, Amaral R, Ussui V et al. Y-TZP ceramic processing from coprecipitated powders: a comparative study with three commercial dental ceramics. *Dent Mater.* 2008;24(12):1676-85. doi:10.1016/j.dental.2008.04.002
28. Iost A, Bigot R. Indentation size effect: reality or artefact? *J f Mater Sci* 1996 Jan;31(13):3573-7. doi : 10.1007/BF00360764.
29. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016 Jul;32(7):908-14. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.013. Epub 2016 Apr 14. PubMed PMID: 27087687.
30. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent.* 2010 Jan;38(1):39-43. doi: 10.1016/j.jdent.2009.08.010.
31. Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent.* 2009 Oct;102(4):242-52. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60163-3.
32. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavise KJ. Four-year clinical performance of a lithia disilicate–based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2008;21(2):155-60.
33. Gore GJ, Gates J. Effect of hardness on three very different forms of wear. *Wear* 1997;203:544–63.
34. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent.* 2016 Mar;115(3):350-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.010. Epub 2015 Nov 6. PubMed PMID: 26553254.
35. Chinelatti MA, Chimello DT, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Evaluation of the surface hardness of composite resins before and after polishing at different times. *J Appl Oral Sci.* 2006;14(3):188-92

36. Della Bona A, Anusavise KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater.* 2003;19(7):662-9.
37. Wiedhahn K. From blue to white: new high-strength material for Cerec – IPS e.max CAD LT. *Int J Comput Dent.* 2007;10(1):79-91.
38. Wang F, Chai Z, Deng Z, Gao J, Wang H, Chen J. Effect of heat pressing temperature and holding time on the microstructure and flexural strength of lithium disilicate glass-ceramics. *Plos one.* 2015;10(5):e0126896. doi:10.1371/journal.pone.0126896

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP/ICT UNESP
12245-000 SÃO JOSÉ DOS CAMPOS - SP - BRASIL

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O Sr. (a) está sendo convidado (a) como voluntário (a) a participar da pesquisa “Estudo do comportamento mecânico das cerâmicas de dissilicato de lítio utilizadas na confecção de próteses parciais fixas submetidas ao envelhecimento.”. Nesta pesquisa pretendemos avaliar o comportamento da cerâmica a base de dissilicato de lítio, IPS e.max CAD, numa condição simulada de uma prótese parcial fixa de três elementos sendo submetidos a vários tipos de envelhecimento (Ciclagem térmica, mecânica, termomecânica e ciclagem intrabucal), determinando assim a resistência a flexão em três pontos e módulo de weibull da cerâmica de dissilicato de lítio para confecção de conector para PPFs.

Para esta pesquisa adotaremos os seguintes procedimentos:

- Moldagem do voluntário para confecção do dispositivo intrabucal.
- Confecção do dispositivo intrabucal.
- Ajuste oclusal e inserção da amostra no dispositivo.
- Utilização de dispositivo intrabucal durante oito horas, no período noturno, por um mês, para envelhecimento das amostras.
- Doação do kit de higiene bucal e orientação de higienização e utilização do produto.
- Após um mês o dispositivo será devolvido para o pesquisador avaliar a amostra.

Riscos:

- Risco mínimo: Paciente apenas usará o dispositivo durante a noite, armazenando a amostra na cavidade bucal.
- Paciente deverá observar ao longo do tempo de uso se as amostras continuam presas (cimentadas) corretamente no dispositivo, para não ter risco de deglutidas.
- Caso ocorra a deglutição da amostra, o pesquisador deverá ser comunicado imediatamente para tomar as providências de socorro necessárias.

Benefícios:

- O voluntário estará contribuindo para o desenvolvimento da pesquisa nacional, contribuindo para o estudo de um material odontológico.
- O paciente receberá orientação e um kit de higiene bucal.

ENDEREÇO: AV. FRANCISCO JOSÉ LONGO, 777
CEP: 12245-000
FONE: (12) 39479028 /E-MAIL: CEPH@FOSJC.UNESP.BR

PROGRAMA DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA
ÁREA PRÓTESE DENTÁRIA

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: ESTEVÃO TOMOMITSU KIMPARA

ENDEREÇO: AV. FRANCISCO JOSÉ LONGO, 777

CEP:12245-000 – SÃO JOSÉ DOS CAMPOS – SP

FONE: (12) 997457248

E-MAIL: ESTEVAO@FOSJC.UNESP.BR

APÊNDICE B – Roteiro de utilização do dispositivo intrabucal

Instruções de Utilização do Dispositivo Intrabucal.

Você está participando de um estudo sobre envelhecimento de um tipo de cerâmica odontológica (Dissilicato de Lítio). Então para que este estudo seja padronizado, você deverá seguir as seguintes instruções de uso.

- 1- O dispositivo intrabucal deverá ser utilizado durante o período noturno, em uma média de 8h por noite.
- 2- Ele precisa ser utilizado por 240h, em um período de 60 dias, ou seja, não há necessidade de ser dias consecutivos.
- 3- Na manipulação do dispositivo, as barras cerâmicas devem ser preservadas, não podendo apertá-las ou puxá-las para o encaixe do mesmo na boca.
- 4- O dispositivo precisa ser higienizado com a escova e dentífrico próprio (disponibilizado no KIT Pesquisa), Sendo higienizado também as barras cerâmicas presentes no mesmo, os dentes podem ser higienizados com a escova de seu costume.
- 5- O dispositivo deve ser armazenado em água comum na caixinha disponibilizada no KIT Pesquisa durante o período que não estiver sendo utilizado.
- 6- Não deixe cair, bater, ou qualquer ação que possa quebrar o dispositivo, pois ele é confeccionado de um material frágil.
- 7- O início do uso pode ser incômodo (primeiros 7 dias), sentindo pressão nos dentes e dificuldade no selamento labial.
- 8- Se houver incômodo por um tempo maior, dores musculares e/ou articulares no rosto, entre em contato com a responsável pela pesquisa imediatamente, para suspender o uso do dispositivo.
- 9- Após o uso determinado, o voluntário deverá entrar em contato com o responsável pela pesquisa, para entregar o dispositivo.
- 10- Qualquer dúvida entrar em contato com a responsável pela pesquisa.

Aline Serrado de P. Barcellos Cel(12)988438132

Whats(32)88495097

Email: alinebarcellosodonto@hotmail.com

ANEXO A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa

INSTITUTO DE CIÊNCIA E
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Estudo do comportamento mecânico das cerâmicas de dissilicato de lítio utilizadas na confecção de próteses parciais fixas submetidas ao envelhecimento.

Pesquisador: ESTEVAO TOMOMITSU KIMPARA

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 45703315.0.0000.0077

Instituição Proponente: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.282.794

Apresentação do Projeto:

Este trabalho irá avaliar o comportamento de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio, a IPS emax CAD, numa condição simulada de uma Prótese Parcial Fixa (PPF) de três elementos submetidos a vários tipos de envelhecimento. Os tipos de envelhecimentos empregados serão ciclagem térmica, ciclagem mecânica e ciclagem termomecânica obedecendo os protocolos citados na literatura e ciclagem intrabucal. A ciclagem intrabucal será realizada por meio da utilização de um dispositivo intrabucal semelhante a uma placa oclusal na qual serão instalados os corpos de prova (CP), por meio de um dispositivo metálico próprio, que o posicionará numa condição de contato equilibrado com o restante da superfície oclusal da placa. Estas placas serão utilizadas em dez voluntários por oito horas somente no horário noturno. A avaliação das amostras acontecerão pelo ensaio mecânico de flexão de três pontos. Os resultados do ensaio serão submetidos à análise estatística compatível com os resultados obtidos. Serão realizadas também a análise de Weibull.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar o comportamento da cerâmica a base de dissilicato de lítio, IPS e.max CAD, numa condição simulada de uma prótese parcial fixa de três elementos sendo submetidos a vários tipos de

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br

Continuação do Parecer: 1.282.794

envelhecimento (Ciclagem térmica, mecânica, termomecânica e ciclagem intrabucal).

Objetivo Secundário:

. Determinar a resistência à flexão em três pontos e módulo de weibull da cerâmica de dissilicato de lítio para confecção de conector para PPFs. Avaliar o efeito das ciclagens na carga de fratura dos conectores das PPFs construídas com dissilicato de lítio para infra-estrutura. . Comparar os efeitos da ciclagem térmica, mecânica e termomecânica com a ciclagem intrabucal na resistência à flexão.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

- Risco mínimo: Paciente apenas usará o dispositivo durante a noite, armazenando a amostra na cavidade bucal. As amostras cimentadas na peça metálica foram testadas na máquina de ensaio universal (EMIC), em um estudo piloto para verificação da segurança da pesquisa, sendo aplicada uma força muito maior que a carga oclusal e as amostras não se soltaram nem após a fratura catastrófica. Mas o paciente deverá observar ao longo do tempo de uso se as amostras continuam presas (cimentadas) corretamente no dispositivo, para não ter risco de degluti-las. Caso ocorra a deglutição da amostra, o pesquisador deverá ser comunicado imediatamente para tomar as providências de socorro necessárias.

Benefícios:

- O voluntário estará contribuindo para o desenvolvimento da pesquisa nacional, contribuindo para o estudo de um material odontológico, que grande parte da população e até ele próprio, poderá utilizar e se beneficiar mais tarde. Contribuindo para o avanço da odontologia. Estará contribuindo especificamente para o conhecimento da cerâmica odontológica de dissilicato de lítio, avaliando suas propriedades mecânicas e podendo assim, orientar a comunidade acadêmica sobre a utilização deste tipo de material odontológico.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

As cerâmicas estéticas são pouco resistentes por possuírem uma maior fase vítrea, principalmente a tração, e a facilidade de propagação de trincas é responsável pela maior limitação desses materiais cerâmicos (Van Noort, 2004).

Com isso, surgiu à necessidade de atender também aos requisitos estéticos, além de preencher o requisito de função, que sempre foi valorizado com as restaurações indiretas. Para isto pesquisadores e indústrias vêm desenvolvendo materiais que permitam propriedades mecânicas favoráveis e bom ajuste ao dente preparado, aliado com propriedades óticas que permitam assemelhar-se com as estruturas dentais naturais (Bottino, 2001). Surgindo assim a proposta de

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br

INSTITUTO DE CIÊNCIA E
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



Continuação do Parecer: 1.282.794

novos materiais como alumina e zircônia, que são cerâmicas eminentemente cristalinas e o dissilicato de lítio que é um misto de cristais e vidro.

O dissilicato de lítio é uma cerâmica com componentes cristalinos e matriz vítrea que confere resistência maior que as cerâmicas feldspáticas e estética melhor que as cerâmicas eminentemente cristalinas. Sendo composta basicamente por quartzo, dióxido de lítio, óxidos de fósforo, de potássio e alumina. Estes materiais podem ser encontrados na forma de blocos usináveis ou pastilhas injetáveis e são processados por aquecimento, fusão e resfriamento, com nucleação simultânea de dois cristais diferentes e crescimentos dos cristais. O processo de cristalização parcial forma cristais de metassilicato de lítio, responsáveis pelas propriedades mecânicas de alta resistência e estabilidade das bordas, mesmo antes da cristalização total. Microestruturalmente, os blocos pré-sinterizados apresentam 40% de cristais de metassilicato de lítio em forma de placas, embebidas em uma matriz vítrea. O tamanho destes cristais varia de 0,2 a 1,0 μ m. Após a cristalização, a microestrutura muda para 70% cristais finos de dissilicato de lítio embebidos em uma matriz vítrea (Ritter, 2010).

Segundo o fabricante Ivoclar Vivadent 2009, devido a sua resistência mecânica as cerâmicas de dissilicato de lítio podem ser utilizadas, para confecção de facetas, inlays e onlays, coroas parciais, coroas totais anteriores e posteriores, supra-estruturas de implantes para restaurações unitárias (regiões anterior e posterior), coroas telescópicas primárias e segundo Bottino (2009) também pode ser utilizada para infra-estrutura de próteses fixas de três elementos (1º Pré molar, 2º Pré molar pântico e 1º Molar).

Sendo indicada para facetas anteriores, preparos supra-gengival, ou sub-gengival rasos, para pacientes com estrutura dental remanescente suficiente e não bruxônomos (Ivoclar Vivadent, 2009).

A resistência à flexão desta cerâmica é de aproximadamente 360 MPa (Wiedhahn, 2007), o que permite a indicação para prótese parcial fixa (PPF). Fasbinder et al., 2010, avaliaram dois anos de uso clínico e as coroas permaneceram satisfatórias sem apresentar nenhuma fratura. Outros estudos que utilizaram cerâmicas de dissilicato de lítio, demonstraram uma taxa de sucesso em quatro anos de avaliação de 86,7%, e em oito anos de uso de 93% em próteses fixas de três elementos (Esquivel- Upshaw et al., 2008; Wolfart et al., 2009).

No meio intrabucal as restaurações cerâmicas são submetidas à força de flexão nas peças protéticas. Para os materiais friáveis, a resistência à flexão é considerada uma propriedade mecânica importante e significativa, porque esse tipo de material possui resistência à flexão menor do que a resistência à compressão (Della Bona et al., 2003). Para este tipo de ensaio

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br

INSTITUTO DE CIÊNCIA E
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



Continuação do Parecer: 1.282.794

mecânico são utilizados amostras em barra. Borba em 2010, concluiu que os corpos de prova em forma de barra e em forma de PPF tem os valores de tensão de fratura e o tamanho do defeito crítico do material semelhantes.

As pesquisas in vitro estão tentando cada vez mais se aproximar da realidade que acontece in vivo, diversos tipos de máquinas de envelhecimento foram introduzidas na Odontologia para tentar simular as situações que ocorrem no ambiente bucal. Os estudos in vitro são amplamente utilizados para simular situações que ocorrem clinicamente e predizem o sucesso de um material em longo prazo, para que o cirurgião dentista possa escolher o material com o melhor desempenho e se beneficiar destas informações. Quando as restaurações são confeccionadas clinicamente e cimentadas são expostas a condições adversas, como a variação térmica, aplicação de cargas e alterações de pH (Palmer et al., 1992; Youngson, Barclay, 2000). A variação de temperatura promove repetidas tensões de contração e expansão, que acelera a degradação das restaurações e resultam em propagação de trincas e fraturas, perda de retenção e formação de fendas nas interfaces (Amaral et al., 2007).

Sendo assim, é importante que a variação de temperatura utilizada para a termociclagem seja apropriada, e reflita as temperaturas que realmente existam intraoralmente. A utilização de temperaturas muito extremas poderia super-estressar o material e levar a conclusões errôneas de que este tem desempenho insatisfatório. Isto resultaria na não utilização de um material pela comunidade odontológica, sendo que, na verdade, este material tem um bom desempenho perante as variações de temperatura encontradas oralmente (Palmer et al., 1992; Ernst et al., 2004).

Impulsos mecânicos podem ser realizados para a aplicação de carga, que se aproximem das condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório (Itinchoe et al., 2004). Sendo que a resistência à flexão pode ser reduzida após a ciclagem mecânica.

Outro simulador de situações que ocorrem no meio bucal é a Máquina de Ciclagem termomecânica. Este equipamento simula o envelhecimento dos materiais odontológicos, quando utilizados ao longo dos anos. Por causa da constante aplicação de carga que corresponde a mastigação e sua simultânea mudança de temperatura, variando entre 5 e 55C, que representa a ingestão de alimentos com diferentes temperaturas, podemos avaliar a longevidade de materiais restauradores. Muitos trabalhos têm testado separadamente amostras submetidas à ciclagem mecânica, e outras a ciclagem térmica (Oyafuso et al., 2008). Outros autores realizaram trabalhos em que as mesmas amostras foram submetidas as duas ciclagens (Vásquez et al., 2009). No entanto, quando este tipo de ciclagem é realizado separadamente, outros fatores interferem, podendo não representar a realidade dos fatos. A água interagindo primeiramente junto à

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br

INSTITUTO DE CIÊNCIA E
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



Continuação do Parecer: 1.282.794

ciclagem térmica tem uma influência inicial sobre a resistência mecânica e alterações estruturais na amostra.

Ainda existem poucos estudos que utilizam a ciclagem termomecânica, porém Komine e colaboradores em 2004 utilizaram para avaliar a resistência à fratura de coroas posteriores cimentadas com diferentes cimentos resinosos. No estudo de Stappert e colaboradores em 2008, um simulador de carga mastigatória foi utilizado junto com ciclos térmicos.

Esses métodos de envelhecimento laboratoriais são amplamente utilizados, embora não existam protocolos bem definidos de cada método. E nem qual se assemelha mais com o que ocorre no meio intrabucal.

Por isto, e diante dos métodos expostos, o objetivo deste estudo será avaliar o comportamento mecânico da cerâmica a base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD numa condição simulada de uma prótese parcial fixa de três elementos sendo submetidos a vários tipos de envelhecimento sendo elas a ciclagem térmica, ciclagem mecânica, ciclagem termomecânica e ciclagem intrabucal, podendo assim, também orientar a comunidade acadêmica odontológica sobre a utilização destes tipos de envelhecimentos nos estudos laboratoriais.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O TCLE está completo, contendo as informações necessárias e, utilizando ainda uma linguagem compreensível ao participante de pesquisa, aprovando o mesmo.

Recomendações:

Deverá o pesquisador atentar para o envio de relatórios parciais e finais, quando for caso, baseado em seu cronograma, para não incorrer em suspensão de análise de novas submissões.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O pesquisador atendeu às solicitações do Comitê integralmente.

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado acata o parecer do reitor.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

| Tipo Documento | Arquivo | Postagem | Autor | Situação |
|---|--|------------------------|---------------------------------|----------|
| Informações Básicas do Projeto | PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_527986.pdf | 14/09/2015 13:23:07 | | Aceito |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador | PROJETO_Comite.docx | 14/09/2015 13:20:33 | ESTEVAO TOMOMITSU KIMPARA | Aceito |

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br

INSTITUTO DE CIÊNCIA E
TECNOLOGIA CAMPUS SÃO
JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP



Continuação do Parecer: 1.282.794

| | | | | |
|---|----------------------------|------------------------|---------------------------------|--------|
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE.doc | 14/09/2015 13:20:12 | ESTEVAO TOMOMITSU KIMPARA | Aceito |
| Folha de Rosto | image2015-06-01-092917.pdf | 01/06/2015 09:33:38 | | Aceito |

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO JOSE DOS CAMPOS, 15 de Outubro de 2015

Assinado por:
Denise Nicodemo
(Coordenador)

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br