



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

**ALINE SERRADO DE PINHO BARCELLOS**

**Estudo da resistência residual das cerâmicas de dissilicato  
de lítio submetidas a diferentes protocolos de fadiga**

2016

**ALINE SERRADO DE PINHO BARCELLOS**

**Estudo da resistência residual das cerâmicas de dissilicato  
de lítio submetidas a diferentes protocolos de fadiga**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Área de Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Titular Estevão Tomomitsu Kimpara

Coorientador: Prof. Dr. Marcos Yutaka Shiino

São José dos Campos

2016

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2016]. 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).

Barcellos, Aline Serrado de Pinho

Estudo da resistência residual das cerâmicas de dissilicato de lítio submetidas a diferentes protocolos de fadiga / Aline Serrado de Pinho Barcellos. - São José dos Campos : [s.n.], 2016.

78 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2016.

Orientador: Estevão Tomomitsu Kimpara

Coorientador: Marcos Yutaka Shiino

1. Prótese parcial fixa. 2. Cerâmica. 3. Fadiga. I. Kimpara, Estevão Tomomitsu, orient. II. Shiino, Marcos Yutaka, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Titular Estevão Tomomitsu Kimpara** (Orientador)

UNESP – Univ Estadual Paulista  
Instituto de Ciência e Tecnologia  
Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**

UNESP – Univ Estadual Paulista  
Instituto de Ciência e Tecnologia  
Campus de São José dos Campos

**Prof. Assoc. Júlio César Brigolini de Faria**

Universidade Federal de Juiz de Fora  
Faculdade de Odontologia  
Campus de Juiz de Fora

São José dos Campos, 04 de novembro de 2016.

## DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho as minhas eternas irmãzinhas Alice e Victória, que mesmo sem saberem direito o que eu faço no mestrado, estão sempre orgulhosas de mim. Porque sabem que estou aqui por elas, para cumprir o meu papel de irmã "bem" mais velha e poder ser um exemplo pessoal e profissional para as suas vidas. Portanto tudo que eu fizer na vida não será por mim, será por nós.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço primeiramente a Deus, que é o senhor de todas as coisas. Muito obrigada por permitir que hoje eu estivesse aqui, me dando saúde, coragem e força. Por nunca ter me desamparado nos momentos difíceis e por ter guiado minha vida, sempre me mostrando o caminho a seguir.

Ao meu pai Rogério por me apoiar em mais esta jornada, me encorajando a persistir e não desistir nas dificuldades. Obrigada por me ajudar a sonhar mais uma vez, e tornar a minha vontade de ser professora mais real. Pai, muito obrigada por confiar em mim e na minha capacidade de crescer.

À minha mãe Izabel, obrigada por sempre acreditar que eu sou muito boa em tudo que eu faço, por acreditar mais em mim do que eu mesma. Por me mostrar que por pior que seja, vai passar! E que somos muito fortes. Mãe, obrigada por me ensinar a sonhar, a ser confiante e segura, mesmo sendo chorona. E principalmente, por todas as vezes que disse: “A Aline não é ansiosa não, ela só quer que as coisas aconteçam mais rápido”.

À vocês dois eu só tenho a agradecer, pois devo tudo a vocês que são pais maravilhosos e os melhores que Deus poderia me dar. Que vocês possam sempre se orgulhar de mim, e que eu sempre lhes dê alegria. Amo muito vocês.

À minha avó Serrate, agradeço pela sua paciência comigo e com os meus primos. A senhora é a melhor vó do mundo, sempre via o melhor da gente, mesmo que nós estivéssemos tirando o seu sossego. Tive uma infância maravilhosa, a qual eu faço questão de sempre lembrar. Obrigada por sempre ser doce e atenciosa comigo e por me eleger sua filha de coração.

Aos meus avós paternos Darcy e Sônia, muito obrigada pelo carinho e atenção. Obrigada Vó pelas orações nas horas de dificuldades e nos momentos de desespero e por ser sempre tão atenciosa comigo.

Ao meu amor, Leandro, meu gatão, meu amigo, meu companheiro. Leo, muito obrigada por me apoiar e estar sempre ao meu lado. Você acompanhou tudo de perto, sabendo minhas dificuldades, minhas limitações e em nenhum momento me deixou desanimar, mesmo quando a situação parecia insustentável. Obrigada pelas palavras de ânimo nos momentos difíceis. Te amo!

Às minhas irmãs Alice e Victória muito obrigada por fazerem parte da minha vida, deixando-a mais completa. Vocês são os meus presentes de Deus. Espero que um dia vocês alcancem seus objetivos e sonhos. E no que depender de mim, vocês irão conseguir. Nunca deixem de sonhar e ter fé, pois aprendi que eu posso tudo, desde que eu realmente queira. Amo muito vocês.

À minha “boadrasta” Lígia, agradeço por todos os conselhos sobre ansiedade e por todas as técnicas contra a ansiedade que você conheceu para me apresentar. Eu sei que não adiantou muito, mas me mostrou como você se preocupa comigo e que o seu coração me adotou para morar dentro dele.

Agradeço às minhas tias queridas Janete, Norma e Januária, por terem sido tão presentes na minha vida, desde que eu nasci. Principalmente a minha tia Janete, que me ensinou as minhas primeiras palavras difíceis e a ser organizada.

Aos meus tios José Maria, Márcio, Roberto e Ronald, muito obrigada por terem representado o meu pai nos momentos em que ele não pode estar presente. Vocês são muito queridos.

Aos meus primos mais velhos, Dudu e Ruan, obrigada por terem me adotado como irmã quando eu ainda nem pensava em ter uma. E aos primos mais novos Victor, Vinícius, Lívia, Camila, Rodrigo, Laura, Gabriel, Ronald e Laís, obrigada por terem me adotado como exemplo. É um orgulho sem tamanho quando me dizem: “Eu vou ser igual à Nininha quando eu crescer”. Tenho sempre vocês no meu coração e mesmo na distância sinto que cada vez estamos mais próximos.

À minha querida prima e irmã de coração Sara, muito obrigada por fazer parte da minha vida desde sempre, principalmente quando fomos morar em Juiz de Fora. A cidade ficou mais alegre depois que você se mudou para lá. E muitíssimo obrigada por ter me dado de presente um sobrinho, o Pietro. Nossa...como eu amo vocês.

Às minhas queridas amigas de república Karen e Jaiane obrigada pela paciência e carinho que vocês tiveram comigo. Por acharem graça da minha agitação e por nunca se irritarem com isso. Vocês são ótimas companheiras de república e tornaram minha vida muito mais colorida, muito mais prazerosa e me fizeram muito feliz neste tempo que moramos juntas.

À minha eterna dupla de faculdade Ana Cristina, minha super amiga, minha confidente. Muito obrigada pelo companheirismo e por torcer sempre por mim.

À minha querida Caroline Cotes, por ter sido fundamental nesse trabalho e por ter me adotado cientificamente. Carol muito obrigada por todas as horas que você gastou comigo e por ter tanta boa vontade. Jamais me esquecerei disso. Você ganhou uma amiga.

Agradeço aos meus irmãos por parte do orientador Jean e Ronaldo, por sermos uma equipe. Meninos, adoro vocês! Podem contar comigo.

Agradeço profundamente as voluntárias da minha pesquisa Tabata, Nathália, Patrícia, Larissa, Jéssica, Pollyanna, Nayara e Jaiane por terem participado. Eu sei que não foi fácil meninas, mas sem vocês eu literalmente não conseguiria. Muito obrigada!

Ao Fernandinho, os meus agradecimentos por ter entrado na minha pesquisa na confecção dos dispositivos intrabucais.

Às minhas queridas Marina Amaral e Carolina Bacci por terem me acolhido tão bem em SJC. Por estarem sempre dispostas a me ajudar e por tudo que fizeram por mim. Gosto muito de vocês!



À Eliane Wenzel, minha querida Eli, agradeço por toda amizade, todos os conselhos, toda paciência e por toda disposição de me ajudar. Você é uma pessoa muito especial, que jamais esquecerei.

Agradeço meu coorientador, professor Marcos Shiino, por toda confiança, por toda disposição em me ajudar, por todos os conselhos e dicas, por todas as fórmulas matemáticas e por ter aceitado prontamente o desafio do meu trabalho.

Agradeço profundamente ao meu queridíssimo orientador Estevão Tomomitsu Kimpara, que se tornou um grande amigo, um verdadeiro mestre, que me guia tanto nas questões profissionais como pessoais. O senhor é um exemplo de caráter e honestidade, um professor fantástico e uma pessoa muito especial. Obrigada por ter paciência comigo, por ouvir as minhas lamentações e os meus choros. Sua calma oriental me ensinou que a minha agitação não resolve nada. Obrigada por tudo, pelos ensinamentos, pela convivência e pela amizade. O senhor será para sempre o meu orientador.

## AGRADECIMENTOS

À UNESP - Univ Estadual Paulista, na pessoa do diretor do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara e da vice-diretora Prof. Adj. Rebeca Di Nicoló. Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa do coordenador Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges.

Aos docentes do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, por todos os ensinamentos e pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, principalmente ao professor Marco Antonio Bottino, obrigada por sua dedicação ao programa.

À CAPES pela concessão de bolsa.

Aos secretários da seção de Pós-Graduação, Bruno, Ivan e Sandra, obrigada por toda ajuda e orientação que nos dão nas horas mais difíceis e corridas, de maneira eficiente e prestativa. Muito obrigado.

Agradeço a todos os professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela convivência maravilhosa, que me inspira cada vez mais a ser como vocês.

Aos técnicos de laboratório que considero amigos: Fernandinho, Marcos, Lilian, Márcio, Taís Paradella e para a secretária Juliane. Muito obrigada pela convivência maravilhosa, por toda ajuda e amizade. Vocês são muito especiais para mim. Obrigada por serem essas pessoas tão queridas e maravilhosas.

Aos professores que participaram da minha banca de qualificação, Prof. Dr. Rubens Nisie Tango e Profa. Dra. Marina Amaral, pelas valiosas contribuições para este trabalho.

Ao professor Júlio César Brigolini, por ter me acolhido como sua aluna de iniciação científica e agora ter aceitado ser avaliador da minha banca de mestrado. O senhor é prova viva da minha evolução e obrigada por fazer parte dela.

Ao professor Guilherme Saavedra, por ter aceitado ser da minha banca de mestrado e por ter me acolhido na Prótese Total e na disciplina de Tratamento Protético Restaurador. O senhor é um exemplo de profissional, me orgulho em ser sua aluna.

Ao professor Amorim, por ter me ajudado no teste de força oclusal máxima e ao professor Ivan Balducci, por ter me ajudado na estatística deste e de outros trabalhos.

Aos meus amigos de turma de mestrado Rodrigo, Gabriela, Aline Firmino, Jéssica, Dominique, Amanda, João Paulo, Eliseo, Larissa e Patrícia. Vocês foram ótimos amigos de mestrado. Levarei vocês para sempre no coração. Quero encontrar com todos no doutorado.

Aos amigos de pós-graduação Nathália, Aline Lins, Gabriela Ramos, Vinicius, Pollyanna, Tabata, Lígia, Hilton, Marcelo, Fernanda, Leonardo, Pedro, Stephany. Bruna, Dayana, Júlio e todos os demais, muito obrigada por fazerem parte dos bastidores desta caminhada e por terem tornado o mestrado mais divertido.

Ao meu querido grupo PET (Programa de Educação Tutorial) e principalmente a nossa tutora Profa. Rosângela de Almeida Ribeiro por ter contribuído para a minha escolha de ser professora. O PET foi fundamental na minha vida acadêmica, foi ele que me ensinou a fazer o melhor, com profissionalismo e excelência. Essa conquista também é desse grupo. Uma vez petiana, sempre petiana.

À todos da minha família, o meu eterno agradecimento.

E a todas as pessoas que participaram desta conquista, contribuindo para a realização deste trabalho, direta ou indiretamente, meu agradecimento.

"Deixe algum sinal de alegria por onde passe".  
Chico Xavier

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>13</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>15</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....</b>	<b>16</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>17</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>18</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>19</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>23</b>
<b>2.1 Cerâmicas odontológicas.....</b>	<b>23</b>
<b>2.2 Resistência à flexão .....</b>	<b>26</b>
<b>2.3 Envelhecimentos utilizados na Odontologia .....</b>	<b>27</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>31</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>32</b>
<b>4.1 Delineamento experimental do estudo.....</b>	<b>32</b>
<b>4.2 Submissão ao comitê de ética .....</b>	<b>32</b>
<b>4.3 Confeção dos corpos de prova .....</b>	<b>33</b>
<b>4.4 Protocolos de envelhecimento.....</b>	<b>38</b>
<b>4.5 Seleção dos voluntários .....</b>	<b>39</b>
<b>4.6 Teste de força oclusal máxima.....</b>	<b>40</b>
<b>4.7 Confeção do dispositivo intrabucal.....</b>	<b>41</b>
<b>4.8 Ensaio mecânicos .....</b>	<b>43</b>
<b>4.9 Forma de análise dos resultados.....</b>	<b>46</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>48</b>
<b>5.1 Teste de força oclusal máxima.....</b>	<b>48</b>
<b>5.2 Análise estatística .....</b>	<b>49</b>
<b>5.3 Análise da fratura .....</b>	<b>52</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>56</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>62</b>

<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>63</b>
<b>APÊNDICE.....</b>	<b>67</b>
<b>ANEXO.....</b>	<b>72</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Delineamento experimental do estudo .....	32
Figura 2 – Confeção das barras cerâmicas .....	33
Figura 3 – Cristalização das barras cerâmicas .....	34
Figura 4 – Peça metálica .....	35
Figura 5 – Jateamento da peça metálica .....	35
Figura 6 – Ácido Fluorídrico .....	36
Figura 7 – Silano .....	36
Figura 8 – Cimento resinoso.....	37
Figura 9 – Cimento homogeneizado .....	37
Figura 10 – Barra cerâmica posicionada na peça metálica.....	37
Figura 11 – Fotoativação do cimento resinoso.....	38
Figura 12 – Teste de força oclusal máxima .....	41
Figura 13 – Dispositivo intrabucal .....	42
Figura 14 – Utilização do dispositivo intrabucal .....	42
Figura 15 – Amostra posicionada para o teste de flexão .....	43

Figura 16 – Corpo de prova com as devidas marcações .....	44
Figura 17 – Diagrama de corpo livre da cerâmica cimentada .....	45
Figura 18 – Gráfico das médias de força oclusal máxima de cada voluntário da pesquisa.....	48
Figura 19 - Curva normal dos valores resíduos do modelo análise de Variância (ANOVA) para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade) .....	50
Figura 20 – Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo análise de variância (ANOVA) em relação aos valores ajustados pelo modelo para verificar a uniformidade dos resíduos (homocesticidade) .....	50
Figura 21 – Gráfico do Box-Plot .....	51
Figura 22 – Corpos de prova após o ensaio mecânico, mostrando a falha cerâmica.....	53
Figura 23 - Imagem de MEV da superfície da fratura da amostra do Grupo C....	54
Figura 24 – Imagem de MEV da superfície da fratura da amostra do Grupo MEC .....	54
Figura 25 – Imagem de MEV da superfície da fratura da amostra do Grupo TM .....	55
Figura 26 – Imagem de MEV da superfície da fratura da amostra do Grupo CIB .....	55



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Média dos dados de resistência à flexão obtidos para os corpos de prova, de acordo com o grupo experimental .....	49
Tabela 2 – Resultados da análise de variância (ANOVA) um fator para os dados obtidos (MPa).....	51
Tabela 3 – Resultados do Teste de Tukey.....	52

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C	Controle
CIB	Ciclagem Intra Bucal
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MPa	Mega Pascal
MEC	Mecânica
PPF	Prótese Parcial Fixa
TM	Termomecânica

Barcellos ASP. Estudo da resistência residual das cerâmicas de dissilicato de lítio submetidas a diferentes protocolos de fadiga [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.

## RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar o comportamento mecânico de uma cerâmica, à base de dissilicato de lítio, em ensaio de flexão com as extremidades fixas. Este estudo particular tem similaridade com caso real de aplicação de prótese em pacientes, o que melhora a avaliação do material quando comparado a ensaios convencionais como o ensaio de flexão em três pontos, com viga simplesmente apoiada. Para isso os corpos de prova foram submetidos à três tipos de envelhecimento: ciclagem mecânica, ciclagem termomecânica, ambas de acordo com os protocolos utilizados na literatura, e ciclagem intrabucal. A ciclagem intrabucal foi realizada por meio da utilização de um dispositivo intrabucal semelhante a uma placa oclusal, na qual foram instalados os corpos de prova, por meio de um dispositivo metálico próprio. Estas placas foram utilizadas em dez voluntários por oito horas, durante o período noturno. As amostras foram posteriormente submetidas ao ensaio mecânico de flexão de três pontos com as extremidades engastadas, para avaliação da resistência residual. Os resultados de resistência residual 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 amostras representativas de cada grupo foram observadas em microscópio eletrônico de varredura para análise fractográfica. O tipo de ciclagem influenciou no comportamento mecânico da cerâmica, apresentando significância estatística ( $p = 0,000$ ) e o grupo de ciclagem intrabucal mostrou a menor resistência à flexão. A origem da fratura foi na zona de tração, porém observou-se uma origem secundária localizada em zona de torção. Pode-se concluir que os tipos de ciclagens influenciaram no comportamento mecânico da cerâmica de dissilicato de lítio. As ciclagens mecânica, termomecânica e intrabucal reduziram a resistência à flexão do material. A ciclagem intrabucal foi a que mais reduziu a resistência residual em flexão deste tipo de cerâmica.

Palavras-chave: Prótese Parcial Fixa. Cerâmica. Fadiga.

Barcellos ASP. Mechanical behavior study of lithium disilicate ceramic subjected to different cycling protocols [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.

## **ABSTRACT**

*This study aimed to evaluate the behavior of lithium disilicate ceramic in similar condition to a partial fixed prosthesis of three elements by subjecting to three types of aging (n=10): mechanical cycling, thermomechanical cycling, both according to the protocols used in the literature, and intraoral cycling. The intraoral cycling was accomplished by using an intraoral device, which is similar to an occlusal splint. They were installed with the samples (CP) by means of a metallic device that was fixed in balanced contact condition with the remainder of the occlusal surface of the plate. These plates were used in ten volunteers for eight hours during the evening. After fatigue, the samples were subjected to three-point bending tests with clamped ends to evaluate the residual strength. The residual strength results were submitted to descriptive statistics (mean and standard deviation) and inferential by the parametric analysis of variance (ANOVA), with one factor and Tukey test ( $\alpha = 0.05$ ). In addition, representative samples of each group were observed in a scanning electron microscope (SEM) for fractographic analysis. The cycling condition influenced the mechanical behavior of ceramic with statistical significance of ( $p = 0,000$ ), and the intraoral cycling group showed the lowest residual flexural strength. In fractographic analysis, they showed that the origin of fracture was in the tensile zone, but there was a secondary fracture origin represented by a twisted zone. Therefore, all types of cycling influenced the flexural strength of the material.*

**Keywords:** Fixed Dental Prosthesis. Ceramic. Fatigue.

## 1 INTRODUÇÃO

A Odontologia vem buscando, nos tratamentos reabilitadores, atender 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 (Bottino, 2001, 2009; Van Noort, 2004). 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 (Lien et al., 2015). 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. (Ritter, 2010; Kang et al., 2013).

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 (Bottino, 2009). 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) (Bottino, 2009; Plengsombut et al., 2009; Wolfart et al., 2007, 2009).

A resistência à flexão de três pontos desta cerâmica é de aproximadamente 360 MPa (Wiedhahn, 2007). Estudos clínicos demonstraram que, após dois anos de uso, as coroas de dissilicato de lítio permaneceram funcionais sem apresentar nenhuma fratura (Fasbinder et al., 2010). Já as próteses parciais fixas apresentaram uma taxa de sucesso de 86,7% em quatro anos de avaliação (Esquivel-Upshaw et al., 2008) e, em outro estudo, obtiveram 93% de sucesso em oito anos de uso (Wolfart et al., 2009).

No meio intrabucal as restaurações cerâmicas são submetidas às forças cíclicas que geram flexão nas peças protéticas. Para os materiais frágeis, a resistência à flexão é considerada uma propriedade mecânica importante, pois este tipo de material possui resistência à tração menor do que a resistência à compressão (Della Bona et al., 2002, 2003).

Em flexão, uma pequena camada oposta à superfície de aplicação da força é submetida à máxima tensão de tração que é um parâmetro para as pesquisas laboratoriais para o ensaio de resistência à flexão em três pontos. Para este tipo de ensaio são utilizadas amostras em forma de barra, com as suas extremidades apoiadas em duas bases (Della Bona et al., 2002).

As desvantagens desse método são que uma pequena superfície ou volume do corpo de prova é submetido à máxima tensão de tração, fornecendo valores únicos de resistência à flexão (Della Bona, 2009) e a barra está, somente, apoiada nas bases. Na realidade, a prótese parcial fixa (PPF) está cimentada nos dentes pilares, o que gera momento fletor e concentração de tensões particulares. Portanto, é recomendável o emprego de testes mais semelhantes à realidade clínica.

As pesquisas *in vitro* tentam seguir condições mais similares com o que 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 (Palmer et al., 1992; Youngson, Barclay, 2000).

Neste contexto, as máquinas de ensaio desempenham papel importante na aplicação de cargas cíclicas que se aproximam das condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório (Itinoche et al., 2004). 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 (Callister Jr, 2002). Por este motivo a resistência à flexão pode ser reduzida após a ciclagem mecânica (Stuart et al., 2007; Borba, 2010).

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 (Oyafuso et al., 2008). Outros autores realizaram trabalhos em que as amostras foram submetidas às duas ciclagens (Vásquez et al., 2009). Alguns estudos utilizaram um dispositivo de carga mastigatória operando juntamente com ciclos térmicos (cicladora termomecânica) (Komine et al., 2004; Stappert et al., 2008) representando, assim, melhor o ambiente intrabucal.

O cuidado necessário no uso das máquinas de envelhecimento é a utilização de temperaturas ou cargas muito 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 (Palmer et al., 1992; Ernest et al., 2004)

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 (2012) e Marinho (2015) 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 o comportamento mecânico da cerâmica à base de dissilicato de lítio IPS e.max CAD, na condição próxima 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 REVISÃO DE LITERATURA

Esta seção foi dividida em três subseções: a primeira subseção traz uma introdução sobre as cerâmicas odontológicas e especificamente da cerâmica de dissilicato de lítio; a segunda, discute o ensaio de resistência à flexão; e a terceira, mostra os protocolos de envelhecimento utilizados na Odontologia.

### 2.1 Cerâmica de dissilicato de lítio

As cerâmicas consideradas estéticas possuem uma maior fase vítrea, por isso possuem propriedades físicas típicas de um vidro. Apresentam características e propriedades dos sólidos não cristalinos, como viscosidade, temperatura de transição vítrea, temperatura de fusão, coeficiente de expansão térmica, dureza e susceptibilidade à fratura devido a sua estrutura irregular, sendo assim pouco resistentes, principalmente à tração, e a facilidade de propagação de trincas é a maior limitação desses materiais (Van Noort, 2004).

Com a necessidade de atender aos requisitos estéticos e requisitos de função, sempre valorizado nas restaurações indiretas, pesquisadores e indústrias vêm desenvolvendo materiais que apresentem propriedades mecânicas favoráveis e bom ajuste ao dente preparado, aliados às propriedades ópticas que permitam assemelhar-se com as estruturas dentais naturais (Bottino, 2001). Desta forma, surgiu à proposta de novos materiais como alumina e zircônia, que são cerâmicas eminentemente cristalinas, e o dissilicato de lítio que é um misto de cristais e vidro.

A cerâmica de dissilicato de lítio é composta basicamente por quartzo, dióxido de lítio, óxidos de fósforo, de potássio e alumina. Possui matriz vítrea e componentes cristalinos que conferem maior resistência que as cerâmicas feldspáticas e melhor estética que as cerâmicas altamente cristalinas. São processadas pelas etapas de aquecimento, fusão e resfriamento, com nucleação simultânea e crescimento de dois cristais diferentes. O processo de cristalização parcial forma cristais de metassilicato de lítio, que são responsáveis pelas

propriedades mecânicas de alta resistência e estabilidade das bordas, mesmo antes da cristalização total (Ritter, 2010). Este material pode ser encontrado na forma de blocos usináveis ou pastilhas injetáveis (Kang et al., 2013).

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  $\mu\text{m}$ . Após a cristalização, a microestrutura muda para 70% cristais finos de dissilicato de lítio embebidos em matriz vítrea (Ritter, 2010; Lien et al., 2015). Um maior tempo em alta temperatura influencia na microestrutura, resultando em redução dos poros e aumento da resistência à flexão (Wang et al., 2015).

A cerâmica de dissilicato de lítio foi apresentada a comunidade odontológica pela Ivoclar Vivadent em 1998 (Lien et al., 2015). Devido a sua resistência mecânica, as cerâmicas 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). Também podem ser utilizadas para PPF de três elementos (1º Pré molar, 2º Pré molar pântico e 1º Molar) (Bottino, 2009; Fabianelli et al., 2010; Pekkan, Hekimoglu, 2009; Plengsombut et al., 2009; Wolfart et al., 2007, 2009).

As PPFs em cerâmicas são geralmente confeccionadas em duas camadas. Uma camada de infraestrutura com cerâmica de maior tenacidade e uma segunda camada de cobertura com cerâmica estética e com propriedades térmicas compatíveis com a infraestrutura (Della Bona et al., 2003). A cerâmica de dissilicato de lítio tem a proposta de ser monolítica, ou seja, usar um único material para confecção das duas camadas, desde que se respeite a indicação correta, pois as propriedades mecânicas como geometria e espessura do material restaurador influenciam diretamente na distribuição das tensões no complexo dente/restauração (Asmussen et al., 2005).

A resistência à flexão desta cerâmica é de aproximadamente 360 MPa (Wiedhahn, 2007; Tysowsky, 2009), o que atende aos requisitos para PPF. Lien et al. (2015) avaliaram a resistência à flexão da cerâmica de dissilicato de lítio submetida a diferentes temperaturas (750-840°C, 820-840°C, 820-840°C), resultando em tensões máximas de flexão de 350, 367 e 362 MPa, respectivamente. Fasbinder et al. (2010), avaliaram dois anos de uso clínico e as coroas

permaneceram íntegras, sem apresentar nenhuma fratura. Existem estudos que utilizaram cerâmicas de dissilicato de lítio para PPF, a qual obteve aplicação bem sucedida em 86,7% durante quatro anos de uso (Esquivel-Upshaw et al., 2008). Em outra pesquisa, houve 93% de sucesso em oito anos de acompanhamento.(Wolfart et al., 2009). Ambos os estudos observaram que as falhas em PPF acontecem principalmente na zona de tração dos conectores.

As PPFs apresentam uma combinação complexa de múltiplas convexidades e concavidades não possuindo uma uniformidade. A distribuição de tensões é afetada pela mudança de forma dos seus componentes, sendo que nas regiões posteriores, a influência da geometria na distribuição de tensões pode ser mais crítica, porque a altura do conector é limitada e as cargas mastigatórias são mais altas. Esses fatores podem produzir maior concentração de tensões e resultar em falha das PPFs na região posterior (Larsson et al., 2007).

Plengsombut et al. (2009) verificaram que a carga de fratura de PPFs com infraestruturas de zircônia e dissilicato de lítio com conector de ângulos arredondados é maior do que o valor obtido para conectores com ângulos agudos dos mesmos materiais. Concluíram que a resistência à fratura é afetada pela forma do conector em cerâmicas de infraestrutura.

Outros estudos mostraram também que o tamanho do conector está diretamente relacionado com a resistência à fratura das PPFs. (Larsson et al., 2007; Wolfart et al., 2007, 2009). Porém, no estudo de Borba (2010), observou-se que os corpos de prova em forma de barra e em forma de PPF apresentaram semelhantes valores de tensão de fratura e tamanho do defeito crítico do material.

A longevidade das restaurações cerâmicas se vincula a procedimentos de cimentação adequados, os quais são dependentes de fatores como: a composição dos materiais cerâmicos, tratamentos de superfície e agentes cimentantes (Della Bona et al., 2000; Matinlinna, Vallittu, 2007). Segundo o fabricante Ivoclar (Ivoclar Vivadent, 2009), as restaurações indiretas confeccionadas com IPS e.max CAD podem ser cimentadas com cimentos de ionômero de vidro e fosfato de zinco, embora a cimentação com cimentos resinosos, que utiliza o condicionamento com ácido fluorídrico, seja mais indicado, uma vez que esta cerâmica possui uma fase vítrea que pode ser modificada com este tipo de ácido (Valandro et al., 2005).

As cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio são classificadas como cerâmicas ácido-sensíveis, ou seja, sofrem degradação da superfície pelo ácido fluorídrico criando um padrão topográfico que favorece a retenção micromecânica (Attia, Kern, 2004). O condicionamento com ácido fluorídrico altera de forma significativa a morfologia superficial desse tipo de cerâmica, promovendo irregularidades na superfície pela dissolução seletiva da matriz vítrea, resultando em microporos retentivos, fendas e sulcos na superfície da cerâmica condicionada (Meyer-Filho et al., 2004). Sendo assim, no estudo a cerâmica de dissilicato de lítio foi utilizada em uma condição simulada da indicação para PPF.

## **2.2 Resistência à flexão**

Os materiais frágeis possuem resistência à flexão menor do que a resistência à compressão (Della Bona et al., 2003), pois em flexão uma pequena camada da superfície externa é submetida à máxima tensão de tração (Della Bona, 2009). Portanto, a resistência à flexão é considerada uma importante propriedade mecânica, porque no meio intrabucal as restaurações cerâmicas são submetidas constantemente à força de flexão nas peças protéticas (Della Bona et al., 2003; Della Bona, 2009).

Existem diferentes tipos de testes de resistência à flexão, são eles: teste de resistência à flexão três pontos e flexão quatro pontos, utilizados para testar amostras em formato de barras e teste de resistência à flexão biaxial, utilizados para testar amostras em formato de discos (Della Bona, 2009).

O teste de resistência à flexão de três pontos consiste em um corpo de prova em forma de barra, que é apoiado por meio de duas extremidades em uma base. Sobre esta barra é exercida uma força compressiva por uma ponta com um raio pré-definido, que é, por sua vez, acoplada na célula de carga de uma máquina de ensaio universal. Esta aplica um carregamento geralmente a uma taxa de deslocamento constante no centro da barra até que o carregamento exceda o limite de resistência do material (Della Bona et al., 2002).

A desvantagem deste método é que uma pequena superfície ou volume do corpo de prova é submetido à máxima tensão de tração, o que pode resultar em menores valores de resistência à fratura (Della Bona, 2009).

O preparo das amostras deste tipo de teste deve ser criterioso, pois este é sensível ao acabamento da superfície e a presença de chanfros (desbaste das arestas) no corpo de prova (Della Bona, 2009). Esses defeitos na superfície e mudanças nas arestas podem levar a uma propagação de trinca. Então, é necessário o polimento adequado da superfície e a confecção de um chanfro manual das arestas, como indicado na norma ISO 6872 para cerâmicas odontológicas (Della Bona et al., 2004).

O ensaio de flexão de três pontos modificado pode ser utilizado em Engenharia para avaliar as pequenas variações de forma das vigas em serviço de um edifício, ponte ou automóvel, por exemplo, que não são percebidas visualmente (Beer, Johnston, 1995; Hibbeler, 2000). Estas variações são denominadas curvas de deflexão, que na maioria das vigas e colunas tem ângulos de rotação, deflexões e curvaturas muito pequenas. Deflexão é o deslocamento na direção vertical de qualquer ponto no eixo da viga em flexão (Gere, 2003).

Na engenharia civil, a força é aplicada até a deflexão do material que é dependente da rigidez do mesmo. Neste tipo de teste, as amostras possuem suas extremidades fixas a base, o que se assemelha ao que ocorre nas PPFs, que são fixadas nos retentores por meio de cimentação. O cálculo da resistência à flexão nesta condição pode ser baseado na equação de deformação das estruturas hiperestáticas, com viga bi-engastada e carga concentrada em qualquer ponto. Desta forma, o carregamento é distribuído em três pontos da barra, na zona oposta da aplicação de força e nas extremidades cimentadas, podendo obter valores realísticos de resistência à flexão (Gere, 2003).

### **2.3 Envelhecimentos utilizados na Odontologia**

As pesquisas *in vitro* tem tentado se aproximar da realidade, como a que acontece nas pesquisas *in vivo*. Diversos tipos de máquinas de envelhecimento

foram introduzidas na Odontologia para tentar aproximar as situações que ocorrem no ambiente bucal. Os estudos *in vitro* são amplamente utilizados para aproximar condições 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. Por exemplo, quando as restaurações são confeccionadas e cimentadas clinicamente, são expostas a condições adversas, como a variação térmica, aplicação de cargas e alterações de pH (Wiederhorn et al., 1967; Palmer et al., 1992; Youngson, Barclay, 2000).

Estas alterações podem ser reproduzidas por equipamentos como: cicladoras mecânicas, equipamentos de desgaste termomecânico, cicladoras termomecânicas e máquinas de banho cíclico térmico, para ciclagem térmica.

A variação de temperatura promove repetidas tensões de contração e expansão, que acelera a degradação das restaurações e resulta 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 contra-indicação de um material pela comunidade odontológica, sendo que, na verdade, este material tem um bom desempenho perante as variações de temperatura encontradas em ambiente bucal (Palmer et al., 1992; Ernest et al., 2004). Mas a ciclagem térmica utilizada na Odontologia, na norma ISO 11405:2003, tem sido empregada em pesquisas odontológicas desde 1952, com o estudo de Nelsen et al. (1952), que preconiza, variações de temperaturas extremas. Marinho (2015) concluiu que ocorrem em média 6 variações térmicas por dia, com duração de 180 segundos e que o protocolo de ciclagem térmica sugerido pela ISO não é capaz de reduzir a resistência de união entre a cerâmica de dissilicato de lítio e o cimento resinoso.

Outro tipo de envelhecimento utilizado na Odontologia é a ciclagem mecânica. Este método consiste em impulsos mecânicos que geram carregamento cíclico e se aproximam das condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório.

Itinoche et al. (2004) avaliaram amostras apoiadas em um dispositivo de base metálica, a qual possuía 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 1,6 mm, foi fixada na pinça para que induzisse impulsos de carga de 50 N por  $2 \times 10^4$  ciclos, com frequência de um ciclo por segundo (1 Hz). O dispositivo para o ensaio foi apoiado na base da máquina com termostato para condução do teste em meio aquoso, à temperatura constante de 37°C. Concluíram, neste estudo, que a ciclagem mecânica não diminuiu os valores de resistência à flexão pelo método biaxial.

Myers et al. (1994) determinaram os parâmetros de fadiga e o tempo de vida do IPS Empress para comparar com outros materiais cerâmicos. Concluíram que o IPS Empress é suscetível à falha em meio úmido, mas é menos suscetível a fadiga mecânica e tem uma durabilidade maior (12 anos) em relação à cerâmica feldspática.

Um material submetido a um longo período de tensões repetitivas em um nível subcrítico promove o desenvolvimento de microtrincas nas áreas de concentrações de tensões próximas à superfície. Essas trincas se unem devido ao carregamento contínuo, formando uma trinca maior que se propaga até que exceda a resistência do material, gerando a falha catastrófica (Callister Jr, 2002). Por isso que a resistência à flexão pode ser reduzida após a ciclagem mecânica (Borba, 2010).

Os padrões de fratura de um material que não foi submetido à ciclagem mecânica são diferentes dos que foram submetidos à mesma. Um estudo observou que nos corpos de prova submetidos à ciclagem mecânica, a fratura se originou de trincas presentes na camada externa da cerâmica de cobertura, enquanto que nos corpos de prova que sofreram carregamento rápido, a origem das fraturas ocorreu em trincas intrínsecas presentes na cerâmica de cobertura, que se propagam pela interface (Stuart et al., 2007).

Outro simulador de situações que ocorrem no meio bucal é a máquina de ciclagem termomecânica. Segundo Della Bona e colaboradores (2003), as tensões da mastigação e das diferenças na expansão térmica, juntamente com o tipo de material restaurador e cimentos, contribuem para a redução da resistência da cerâmica.

Devido a constante aplicação de carga que corresponde à mastigação e sua simultânea mudança de temperatura, variando entre 5°C e 55°C, que representa a ingestão de alimentos com diferentes temperaturas, pode-se avaliar a longevidade de materiais restauradores. Muitos trabalhos têm testado separadamente amostras submetidas à ciclagem mecânica e outras à ciclagem térmica (Oyafuso et al., 2008). Outros autores realizaram trabalhos em que as mesmas amostras foram submetidas às duas ciclagens (Vásquez et al., 2009). No entanto, quando este tipo de ciclagem é realizada separadamente, outros fatores interferem, podendo não representar a realidade dos fatos. A água interage primeiramente junto à ciclagem térmica tendo uma influência inicial sobre a resistência mecânica e alterações estruturais da amostra.

No estudo de Stappert et al. (2008), foi aplicada cargas cíclicas simultaneamente com ciclos térmicos. De forma que foi avaliado estes efeitos na adaptação marginal de restaurações indiretas de cerâmicas e polímeros. Foram aplicados  $1,2 \times 10^6$  ciclos mastigatórios, com carga de 49N e 1,6Hz de frequência, e  $5,5 \times 10^3$  ciclos térmicos de 5° e 55°C, com tempo de banho de 60 segundos cada. O equipamento realizava também movimentos horizontais e verticais, reproduzindo os movimentos bucais. Para essas condições, os materiais IPS Empress e Gold-Pontor MPF resultou em uma significativa desadaptação marginal.

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

Por todo o exposto, surgiu a necessidade de comparar os métodos de envelhecimento laboratoriais com o que realmente ocorre no meio intrabucal. Macedo (2012) confeccionou dispositivos intrabucais do tipo arco de Hawley, que armazenava amostras na face vestibular dos dentes posteriores e no palato. Marinho (2015), também confeccionou dispositivos intrabucais do tipo arco de Hawley, para armazenagem das amostras no palato e posicionamento inicial de um sensor térmico. Ambos os estudos mostraram diferenças significativas entre a ciclagem intrabucal e a ciclagem térmica laboratorial, mostrando que a utilização desta técnica pode não estar coerente com o que acontece intraoralmente. E que mais estudos devem ser desenvolvidos sobre esse tema.



### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento mecânico de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio, comparando os efeitos da ciclagem mecânica e termomecânica com a ciclagem intrabucal, baseados nos resultados de resistência residual de flexão em três pontos com as extremidades engastadas.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 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 o comportamento ao envelhecimento da cerâmica a base de dissilicato de lítio, numa condição de flexão com as extremidades fixas.

Figura 1 - Delineamento experimental do estudo



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 4.2 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.

### 4.3 Confeção dos corpos de prova

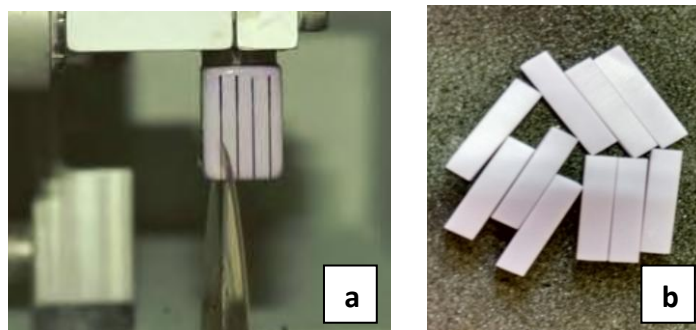
#### 4.3.1 Confeção dos corpos de prova: Barras cerâmicas

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).

Foram confeccionados 80 corpos de prova (n=20), 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

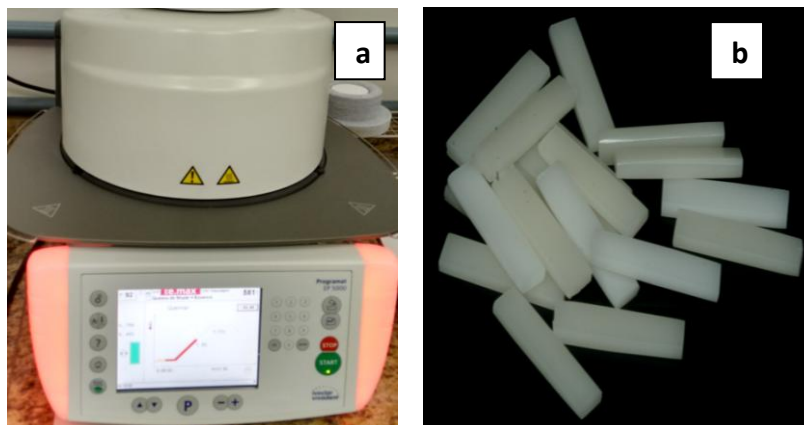


Legenda: a) Bloco Cerâmico de Dissilicato de Lítio sendo seccionado na máquina de corte; b) Barras Cerâmicas de Dissilicato de Lítio após o corte.

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.

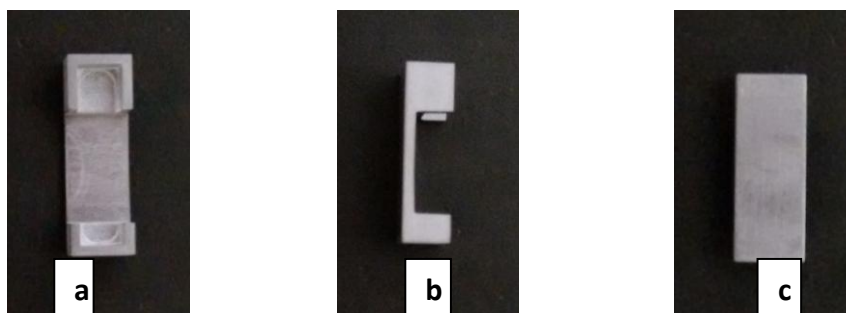
Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.3.2 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  $\mu\text{m}$ , 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.

### 4.3.3 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 (Saavedra, 2008).

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 (Ratii 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.

#### 4.4 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 (Macedo, 2012);
- ✓ 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 (Macedo, 2012);
- ✓ 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 (Macedo, 2012);

- ✓ 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.

#### **4.5 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.

#### **4.6 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. Foi realizado 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.

#### 4.7 Confeção do dispositivo intrabucal

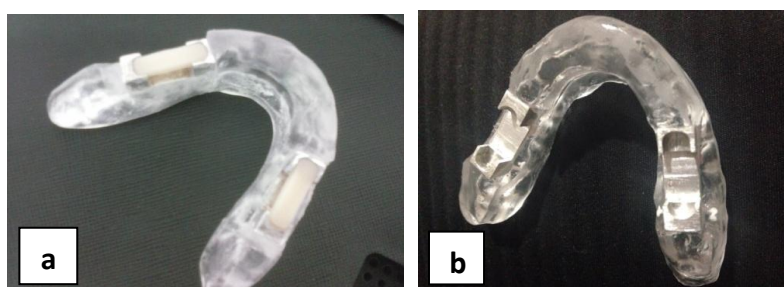
As arcadas superiores e inferiores dos voluntários foram moldadas com um hidrocolóide irreversível (Hydrogum, Zhermack, Badia Polesine, Itália), para obter modelos de gesso tipo IV (Durone IV, Denstply, Rio de Janeiro, Brasil), montados em articulador semi-ajustável (Bio Art Equipamentos odontológicos, 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 (Zanatta et al., 2006; Okeson, 2000). 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.

## 4.8 Ensaio mecânicos

### Resistência à flexão

O teste de resistência à flexão de três pontos foi conduzido com a barra engastada. Ou seja, os corpos de prova são constituídos por barras cerâmicas cimentadas através de suas duas extremidades na peça metálica de aço inoxidável, simulando uma PPF que possui os seus retentores cimentados (Borba, 2010). Sobre a barra exerceu-se uma força compressiva através de uma ponta em formato cilíndrico acoplada na célula de carga de 1000 Kgf de uma máquina de ensaio universal (Modelo DL-1000, EMIC, Equipamentos e Sistemas Ltda., São José dos Pinhais, Brasil).

As amostras foram posicionadas em um disco metálico, apenas para apoio e a própria peça metálica da amostra, foi utilizada como suporte para o teste (Figura 15).

Figura 15 - Amostra posicionada para o teste de flexão



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O comprimento suspenso da barra cerâmica de 10 mm foi medido e feito uma marcação no centro dessa distância, para que a carga fosse aplicada de modo simétrico (Figura 16). A carga foi aplicada na superfície oposta à cimentação, com uma taxa de deslocamento de 0,5 mm/min, até a falha catastrófica (Della Bona et al., 2002).

Figura 16 - Corpo de prova com as devidas marcações.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

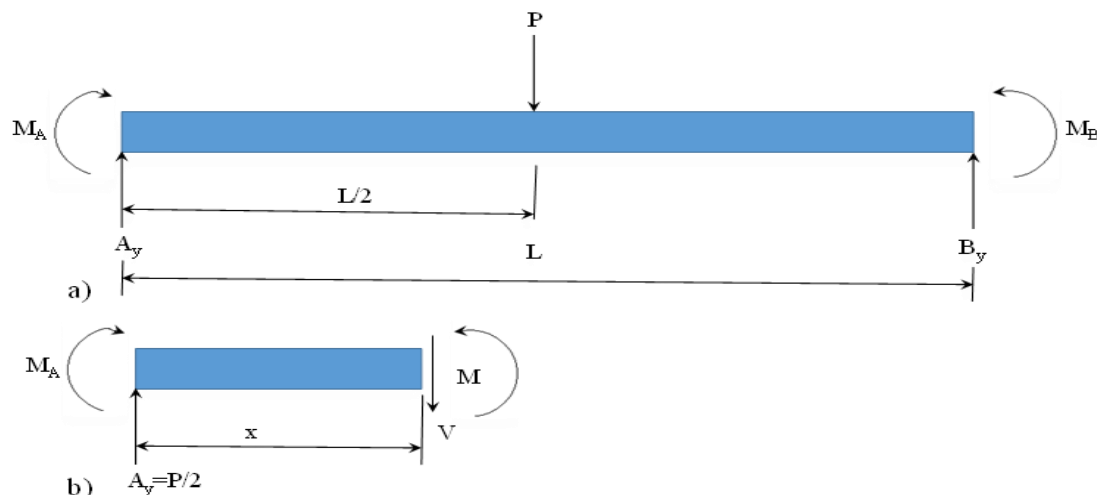
Para o cálculo de resistência à flexão foi utilizado o diagrama de corpo livre representado na Figura 17a. O problema envolve uma condição estaticamente indeterminada, visto que um dos engastamentos é redundante. O problema foi resolvido utilizando-se a relação da curva da linha elástica que é relacionada diretamente com a fórmula de flexão e pela lei de Hook, segundo a Eq. (1).

O próximo passo é a determinação do momento interno em função de  $x$  realizando um corte na seção transversal (Figura 17b).

$$\frac{d^2v}{dx^2} = \frac{M(x)}{EI} \quad (1)$$

Na Eq. (1),  $E$  é o módulo de elasticidade,  $I$  é o momento de inércia e  $v$  o deslocamento vertical.

Figura 17 – Diagrama de corpo livre da cerâmica cimentada.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Realiza-se o somatório de momento em relação ao corte e, em seguida, a integração sucessiva da Eq. (1), a qual conduz a relação que fornece a inclinação e ao deslocamento da viga, respectivamente. Aplicando-se as condições de contorno chega-se a Eq. (2) que fornece o momento interno em função da distância. Visto que a distância  $L/2$  fornece o maior valor de momento, substitui-se na Eq. (2).

$$M(x) = \frac{P}{2}x - \frac{PL}{6} \quad (2)$$

Com a obtenção do momento máximo, a tensão de flexão máxima pode ser determinada com a Eq. (3). Em que  $y$  é a coordenada do ponto da linha neutra até a distância no ponto em que se tem a máxima tensão de tração ou compressão. Neste caso interessa a região de tração, em que  $y = -b/2$ .

$$\sigma_f = -\frac{M_{\max}y}{I} \quad (3)$$

Sabendo-se que o momento de inércia " $I$ " depende da espessura " $d$ " e largura " $b$ " como na Eq. (4). Substituindo essas condições na Eq. (3), tem-se a

relação que fornece a resistência a flexão para a análise do material proposto no trabalho, segundo a Eq. (5).

$$I = \frac{bd^3}{12} \quad (4)$$

$$\sigma_{f_{\max}} = \frac{1}{2} \frac{PL}{bd^2} \quad (5)$$

Em que:  $P$  é força(N);  $d$  a espessura;  $L$  o Comprimento;  $b$  a largura.

## 4.9 Forma de análise dos resultados

### 4.9.1 Análise estatística

Os valores numéricos obtidos para a fratura 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 de carregamento transversal pelo deslocamento, obtida na máquina de ensaio universal, que foi posteriormente calculada a tensão de flexão de acordo com a Eq. (5).

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

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



Obteve-se 80 dados que foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 16.1, 2010) e PRISM (versão 5.0, GraphPad, 2009).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de medidas de tendência central (média e mediana) e de dispersão (desvio padrão, coeficiente de variação e faixa interquartil) 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%.

#### **4.9.2 Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura**

Após o ensaio mecânico uma amostra de cada grupo foi avaliada quanto à morfologia topográfica após os ciclos de envelhecimento, em Microscópio Eletrônico de Varredura (Fei Company- Modelo Inspect S50), com energia de feixe de 20 keV e aumento de aproximadamente 1000X.

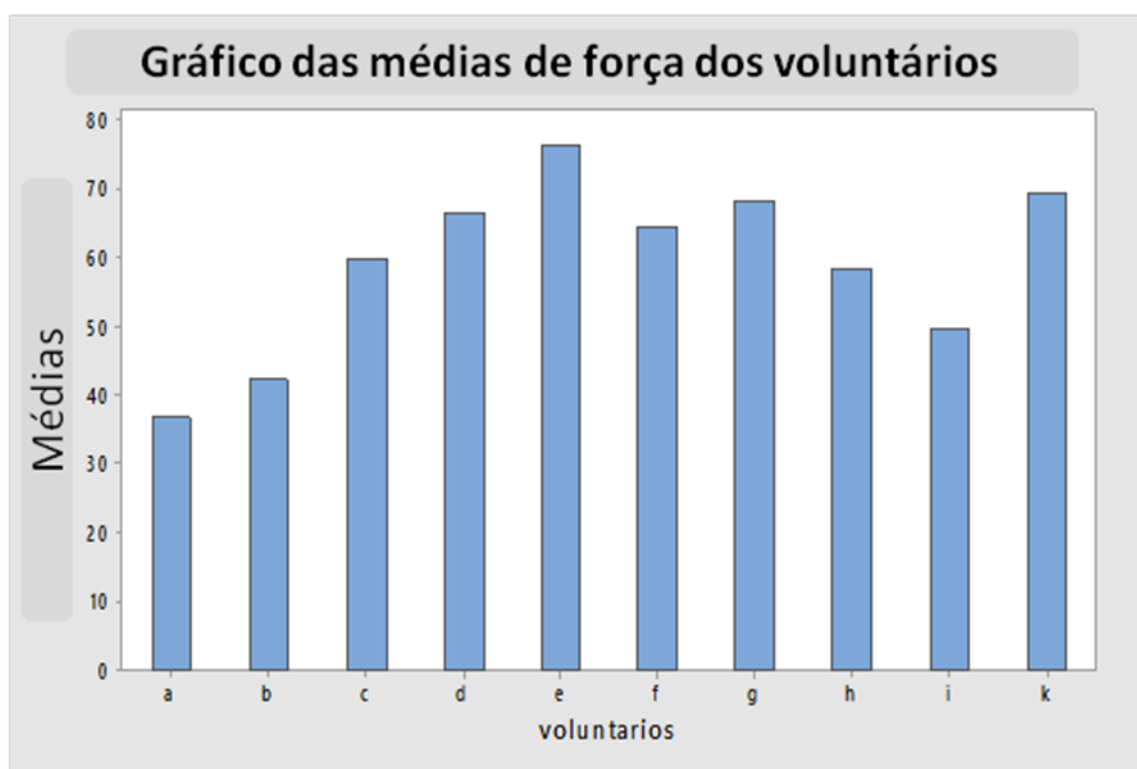
Esta análise ilustrou as características superficiais e morfológicas dos defeitos (fendas, poros e precipitados) e da fratura da barra cerâmica ao final dos diferentes ciclos de envelhecimento.

## 5 RESULTADO

### 5.1 Teste de força oclusal máxima

A média de força oclusal máxima de cada voluntário pode ser observada na Figura 18.

Figura 18 – 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.

## 5.2 Análise estatística

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

Tabela 1 - Média  $\pm$ desvio padrão dos dados de resistência residual à flexão (valores em MPa) obtidos para os corpos de prova, de acordo com o grupo experimental

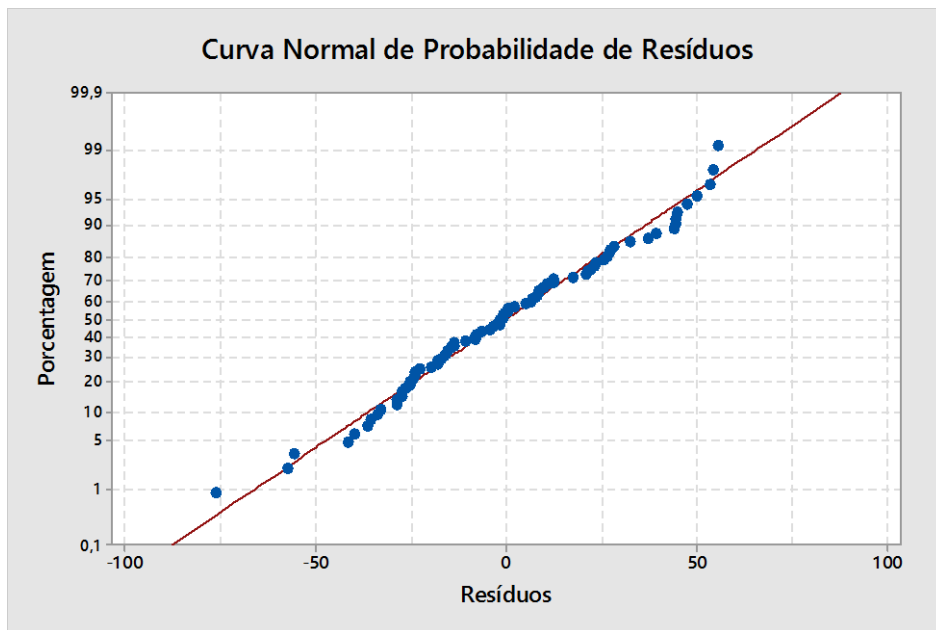
Envelhecimento	Média $\pm$ desvio padrão
C	247,53 $\pm$ 34,49
MEC	209,47 $\pm$ 27,10
TM	190,43 $\pm$ 29,19
CIB	165,07 $\pm$ 24,01

Fonte: Elaborado pelo autor.

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

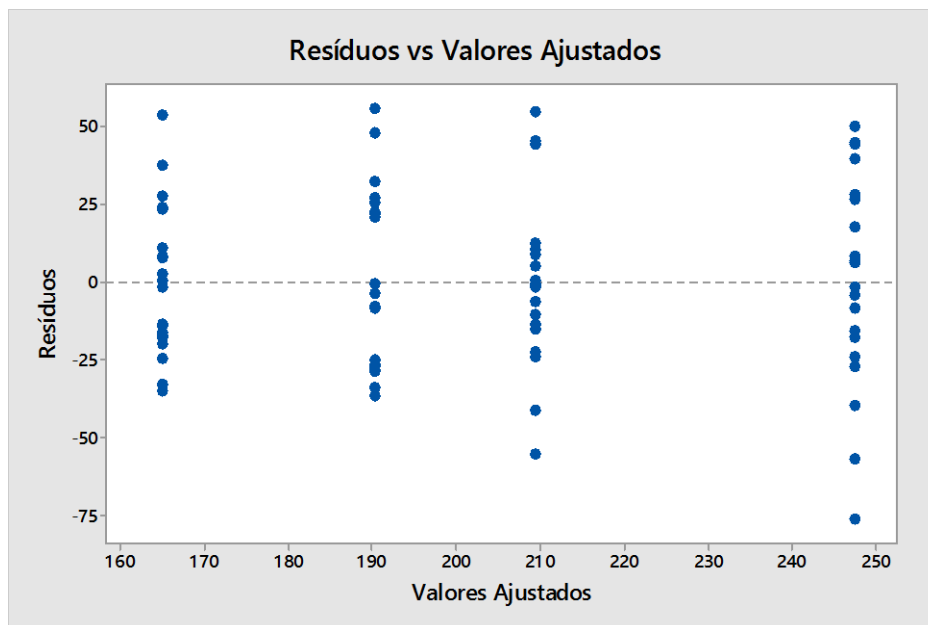
Os valores residuais, decorrentes do ajuste desse modelo adotado, foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para inferências estatísticas válidas. Os dados se ajustam a uma distribuição normal de probabilidade (Figura 19). Também foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio do gráfico dos valores resíduos em relação aos valores ajustados (Figura 20) e realizado o gráfico Box-plot (Figura 21).

Figura 19 - Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade)



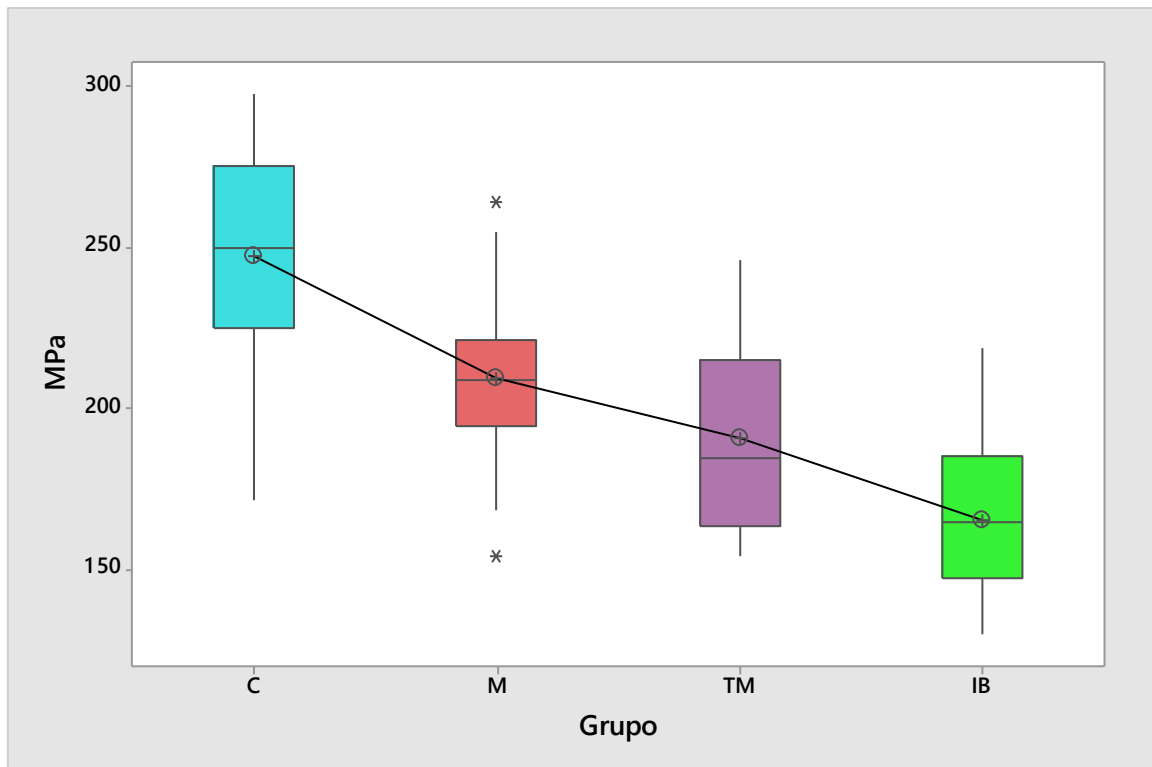
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 20 - 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 21 - 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 resistência do material em razão do envelhecimento ( $p\text{-valor}=0,000$ ).

Tabela 2 – ANOVA um fator para os dados obtidos

Efeito	GI	SQ	QM	F	P
Ciclagem	3	72443	24147,7	28,81	0,000
Resíduo	76	63704	838,2		
Total	79	136147			

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 C apresentou maiores valores de resistência à flexão, sendo diferente estatisticamente de todos os grupos. O grupo MEC obteve valores semelhantes estatisticamente ao grupo TM e diferente do grupo CIB. Dessa forma, é possível conhecer o quanto as técnicas de envelhecimento estão próximas das condições reais e, assim, estabelecer parâmetros e técnicas apropriados.

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

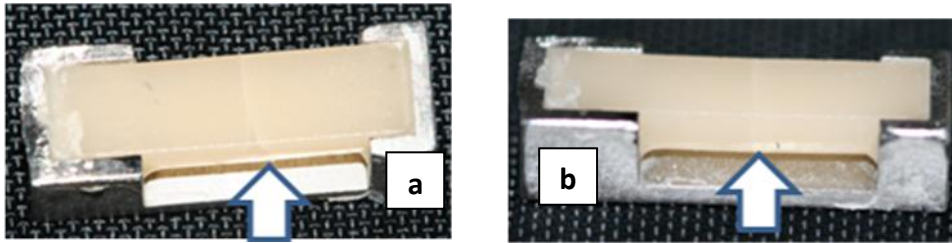
Grupo	Média ± desvio padrão
C	257,50 ± 29,79 A
MEC	202,09 ± 29,59 B
TM	191,12 ± 31,02 B
CIB	159,20 ± 18,32 C

Fonte: Elaborado pelo autor.

### 5.3 Análise da fratura

Foi avaliada a área e o tipo de fratura do conjunto dispositivo metálico/cimento/barra cerâmica. Não houve descimentação da barra cerâmica durante ou depois do teste de resistência à flexão, permanecendo a barra cerâmica cimentada no dispositivo metálico, sendo necessária sua remoção mecânica com auxílio de um instrumental.

Figura 22 – Corpos de prova após o ensaio mecânico, mostrando a falha na cerâmica



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

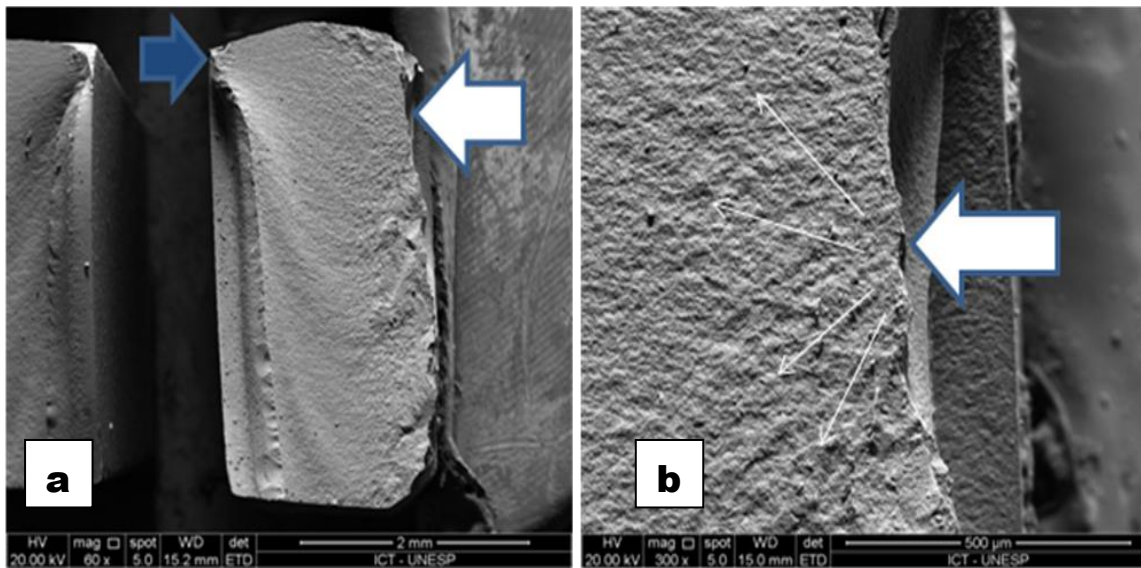
### Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura

Para avaliar superfície da área de fratura das barras cerâmicas após os diferentes tipos de envelhecimento, foi realizada a análise da superfície em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (Fei Company- Modelo Inspect S50, Oregon, EUA), com velocidade de aceleração de 20 kV e aumento de aproximadamente 1000X.

Ao avaliar as fotomicrografias foi observado que todas as amostras tiveram um padrão de fratura semelhante entre si. O defeito originou-se (setas brancas nas imagens) na superfície da barra submetida às tensões de tração durante o ensaio e se propagou pelo material formando uma curva (*Compression Curl*) no lado de compressão. Esse comportamento é típico dos corpos de prova apoiados em flexão (Quinn, 2007). Observou-se também uma alteração no padrão de fratura na região da curva de compressão, que pode sugerir o desenvolvimento de força de torção (setas azuis nas imagens), devido ao engastamento das amostras.

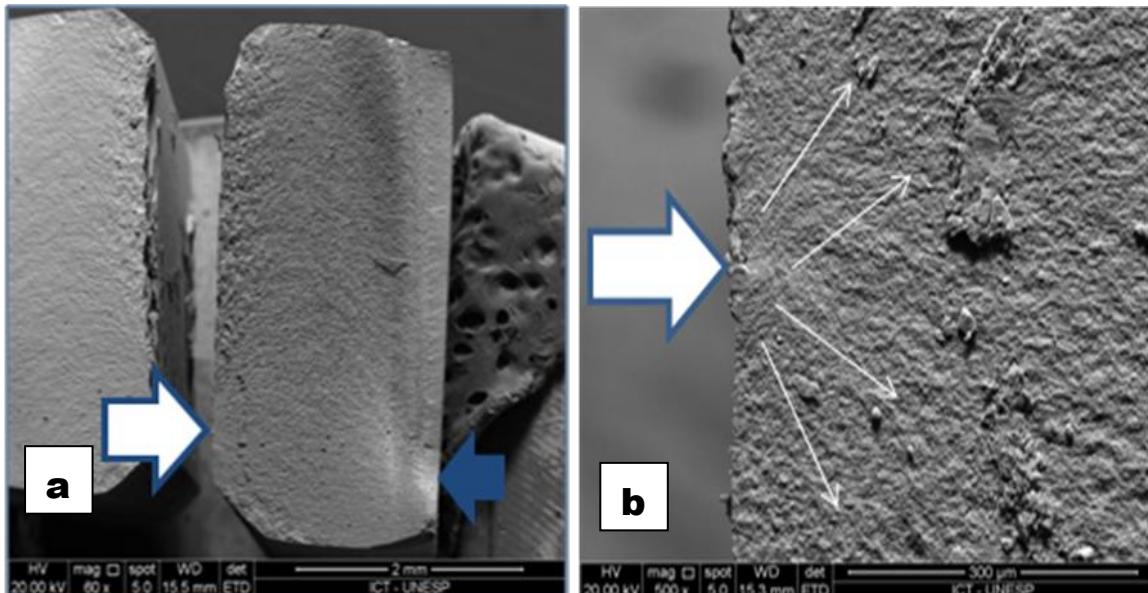
As Figuras 23, 24, 25 e 26 apresentam marcas características da origem da fratura, as *Hackles Lines*, que convergem para a origem da fratura, e a *Compression Curl*, do lado oposto ao defeito.

Figura 23 – Imagem de MEV da superfície da fratura da amostra do Grupo C



Legenda: a) Marcas características como a origem da fratura (Seta branca), *Compression Curl* e a marca de torção (Seta azul); b) Imagem aproximada da origem da fratura e das *Hackle Lines*.  
Fonte: Elaborado pelo autor.

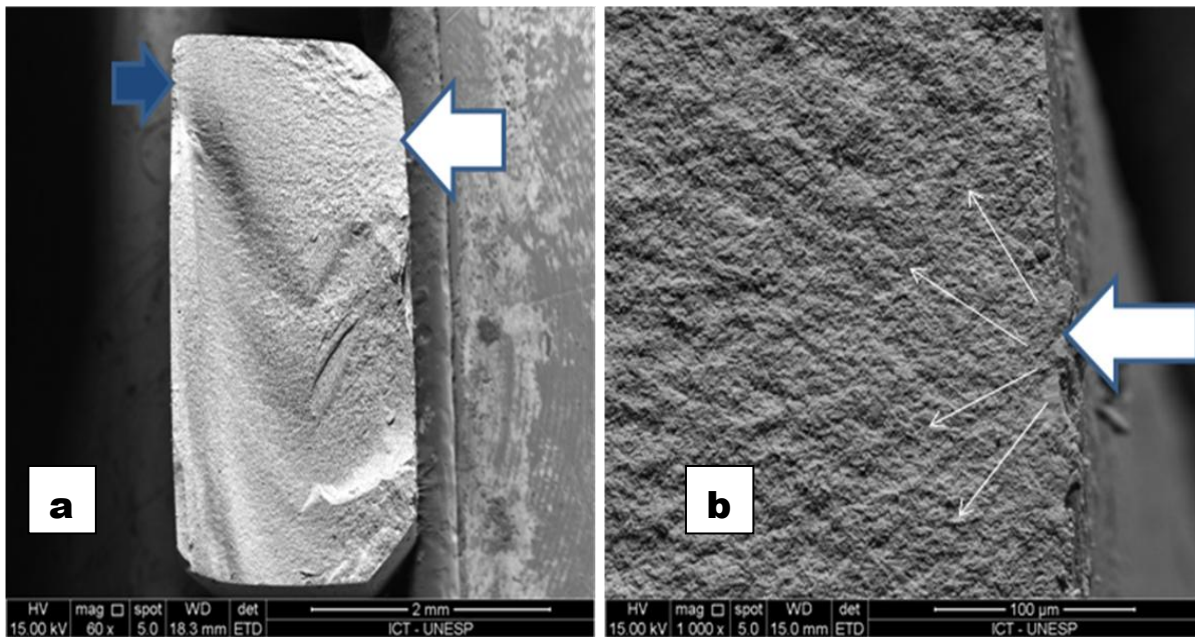
Figura 24 – Imagem de MEV da superfície da fratura da amostra do Grupo MEC



Legenda: a) Marcas características como a origem da fratura (Seta branca), *Compression Curl* e a marca de torção (Seta azul); b) Imagem aproximada da origem da fratura e das *Hackle Lines*.  
Fonte: Elaborado pelo autor.

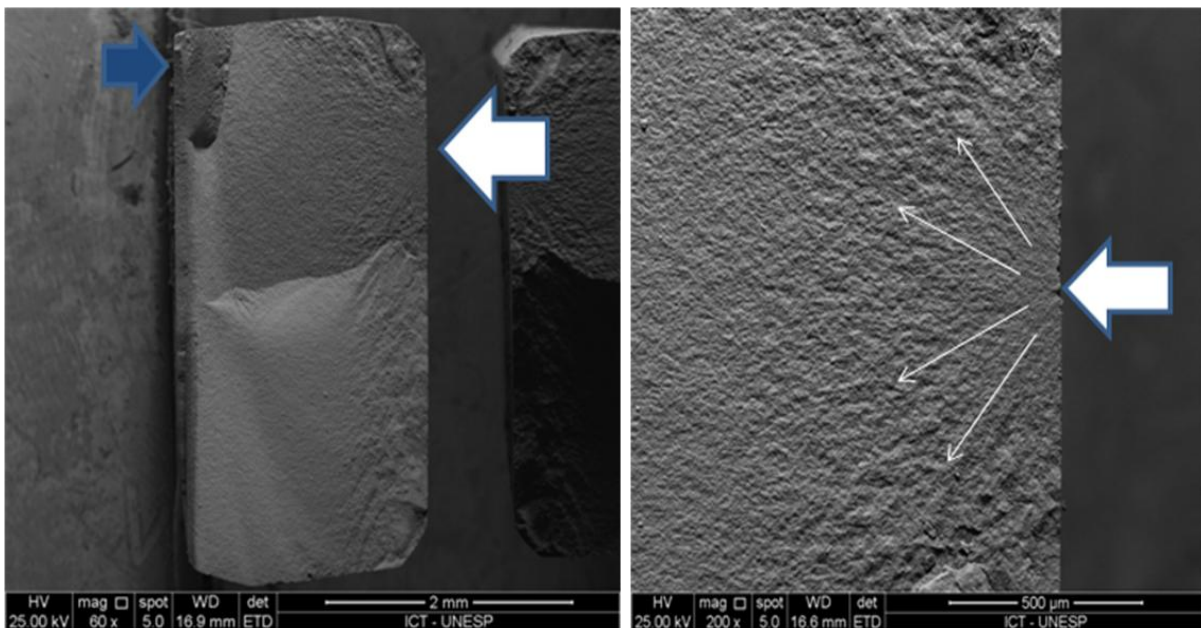


Figura 25 – Imagem de MEV da superfície da fratura da amostra do Grupo TM



Legenda: a) Marcas características como a origem da fratura (Seta branca), *Compression Curl* e a marca de torção (Seta azul); b) Imagem aproximada da origem da fratura e das *Hackle Lines*.  
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 26 – Imagem de MEV da superfície da fratura da amostra do Grupo CIB



Legenda: a) Marcas características como a origem da fratura (Seta branca), *Compression Curl* e a marca de torção (Seta azul); b) Imagem aproximada da origem da fratura e das *Hackle Lines*.  
Fonte: Elaborado pelo autor.

## 6 DISCUSSÃO

As cerâmicas odontológicas tem sido cada vez mais utilizadas na Odontologia pelas suas propriedades mecânicas e óticas, conseguindo assemelhar-se com excelência aos dentes naturais (Bottino, 2001, 2009). A diversidade de aplicação dessas cerâmicas e suas excelentes propriedades mecânicas fazem com que esse material seja muito utilizado e estudado para comprovar seu sucesso clinicamente (Wolfart et al., 2007, 2009; Bottino, 2009; Plengsombut et al., 2009)

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 (Bottino, 2009; Fabianelli et al., 2010; Pekkan, Hekimoglu, 2009; Plengsombut et al., 2009; Wolfart et al., 2007, 2009). 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-Upshaw et al. (2008) e de 93% em oito anos de acompanhamento clínico no estudo de Wolfart et al. (2009). 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 (Borba, 2010). Este formato, possui algumas limitações de configuração, já que amostra tem um formato de barra e simplifica a complexidade do formato de uma PPF.

Este estudo avaliou dois aspectos importantes, o primeiro foi se a cerâmica de dissilicato de lítio realmente suportaria as cargas oclusais posteriores, mesmo sendo cargas oclusais involuntárias da deglutição, que seriam menores do que a força da mastigação, ou em parafunção, que seriam cargas muito maiores. O segundo aspecto foi comparar os envelhecimentos que são feitos laboratorialmente, com o envelhecimento intrabucal, aonde os parâmetros não são controlados.

Pela necessidade de armazenar as amostras dentro do dispositivo intrabucal, estas foram cimentadas em uma peça metálica, sendo que os demais grupos também foram cimentados para padronização. Portanto, para o presente estudo, o teste de flexão três pontos modificado foi o mais indicado, pois as amostras estavam com os extremos cimentados em um dispositivo metálico no momento do teste. O cálculo deste teste foi baseado na equação de deformação das estruturas hiperestáticas com viga bi-engastada com carga concentrada em qualquer ponto, da engenharia civil. Sendo a tensão de tração distribuída em três pontos da barra, na zona oposta da aplicação de força e nas extremidades cimentadas, podendo obter valores mais fiéis de resistência à flexão.

Na Odontologia, os testes de resistência à flexão com as extremidades apoiadas são amplamente utilizados, sendo eles: teste de resistência à flexão três pontos, quatro pontos, ou biaxial (Della Bona et al., 2003; Della Bona, 2004, 2009). No teste de resistência à flexão três pontos com as extremidades apoiadas, temos a desvantagem de uma pequena superfície ou volume da amostra ser submetido à máxima tensão de tração, podendo obter maiores valores de resistência à fratura (Della Bona et al., 2002). O que não ocorre quando as extremidades estão engastadas (cimentadas), já que a força se distribui (Gere, 2003).

Este teste é utilizado para avaliar as pequenas variações de forma das vigas em serviço de um edifício, ponte ou automóvel, por exemplo, que não são percebidas por um observador casual (Beer, Johnston, 1995; Hibbeler, 2000). Essas variações são denominadas curvas de deflexão, que na maioria das vigas e colunas tem ângulos de rotação, deflexões e curvaturas muito pequenas (Gere, 2003).

Em aplicações estruturais, a força é aplicada até o limite elástico do material e neste estudo foi testado a resistência residual das cerâmicas após processo de envelhecimento, de forma que a carga resultante em cada condição avaliasse possíveis nucleações de trinca.

Estudos sobre PPFs mostram a distribuição de forças nos conectores da mesma. A força incide no lado de compressão da peça protética e a força se dissipa na zona de tração do conector e nas áreas cimentadas. Essa distribuição pode se apresentar de diversas formas quando combinadas com múltiplas convexidades e concavidades não possuindo uma uniformidade (Larsson et al., 2007; Wolfart et al., 2007, 2009). A distribuição de tensões é afetada pela mudança de forma dos componentes protéticos e do seu tipo de cimentação. Explica-se assim a presença de fraturas secundárias com marcas de torção em todos os grupos após o teste de flexão.

Para comparar o efeito dos diferentes tipos de ciclagens, foram feitos os envelhecimentos laboratoriais e “*in situ*”. Todos os protocolos de envelhecimento utilizados criaram um ambiente desfavorável para avaliar o comportamento da cerâmica de dissilicato de lítio.

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 (Itinchoe et al., 2004). 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 (Itinchoe et al., 2004; Komine et al., 2004; Stappert et al., 2008; Macedo, 2012) 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 flexão das cerâmicas (Calister Jr, 2002; Itinchoe et al., 2004; Studart et al., 2007; Borba, 2010), pois este tipo de material quando submetido a um longo período de tensões repetitivas em um nível subcrítico promove o desenvolvimento

de microtrincas e essas podem se unir formando uma trinca maior que pode se propagar, gerando uma falha catastrófica.

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 et al. (2004) utilizaram para avaliar a resistência à fratura de coroas posteriores cimentadas com diferentes tipos de cimentos resinosos. Concluíram que a resistência à fratura foi 80% menor nas coroas que sofreram este tipo de envelhecimento, comparadas com as que não sofreram.

Neste trabalho, observou-se uma queda de 19,04 MPa no grupo que foi submetido a ciclagem termomecânica, comparado com o grupo que sofreu apenas ciclagem mecânica. Isto evidencia um processo mais severo do primeiro grupo que pode ter originado nucleações devido às cargas cíclicas e das diferenças na expansão térmica, juntamente com os componentes das restaurações que contribuem para a redução da resistência da cerâmica (Della Bonna et al., 2003).

Contudo, o protocolo de envelhecimento que mais afetou a cerâmica à base de dissilicato de lítio e diminuiu sua resistência residual significativamente foi à ciclagem intrabucal. Sabe-se que a resistência mecânica das cerâmicas à base de dissilicato de lítio é alta, podendo até mesmo ser usadas como infraestruturas em próteses livres de metal (Wiedhahn, 2007; Ritter, 2010; Lien et al., 2015; Wang et al., 2015). Contudo, 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. Devido ao espectro de carregamento variado do intrabucal, as ciclagens mecânica e termomecânica tenham afetado em menor magnitude a resistência residual do material, já que nestes a aplicação de força é sempre vertical e em um único ponto. Além disso, nestes grupos não foram observados lascamentos e fraturas da cerâmica durante a ciclagem, diferente do que foi observado no grupo intrabucal. Macedo (2012) também avaliou a diminuição da resistência na ciclagem intrabucal, observando que a alteração de pH bucal, adicionada a adesão de biofilme e mudanças de temperatura, podem interagir com algum defeito intrínseco e dessa forma diminuir a resistência à flexão, facilitando a

propagação da fratura, porém neste caso não foi avaliado a aplicação de carga na ciclagem intrabucal.

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.

Na ciclagem intrabucal também não se conhece ao certo o número de deglutições de uma pessoa durante o sono, pois não existem trabalhos na literatura que avaliam estes dados. Sabe-se, porém que ocorrem vários ciclos de deglutição, que podem estar associados com a parafunção, aumentando exponencialmente a sua força oclusal máxima (Zanatta et al., 2006; Okeson, 2000). Além disto, neste grupo tem-se dois ou três pontos de aplicação de força sobre a cerâmica, com incidências verticais e oblíquas, o que provavelmente também influenciou nos resultados.

As análises fractográficas das barras cerâmicas de todos os grupos se mostraram muito semelhantes e comprovaram que as fraturas se originaram no lado de tração da barra como em outros estudos (Quinn, 2007; Borba, 2010). Observou-se uma origem secundária com marcas de torção no lado de compressão da amostra, o que indica uma particularidade do teste. Indicando que ocorreu pelo fato das amostras estarem cimentadas, fazendo com que a falha apresente este tipo de padrão.

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 (Macedo, 2012; Marinho, 2015) 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 resistência quando expostas ao meio bucal.

A utilização dos resultados do presente estudo com finalidade de prever o comportamento clínico da cerâmica de dissilicato de lítio deve ser feita com cautela,

pois o ambiente bucal de uma restauração cerâmica cimentada apresenta diferenças importantes em relação ao dispositivo bucal utilizado na ciclagem intrabucal deste estudo.

## 7 CONCLUSÃO

Foi constatado diferenças estatísticas dos tipos de ciclagens que influenciaram no comportamento mecânico da cerâmica de dissilicato de lítio. A ciclagem mecânica, termomecânica e intrabucal reduziram a resistência residual à flexão do material testado. A ciclagem intrabucal foi a mais prejudicial para resistência mecânica deste tipo de cerâmica, quando comparada aos outros métodos de envelhecimento estudados.



## REFERÊNCIAS

Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19(6):340-54. doi: 10.1111/j.1708-8240.2007.00134.x

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005 Oct;94(4):321-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.07.003

Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2004 Dec;92(6):551-6. doi: 10.1016/S0022391304005852

Beer FP, Johnston JR., ER. Resistência dos materiais. 3. ed. São Paulo: Makron Books; 1995.

Borba M. Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas [tese]. São Paulo (SP): Faculdade de Odontologia de São Paulo - Univ de São Paulo; 2010.

Bottino MA. Estética em reabilitação oral metal free. 2. Ed. São Paulo: Artes Médicas; 2001.

Bottino MA. Percepção: estética em próteses livres de metal em dentes naturais e implantes. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Callister Jr WD. Ciência e engenharia de materiais: uma introdução. Rio de Janeiro: LTC.; 2002.

Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent*. 2000;2(4):305-13.

Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3):248-53.

Della Bona A, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*. 2003;19(7):662-9.

Della Bona A, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithium disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater*. 2004;20(10):956-62. doi: 10.1016/j.dental.2004.02.004.

\* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jan 2016]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

- Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. São Paulo: Artes Médicas; 2009.
- 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.
- 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.
- 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.
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. Clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two year report. *J Am Dent Assoc*. 2010;141 Suppl 2:105-45.
- Gere JM. Mecânica dos materiais. São Paulo: Editora Thomson Learning; 2003.
- Hibbeler RC. Resistência dos materiais. 3. ed. São Paulo: Editora Livros Técnicos e Científicos; 2000.
- 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.
- 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.
- 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.
- Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult Von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil*. 2007;34(9):702-9. doi: 10.1111/j.1365-2842.2007.01770.x.
- 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.

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, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2012.

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, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2015.

Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramics surface – an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007 Aug;34(8):622-30. doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01569.x.

Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS Empress porcelain. *Int J Prosthodont.* 1994 Nov-Dec;7(6):549-53.

Nelsen RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1952 Mar;44(3):288-95.

Okeson JP. Etiologia e identificação dos distúrbios funcionais no sistema mastigatório. In: Okeson JP. Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. 4. ed. 2000. p. 117-272.

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.

Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325-7.

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.

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.

Quin GD. Fractography of ceramic and glasses. Washington: National Institute of Standards and Technology; 2007.

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.

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: Univ Estadual Paulista – UNESP; 2008.

- 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.
- 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.
- Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today.* 2009 Mar;28(3):112-3.
- Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005 Mar;93(3):253-9. Doi: 10.1016/j.prosdent.2004.12.002.
- Van Noort R. *Introdução aos materiais dentários*. 2. ed. São Paulo: Artes Médicas; 2004.
- 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.
- 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
- Wiederhorn SM. Influence of water vapor on crack propagation in soda-lime-glass. *J Am Ceram Soc.* 1967;50:407-14.
- 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.
- 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
- 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
- Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. *Clin Oral Investig.* 2000;4(3):183-9. doi: 10.1007/s007840000040183.784

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

## 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 deglútilas.
- 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.

Para participar deste estudo o Sr (a) não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Terá o esclarecimento sobre o estudo em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Poderá retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendido pelo pesquisador, que tratará a sua identidade com padrões profissionais de sigilo.

Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão.

O (A) Sr (a) não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia será arquivada pelo pesquisador responsável, no Centro da Faculdade de Odontologia e a outra será fornecida ao senhor. Os dados e instrumentos utilizados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 (cinco) anos, e após esse tempo serão destruídos. Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia será arquivada pelo pesquisador responsável, e a outra será fornecida ao senhor.

Pelo presente instrumento que atende às exigências legais, o Sr. (a) \_\_\_\_\_, portador da cédula de identidade \_\_\_\_\_, após leitura minuciosa das informações constantes neste TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO, devidamente explicada pelos profissionais em seus mínimos detalhes, ciente dos serviços e procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO concordando em participar da pesquisa proposta. Fica claro que o participante da pesquisa, pode a qualquer momento retirar seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO e deixar de participar desta pesquisa e ciente de que todas as informações prestadas tornar-se-ão confidenciais e guardadas por força de sigilo profissional (Art. 9º do Código de Ética Odontológica, ou inserir aqui o Código de Ética do sigilo profissional de sua profissão). Por fim, como pesquisador(a) responsável pela pesquisa, comprometo-me a cumprir todas as exigências contidas no item IV.3 e IV.4 (se pertinente) da resolução do CNS/MS n. 466 de dezembro de 2012, publicada em 13 de junho de 2013.

Por estarmos de acordo com o presente termo o firmamos em duas vias. A primeira via ficará de posse do participante da pesquisa e a outra do pesquisador (caso o participante seja paciente, serão três vias, sendo que a terceira via fará parte do prontuário). Todas as vias serão rubricadas em todas as suas páginas e assinadas ao seu término.

São José dos Campos, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_ .

Nome	Assinatura participante	Data
------	-------------------------	------

Nome	Assinatura pesquisador	Data
------	------------------------	------

Nome	Assinatura testemunha	Data
------	-----------------------	------

Em caso de dúvidas, com respeito aos aspectos éticos desta pesquisa, você poderá consultar:

CEP - COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA/ICT UNESP  
INSTITUTO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA

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

**APÊNDICE C – Diário de utilização do dispositivo intrabucal**

**Diário de utilização do Dispositivo Intrabucal.**

**Nome:** \_\_\_\_\_

**Data da entrega:** \_\_\_\_\_ **Data da devolução:** \_\_\_\_\_

Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:
Data:	Início do uso:	Final do uso:

**Total de horas:** \_\_\_\_\_

## 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 $\mu$ 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