

**SABRINA ALVES FEITOSA**

**RESTAURAÇÕES *INLAYS* EM CERÂMICAS  
FELDSPÁTICAS INJETADAS EM PRÉ-MOLARES: efeito da  
estratégia de cimentação e da ciclagem mecânica na  
resistência adesiva entre dentina e restauração**



2011

**SABRINA ALVES FEITOSA**

**RESTAURAÇÕES *INLAYS* EM CERÂMICAS FELDSPÁTICAS  
INJETADAS EM PRÉ-MOLARES: efeito da estratégia de cimentação e  
da ciclagem mecânica na resistência adesiva entre dentina e restauração**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, UNESP – Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós- Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade de Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit Marco Antonio Bottino

São José dos Campos

2011

## **BANCA EXAMINADORA**

Prof. Tit. Dr. Marco Antonio Bottino (Orientador)  
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Adj. Paulo Francisco Cesar  
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo  
USP - Universidade de São Paulo

Prof. Adj Luiz Felipe Valandro Soares  
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
UNESP – Univ Estadual Paulista

São José dos Campos, 01 de julho de 2011.

## Dedicatória

À **Deus** que me proporciona sempre tantas alegrias e conquistas, me protegendo, guiando e sempre abençoando minha vida.

Dedico esse trabalho aos meus pais, **Marco Aurelio Alves Feitosa** e **Nancy Maria Fonseca Feitosa** que sempre me apoiam em todos os momentos, me incentivam e passam valores que tem me permitido alcançar meus objetivos chegando cada vez mais perto dos meus sonhos. Esse trabalho e tudo o que eu conquisto é dedicado a vocês. Amo muito os dois.

Dedico esse trabalho a minha melhor amiga e companheira minha irmã **Fernanda Alves Feitosa**. Já passamos a infância, a graduação a especialização e agora terminamos o nosso mestrado. Sempre estaremos juntas, pois nos completamos.

Dedico ao meu irmão **Marco Aurelio Filho**, pelo amor, amizade, conselhos e principalmente por acreditar no meu trabalho. Você sabe o quanto me orgulho de ser sua irmã.

Dedico ao meu avô **Amenadabe Feitosa**, um homem que me inspira a sempre acordar cedo e lutar, pois a vida e o sucesso dependem disso. Vô, o Sr me mostrou que não existem dificuldades na vida, apenas desafios e que vamos sempre superá-los!

A minha avó **Alda Luiza Capeleto Feitosa**, que sempre me incentivou torcendo por mim incondicionalmente e valorizando meu estudo comprovando que estou no caminho certo.

A minha tia **Suely Pinto da Fonseca** por todo o apoio, compreensão, companheirismo, amizade, amor e incentivo. A Sra é muito especial para todos nós. Obrigada por tudo!

A minha avó **Aracy** Pinto da fonseca (*in memorian*). Vó, já faz alguns anos mas a Sra. sempre vai fazer parte da minha vida. Sempre estará comigo guardada no meu coração. Sua vida me serviu de exemplo e me faz pensar que existe muito mais do que podemos ver. Mesmo com todas as provas a senhora sempre foi uma ótima avó. Como já lhe disse, sei que a Sra. e o vovô **Lauro** (*in memorian*) sempre estarão olhando por mim me protegendo.. A falta é superada pois sempre estarão presente no meu coração. Amo muito vocês e espero que possam se orgulhar de mim.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu professor e orientador **Prof. Tit. Dr. Marco Antonio Bottino**, pela confiança dedicada desde o primeiro contato e também pela atenção e disponibilidade prestada durante todo o curso. Certamente obtive um grande crescimento pessoal e profissional durante esse período e dedico ao seu incentivo. É uma grande honra ser sua orientada. Obrigada.

Ao **Prof. Adj. Dr. Luiz Felipe Valandro**, por toda cooperação, disponibilidade e participação prestada durante esses dois anos. O senhor é um grande pesquisador e sei que estou aprendendo muito com o senhor. Obrigada.

Ao meu professor e amigo, **Prof. Dr. Nelson Luiz de Macedo**, pela amizade e confiança dedicada desde o primeiro contato em 2006. Agradeço o apoio, carinho e compreensão nas horas difíceis. O Sr faz parte dessa conquista. Muito obrigada.

## **AGRADECIMENTOS**

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos \_ UNESP através do seu Diretor Prof. Adjunto José **Roberto Rodrigues**.

Ao programa de Pós graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pela **Profª Tit. Marcia Carneiro Valera**

A **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** e a **Fundação de Amparo a Pesquisa (FAPESP)** pelo apoio financeiro concedido (processos número 2010/01405-6 e 2010/50449-6).

Aos membros do Conselho de Pós-Graduação, **Profª. Tit. Drª. Marcia Valera, Prof. Tit. Dr. Marco Antonio Botino, Profa. Dra. Maria Amelia Maximo de Araujo, Prof. Dr. Carlos Henrique, Prof. Dr. Lafayette Nogueira Junior, Prof. Dr. Claudio Antonio Talge, Prof. Dr. Sergio Gonçalves, Rose.**

A **Profª. Tit. Drª. Marcia Carneiro Valera**, por toda a ajuda e disponibilidade dedicada não só a mim, mas a todos os alunos da Pós-Graduação. A senhora é um grande exemplo a ser seguido.

Ao **Prof. Ivan Balducci** pela ajuda, disponibilidade, atenção e a pronta dedicação e contribuição para realização da análise estatística desse trabalho.

Aos professores **Lafayette Nogueira Junior, Rodrigo Maximo Araujo, Marco Maekawa, Eduardo Uemura**. Minha gratidão pelas orientações e ensinamentos.

Aos professores **Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara e Prof. Dr. Tarcisio Arruda** pela amizade e ajuda prestada desde a época da graduação.

Aos professores **Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges, Prof. Dr. Rubens Nissie Tango e Prof. Dr. Claudio Antonio Talge** pela amizade, companheirismo, dedicação e participação prestada na minha formação desde a graduação.

Ao **Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi** pelos ensinamentos e amizade.

Ao professor **Pedro Noritomi** e aos amigos da Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (DT3D - CTI), em Campinas/SP pela grande colaboração e disponibilidade prestada durante a execução desse trabalho.

Ao **Prof. Adj. Dr. Paulo Francisco Cesar** pela ajuda, atenção e disponibilidade apresentada desde o primeiro contato.



A **Eliane Wenzel, Clélia Aparecida Martins, Marcos Vestali, Gabriela Freitas e Juliana Damaceno** pela dedicação, amizade, carinho, atenção e ajuda .

A minha grande amiga e irmã **Mariana Diehl Figueiredo**. Somos amigas desde a graduação e quero ter sua amizade por toda a vida. Obrigada por estar comigo durante mais essa etapa.

Aos amigos **Luis Guilherme Macedo e Adriana Monteiro** pela amizade, companheirismo, ajudas nos momentos difíceis desde a época da graduação. Obrigada por tudo.

Aos meus amigos de Mestrado **Gabriel Portela Paulo, Lilian Costa Anami, Lucas Hian da Silva**.

Aos amigos **Lilian Costa Anami, Julio Victor Paulin, Priscila Cristoforides, Luis Gustavo Turci, Sâmia Mota e Hugo Sacurague** que tornam os dias dentro e fora do laboratório mais alegres e agradáveis. Agradeço pela alegria de poder conviver com vocês.

Aos amigos **Lucas Hian da Silva e Pedro Corazza** por todos os momentos divididos durante o mestrado, pelas horas que passamos juntos no laboratório e pela nossa amizade que espero levar por toda a vida.

Aos meus amigos **Marina Amaral, Humberto Lago de Castro, Vanessa Cruz Macedo** pela ajuda, confiança e principalmente pela amizade que espero que cresça a cada dia.

As minhas amigas **Sandra Zamboni, Diana Capelli, Fernanda Campos, Caroline Cotes, Carolina Martineli e Suzana Marocho** pela amizade, pelas risadas conversas e conselhos.

A amiga **Nadia Ferreira** pela amizade e companheirismo. Espero que a nossa amizade aumente a cada dia.

Aos demais amigos de Pós-Graduação **Alecsandro Moura, Ana Carolina, Ana Karina, Anderson Castilho, Cesar Bergoli, Flavia Zardo, Fernanda Papaiz, Julia Magalhães, Luiz Gustavo, Mayra Cardoso, Paula Benetti, Silva Masae, Rodrigo Octavio, Aleska Vanderlei, José Renato Cavalcante, Lucas Zogheib, Renata Melo, Liliana May, Regina Amaral.**

Aos meus amigos **Seiji, Mateus, Julio, Juliano, Carlos, Cristiano e Paula** que ajudaram direta ou indiretamente nessa jornada.

Aos funcionários da secção de Pós-Graduação, **Rose, Erena e Bruno.**

*“A força não provém da capacidade física e  
sim de uma vontade indomável.”*

*Mahatma Gandhi*

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	12
<b>ABSTRACT</b> .....	14
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	15
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	20
<b>2.1 Microtração</b> .....	20
<b>2.2 Tratamento de superfície</b> .....	29
<b>2.3 Ciclagem Mecânica</b> .....	30
<b>2.4 Análise pelo Método de Elementos Finitos</b> .....	36
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	42
<b>4 MATERIAL E MÉTODO</b> .....	43
<b>4.1 Materiais</b> .....	43
<b>4.2 Métodos</b> .....	44
4.2.1 Seleção e preparo dos dentes.....	44
4.2.2 Desenho experimental.....	46
4.2.3 Preparos cavitários.....	46
4.2.4 Estratégias de cimentação .....	49
4.2.5 Ciclagem mecânica .....	51
4.2.6 Teste de microtração.....	53
<b>4.3 Avaliação do modo de falha</b> .....	56
<b>4.4 Análise pelo Método dos Elementos Finitos (MEF)</b> .....	56
<b>4.5 Análise Estatística</b> .....	63
<b>5 RESULTADO</b> .....	65
<b>5.1 Resistência Adesiva</b> .....	65
<b>5.2 Avaliação do modo de falha</b> .....	70
<b>5.3 Resultados obtidos por análise por elementos finitos</b> .....	72
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	76
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	88
<b>8 REFERÊNCIAS</b> .....	89
<b>ANEXO</b> .....	99

Feitosa SA. Restaurações *inlays* em cerâmicas feldspáticas injetadas em pré-molares: efeito da estratégia de cimentação e da ciclagem mecânica na resistência adesiva entre dentina e restauração [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2011.

## Resumo

O estudo avaliou o efeito da estratégia de cimentação e da ciclagem mecânica na resistência de união entre dentina e restauração. O tipo de falha dos espécimes foi classificado e a distribuição de tensões foi analisada pela simulação utilizando o método de análise por elementos finitos (MEF). Quarenta e oito (N= 48) pré-molares superiores foram preparados (cavidade tipo MOD) e 48 restaurações *inlays* de cerâmica feldspática foram obtidas. Os espécimes foram alocadas em 3 grupos, considerando a estratégia de cimentação (N= 16): 1- convencional (Grupos 1 e 2): sistema adesivo condicionamento total de passo único (tratamento da dentina), tratamento da superfície cerâmica com ácido fluorídrico (HF) e silano (S), e cimentação com cimento resinoso; 2- estratégia simplificada (grupos 3 e 4) utilizando o cimento resinoso autoadesivo RelyX U100 (3M) sem tratamento das superfícies da dentina e da cerâmica; 3- estratégia simplificada modificada (grupos 5 e 6) utilizando o cimento resinoso RelyX U100 associado ao tratamento de superfície com HF+S. Os dentes dos grupos 2, 4 e 6 não foram ciclados, enquanto que aqueles dos grupos 1, 3 e 5 foram submetidos a ciclagem mecânica (CM): 2.000.000 pulsos, carga de 100N sobre as cúspides (a restauração não recebeu carga), a 37 °C. Cada espécime foi seccionado de forma seriada para produzir corpos de prova em forma de barras dente-restauração-dente para serem submetidas ao teste de microtração. A região da fratura de cada espécime foi analisada e classificada. A distribuição de tensões em um modelo virtual simulando as condições do estudo *in vitro*, pelo método de elementos finitos, foi verificada. A Análise de Variância mostrou que: o efeito interação dos fatores não foi estatisticamente significativo (a alteração da resistência de união em razão da ciclagem mecânica (CM) para a Estratégia 1 não difere estatisticamente da alteração constatada para a Estratégia 3); o efeito “Estratégia” foi estatisticamente significativo (Estratégia 3 teve resistência de união média [5,59 MPa] significativamente mais alta que a resistência de união da Estratégia 1 [3,44 MPa]). O modo de falha predominante foi a do tipo coesiva de cimento. Pelo MEF, pode-se constatar que as tensões estiveram concentradas principalmente na área de carregamento até a área de fixação da raiz. Pela análise de tensões de Von Mises pode-se notar maior concentração de tensões na camada de cimento, próxima à crista marginal. A partir dos resultados pode-se concluir que a

cimentação de cerâmicas feldspáticas com cimento resinoso dual ou autoadesivo deve estar associada ao tratamento da superfície cerâmica com ácido fluorídrico 9% e aplicação do agente silano sendo que a estratégia de cimentação simplificada modificada apresentou maiores valores de resistência de união. A simulação por MEF mostrou que quando o conjunto é submetido a um carregamento mecânico a maior deficiência do conjunto dente/cimento/restauração está localizada na região do cimento próxima a crista marginal.

Palavras-Chave: Resistência à tração. Análise de elemento finito. *Restaurações intracoronárias.*

Feitosa SA. Feldspathic Ceramic inlays restorations in premolars injected: effects of the bonding strategy and mechanical cycling on the bond strength between dentin and restoration [dissertation]. Sao Jose dos Campos, School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2011.

## ABSTRACT

The study evaluated the effect of the bonding strategy and mechanical cycling on the bond strength between dentin and inlay restoration. The specimens failure mode and stress distribution (Finite element analysis FEA) was analyzed. Forty-eight ( $n = 48$ ) pre-molars were prepared (MOD cavity) and 48 feldspathic ceramic inlays restorations were obtained. Specimens (tooth-restoration) were allocated into three groups considering the bonding strategy ( $n = 16$ ): 1 - Conventional (groups 1 and 2): one-step total etch adhesive system (dentin treatment), hydrofluoric acid (HF) and silane (S) ceramic surface treatment, cementation with resin cement, 2 - Simplified (groups 3 and 4): RelyX U100 (3M) adhesive resin cement without dentin and ceramic surface treatment; 3 - Simplified modified (groups 5 and 6): RelyX U100 associated with HF + surface treatment. Specimens from groups 1, 3 and were subjected to mechanical cycling (CM) - 2,000,000 pulses, 100N on the cusp, 37°C. Each specimen was sectioned to produce tooth-restoration-tooth bars specimens (cross-sectional area:  $1\text{mm}^2$ ) that were submitted to microtensile bond strength test. The fractured area of each specimen was analyzed. Stress distribution was analyzed by a virtual model simulating the *in vitro* study by FEA. Variance analysis showed that: factors effect interaction was not statistically significant (there was no statistically differences between strength bond values with CM from groups 1 and 3). Strategy effect was statistically significant (strategy 3 mean strength bond [5.59 MPa] was significantly higher than the strategy 1 strength bond [3.44 MPa]). Predominant failure mode was cement-cohesive-type. Von Mises analysis showed stress concentration at cement near the marginal ridge. It can be concluded that feldspathic porcelain cementation with dual or self-adhesive resin cement should be associated with 9% hydrofluoric acid and silane agent application. The simplified cementation strategy showed better bond strength values. The FEA simulation showed that when the model submitted to a mechanical load the weakest of model tooth / cement / restaurant was at cement area near to marginal ridge.

Keywords: Tensile Strength. Finite element analysis. Inlays.

## 1 INTRODUÇÃO

Abordagens restauradoras estéticas e minimamente invasivas tem sido uma das principais opções para a reabilitação de dentes parcialmente destruídos, como dentes posteriores com cavidades MOD com indicação para restaurações indiretas cerâmicas (Dietschi et al., 1990; Ozturk, Aykent, 2003; Bottino et al., 2009).

Desde a década de 80, vários sistemas para confecção de *inlay* cerâmico foram introduzidos no mercado. Uma opção recente é a VITA PM9 (Vita Zahnfabrik) , uma cerâmica felspática de estrutura fina injetável que é indicada para a fabricação tanto de restaurações do tipo *inlay* como de *onlay*.

Uma importante particularidade das restaurações cerâmicas é o fato de serem adesivo-dependentes, ou seja, seu desempenho clínico é depende da qualidade da interface adesiva entre o remanescente dentário e a restauração (Inokoshi et al., 1993; Siogren et al., 1995; Boushell, Ritter, 2009). Devido à essa união adesiva, os cimentos à base de resina composta proporcionam boa resistência à retenção quando comparados a outros cimentos, tais como o fosfato de zinco e o cimento de ionômero de vidro convencional (Wiskott et al., 1996; Browning et al., 2002; Zidan, Ferguson, 2003). A composição básica desses agentes cimentantes resinosos é semelhante à das resinas compostas, apresentando uma matriz orgânica e cargas inorgânicas, unidas por um agente silano.

A integridade da interface adesiva é um importante fator para a longevidade da restauração (Amaral et al., 2006). Alguns estudos



afirmam que para que falhas originadas da superfície de cimentação possam ser evitadas, é importante que o método de condicionamento tanto da superfície dentária quanto da cerâmica seja seguro para reforçar essa área crítica (Valandro et al., 2006; Brentel et al., 2007). Um procedimento recomendável para aumentar a adesão entre dente e restauração é o condicionamento com ácido fluorídrico (HF) pré-cimentação das superfícies internas da restauração feitas de cerâmica feldspática, seguido da aplicação do agente silano (Passos et al., 2008). O condicionamento ácido ataca seletivamente a topografia da superfície da cerâmica feldspática, promovendo a formação de irregularidades na superfície pela dissolução seletiva da fase vítrea representadas por poros microrretentivos (Ozcan, Vallittu, 2003; Della Bona et al., 2003). O agente silano é responsável pela ligação entre a sílica contida na cerâmica e a matriz orgânica dos materiais resinosos (Della Bona et al., 2000; Jedyakiewicz, Martin, 2001; Hooshmand et al., 2001), atuando como um importante agente de união. Estudos têm comprovado o aumento da adesão da cerâmica a estrutura dentária quando é realizada a aplicação deste agente na superfície condicionada (Stokes et al., 1988; Shahverdi et al., 1998).

Ao mesmo tempo, diferentes estratégias de cimentação têm sido descritas objetivando aumentar a adesão do cimento resinoso à superfície cerâmica (Kern, Wegner, 1998; Mackert et al., 2000; Valandro et al., 2006). Na cimentação adesiva convencional, os tecidos duros dentais são condicionados e recebem um agente de união, a restauração é submetida a condicionamento específico e um cimento resinoso convencional é utilizado. Por outro lado, na cimentação adesiva simplificada, nenhum condicionamento dos tecidos duros dentais e da restauração é recomendado, e a cimentação é feita com um agente cimentante denominado cimento resinoso autoadesivo. Entretanto, não

há consenso na literatura quanto ao desempenho adesivo de cimentação adesiva simplificada, especialmente quando o cenário clínico é simulado, como em estudos de cimentação de *inlays* cerâmicas em pré-molares.

Para simular o envelhecimento dos espécimes muitos estudos tem utilizado a ciclagem mecânica (Wiskott et al., 1995; Saavedra et al., 2009; Zamboni, 2007). Neste teste, os espécimes são posicionados em uma base metálica e uma ponta fixada em uma máquina de ciclagem mecânica aplica uma determinada carga e pressão simulando assim o tempo de uso clínico (Winkler et al., 2003; Saavedra et al., 2009).

Com o objetivo de avaliar a resistência de união da interface adesiva entre remanescente dentário e restauração, testes como o de microtração têm sido utilizados (Sano et al., 1994). Sugere-se que este seja o teste mais apropriado para este tipo de análise, pois permite um melhor alinhamento dos espécimes, proporcionando uma distribuição homogênea do estresse e realizando uma comparação ou avaliação mais sensível da força de união presente na interface adesiva (Sano et al., 1994; Phrukkanon et al., 1998a; Phrukkanon et al., 1998b; Della Bona et al., 2002).

As fraturas são ainda a principal causa de falha das *inlays* cerâmicas (Molin, Karlsson, 2000), visto que a carga mastigatória nos dentes posteriores é maior do que nos dentes anteriores (Scherer et al., 2007). Desta forma, identificar o tipo de fratura /falha da restauração representa um aspecto importante para a escolha da cerâmica a ser empregada, a determinação da forma da restauração e dos contatos oclusais. Com este objetivo, uma classificação do tipo de falha se faz necessária permitindo identificá-las como: adesiva entre cimento cerâmica, adesiva na interface entre cimento e dentina; fratura coesiva

do cimento; fratura coesiva na cerâmica e fratura coesiva na dentina. (Della Bona et al., 2003)

Além disso, o conhecimento da distribuição das tensões geradas pelas cargas oclusais sobre as restaurações pode contribuir para esclarecimento das causas das falhas inerentes a interface dente/restauração, tais como fratura ou deslocamento dessa restauração. Com a evolução da ciência e tecnologia, a realização de simulações e análises mecânicas de estruturas biológicas por sistemas computacionais avançados tem se tornado uma prática. O método dos elementos finitos (MEF) constitui uma técnica analítica e representa atualmente uma das ferramentas computacionais mais completas para o estudo da distribuição de tensões na Odontologia (Vasconcellos, 2002), acessando de maneira eficiente a estrutura íntima do complexo dente/restauração (Magne, Oganessian, 2009).

O MEF é um método matemático, no qual um meio é subdividido virtualmente em elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. Este método de pesquisa possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais (Lotti et al., 2006), fornecendo informações difíceis de serem obtidas pelos métodos experimentais convencionais, tais como a distribuição de tensão, deformação e aquecimento da estrutura ou de seus componentes (Oliveira, 2002). As simulações visam transpor resultados, predizendo situações encontradas em clínica e oferecendo maior previsibilidade do comportamento dos materiais e condições restauradores; além de não comprometerem grande número amostral de estruturas biológicas, uma vez que, atualmente por motivos éticos, têm-se dado muita atenção e preferência aos estudos que não incluam indiscriminadamente tecidos vivos, sejam de origem humana ou animal (Ribeiro, 2004).

As pesquisas desenvolvidas pelo método dos elementos finitos para odontologia são, em sua maioria, em modelos bidimensionais, planos ou axissimétricos (Santos, 1995; Santos, 2000; Scabell, 2000; Toparli, 2003; Ribeiro, 2004) . Entretanto, a análise tridimensional (3D) tem mostrado ser o método ideal para análise de tensões, deformações e deslocamentos em dentes, pois possibilita a simulação com maior representatividade da morfologia e carregamento (Santos, 1995; Santos, 2000).

Neste contexto e frente à escassez de informações pertinentes na literatura, o presente estudo se propõe avaliar o efeito da estratégia de cimentação e da ciclagem mecânica na resistência adesiva entre dentina e restauração de cerâmica feldspática injetada. E a distribuição de tensões em um modelo virtual simulando-se as condições do estudo *in vitro* pelo método de análise por elementos finitos.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Considerando-se os diversos aspectos estudados, optou-se pela divisão da revisão de literatura nos seguintes itens: 1- Microtração; 2- Tratamento de superfície; 3 – Ciclagem mecânica; 4 – Análise pelo Método de elementos finitos.

### 2.1 Microtração

Sano et al. (1994), introduziram o ensaio de microtração na Odontologia para avaliar a resistência adesiva e o módulo de elasticidade de espécimes com pequena secção transversal (aproximadamente 1 mm<sup>2</sup>). Estes espécimes ou palitos foram submetidos à força de tração a uma velocidade de 1 mm/min. Os resultados mostraram que a resistência à tração foi inversamente proporcional à área de união. Em áreas abaixo de 0,4 mm<sup>2</sup>, a resistência de união foi de aproximadamente 55 MPa para o Clearfil Liner Bond (Kuraray), 38 MPa para o Scotchbond MP (3M ESPE) e 20 MPa para o Vitremer (3M ESPE). Os autores concluíram que esse novo método de teste possibilitou determinar valores mais elevados de resistência de união com uma menor presença de falhas coesivas permitindo também obtenção de múltiplas avaliações em um único espécime.

Chang et al. (1998) determinaram a resistência a tração de quatro cimentos de cura dual o Twinlook (Kulzer), Clearfil CR Inlay (J Morita), Optec (Jeneric/Pentron) e Dual (Ivoclar Vivadent) utilizando como substratos uma cerâmica (Dicor) condicionada e o esmalte dentário submetidos a 1.000 ciclos de termociclagem. Os maiores valores de resistência adesiva foram apresentados pelo cimento Clearfil CR inlay (18.35 MPa) seguido pelo Dual (18.27 MPa), Twinlook (15.15 MPa) e

Optec (14.9 MPa). O teste ANOVA, entretanto, revelou não haver diferença significativa entre os quatro grupos. A maior parte das fraturas foi adesiva entre a cerâmica e o cimento. A partir desses resultados foi concluído que a resistência à tração dos quatro cimentos apresentaram valores de resistência adesiva entre 14.90 a 18.35 MPa.

Phrukkanon et al.(1998b) determinaram o efeito de dois diferentes formatos de secção transversal na resistência adesiva entre dentina e adesivo em espécimes submetidos ao ensaio de microtração. Posteriormente a distribuição de tensões foi avaliada utilizando análise por MEF. Para isso, molares humanos foram cortados na vertical e o esmalte oclusal foi removido. Metade dos espécimes foi cortada no formato retangular e a outra metade no formato cilíndrico (área de união com 1.1, 1.5 ou 3.1 mm<sup>2</sup>). Foram avaliados quatro sistemas adesivos (Scotchbond MP Plus, OptiBond FL, OptiBond Solo, One-Step). O grupo com 3,1 mm<sup>2</sup> de área adesiva apresentou resistência adesiva significativamente menor comparado ao grupo com 1,1 mm<sup>2</sup>, exceto para os espécimes retangulares utilizando Scotchbond MP Plus e One-Step. A maioria dos espécimes cilíndricos com área adesiva de 1,1 ou 1,5 mm<sup>2</sup> apresentou falha adesiva na interface entre a dentina e resina. Não houve diferenças nos resultados ao comparar os espécimes cilíndricos e retangulares. Os resultados de MEF indicaram que os métodos de ensaio, utilizando pequenas áreas de superfície, produzem maior resistência que aqueles que utilizaram superfícies maiores.

Shono et al. (1999) avaliaram a adesão entre a superfície dentinaria unida a resina composta após obtenção de palitos com 1x1 mm. O estudo contou com cinco grupos experimentais e dois avaliadores clínicos. Durante o desenvolvimento do método de ensaio de microtração grandes variações na resistência de união foram observadas entre os palitos. Os resultados foram analisados segundo cada operador. O clínico 1 relatou a ocorrência de falha de alguns espécimes durante o corte impedindo a obtenção dos valores de resistência de união desses

espécimes. Dos 22 palitos obtidos em um dos grupos, 11 falharam durante o corte e os palitos que puderam ser testados apresentaram grande variação nos resultados. Os palitos perdidos tiveram valor zero de resistência adesiva, criando um grande desvio padrão durante análise estatística. Já os valores obtidos pelo Clínico 2 foram mais elevados e uniformes. O método utilizado neste estudo detectou diferenças de acordo com a posição de origem do palito (dentina-resina). As maiores diferenças estavam relacionadas à técnica e não ao material. Os resultados indicaram que as ligações entre dentina e resina são tão homogêneas como se pensava anteriormente.

Sabe-se que a área de interface é o local no qual o adesivo interage com dois substratos promovendo sua união. Della Bona et al. (2002) avaliaram se o tratamento de superfícies com HF de diferentes cerâmicas (com diferentes microestruturas e composição) produziria maiores valores de resistência adesiva ao cimento resinoso (RelyX ARC, 3M). Também foi avaliado se o teste de tração é o método mais adequado para análise da interface entre cerâmica e resina. Foram consideradas nesse estudo três regiões, sendo uma a interface entre o adesivo e o cimento resinoso, a segunda o adesivo e a terceira a interface entre o adesivo e cerâmica (condicionada ou jateada e com aplicação do agente silano). O tratamento da superfície cerâmica com HF e a aplicação do agente silano produziram maior valor de resistência adesiva comparada às superfícies tratadas com ácido (HF, ABF, APF). O teste de tração foi considerado adequado para avaliar a resistência adesiva desses sistemas cerâmicos.

Uma ocorrência comum e indesejável relacionada ao ensaio de microtração é a falha de um grande número de espécimes durante o preparo dos palitos. Ferrari et al. (2002), observaram com o auxílio do MEV o esmalte e a dentina de espécimes preparados para microtração, a fim de encontrar falhas estruturais responsáveis pelas falhas prematuras. Em uma amostra de 80 palitos, nenhum dos

espécimes estava livre de defeito. Estes defeitos podem consistiam principalmente em micro-falhas no esmalte, na maioria das vezes na periferia do palito, ou próximo a camada híbrida. Lacunas puderam ser observadas nas interfaces entre os substratos. Espécimes de esmalte tendiam a apresentar mais defeitos comparados aos de dentina. Devido à fragilidade do tecido, palitos de esmalte se mostraram mais propensos a falhas.

Spohr et al. (2003) avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície da cerâmica IPS Empress 2 (Ivoclar), na resistência adesiva entre a cerâmica e cimento resinoso com ou sem a aplicação de um agente de união silano, variando o tamanho das partículas durante o jateamento com  $Al_2O_3$  e o emprego de HF. Os discos foram cimentados com o cimento resinoso RelyX ARC (3M) e posteriormente termocicladas e submetidas ao teste de tração com velocidade de 1,0 mm/minuto. Os resultados mostraram que após a aplicação do agente silano a média dos resultados das amostras condicionadas com HF 10% foi significativamente maior quando comparada as amostras jateadas. Os resultados mostraram que o uso de silano melhorou a resistência de união, sendo o tratamento de superfície mais eficaz com o uso de HF 10% associado ao silano (25,6 MPa) e sem aplicação de silano (16,4 MPa) concluindo-se que a aplicação combinada de HF 10% e silano melhoraram a resistência de união entre a cerâmica e o cimento resinoso.

De Munck et al. (2004) avaliaram o desempenho da resistência adesiva entre um cimento resinoso autoadesivo (RelyX Unicem, 3M ESPE), esmalte e dentina através do ensaio de microtração. Foi realizado o ensaio de  $\mu$ TBS do cimento RelyX Unicem (3M ESPE) com ou sem condicionamento da superfície. Os resultados foram comparados aos obtidos pelo grupo controle (Panavia-F, Kuraray). Os valores de  $\mu$ TBS do RelyX Unicem unidos ao esmalte foram significativamente menores comparados ao grupo controle. Nenhuma



diferença significativa foi encontrada quando os dois cimentos foram unidos a dentina. Foi visto também que o cimento resinoso RelyX Unicem interage apenas superficialmente com essas estruturas. A partir dos resultados, pode-se concluir que o cimento autoadesivo deve ser aplicado seguido de pressão, para garantir que este adapte-se as paredes da cavidade; sua interação com esmalte e dentina mostrou-se superficial; e melhores resultados de resistência adesiva foram obtidos quando a cerâmica recebeu condicionamento com ácido previamente a cimentação.

Pisani-Proença et al. (2006) avaliaram os resultados de resistência adesiva através do teste de microtração de cerâmicas de dissilicato de lítio (IPS Empress 2) submetidas a dois diferentes tratamentos de superfície. Para isso, blocos cerâmicos foram divididos em 2 grupos: não condicionado (controle), ou (HF + S). Esses blocos foram cimentados a blocos de resina composta com um cimento autoadesivo (RelyX Unicem, 3M ESPE) ou com outros dois cimentos resinosos (Multilink ou Panavia F). Os blocos cerâmicos foram seccionados e metade das amostras foi termociclada. O fator condicionamento de superfície foi significativo (HF + S > não condicionado). A média dos valores de  $\mu$ TBS do grupo cimentado com o cimento RelyX Unicem foi significativamente mais elevada ( $9.6 \pm 1.9$  MPa) do que a média dos grupos Multilink ( $6.2 \pm 1.2$  MPa) e Panavia F ( $7.4 \pm 1.9$  MPa). Já para os grupos submetidos a condicionamento prévio e silanização apresentaram valores de  $\mu$ TBS para o grupo RelyX Unicem ( $18,8 \pm 3.5$  MPa), Multilink ( $17.4 \pm 3.0$  MPa) e Panavia F ( $15.7 \pm 3.8$  MPa). Ocorreram falhas pré-testes nos palitos após a termociclagem quando o agente cimentante foi aplicado a superfície cerâmica sem tratamento. Logo, o tratamento de superfície com HF+S parece ser importante, independente do cimento resinoso usado.

Brentel et al. (2007) avaliaram a resistência de união através do ensaio de microtração, entre o cimento resinoso e uma cerâmica feldspática (Vita VM7), submetida a diferentes tipos de

condicionamento com HF 10% e APF gel 1,23%, com ou sem a aplicação de silano. Os blocos cimentados foram divididos em duas condições, uma testada logo após o corte e a outra termociclado (12.000 ciclos e armazenamento em água por 150 dias). O ensaio de resistência de união foi realizado com velocidade de 1 mm/min, e os tipos de falhas foram observadas. A silanização da superfície cerâmica após o condicionamento ácido com HF aumentou a resistência de união. Os melhores resultados de resistência adesiva foram encontrados nos grupos que foram condicionados com HF e silanizados tanto seco ( $17,4 \pm 5,8$  MPa) quanto termociclado ( $17,4 \pm 4,8$  MPa). Os grupos não silanizados apresentaram menores resultados para os dois tipos de ácido quando comparados aqueles após termociclagem e armazenamento. A silanização da cerâmica feldspática após condicionamento com APF ou HF aumentou a resistência adesiva, enquanto a termociclagem e armazenamento reduziram os valores de resistência adesiva. Tanto os grupos HF e APF tratados com silano não apresentaram falhas pré-teste durante o corte do palito ou termociclagem.

Ozturk et al. (2007) avaliaram a resistência adesiva através do teste de microtração de molares humanos restaurados com dois tipos de *inlays* cerâmicas, Cerec 3 (Sirona) e IPS-Empress 2 (Ivoclar), sendo metade cimentada com o cimento resinoso (dual) Panavia F (Kuraray) e a outra com o Variolink II (Ivoclar Vivadent). As cerâmicas foram condicionadas com ácido e uma camada de silano foi aplicada. Após a cimentação os espécimes foram armazenados em água destilada (37°C) por 24 horas e depois termociclados (500 ciclos). Os resultados mostraram que a resistência adesiva não foi significativamente influenciada pelo tipo de cimento e pelo sistema cerâmico. Não foi encontrada diferença entre a resistência de união a dentina das cerâmicas Cerec 3 e IPS Empress 2 cimentadas com os dois cimentos resinosos. A maioria das falhas foi adesiva entre cimento/dentina sendo que oito espécimes apresentaram falha coesiva do cimento. Foi concluído

que a resistência adesiva à dentina das *inlays* cerâmicas cimentadas com dois cimentos resinosos diferentes foi similar.

Passos et al. (2008) avaliaram o efeito da aplicação do adesivo intermediário e do envelhecimento na durabilidade do cimento resinoso à uma cerâmica feldspática silanizada. Foram utilizados blocos de cerâmica feldspática, tratados com ácido fluorídrico 10% por 60 segundos e uma camada de silano (Porcelain Primer, Bisco). Assim foram divididos dois grupos, um sem aplicação de adesivo e outro com uma camada apenas, seguida da cimentação com cimento resinoso Variolink (Ivoclar-Vivadent). Metade dos palitos foi termociclado, e a outra submetida imediatamente ao ensaio de microtração, as falhas foram classificadas como adesiva, coesiva ou mista. A resistência adesiva caiu significativamente de  $18 \pm 4,4$  MPa para 14,4 MPa após 12.000 ciclos de termociclagem no grupo em que o adesivo foi aplicado. Porém, o envelhecimento não reduziu os valores de resistência de união no grupo sem adesivo, concluindo que o uso de um adesivo intermediário não melhorou a adesão do cimento resinoso a cerâmica feldspática silanizada após termociclagem e armazenamento.

Poitevin (2008) avaliou seis diferentes parâmetros para testar a resistência de união mediante o teste de microtração. Entre os parâmetros avaliados estavam a área de superfície de união (0,43 mm<sup>2</sup>, 0,71 mm<sup>2</sup>, 1,00 mm<sup>2</sup>), a espessura da dentina remanescente (fina ou espessa) e a velocidade de microTBS (0,1 mm/min e 1 mm/min). Os melhores resultados foram obtidos usando palitos de 1 mm<sup>2</sup>, ao passo que a velocidade teve menor influência sobre eles. Entretanto, quanto mais baixa a velocidade maiores diferenças foram encontradas entre a “tensão na carga máxima” e “tensão na fratura”, sugerindo que a velocidade de 1 mm/min seria a mais adequada.

Valandro et al. (2008) avaliaram a resistência adesiva de um cimento resinoso (Panavia F – Kuraray) a uma cerâmica (In-Ceram Zircônia - Vita) submetidos a três diferentes métodos de tratamento de

superfície incluindo jateamento e silanização e utilizando dois tipos de teste (cisalhamento e microtração) formando assim seis grupos. Não houve uma diferença estatisticamente significativa entre os resultados de resistência adesiva obtidos com os dois ensaios, porém o método de tratamento de superfície afetou esses resultados.

Armstrong et al. (2010) realizaram uma revisão de literatura apontando as vantagens dos testes de microtração, como a possibilidade de avaliação da resistência adesiva de cada região do espécime, espessura remanescente de dentina, variabilidade dos resultados no mesmo dente e entre eles, resistência adesiva de diferentes paredes do preparo, menor falha coesiva no substrato, resistência adesiva maior que a medida nos testes de tração convencional e de cisalhamento - devido ao menor número de defeitos no substrato ou na interface adesiva. Espécimes menores são mais resistentes quando comparados a espécimes grandes, devido à menor probabilidade de ter um defeito crítico presente e da menor chance da falha se orientar no sentido da aplicação da carga. Já como desvantagens, salientaram o trabalho intenso, demanda técnica, a facilidade de desidratação dos espécimes, o fato de serem facilmente danificados, etc.

Chaves et al. (2009) avaliaram a resistência de união através do ensaio de microtração de um sistema adesivo autocondicionante de um passo (Xeno III, Dentsply) e de dois passos (Tyrian-One Step Plus, Bisco) unidos a dentina e cimentados com um cimento quimicamente polimerizável (Metabond B & C) ou com um cimento resinoso de cura dual fotopolimerizado (Variolink II, Ivoclar/Vivadent) dentro de um curto (24h) e um longo período de avaliação (90 dias). O efeito de interação para todos os três fatores foi estatisticamente significativo. A partir dos resultados pode-se concluir que o adesivo Xeno III (adesivo de um passo) /Variolink II foi a combinação de agente cimentante /adesivo que forneceu resultado de resistência adesiva mais promissor após 90 dias de armazenamento em água.

Souza et al. (2011), avaliaram a eficácia da utilização de diferentes cimentos resinosos autoadesivos na resistência de união entre eles e uma cerâmica feldspática, avaliando também o efeito da termociclagem e do condicionamento na interface cerâmica/cimento resinoso. Para isso, foram utilizados 56 blocos de cerâmica feldspática (VITA Mark II). Três cimentos autoadesivos e duas variáveis de tratamento de superfície foram avaliados (sem condicionamento ou condicionamento ácido com HF gel + silanização). Os blocos foram divididos entre os grupos de acordo com sete estratégias de cimentação: grupo 1: HF/S+Variolink II/ Ivoclar (grupo controle); grupo 2: sem condicionamento+ BisCem/Bisco; grupo 3: sem condicionamento + RelyX U100/3M ESPE; grupo 4: sem condicionamento + Maxcem Elite / Kerr; grupo 5: HF/S + Maxcem Elite/Kerr; grupo 6: HF/S + RelyX U100/3M ESPE; Grupo 7: HF/S + Maxcem Elite/Kerr. Os blocos foram cortados em palitos (10 palitos por bloco) e desses metade foi para termociclagem (12.000 ciclos) e depois submetidos ao teste de microtração e a outra metade foi levada imediatamente para o teste de microtração. Não foi possível obter palitos dos grupos onde foram utilizados cimentos autoadesivos sem tratamento da cerâmica (grupo 3: RelyX U100; grupo 4: Maxcem). Foram obtidos palitos do grupo BisCem (sem condicionamento) porém todos descolaram durante a termociclagem. Devido a esse resultado o fator condicionamento não foi considerado na análise estatística. Todos os grupos apresentaram falhas durante a obtenção dos palitos, mas, os grupos 2 a 4 apresentaram um alto número de falhas pré-teste quando comparado aos grupos 5 a 7. Os resultados de microtração dos grupos secos mostraram que o grupo 5 apresentou menores valores quando comparado aos grupos 1,6 e 7. Os valores de microtração foram menores para todos os grupos termociclados exceto para o grupo 6 (RelyX U100). A análise da fratura revelou o mesmo padrão de falha para todos os grupos. Nos grupos que não receberam tratamento de superfície as falhas foram predominantemente adesivas

entre o cimento resinoso e a cerâmica feldspática (grupos 2 a 4). Os grupos que receberam tratamento na superfície cerâmica (grupos 5 a 7) apresentaram falhas mistas (falha coesiva combinada com falha adesiva). A partir dos resultados concluíram que o condicionamento HF e a silanização são passos importantes para a cimentação de cerâmicas feldspáticas com cimentos autoadesivos.

## **2.2 Tratamento de superfície**

Segundo Soderholm e Reetz (1996), vários fatores determinam a qualidade da união, como a resistência do substrato, a habilidade da resina em molhar a superfície do substrato, a qualidade da retenção mecânica entre a resina e o substrato, tensões induzidas na resina durante a polimerização e a qualidade da retenção mecânica entre a resina e a dentina. A superfície lisa do substrato não contribui para a retenção mecânica, sendo que o condicionamento ácido forma retenções na superfície onde o agente de união poderá penetrar e formar um embricamento mecânico. Os autores relataram que o sucesso da adesão depende da maneira como o agente de união infiltra pela superfície dentinária e pelo substrato. Os tratamentos que tornaram a superfície organofílica, conseguidos pela aplicação do silano na superfície cerâmica, potencializaram a união pelo aumento da infiltração do agente de união nas irregularidades.

Canay et al. (2001) realizaram um estudo para caracterizar a superfície da porcelana condicionada com ácido HF e APF gel e também verificar o efeitos do tempo de condicionamento ácido, uso do agente silano e da limpeza com ultrassom por meio de microscopia eletrônica de varredura e difração óptica de raio-X. Foram feitos 24 discos

de cerâmica CERAMCO II as amostras foram divididas em 3 grupos: A– APF gel 1,23% por 10 min; B– HF 9,5% por 1 min; C– HF a 9,5% por 4 min. Dentre as amostras, metade recebeu condicionamento ácido seguido da aplicação do agente silano. Os resultados mostraram que houve uma diferença significativa na topografia da cerâmica com relação ao tipo de ácido utilizado e o tempo de condicionamento. O padrão topográfico do condicionamento do HF mostrou-se mais agressivo e característico com lacunas e canais largos e profundos.

Santos Junior et al. (2009) descreveram diferentes técnicas e materiais para a cimentação adesiva. O sucesso das restaurações livres de metal depende da escolha do agente cimentante que deve garantir adesão durável e efetiva entre o material restaurador e a estrutura dental. Os cimentos de cura dual apresentam como vantagem o controle do tempo de trabalho e a adequada polimerização de áreas onde a luz não consegue acessar. O uso do HF em cerâmicas sensíveis ao tratamento com ácido fluorídrico-HF (cerâmicas feldspáticas, por exemplo) expõe cristais na superfície cerâmica criando microrretenções seguido pela utilização do agente silano. Esse artigo permitiu concluir que a cimentação adesiva é um processo complexo que necessita de conhecimento dos princípios de adesão seguindo o protocolo clínico de maneira correta para aumentar a união entre a estrutura dentária e o material restaurador.

### **2.3 Ciclagem Mecânica**

Evidências clínicas indicam que a maioria das fraturas ocorridas nas estruturas das próteses fixas aparece após um período de vários anos. Essas falhas geralmente não estão ligadas a um episódio de



sobrecarga aguda, mas ocorrem pela freqüência com que essas cargas são aplicadas. Wiskott et al. (1995) mostraram indicações para a aplicação dos testes de fadiga na Odontologia. Os defeitos podem ser vistos como o resultado da falha por fadiga, onde a progressão de trincas microscópicas se desenvolve em áreas de tensão ou na superfície do material restaurador até estes atingirem um tamanho crítico levando a uma falha catastrófica (resultado final do carregamento cíclico que excede a capacidade mecânica do material). A formação da curva de tensões pode ser descrita como: baixo ciclo de fadiga (fracassos ocorrem abaixo de 10.000 ciclos, indicando que a tensão aplicada estava além do limite elástico do material levando a uma deformação plástica), limitado ciclo de fadiga (ciclos entre 10.000 a 10.000.000 mostrando que o tempo de vida poderia ser considerado como útil e limitado (acima de 10.000.000 ciclos indicado para materiais dentários). O autor salienta que seria necessário um mínimo de 1.000.000 de ciclos de fadiga para a simulação do tempo de vida útil de uma restauração metalocerâmica.

Correr Sobrinho et al. (1998) investigaram a influência da fadiga na resistência à fratura de coroas In-Ceram (VITA), IPS-Empress (Ivoclar) e Optimal Pressable Ceramic (Opc) submetidas à CM em ambiente seco e úmido. No estudo 26 coroas (8.0 mm de diâmetro e 8.5 mm de altura) foram confeccionadas para cada sistema e cimentadas em modelos com o cimento de fosfato de zinco. Para cada sistema cerâmico, 10 espécimes foram testados para avaliar a resistência à fratura com e sem aplicação de carga (teste de fadiga) no centro da superfície oclusal (N=10). O segundo grupo (N=8) foi submetido ao teste de fadiga (10.000 ciclos entre 20 e 300N de carga e 1Hz) e fratura em meio seco, sendo que o terceiro grupo (N=8) foi submetido aos testes de fadiga (10.000 ciclos entre 20 e 300n de carga e 1Hz) e fratura num ambiente úmido. Os resultados mostraram que a resistência à fratura do grupo In-Ceram é significativamente maior comparada ao IPS Empress. Nenhuma diferença foi encontrada entre In-Ceram e Optimal e Opc e IPS Empress. A



resistência dos três sistemas cerâmicos diminuiu significativamente após o teste de fadiga nos dois meios comparado aos espécimes não submetidos ao teste. Não houve diferença estatística entre os meios seco e úmido. Diferenças significativas na resistência à fratura dos diferentes sistemas investigados podem ter sido resultantes tanto da natureza do sistema cerâmico quanto do ambiente em que os espécimes foram testados.

Ohyama et al. (1999) investigaram a resistência à flexão biaxial e os efeitos da fadiga na resistência adesiva de materiais utilizados em coroas metal *free*. Para isso, foram utilizados dois tipos de cerâmicas: In-CeramAlumina e IPS-Empress (cerâmica feldspática). Foi aplicada uma carga máxima de 4,9N com frequência de 20Hz num total de 100 000 ciclos. A resistência à flexão biaxial de espécimes que sobreviveram a CM foi praticamente a mesma dos espécimes não submetidos. A resistência do sistema alumina diminuiu pela introdução de pré-falhas, e quase todos os espécimes fraturaram durante a CM. Para o sistema Empress II, entretanto, não houve diminuição dos valores na presença de pré-falhas. Estes resultados sugerem que embora o sistema In-ceran tenha alta resistência à flexão, ele é mais sensível à falhas e a fadiga. O efeito de fadiga no sistema Empress II foi baixo.

Stappert et al. (2005) avaliaram a influência do *design* e longevidade do preparo após CT e CM de cerâmicas unidas a incisivos centrais superiores humanos. Para isso, 64 incisivos centrais foram divididos em 4 grupos sendo o G1 controle (dente não preparado); G2 - preparo tipo janela ( sem desgaste da borda incisal); G3 - proteção incisal; G4 - faceta completa. As facetas foram confeccionadas em cerâmica vítrea reforçada por leucita (IPS Empress, Ivoclar/Vivadent) e cimentadas com cimento resinoso dual (Variolink II). Foram realizados 1 200 000 ciclos mecânicos (49 N/ 1,3 Hz - equivalentes a 5 anos de uso clínico) e 5500 ciclos térmicos, simultaneamente à ciclagem mecânica. As amostras que não fraturaram durante a ciclagem foram testadas em máquina de

ensaio universal (com velocidade de 1,5 mm/min). Três amostras do G1, uma do G2, duas do G3 e uma do G4 fraturaram durante o teste de fadiga. A maior taxa de sobrevivência foi observada no G1 e a menor em G2 e G4. Não houve diferença estatisticamente significativa na longevidade e carga de falha entre o dente natural e o dente restaurado. Foi concluído que os três *designs* utilizados apresentaram fratura similares as que ocorreram no Grupo 1 (dente sem preparo).

Toledano et al. (2006) avaliaram através do teste de microtração o efeito da CM na resistência de união a dentina de cinco sistema adesivos. Foram utilizados molares humanos divididos em cinco grupos de acordo com o sistema adesivo: Single Bond, Prime&Bond NT, Prime & Bond XP, Clearfil SE Bond e etch&Prime 3.0. Metade dos espécimes foi submetida a 5000 ciclos de fadiga com 90N de carga. Após a CM foram obtidos palitos para o teste de microtração. Os grupos Clearfil SE Bond e Single Bond apresentaram maiores resultados de resistência adesiva. Os valores de microtração diminuíram após a ciclagem mecânica para todos os grupos exceto o Prime & Bond XP. Espécimes que utilizaram o Etch&Prime 3.0 apresentaram falhas prematuras e os valores para microtração não puderam ser avaliados. A partir dos resultados foi concluído que quando o adesivo Etch&Prime 3.0 foi utilizado as estruturas testadas não suportaram a ciclagem mecânica. Adesivo que possuem álcool como solvente apresentaram maiores valores de resistência de união após a CM.

Kasraei e Khamverdi (2008) avaliaram o efeito da carga da aplicada durante a CM na resistência de união entre dentina e três adesivos *self-etch* através do ensaio MTBS. O estudo foi realizado em 48 pré-molares superiores, divididos em seis grupos com 8 dentes cada: G1- Clear Tri S Bond (Kuraray) ULCB + ciclagem; G2- Clear Tri S Bond (Kuraray) LCB + sem ciclagem; G3- I Bond (Heraeus Kulzer) ULIB + ciclagem; G4- I Bond (Heraeus Kulzer) LIB + sem ciclagem; G5- Xeno III Bond (Dentsply) ULX + ciclagem; G6- Xeno III Bond (Dentsply) ULX +

sem ciclagem; Em seguida, as superfícies tratadas foram restauradas com uma resina composta (Filtek). A TC foi realizada em 2.500 ciclos. Após a ciclagem térmica os grupos LCB, LIB e LX foram ciclados (100.000 ciclos) com aplicação de uma carga de 60 N, a uma frequência de 2 Hz. A restauração ficou em contato com a ponta aplicadora de carga. Os resultados mostraram que os grupos ULCB e ULIB tinham força de união significativamente maior do que o grupo ULX. Para todos os sistemas adesivos ciclados, os valores de MTBS foram significativamente menores do que os não-ciclados.

Morimoto et al. (2009) avaliaram a resistência à fratura e o modo de falha de dentes restaurados com *inlays* e *overlays* cerâmicas (Symbioceram; Degussa) comparado a dentes íntegros. Para isso, 30 pré-molares íntegros foram divididos em três grupos, sendo o primeiro sem preparo cavitário (controle) o segundo com preparo tipo *inlay* e o terceiro preparo tipo *overlay* (semelhante ao preparo da *inlay*, porém, com recobrimento das cúspides vestibular e palatina). Uma esfera com 2.8 mm de diâmetro entrou em contato com as cúspides vestibular e lingual durante o teste de fratura. As fraturas foram classificadas como tipo I (fratura simples com pequenas fraturas no esmalte ou restauração), tipo II (fratura moderada com completa fratura de uma das cúspides) ou tipo III (fratura catastrófica). Os valores médios encontrados foram de 1,17 KN para o grupo 1; 1,17 para o grupo 2 e 1,14 para o grupo 3. Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos. 70% das falhas nos grupos 2 e 3 foram do tipo I. A partir dos resultados pode-se concluir que dentes restaurados com *inlays* e *onlays* apresentaram resistência da cúspide comparável aos dentes sem preparo (sadios).

Saavedra et al. (2009) avaliaram o efeito da neutralização e da ciclagem mecânica na resistência adesiva de cerâmicas *inlays*. Foram utilizados 40 pré-molares superiores divididos em 4 grupos. Os dentes foram tratados com HF 5% por 60 segundos, sendo que 20 pré-molares receberam a neutralização (Ceramic neutralizing) e 20 não

receberam. O silano Monobond S foi aplicado e foi realizada a cimentação com cimento resinoso (Multilink Ivoclar/Vivadent) com peso de 750g. A ciclagem mecânica foi realizada com uma base metálica com ângulo de 90°, com peso de 0 a 50N numa frequência de 8 Hz. A carga foi aplicada apenas nas cúspides, totalizando 14.000.000 ciclos que corresponde a 5 anos de uso clínico. Os resultados obtidos mostraram que a resistência adesiva foi significativamente afetada pelo procedimento de neutralização. O envelhecimento diminuiu os valores de resistência adesiva nos grupos neutralizados.

Cubas et al. (2010) avaliaram a resistência à fratura de pré-molares superiores restaurados com dois sistemas cerâmicos diferentes comparando a influência do tipo de preparo cavitário e do uso de dois cimentos resinosos diferentes. Para isso foram utilizados pré-molares divididos em 5 grupos restaurados com a cerâmica (Vitadur Alpha Ceramic, VITA) sendo o grupo 1 o controle (sem preparo), o grupo dois com preparo tipo *inlay*, o grupo 3 *onlays* parciais (cobertura da cúspide palatina), grupo 4 - *onlays* totais (todas as cúspides cobertas) e o grupo 5 *onlays* totais com um núcleo In-Ceram (VITA). Para avaliar a resistência a fratura os dentes foram submetidos a uma carga axial com velocidade de 0,5 mm min<sup>(-1)</sup> aplicada com uma esfera de aço de 9 mm no centro da superfície oclusal. Os resultados mostraram que houve uma diferença significativa entre os cimentos e entre os desenhos dos preparos. Todas as restaurações cimentadas com Enforce exibiram maior resistência a fratura. As *inlays* mostraram resistência à fratura semelhante quando comparado ao grupo controle. *Onlays* totais e parciais apresentaram um desempenho mais fraco. A partir dos resultados foi concluído que os cimentos testados tinham diferentes propriedades mecânicas e a cobertura de cúspide não resultou na melhor resistência à fratura dos dentes restaurados.

Magne et al. (2011) avaliaram *in vitro* a resistência do ajuste oclusal pré-cimentação de *inlays* CAD/CAM sujeitas a aplicação de

carga oclusal. A influência de diferentes materiais foi avaliada: cerâmica de alta resistência, resina composta e cerâmica feldspática. *Inlays* foram confeccionadas com o sistema Cerec 3 CAD/CAM (Cerec/Sirona) usando um compósito resinoso (Paradigma MZ100 – 3M/ESPE) ou cerâmica (e.max CAD – Ivoclar; e Vita Mark II - Vident). Foi confeccionada a crista marginal mais altas nas restaurações para simular uma hiper-oclusão. As *inlays* foram posicionadas nos dentes preparados, foi realizada a cimentação, e foi aplicada a carga iniciando com 40N, seguida por 80, 120, 160, 200, 240 e 280 N sendo 10 ciclos por carga, com uma frequência de 2 Hz. Os resultados mostraram que as *inlays* fraturaram preferencialmente no istmo sem provocar danos ao dente. Nenhuma das *inlays* do grupo Paradigm MZ100 e Mark II sobreviveram aos 70 ciclos. Duas *inlays* do grupo e-max CAD sobreviveram (14%). A análise estatística mostrou uma maior resistência a fratura da cerâmica e.max CAD comparada aos grupos Paradigm MZ100 e Mark II, assim como uma maior resistência das *inlays* confeccionadas com a resina Paradigm MZ100 comparada as *inlays* confeccionadas com a cerâmica Mark II. A seleção do material tem um efeito significativo no risco da fratura de *inlays* durante o ajuste pré-cimentação sendo recomendado que nenhum ajuste de *inlays* cerâmicas feldspáticas seja realizado antes da cimentação adesiva.

## 2.4 Análise pelo Método de Elementos Finitos

Bell et al. (1982) utilizaram a análise pelo MEF para estudar fraturas das cúspides de dentes com restaurações tipo MOD. Nos dentes preparados as tensões originadas na estrutura remanescente do tenderam a curvar a cúspide para fora, fazendo com que a máxima

tensão de tração fosse concentrada no ângulo áxio-pulpar. O máximo de resistência à tração necessária para o cimento foi de 3 a 6 MPa. A fratura das cúspides ocorreu porque as restaurações de amálgama não influenciaram a distribuição das cargas diretamente impostas às cúspides. O mecanismo da fratura se deu pela fadiga dos tecidos frágeis do dente mediante propagação de pequenas rachaduras causadas pela carga. A propagação ocorreu na direção do maior gradiente de tensão. Se após o preparo cavitário MOD existirem trincas nos tecidos dentários na região de assoalho da cavidade elas podem progredir para uma fratura. A cada carga imposta à cúspide, a trinca pode propagar-se lentamente. Quando a cúspide está bastante fragilizada existe a chance de ocorrer fratura por uma sobrecarga.

Ausiello et al. (2001) fez um modelo em 3D de um pré-molar superior humano onde foram avaliados três tipos de condições: um dente sadio, um dente restaurado com um preparo classe II MOD restaurado com dois materiais com valores diferentes de módulo de elasticidade (compósito mais rígido - 25 GPa e menos rígido - 12.5 GPa). Três diferentes situações foram simuladas: teste de compressão (400 N) para simular a carga oclusal, contração de polimerização do compósito e uma combinação de carga com contração de polimerização. Nesse modelo, o dente foi considerado sem a raiz permitindo assim eliminar alguns números de nós na malha. A restauração permitiu que o dente restaurado reagisse às cargas externas, para isso o compósito teve que armazenar uma grande quantidade de energia, limitando os movimentos da cúspide. Alterando a elasticidade ou simplesmente alterando a espessura da restauração foi possível obter diferentes níveis de rigidez na região de interface. Embora o deslocamento da cúspide fosse maior para os compósitos mais rígidos, devido à pré-tensão de contração de polimerização, o movimento das cúspides acabaram sendo mais baixos para os compósitos mais flexíveis. Os valores de módulo de elasticidade dos materiais restauradores desempenham um papel essencial no

sucesso da restauração. Falha prematura, devido às tensões decorrentes da contração de polimerização e carregamento oclusal pode ser evitada pela seleção adequada e combinação de materiais.

Magne e Belser (2003) simularam através de uma análise 2D de MEF a resposta biomecânica de um molar superior na distribuição de estresse e tensões mediante análise da flexão de cúspide e a distribuição de estresses na superfície e na interface dente-restauração usando três materiais restauradores (cerâmica feldspática, compósitos com alto e compósito com baixo módulo de elasticidade) associado e quatro diferentes tipos de preparos de *inlays* (inlay 1 – pequena com ~3.0 mm de largura oclusal e inlay 2 – grande com ~4.5 mm) e *onlays* (onlay 1 – pequena com ~2.5 mm de recobrimento de cúspide e onlay 2 – grande com ~4.0 mm). Foram aplicados apenas nas cúspides dois pontos de carga (25N cada) na superfície oclusal do molar perpendicular a superfície do dente. Todos os preparos e materiais apresentaram padrões de distribuição de estresse tangencial semelhantes com uma área de compressão definida nas cristas externa das cúspides, uma zona de tração na superfície oclusal e estresse de compressão na junção cimento esmalte (JCE). Para a Inlay 1, a principal diferença foi encontrada na superfície da restauração. Para a cerâmica e a resina composta “dura” a distribuição de estresse foi similar a de um dente íntegro. Na análise de estresse interfacial, para todas as condições testadas a parede pulpar estava livre de estresse. As porcelanas *inlays* e *onlays* exibiram menores quantidades de tensão interfacial. Os gráficos para Inlays 1 foram caracterizados por picos invertidos localizados na interface da JCE, que sempre resultou em picos de compressão para a interface da *Inlay1*. Na análise de flexão de cúspide, compósitos e cerâmicas pareceram agir de maneira diferente. Nas *inlays* e *onlays* cerâmicas, o dente restaurado foi caracterizado pela redução da flexão de cúspide sendo essa redução proporcional a quantidade de tecido perdido. Pode-se concluir que *onlays*



cerâmicas foram uma resposta efetiva para restaurar dentes posteriores severamente danificados.

Lotti et al. (2006) mostraram a aplicabilidade científica do uso do MEF, caracterizando todas as fases necessárias para a obtenção do modelo experimental e a correta interpretação dos resultados. Para obtenção do modelo experimental é preciso definir o objeto de pesquisa e esse é desenhado graficamente em um programa específico de computador. Posteriormente a estrutura criada é discretizada em pequenos elementos denominados elementos finitos. Estes representam coordenadas no espaço e podem assumir diversos formatos, sendo os tetraédricos e os hexaédricos os mais comuns. Na extremidade de cada elemento finito encontram-se os nós que os conectam formando uma malha arranjada em camadas bi ou tridimensionais. Através dos nós as informações são passadas entre os elementos. Num segundo momento é determinada as propriedades físicas e mecânicas dos materiais utilizados. Após a determinação de todas as propriedades, realiza-se a aplicação das cargas necessárias e a análise dos resultados que é feita por uma escala de cores, em que cada tonalidade corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas. Um tipo de análise de tensões é a de Von Mises, que representa a média das tensões em todas as direções. Pode-se concluir que através do MEF inúmeros trabalhos com diferentes aplicações e objetivos podem ser conduzidos e objetivos podem ser conduzidos, proporcionando diversas vantagens pela facilidade de obtenção e interpretação dos resultados.

Magne e Oganessian (2009) avaliaram através da análise pelo método de elementos finitos a flexão da cúspide de pré-molares superiores intactos e restaurados com diferentes materiais restauradores e seus contatos oclusais. Três diferentes diâmetros de esfera de carga foram desenhados para gerar pontos de contato no esmalte (E: contato no esmalte com uma esfera larga de 9,5 mm), na margem da restauração (M: contato na margem com uma esfera média de 6,5 mm) ou na



restauração (R: contato na restauração com uma esfera de 4,5 mm) simulando uma análise por contato linear com 130 a 150N de acordo com o modelo. Para uma determinada propriedade do material (dente natural ou restauração), contatos na restauração geraram menor quantidade de deformação na cúspide, seguida dos contatos no esmalte e contatos na margem da restauração. Modelos do dente intacto e restaurados com cerâmica agiram da mesma forma. A flexão da cúspide foi maior em restaurações de resina composta. A menor quantidade de deformação foi gerada nas *inlays* de cerâmica com contatos apenas na restauração e a maior nas de resina composta com contatos nas margens de restauração. Para a restauração de compósito, contatos antagonistas na margem da restauração foram menos favoráveis em relação à localização no esmalte ou na restauração propriamente dita. Uma pequena deformação nas cúspides foi observada em todos os modelos.

Yamanel et al. (2009) avaliaram através de análises tridimensionais de MEF, o efeito do tipo de material restaurador: duas resinas compostas (Filtek Supreme XT/ 3M e Grandio/Voco) e dois tipos de cerâmicas (IPS Empress 2/Ivoclar Vivadent e Lava/3M); e o tipo de preparo: *onlays* e *inlays*, na distribuição de estresses nas estruturas dentárias de um molar e nos materiais restauradores através das análises de Von Mises (VM), estresse mínimo principal (compressão) e estresse máximo principal (tração). Estresses de compressão foram distribuídos sobre uma área restrita na base da cavidade, mas sobre uma vasta área na parede gengival da cavidade. Altos valores de VM, compressão e tração ocorreram na estrutura da cerâmica Lava comparado ao IPS Empress 2. Entretanto, alto VM e estresse de compressão ocorreram nas cavidades *onlays* comparada às cavidades *inlays*. Para VM os maiores valores foram encontrados na cavidade onlay de cerâmica Lava (91.6MPa). Durante a localização do estresse nas *inlays*, padrões altos de estresse de compressão e tração foram observados nos cantos da parede proximal adjacente. Estresses de tração secundários foram produzidos

na cavidade adjacente tanto na cerâmica IPS Empress 2 e Lava. Na distribuição de estresse, maiores valores de tração e compressão ocorreram nos materiais cerâmicos. Para ambas as cavidades, a ordem decrescente de intensidade de VM foi Lava>IPS Empress 2> Grandio> Supreme XT. Em materiais com baixo módulo de elasticidade, mais estresse foi transferido para estrutura dentária. Entretanto, as cerâmicas transferiram menos estresse para estruturas dentárias. Já os preparos tipo *onlays* protegeu mais as estruturas dentárias comparadas as *inlays*.

### 3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar:

- a) O efeito da estratégia de cimentação de cerâmicas feldspáticas injetadas na resistência de união entre dentina e restauração cerâmica;
- b) O efeito da ciclagem mecânica de pré-molares restaurados com *inlays* cerâmicas na resistência de união entre dentina e restauração;
- c) O tipo de fratura dos corpos-de-prova submetidos ao teste de microtração;
- d) A distribuição de tensões em um modelo virtual simulando as condições do estudo *in vitro*, pelo método de elementos finitos;

A hipótese testada neste estudo foi que a estratégia de cimentação influenciasse diretamente a resistência de união entre a cerâmica e a restauração *inlay*. Para o grupo que recebeu a cimentação adesiva convencional foram esperados melhores resultados de adesão quando comparado aos grupos em que foi empregada a cimentação simplificada. O efeito da ciclagem mecânica poderia pronunciar a degradação nos grupos com cimentação simplificada.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Materiais

Os materiais utilizados no presente estudo estão descritos no Quadro 1.

Quadro 1 – Materiais utilizados no experimento

Material	Fabricante	Lote
Cerâmica PM9	Vita Zahnfabrik	17290
Silano ESPE RelyX Ceramic Primer	3M ESPE	136724
Condicionador de porcelanas	Dentsply	3051138C
Condicionador Dental gel	Dentsply	303429C
RelyX ARC	3M ESPE	119798
RelyX U100	3M ESPE	381195
Single Bond 2	3M ESPE	167023BR

## 4.2 Métodos

### 4.2.1 Seleção e preparo dos dentes

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, sob protocolo número 088/2009-PH/CEP, para que seja cumprido integralmente conforme o disposto na Resolução número 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (Anexo 1).

Foram selecionados 48 pré-molares superiores íntegros limpos por meio de raspagem associada a utilização de pedra-pomes e água. A presença de trincas, cáries ou defeitos na estrutura dos dentes foi avaliada com o auxílio de uma lupa, sendo descartados e substituídos aqueles que possuíam tais deformidades.

Os dentes foram analisados e as dimensões vestibulo-lingual, mesio-distal e gengivo-oclusal foram medidas com auxílio de um paquímetro digital (Starret – 727 – Starret 2001) e analisadas baseando-se nas dimensões médias. Em seguida, os pré-molares foram agrupados de acordo com o diâmetro e divididos em 6 grupos de 8 em ordem crescente de tamanho e randomicamente divididos (Research Randomizer).

Os dentes foram posicionados em uma matriz metálica vaselinada (Figuras 1 e 2), que foi posteriormente preenchida com resina acrílica autopolimerizável, de seis cores diferentes para facilitar a diferenciação entre os grupos. Essa inclusão foi até 2 mm aquém da junção esmalte-cimento, realizada com o auxílio de um delineador que se manteve em posição até a completa polimerização da resina acrílica (Saavedra et al., 2009).



Figura 1 - Delineador: Inserção do dente na matriz metálica com auxílio de um delineador.

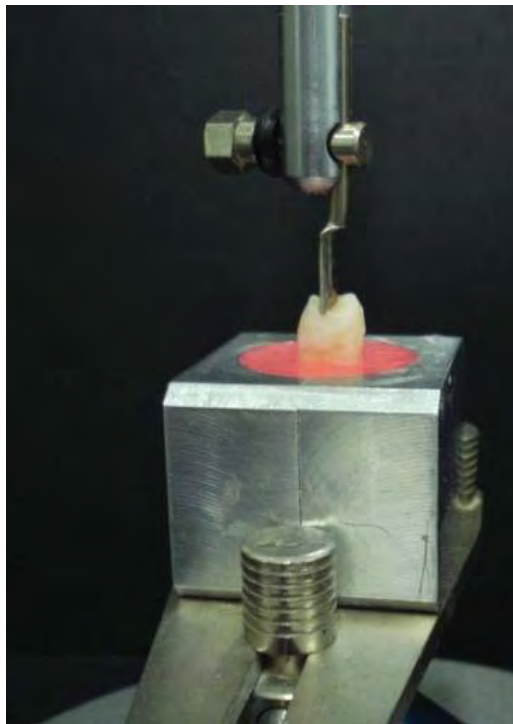


Figura 2 - Delineador: imagem aproximada da inserção do dente na matriz metálica com auxílio de um delineador.

#### 4.2.2 Desenho experimental

Os dentes foram homogeneamente distribuídos em 6 grupos (Figura 3), considerando 2 fatores de estudo, “estratégia de cimentação” em 3 níveis e “ciclagem mecânica” em 2 níveis, configurando um estudo fatorial 3x2 e perfazendo 6 grupos de estudos.

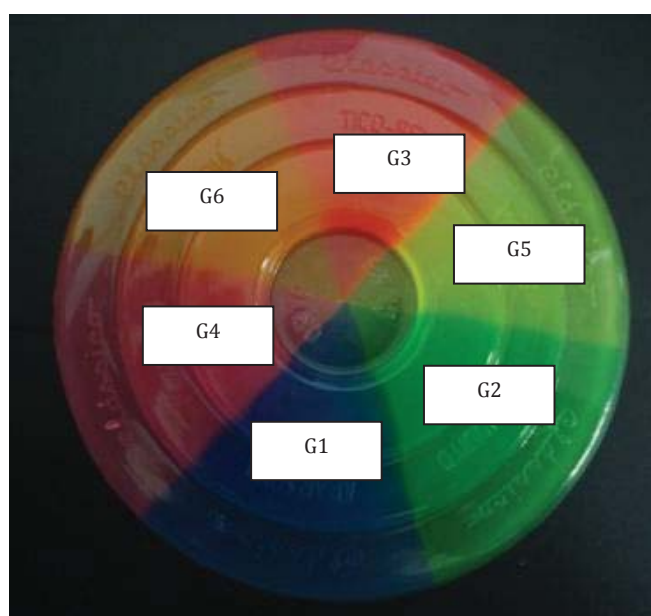


Figura 3 - Dente incluído na resina acrílica e esquema de cores representando os 6 diferentes grupos.

#### 4.2.3 Preparos cavitários

Os preparos foram do tipo MOD padronizados (sem caixas proximais) com ponta diamantada tronco-cônica (KG Sorensen-3131), sendo estas trocadas a cada três preparos.

Uma caneta de alta rotação sob refrigeração foi fixada em uma base de microscópio óptico modificado (Figura 4) que possibilitou

obter desgastes mais paralelos possíveis ao longo eixo do dente, tendo como referência de penetração inicial o sulco central.



Figura 4 - Confeção do preparo com alta rotação.

Em todos os preparos foram realizados acabamento com ponta diamantada (KG Sorensen-3131F) (Figura 5). Os preparos foram confeccionados com profundidade uniforme de 3 mm na região oclusal e proximais. A abertura do istmo oclusal teve o diâmetro da broca em questão. O ângulo cavo-superficial ficou reto e os ângulos internos arredondados. As paredes pulpar e gengival ficaram perpendiculares ao longo eixo do dente e as vestibular, lingual e axial da caixa proximal com expulsividade de 12 graus como representado na Figura 6 (Zamboni, 2007; Saavedra et al., 2009). Os dentes foram encerados e as *inlays* de cerâmica Vita PM9 confeccionadas em laboratório.





Figura 5 - Brocas de acabamento utilizadas durante o preparo.

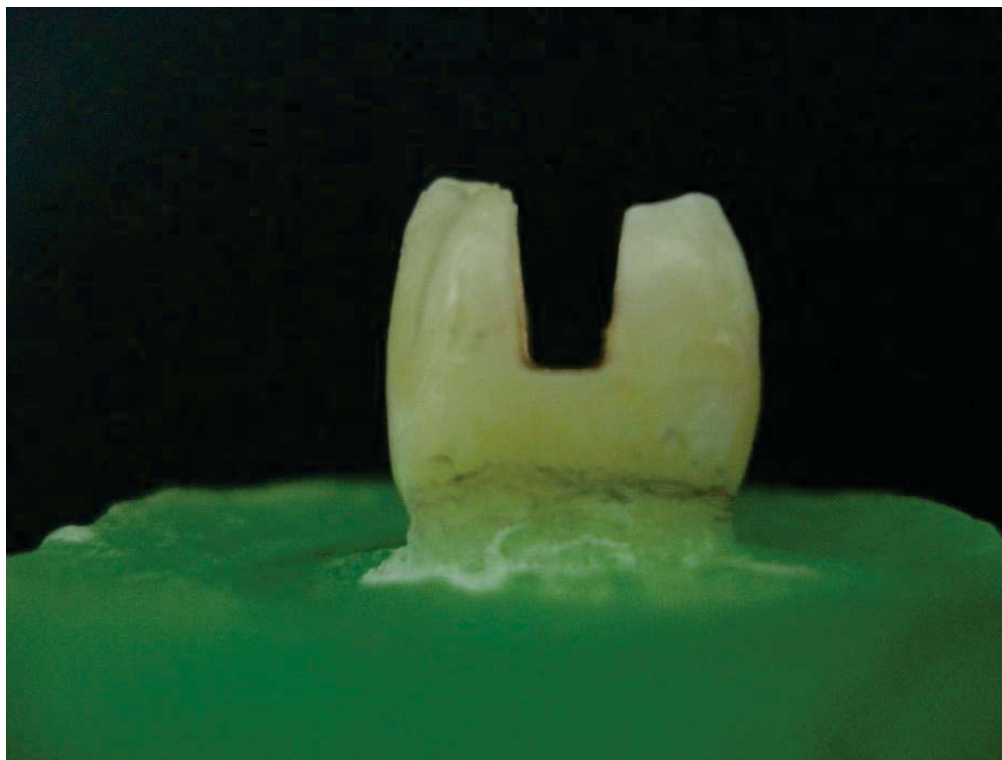


Figura 6 - Confeção do preparo com alta rotação.



Figura 7 - Limpeza com pedra pomes.

#### 4.2.4 Estratégias de cimentação

Para realização da cimentação foram estabelecidos três protocolos (grupos 1 e 2; grupos 3 e 4 e grupos 5 e 6) que foram seguidos rigorosamente durante a execução dessa etapa do experimento.

**Grupos 1 e 2:** cimentação convencional (ácido e adesivo em dentina e condicionamento da cerâmica, utilizando sistema adesivo e cimento resinoso convencional).

Após o preparo foi realizada profilaxia da cavidade com pedra-pomes por 10 segundos (Figura 6), lavagem com jato de água por 10 segundos e secagem com o auxílio de papel absorvente.

A seguir todas as paredes do preparo foram condicionadas com a aplicação de ácido fosfórico 37% na forma gel por

15 segundos (Scotchbond™ Etchant-3M ESPE, St. Paul, EUA) e lavados por 30 segundos. A cavidade foi seca com o auxílio de papel absorvente tomando o cuidado de não ressecá-la. Foram aplicadas duas camadas do adesivo (Single Bond, 3M™) e um leve jato de ar foi aplicado durante 5 segundos para que todo o solvente fosse evaporado. A polimerização foi realizada por 10 segundos. O ácido fluorídrico 9% (Dentsply) foi aplicado na restauração cerâmica por 1 minuto e, em seguida, a restauração foi lavada abundantemente para remoção de resíduos e seca com um leve jato de ar durante 5 segundos. O agente silano (RelyX Primer Cerâmico, 3M, Agente Silano) foi utilizado na porcelana e as superfícies, posteriormente, secas com jato de ar.

O cimento (RelyX ARC<sup>®</sup>, 3M), foi dispensado em quantidade apropriada numa placa de espatulação e misturado por 10 segundos. Uma fina camada de cimento foi aplicada e distribuída na superfície interna da restauração. A cerâmica foi posicionada e lentamente assentada e os excessos de cimento foram removidos após 4 minutos. Cada margem do cimento foi fotopolimerizada por 40 segundos além do tempo de presa química (10-15 minutos).

**Grupos 3 e 4:** cimentação simplificada (sem qualquer condicionamento em dentina e cerâmica, usando um cimento resinoso simplificado).

Foi realizada profilaxia com pedra-pomes e água por 10 segundos. A cavidade foi levemente seca com o auxílio de papel absorvente. Uma fina camada de cimento (RelyX U100<sup>®</sup>, 3M) foi aplicada e distribuída na superfície de adesão da restauração na cavidade. A cerâmica foi posicionada e lentamente assentada. Os excessos de cimento foram removidos após 4 minutos. Cada margem do cimento foi fotopolimerizada por 40 segundos além do tempo de presa química (10-15 minutos).

**Grupos 5 e 6:** Cimentação simplificada modificada (sem adesivo em dentina, mas com condicionamento da cerâmica).

Após o preparo foi realizada profilaxia com pedra-pomes e água e a cavidade foi levemente seca com o auxílio de papel absorvente. Ácido fluorídrico 9% (Dentsply) foi aplicado na peça por 1 minuto, e a cavidade foi lavada abundantemente para remover resíduos e secos por 5 segundos. O agente silano (RelyX Primer Cerâmico, 3M, Agente Silano) foi aplicado na porcelana e as superfícies foram secas. Uma fina camada de cimento (RelyX U100<sup>®</sup>, 3M) foi aplicada e distribuída na superfície de adesão da restauração na cavidade. A cerâmica foi posicionada e lentamente assentada e os excessos de cimento foram removidos após 4 minutos. Cada margem do cimento foi fotopolimerizada por 40 segundos além do tempo de presa química (10-15 minutos).

Quadro 2: Grupos *versus* Estratégias de cimentação *versus* Condição de ciclagem

Classificação		Cimentação	Ciclagem mecânica
<b>Grupo 1</b>	Estratégia 1	Cimentação convencional RelyX ARC <sup>®</sup> (HF+S)	com CM
<b>Grupo 2</b>			sem CM
<b>Grupo 3</b>	Estratégia 2	Cimentação simplificada RelyX U100 <sup>®</sup>	com CM
<b>Grupo 4</b>			sem CM
<b>Grupo 5</b>	Estratégia 3	Cimentação simplificada modificada RelyX U100 <sup>®</sup> (HF+S)	com CM
<b>Grupo 6</b>			sem CM

#### 4.2.5 Ciclagem mecânica

Oito espécimes de cada estratégia de cimentação (n=8) constituíram o grupo controle, os quais não foram submetidos à ciclagem

mecânica. Os outros oito espécimes restantes de cada estratégia foram conduzidos à ciclagem.

O simulador de fadiga (Simulador de Fadiga Mecânica ER-11000 Plus- ERIOS® Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda) conta com um sistema operacional mecânico, elétrico e computacional, e aborda os requisitos que a literatura refere-se quanto à importância da realização da ciclagem mecânica para indução de fadiga.

Para isso, os espécimes foram colocados numa base metálica com um ângulo de 90° com uma ponta de 8 mm de diâmetro, fixada na máquina de ciclagem mecânica (Figura 8) para aplicação da carga. O equipamento é pneumático e foi calibrado com pressão de 2,5 bar com carga de 100N sobre as cúspides (a restauração não recebeu carga) com frequência de 4Hz. O dispositivo para ensaio foi apoiado na base da máquina onde havia um termostato para que o teste fosse realizado em meio aquoso, à temperatura constante de 37°C. Os espécimes foram submetidos à ciclagem 2.000.000 vezes simulando aproximadamente 2 anos de uso clínico (Winkler et al., 2003).



Figura 8 - Simulador de Fadiga Mecânica ER-11000 Plus- ERIOS®: base metálica com um ângulo de 90° e haste superior (8 mm de diâmetro).

#### 4.2.6 Teste de microtração

Cada espécime foi fixado em uma máquina de corte (Isomet® 1000- Buehler) (Figura 8) para que a parte coronária de cada espécime (Figura 10), correspondendo à restauração, fosse seccionada em dois eixos x e y, para se obter corpos de prova em forma de barra composta de dentina vestibular – restauração – dentina lingual. A interface adesiva apresentou configuração quadrangular (1 mm x 1 mm) com área de 1 mm<sup>2</sup> aproximadamente (Zamboni, 2007).



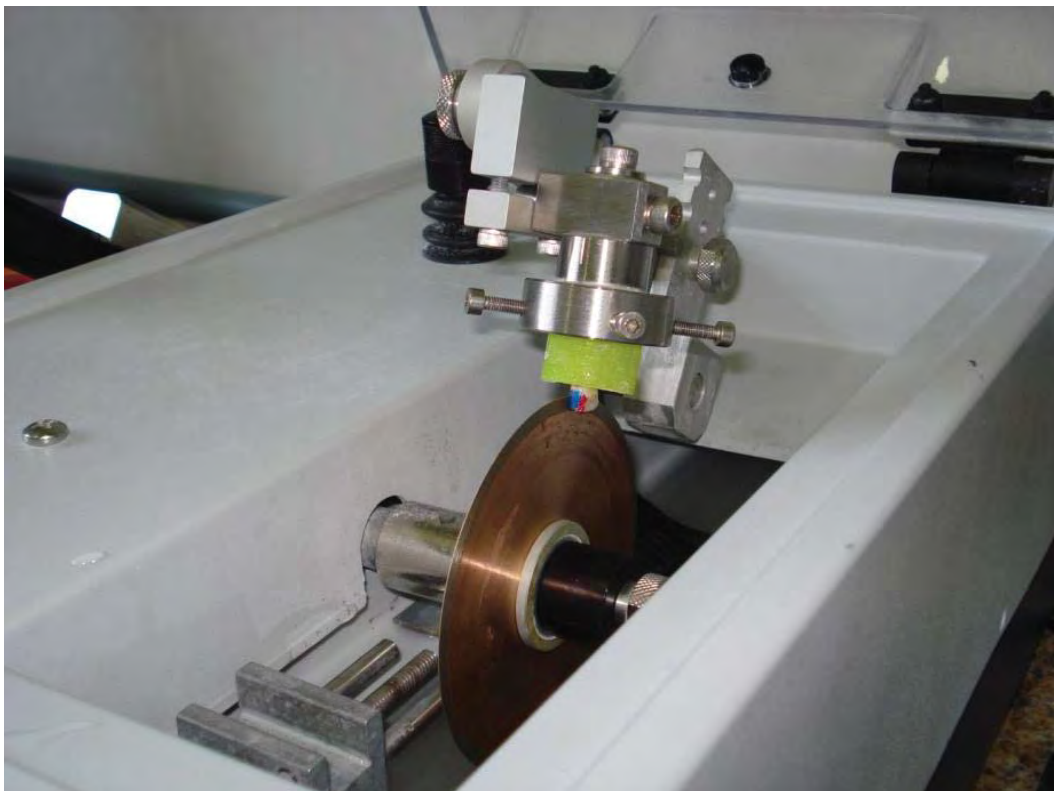


Figura 9 - Corte do dente para obtenção dos palitos.

As bordas em dentina de cada corpo de prova (sem contato com as interfaces) foram fixadas com adesivo cianoacrilato gel (Suprabond®) em um dispositivo específico (Figura 10) que foi acoplado em uma máquina de ensaio universal (Emic® DL 1000). O teste de microtração foi então realizado com velocidade de 0,5 mm/min.

A resistência adesiva (R em MPa) foi calculada com a fórmula (1):

$$R=C/A \quad (1)$$

Onde C= carga para ruptura (N), e A= área interfacial aderida (mm<sup>2</sup>). As repetições de cada dente gerarão uma média global desse dente. As médias de resistência adesiva dos 48 dentes (n=8) foram submetidas à análise estatística.

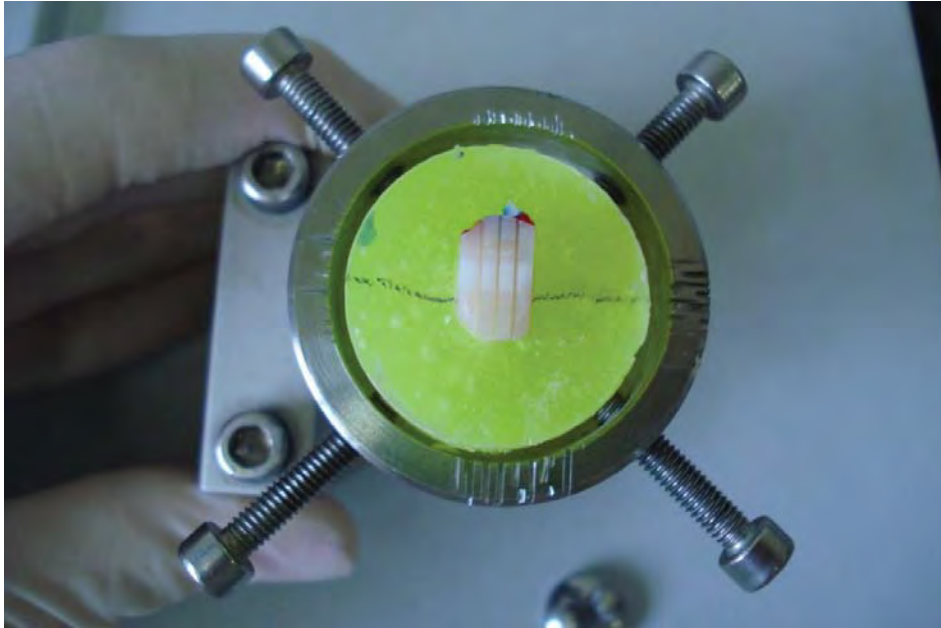


Figura 10 - Dente após o corte na Isomet<sup>®</sup> 1000 - Buehler.

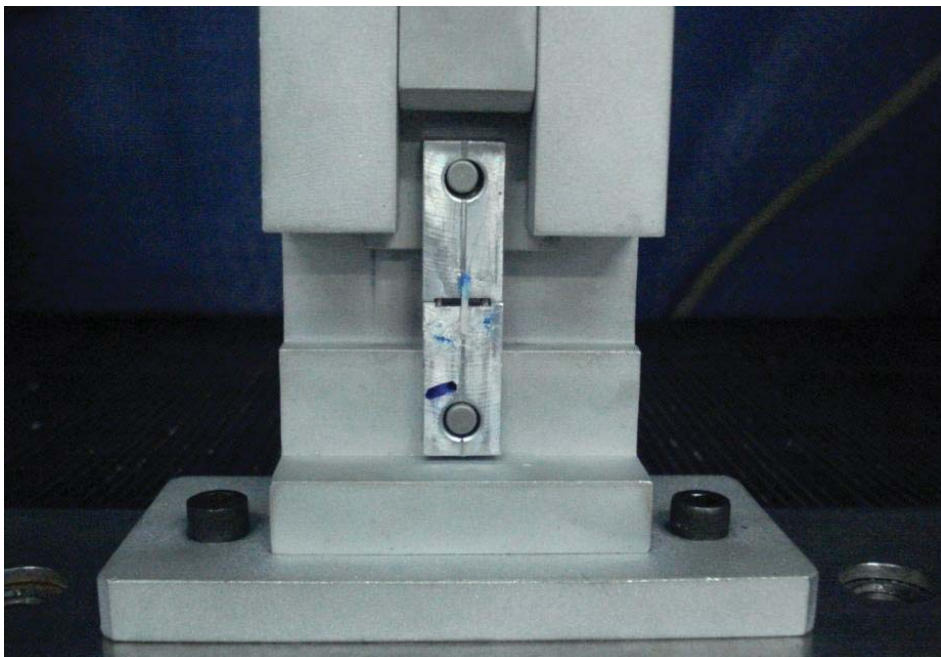


Figura 11 - Ensaio de Microtração.



### 4.3 Avaliação do modo de falha

Todos os espécimes ensaiados foram analisados em microscopia óptica com aumento de 3x. Algumas amostras de cada grupo foram selecionadas e analisadas em microscópio eletrônico de varredura (Jeol JSM 636). Para isso, elas foram inicialmente fixadas sobre base de alumínio. Inicialmente, a região da fratura de cada espécime foi analisada e classificada (Della Bona et al., 2003) como: 1) adesiva (ADES-cc): falha adesiva na interface entre cimento e cerâmica; 2) adesiva (ADES-cd): falha adesiva na interface entre cimento e dentina; 3) fratura coesiva do cimento (COES-cim); 4) fratura coesiva na cerâmica (COES-cer); e 5) fratura coesiva na dentina (COES-den).

### 4.4 Análise pelo Método dos Elementos Finitos (MEF)

A simulação pelo MEF foi realizada na Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (DT3D - CTI), em Campinas/SP. Nesta etapa foi feita uma análise estática do carregamento da ciclagem mecânica para observar as distribuições de tensões nas unidades experimentais.

A geometria tridimensional foi obtida com auxílio de um software de CAD (*Computer Aided Design*) (Rhinoceros® versão 4.0) (Figura 12). Sobre o desenho inicial de um pré-molar superior do banco de dados do CTI, foi construído um preparo do tipo MOD, com as mesmas especificações do preparo confeccionado no dente humano (Figura 13). A espessura da camada de cimento foi simulada com 50 µm (Magne et al., 2009). Para otimizar a geração da malha durante a análise

de elementos finitos, foram introduzidas simplificações na geometria: foi representada apenas a porção cervical da raiz e a camada de adesivo não foi simulada, visto que a espessura deste é muito fina e exigiria um grande número de elementos.

A geometria gerada pelo programa de CAD foi importada pelo software FEMAP (versão 10.1) para a fase de pré-processamento da análise por elementos finitos. Nesta etapa foram atribuídas as propriedades mecânicas caracterizadas pelo módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (Quadro 3). Todos os materiais foram considerados elásticos, lineares, homogêneos e isotrópicos.

Quadro 3 - Coeficiente de Poisson e Módulo de Young

<b>Material</b>	<b>Coeficiente de Poisson</b>	<b>Módulo de Young (GPa)</b>	<b>Referência</b>
Cerâmica feldspática	0,30	69,0	Agmussen et al.,1999
Cimento resinoso	0,27	5,1	Agmussen et al.,1999
Esmalte	0,33	84,1	Kampoosiora et al., 1994
Dentina	0,31	18,6	Holmes et al., 1996

Foram consideradas uniões perfeitas e com ausência de defeitos em todas as interfaces do modelo mediante atribuição de contato do tipo “colado” entre as superfícies que as compõem.

A superfície de corte da raiz teve os deslocamentos restritos em todas as direções do espaço ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ). O carregamento foi simulado pela aplicação de uma pressão sobre uma área com medida de

0,196 mm<sup>2</sup> em cada uma das cúspides vestibular e lingual (Figura 15). Esta pressão gerou uma resultante cuja direção foi paralela ao longo eixo do dente no sentido ocluso-apical e com valor equivalente a uma força de 100 N (Figura 16).

A geração da malha foi feita com elementos tetraédricos com 10 nós. Para minimizar o tempo de análise computacional (que é feita para cada um dos nós), essa malha foi refinada (elementos com tamanho reduzido) apenas na região de interesse, que corresponde à interface dente/cimento/restauração (Figuras 17 a 19), para obter maior densidade de nós e, assim, maior precisão na obtenção dos campos de tensão e deformação. A malha gerada resultou em 238.185 nós e 144.831 elementos.

Todas as informações da fase de pré-processamento foram transformadas em dados numéricos que alimentaram o programa computacional de processamento (NEINastram®- versão 9.2- Finite Element Analysis and Simulation Software) para a realização da análise mecânica estática. A fase de pós-processamento foi realizada pelo mesmo software de pré-processamento, para observação dos deslocamentos, tensões Máxima Principal e von Mises por meio de representações gráficas.

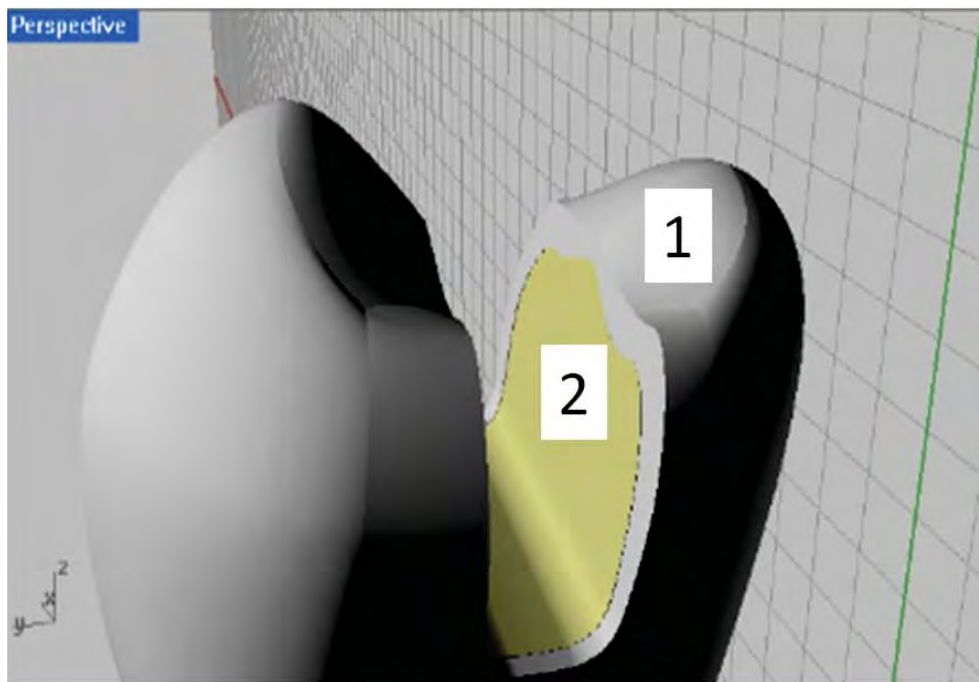


Figura 12 - Geometria do pré molar superior com um preparo do tipo MOD sem caixas proximais: 1) esmalte; 2) à dentina.

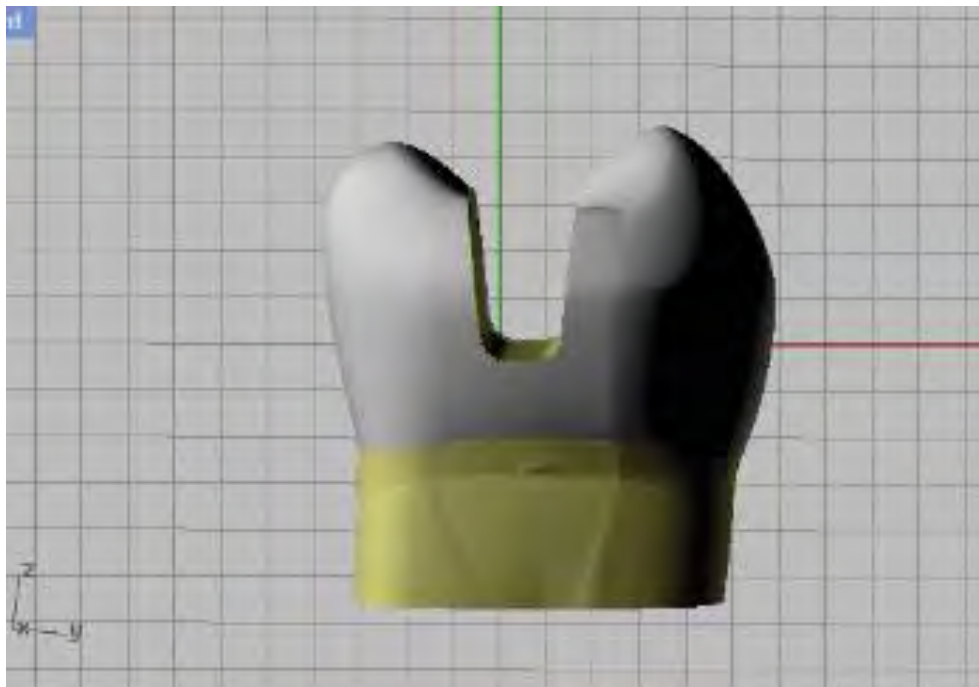


Figura 13 - Vista proximal do dente, com medidas da altura ocluso-cervical do preparo MOD (3 mm) e distância entre a junção amelo-cementária e a superfície de corte da raiz (2 mm).

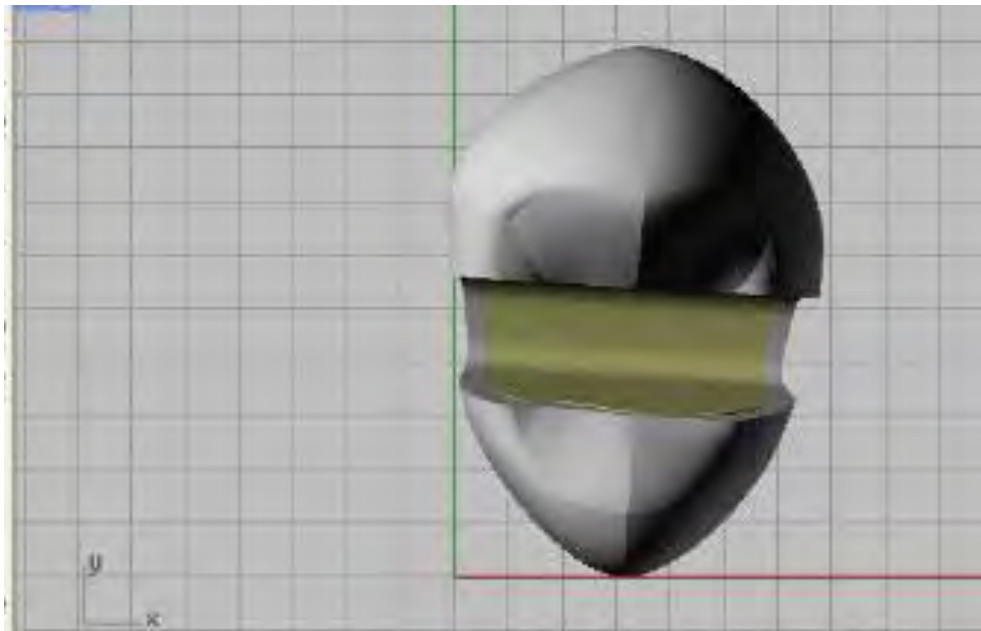


Figura 14 - Vista oclusal do dente com preparo MOD.

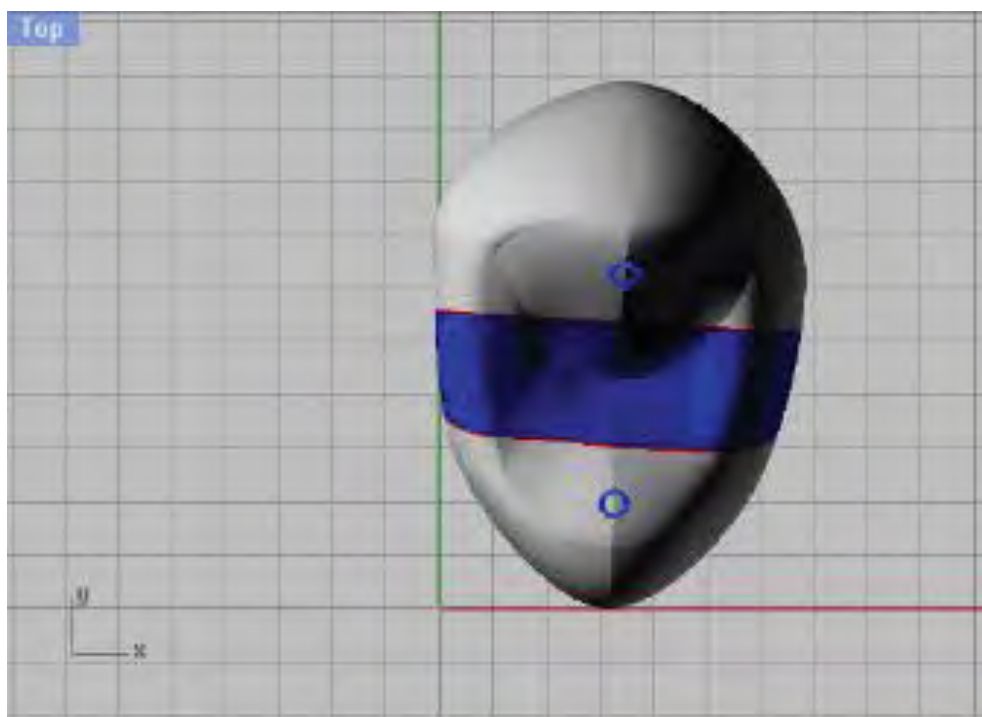


Figura 15 - Vista oclusal do dente com cavidade MOD restaurada. O carregamento foi aplicado sobre as duas áreas circulares exibidas nas cúspides vestibular e lingual. 1) esmalte; 2) restauração com cerâmica feldspática; 3) Local que recebeu a carga.

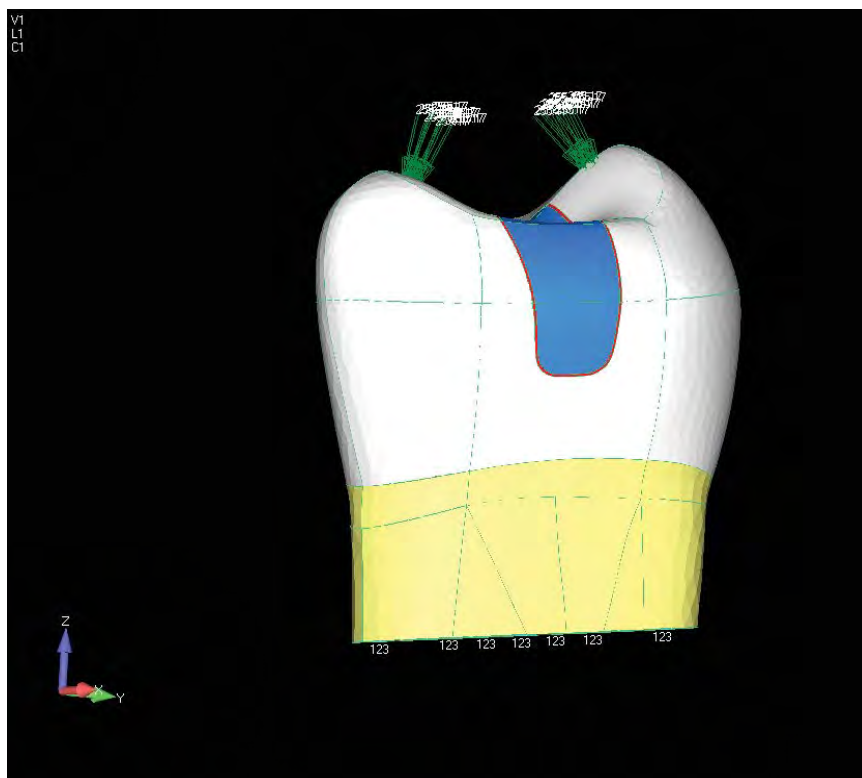


Figura 16 - Esquema da aplicação de carga.

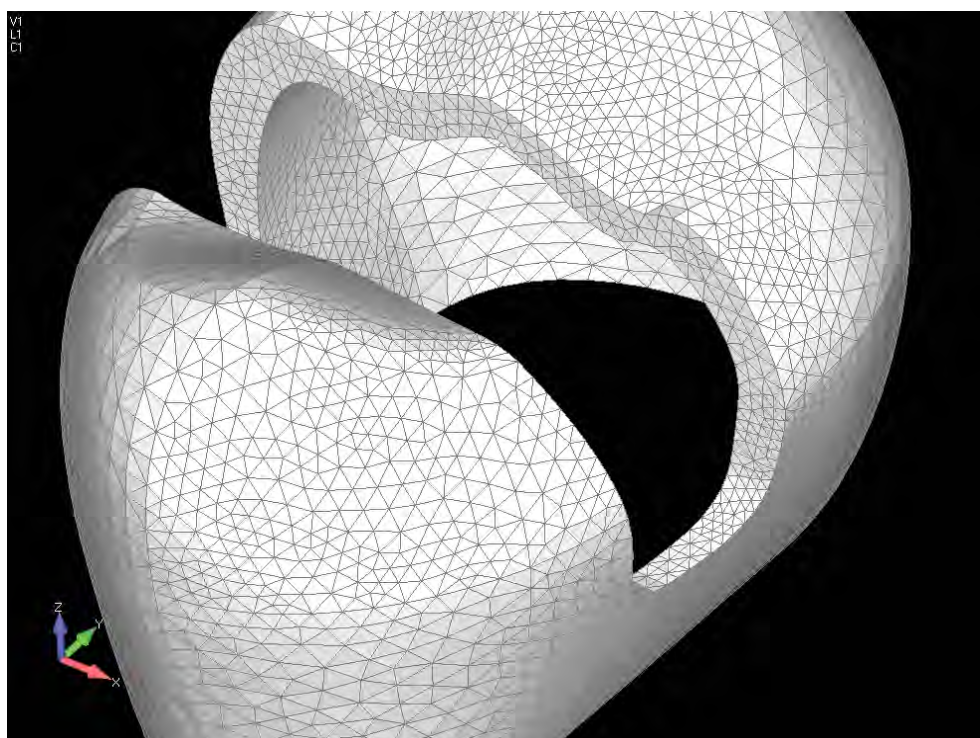


Figura 17 – Simulação do esmalte.



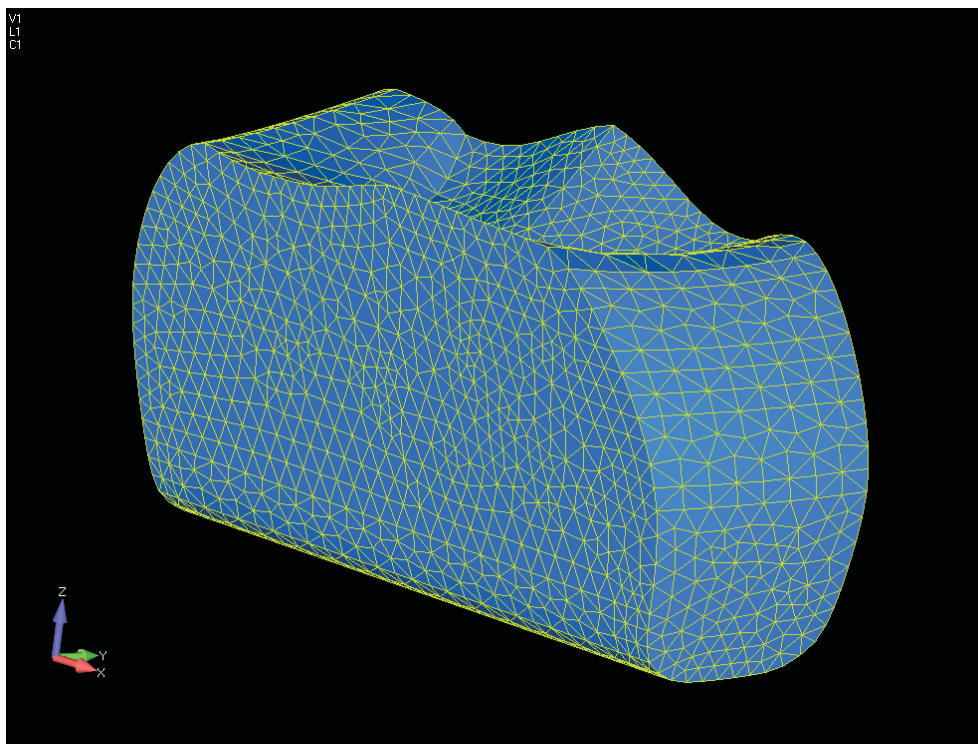


Figura 18 – Simulação da *inlay* cerâmica.

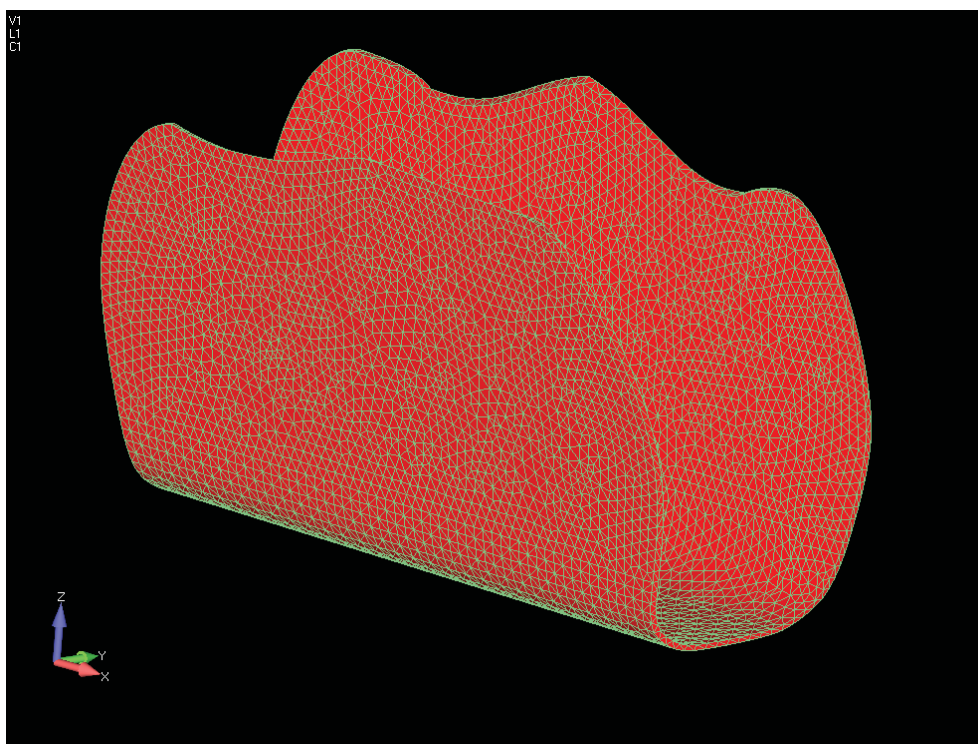


Figura 19 – Simulação da camada de cimento com 50 µm.

#### 4.5 Análise estatística

No delineamento do nosso experimento, que segue um esquema fatorial tipo 2 x 2, foram consideradas como variáveis experimentais, ou fatores em estudo, o tipo de Estratégia e a presença ou ausência de ciclagem mecânica (com CM e sem CM). Sendo a variável resposta o valor de resistência de união (MPa) obtido no ensaio de microtração. A unidade experimental foi o dente.

Os dentes foram designados, aleatoriamente, às quatro condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis experimentais.

A variável em análise considerada, ou seja, o dado para a análise estatística foi o valor médio obtido em cada dente após a leitura de seis palitos por dente, segundo cada condição experimental, os quatro grupos.

Foram obtidos 32 dados, ou seja, quatro condições experimentais sob oito repetições, os quais foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 15.1, 2007), Prism (GraphPad versão 5.0) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 8.0, 2003).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrão. A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância (ANOVA) dois fatores (Estratégia e CM), efeito fixo.

O modelo estatístico da análise de variância, ANOVA (dois fatores), considera três possíveis efeitos: a existência de diferença estatisticamente significativa entre as estratégias; entre a presença ou ausência de ciclagem mecânica e a interação entre os dois fatores.

Desta forma, as hipóteses estatísticas: nulidade ( $H_0$ ) e alternativa ( $H_1$ ), foram as seguintes:



- a) H0 A: A resistência de união é igual para Estratégia 1 e Estratégia 3;
- b) H1 A: A resistência de união é diferente para Estratégia 1 e Estratégia 3;
- c) H0 B: A resistência de união é igual para presença e ausência de ciclagem mecânica;
- d) H1 B: A resistência de união é diferente para presença ou ausência de ciclagem mecânica;
- e) H0 AB: Não há interação dos efeitos;
- f) H1 AB: Existe interação dos efeitos.

O estudo do efeito interação foi visualizado por meio do gráfico de médias. O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Resistência Adesiva

A Tabela 1 apresenta os números e porcentagens dos espécimes perdidos durante o corte. Houve um grande número de perda de palitos para praticamente todos os grupos com perda pronunciada para a estratégia 2 (Grupos 3 e 4- RelyX U100). A estratégia 1 (Grupos 1 e 2), que corresponde a cimentação convencional (RelyX ARC+HF+S) apresentou perda durante o corte para as duas condições (ausência ou presença de CM) assim como a estratégia 3 (RelyX U100+HF+S). Os palitos perdidos foram considerados na análise estatística para auxiliar a avaliação comparativa das estratégias utilizadas. Como foi possível produzir apenas 3 palitos do grupo RelyX U100 + CM (grupo 3) e 4 palitos do grupo RelyX U100 (grupo 4) sem tratamento de superfície, esses grupos não foram considerados na análise estatística visto a grande vulnerabilidade da resistência adesiva obtida por esta estratégia, em que dentes inteiros foram perdidos.

Para os palitos perdidos da estratégia 1 e 3, um valor arbitrário de resistência de união de 0.5 MPa foi atribuído. Durante o corte dos dentes, o número máximo de palitos obtido foi de 6 espécimes por dente, sendo esse número máximo encontrado apenas nos grupos 5 e 6 (Estratégia 3).

Tabela 1 - Número de palitos produzidos e porcentagem (%) de falhas pré-teste (PTF) durante o corte dos espécimes

Grupos	Estratégia	CM	Palitos			
			Número máximo	Número obtido	Nº e % de perda durante o corte	Número testados
<b>G1</b>	1	P	48	17 (35%)	31 (65%)	17
<b>G2</b>		A	48	22 (46%)	26 (54%)	22
<b>G3</b>	2	P	48	3 (6%)	45 (94%)	3
<b>G4</b>		A	48	4 (8%)	44 (92%)	4
<b>G5</b>	3	P	48	30 (62%)	18 (38%)	30
<b>G6</b>		A	48	36 (75%)	12 (25%)	36

\* Grupo 1 (RelyX ARC+HF+S com CM), Grupo 2 (RelyX ARC+HF+S sem CM), Grupo 3 (RelyX U100 com CM), Grupo 4 (RelyX U100 sem CM), Grupo 5 (RelyX U100+HF+S com CM), Grupo 6 (RelyX ARC+HF+S sem CM).

\*\* P (CM Presente); A (CM Ausente).

Os dados de resistência de união apresentaram distribuição normal e homogênea (teste de Anderson-Darling, p-valor = 0,117 > 0,05) podem ser vistos nas figuras 20 e 21. Com isso pode-se aplicar o modelo de Análise de Variância ANOVA 2-fatores, que apresentada na Tabela 3.

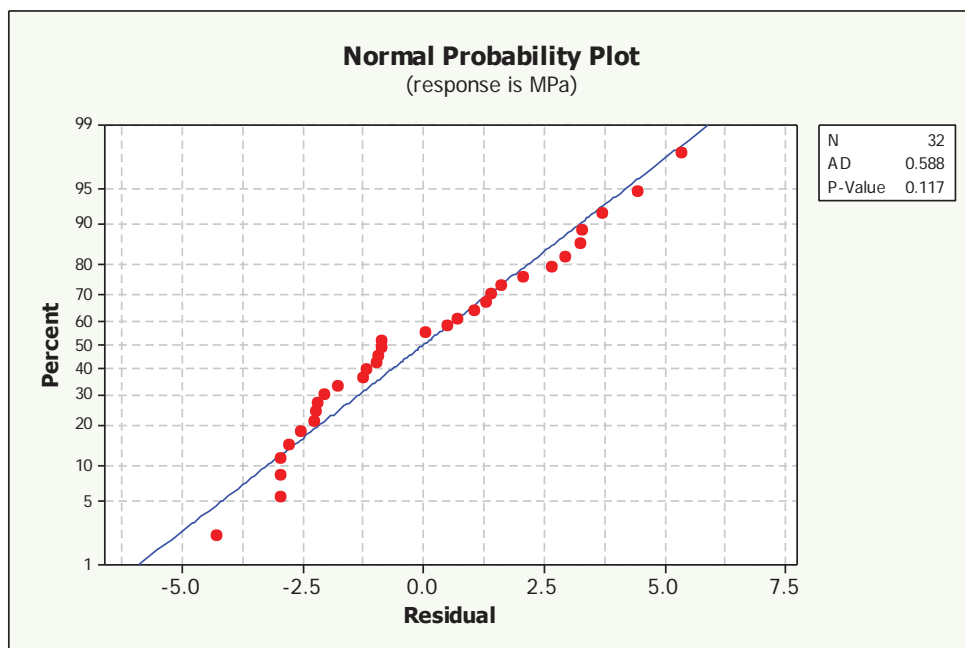


Figura 20 - Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade).

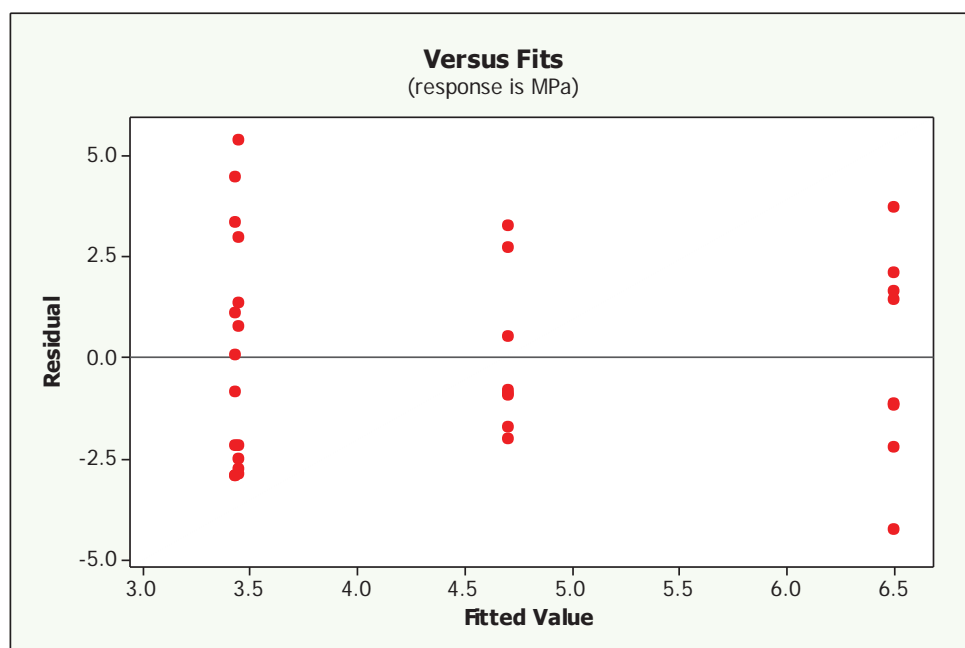


Figura 21 - Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade).

Tabela 2 - ANOVA (2 fatores) para os dados (MPa) de resistência adesiva

Fonte de variação	Graus de Liberdade	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Razão F	Probabilidade p
<b>CM</b>	1	6,5824	6,5824	0,93	0,3436
<b>Estratégia</b>	1	37,296	37,296	5,26	0,0296*
<b>Interação</b>	1	6,334	6,333	0,89	0,3528
<b>Resíduo</b>	28	198,606	7,0931		
<b>Total</b>	31	248,817			

\*p&lt;0,05

O resultado da Análise de Variância indica que o efeito interação entre a ciclagem mecânica e a estratégia ( $p > 0,05$ ) não é estatisticamente significativa. O efeito interação não significativa indica que a alteração da resistência de união em razão da ciclagem mecânica (CM) (diferença dos valores: com CM – sem CM:  $3,44 - 3,43 = 0,01$  MPa) para a Estratégia 1 não difere estatisticamente da alteração constatada para a Estratégia 3 ( $6,49 - 4,70 = 1,79$  MPa).

A Análise de Variância mostra também que o efeito principal CM foi estatisticamente não significativa ( $p\text{-valor} = 0,3436 > 0,05$ ) e desta forma as condições “Sem Ciclagem ( $4,97 \pm 3,19$  MPa) e Com Ciclagem” ( $4,06 \pm 2,43$  MPa) foram estatisticamente semelhantes. Verificou-se ainda que o efeito principal “Estratégia” foi estatisticamente significativa ( $p\text{-valor} = 0,0296 < 0,05$ ), indicando que estratégia 3 ( $5,59 \pm 2,44$  MPa) teve resistência de união média significativamente mais alta que a resistência de união da Estratégia 1 ( $3,44 \pm 2,85$  MPa). As médias e desvio padrão (DP) para cada condição estão apresentados na Tabela 3 e representados graficamente na Figura 22.

Tabela 3 - Média e desvio padrão dos dados de resistência de união (MPa) obtidos no teste de microtração, segundo as condições experimentais

Ciclagem Mecânica	Estratégias		(média±dp)
	1	3	
Ausência	3,4 ± 3,1*	6,5± 2,6*	4,9 ± 3,2
Presença coluna (média±dp)	3,4± 2,8*	4.7±2.0 *	4.0±2.4
	3.43±2.8	5,6 ± 2,4	

n = 8

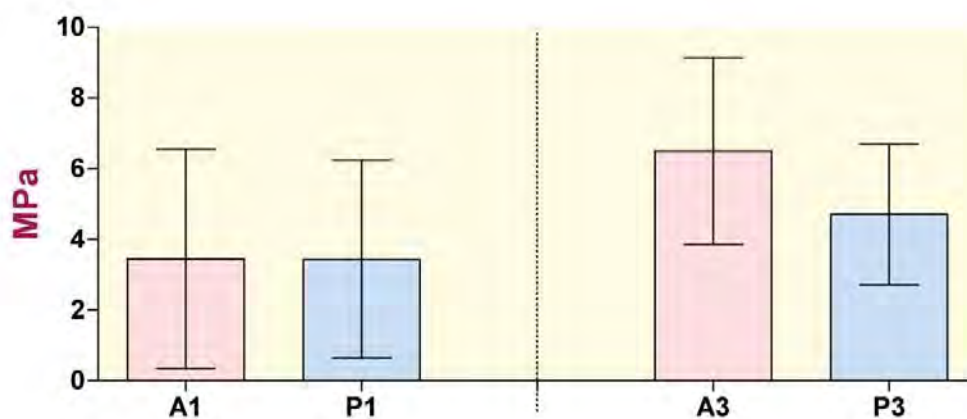


Figura 22 - Gráfico de colunas (média±dp) dos dados de resistência adesiva para diferentes condições experimentais estabelecidas pelas variáveis em estudo: Ciclagem (A: ausência; P: presença) e Estratégias (1 e 3).

Para melhor entendimento dos achados, um gráfico de médias esta apresentado, considerando as condições do estudo (Figura 23).

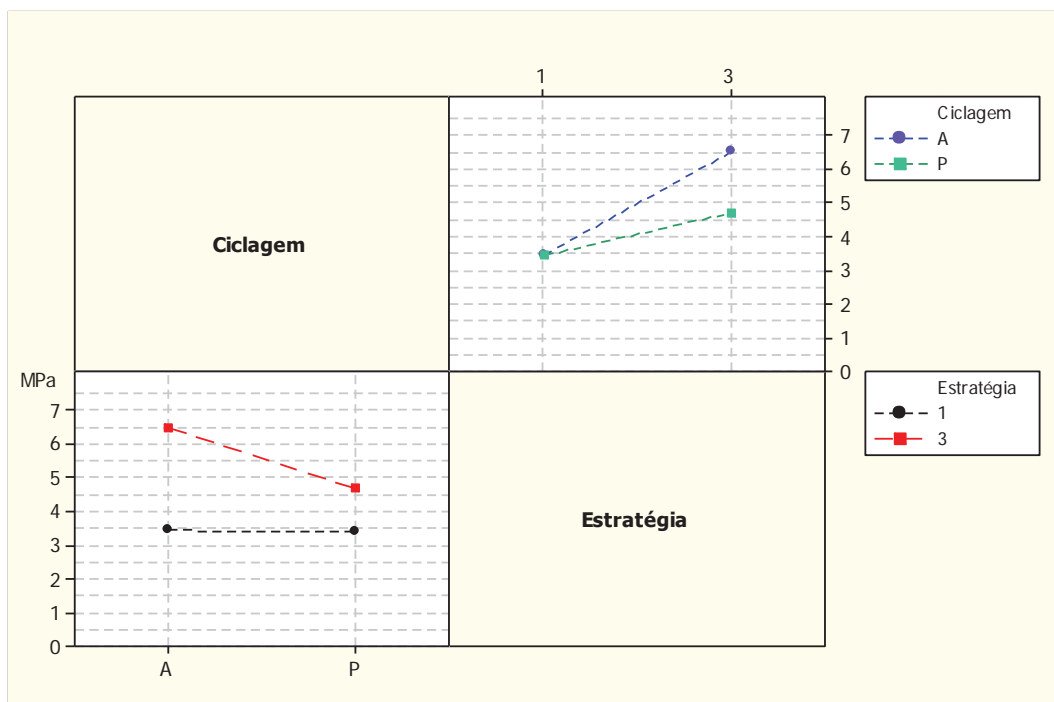


Figura 23 - Gráfico de médias referente às condições experimentais.

## 5.2 Avaliação do modo de falha

Alguns dos espécimes ensaiados foram examinados sob microscopia óptica (Measuring Microscope MF, Mitutoyo, Japão) conectados a câmera digital (Quick Scope, Mitutoyo, Japão) e programa de computador (QSPAK VUE V.1.0). Para isso, foi usado aumento de 30X para determinação do padrão de falha nas interfaces cerâmica-cimento-dente. Destas, algumas amostras de cada grupo experimental foram selecionadas e analisadas em microscópio eletrônico de varredura (Jeol-JSM-5310, Jeol, Japão).

Tabela 4 - Percentual dos tipos de fratura para cada grupo experimental

Grupo	Estratégia	CM	ADES	ADES	COES	COES	COES
			cc	cd	cim	cer	den
1	1*	P	22%	0	56%	22%	0
2		A	17%	0	74%	9%	0
5	3**	P	48%	14%	38%	0	0
6		A	31%	23%	42%	4%	0

\*Estratégia 1: técnica adesiva convencional: condicionamento total da dentina + condicionamento da cerâmica.

\*\*Estratégia 3: técnica adesiva simplificada: sem condicionamento da dentina + condicionamento da cerâmica.

Amostras com fraturas representativas foram analisadas sob microscopia eletrônica de varredura. As micrografias representativas estão apresentadas abaixo:

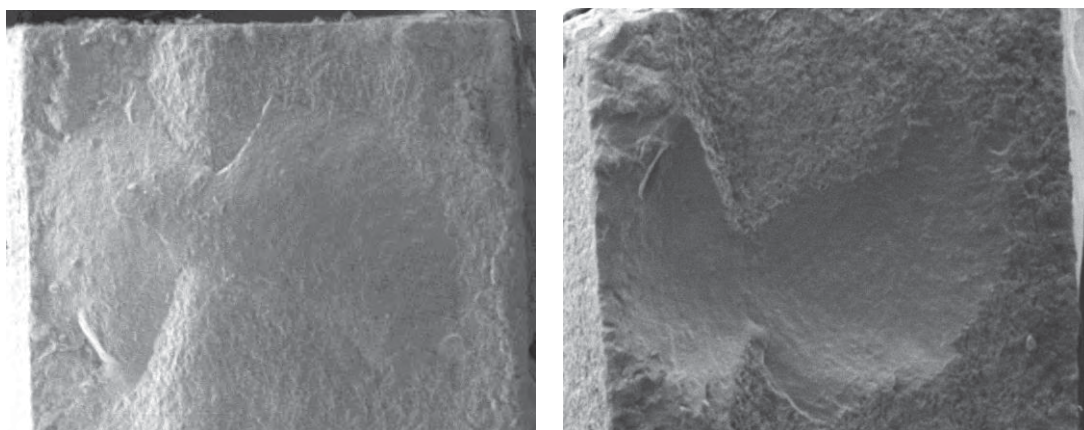


Figura 24 – Falha COES-cim: falha coesiva do cimento resinoso. A:cerâmica (PM9) B:dentina.Magnificação : 65X. A camada de cimento resinoso sobre as superfícies de fratura (dentina e cerâmica). Corpo de prova do Grupo RelyX ARC+HF+S, com presença de CM.



### 5.3 Resultados obtidos pela análise por elementos finitos:

A visualização dos resultados é realizada através de uma escala de cores, onde cada tonalidade é representativa da quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas avaliadas.

Um maior deslocamento (Figura 25) foi visto nas cúspides vestibular e lingual, na área de aplicação de força (vermelho), diminuindo gradativamente conforme se avança no sentido das cúspides para a região fixa da raiz (representada pela cor azul escuro).

A partir da análise de tensões de Von Mises (Figura 26) podemos saber como ocorreu o fluxo das tensões em MPa da região de carregamento até a área de fixação da raiz. A partir da análise destes dados, pode-se ver uma alta concentração de tensão na área de carregamento (cor vermelha = 50 MPa).

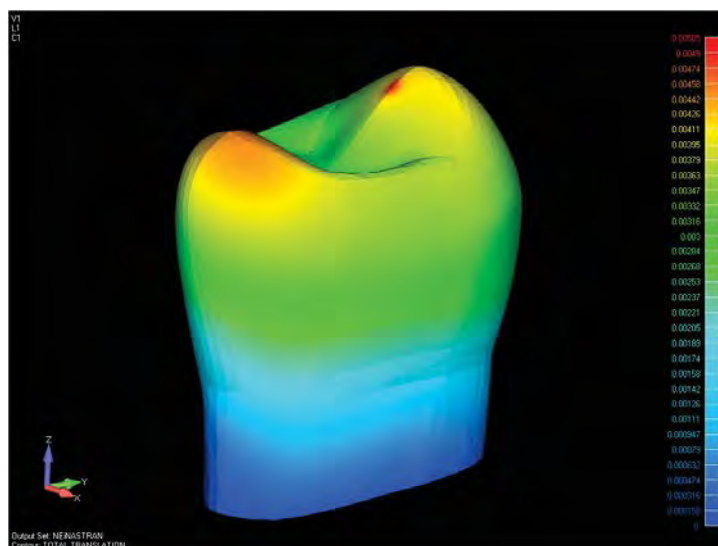


Figura 25 - A escala de cores mostra o deslocamento em mm: as cores quentes representam maiores deslocamentos e as cores frias menores deslocamentos.

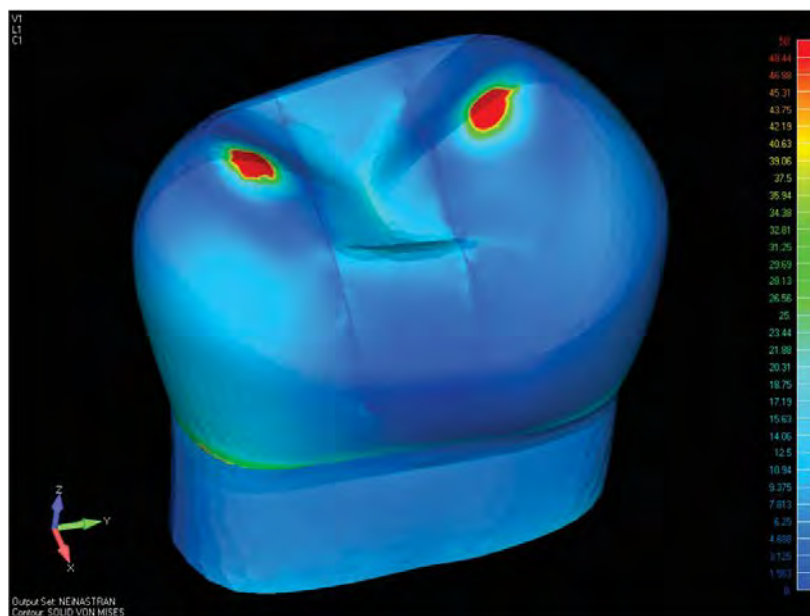


Figura 26 - Distribuição das tensões de von Mises (MPa). As cores quentes indicam maiores concentrações de tensões e as frias menores concentrações de tensões.

Na camada de cimento (Figura 27), uma maior concentração de tensões foi vista na região próxima à crista marginal. Avançando dentro da camada de cimento, nas paredes axiais, em direção à parede pulpar da cavidade, as tensões são mais uniformemente distribuídas e chegam a valores próximos ao zero MPa.

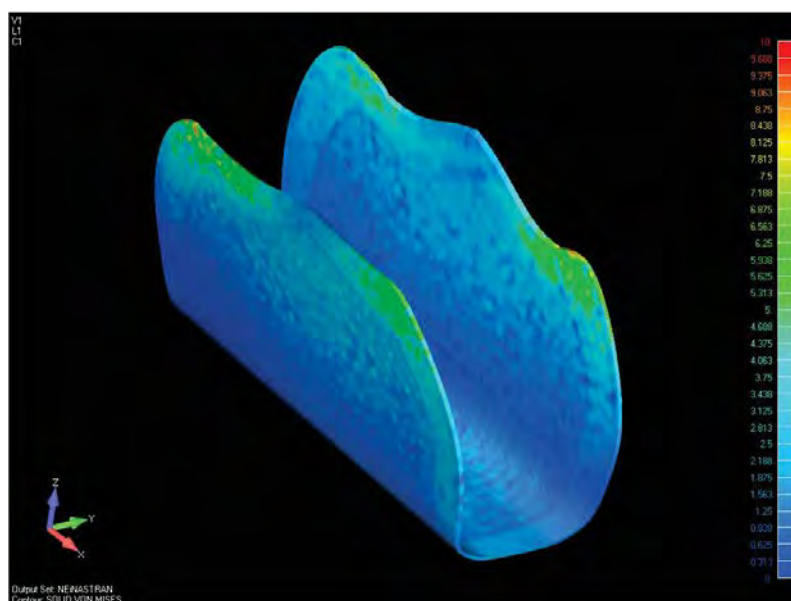


Figura 27 - Fluxo de tensões de Von Mises na camada de cimento: as cores quentes indicam maiores concentrações de tensões e as frias menores concentrações de tensões.

Como esse tipo de material odontológico ainda não está completamente caracterizado quanto ao mecanismo de falha, pode ser que seu critério de falha possa ser frágil, ou seja, falha sob tensão de tração. Essas tensões indicam a possibilidade de descolamento ou falha coesiva do cimento caso este falhe por tração (Figura 28).

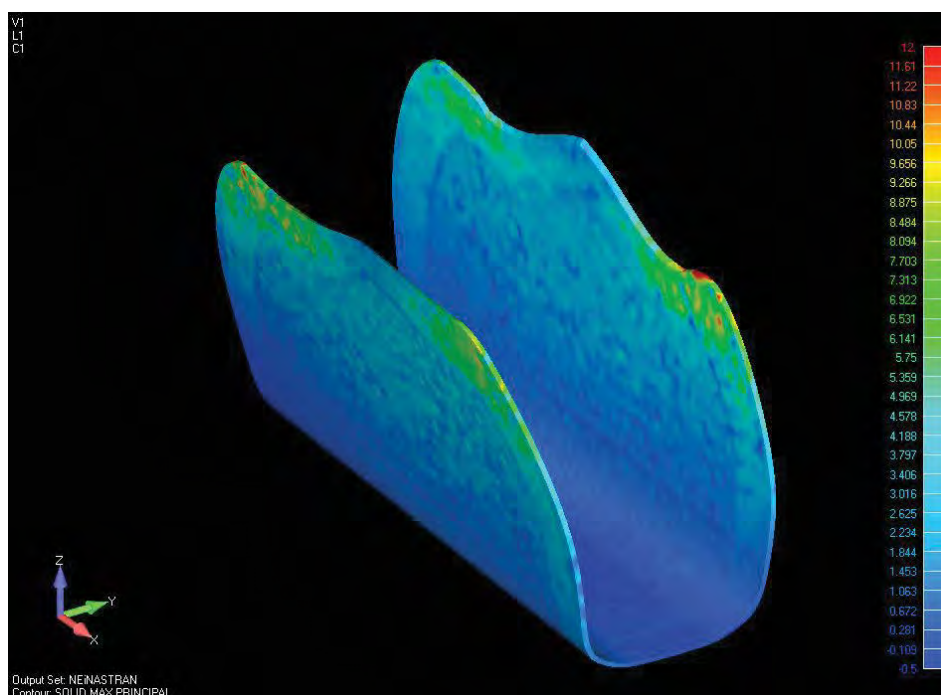


Figura 28 – Tensão máxima principal na camada de cimento.

Foi analisada no esmalte a distribuição da tensão máxima principal (cujos valores positivos indicam tensões de tração e, os negativos, de compressão). Na escala de cores, notamos que entre o verde e o azul temos uma região de tensão zero onde não há forças de tração ou compressão. Nas cúspides vestibular e lingual (Figura 29), onde a carga é aplicada, há tensões compressivas, distribuída em forma circular (cor azul).

A Figura 30 apresenta a distribuição da Tensão Máxima Principal na cavidade, mostrando concentração de tensões próximas a

crista marginal com valores próximos a 9 MPa e onde foi aplicada a carga, com valores próximos a 12 MPa.

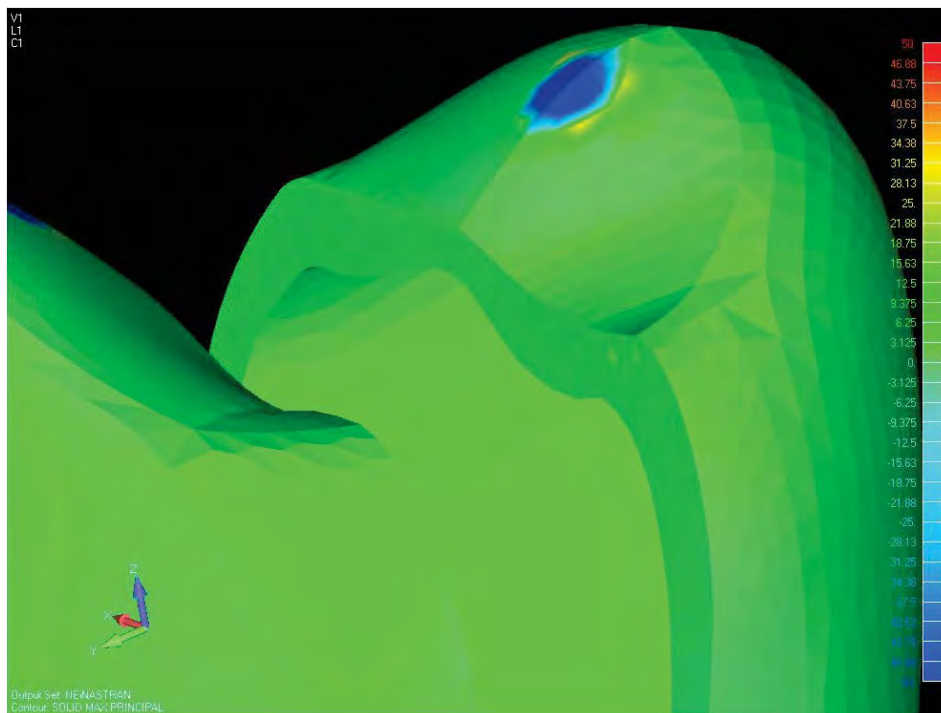


Figura 29 - Distribuição da tensão máxima principal (MPa) no esmalte.

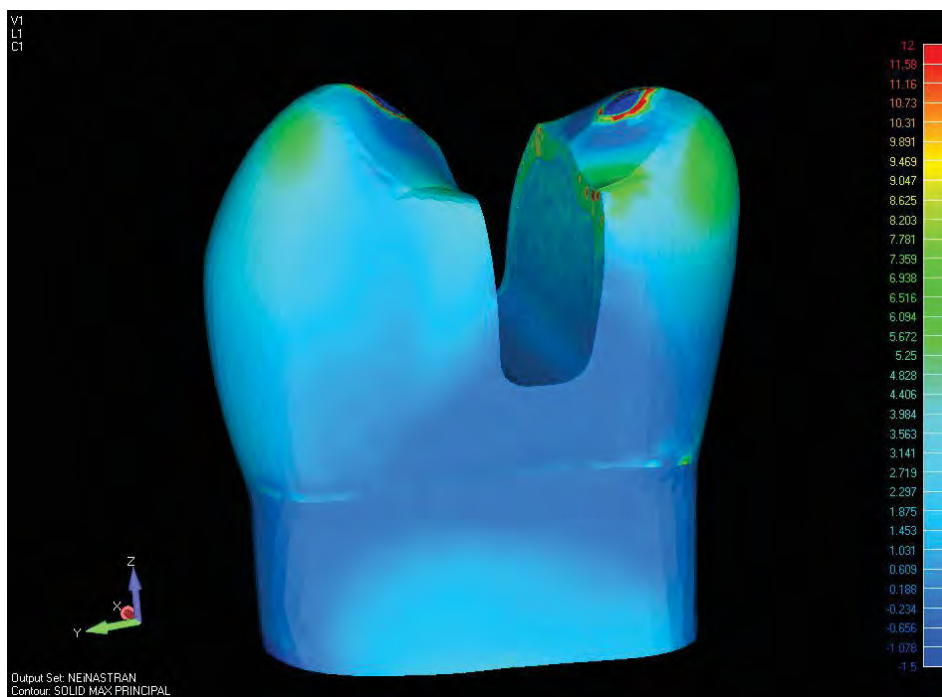


Figura 30 - Distribuição da tensão máxima principal (MPa) na cavidade.

## 6 DISCUSSÃO

Para avaliação da resistência adesiva entre dentina e restauração os ensaios mecânicos de cisalhamento e tração são os mais utilizados. O princípio básico desses testes laboratoriais consiste na aplicação de uma carga em um corpo de prova gerando tensões na interface adesiva entre substrato e aderente até separá-los (Sano et al., 1994; Yoshiyama et al., 1996; Pashley et al., 1999; Della Bona et al., 2002; Mak et al., 2002; Ozturk, Aykent, 2003; Ozturk et al., 2007; Saavedra et al., 2009).

O teste de microtração possui como vantagem a distribuição homogênea de tensões na interface adesiva favorecendo a ocorrência de falhas interfaciais permitindo a correta interpretação dos resultados de resistência de união e a avaliação da resistência adesiva de diversas regiões de um mesmo substrato (Sano et al., 1994; Pashley et al., 1995; Cardoso et al., 1998; Phrukkanon et al., 1998a). Estudos tem mostrado que testes como o de microtração que utilizam espécimes com pequenas áreas adesivas geram maiores resultados de resistência de união comparado a testes que utilizam superfícies maiores. Esse resultado pode ser devido à menor chance de incorporação de defeito nessa área (Pashley et al., 1995a; Phrukkanon et al., 1998a). Já o teste de cisalhamento, no entanto, não parece indicado para avaliar a resistência de união entre diferentes substratos por não distribuir corretamente as tensões ao longo da interface adesiva, favorecendo a concentração de tensões em uma região específica do espécime (Della Bona, van Noort, 1995; Cardoso et al., 1998) o que favorece a ocorrência de falhas coesivas.

Dentro deste contexto, estudos também mostram limitações relacionadas ao teste de microtração. Falhas prematuras geradas no procedimento de corte do conjunto substrato/aderente durante a obtenção de barras com área da secção transversal de aproximadamente  $1 \text{ mm}^2$  a serem testados, podem levar a resultados não confiáveis e conduzir a falsas interpretações da verdadeira adesão (Van Noort et al., 1989; Pashley et al., 1995; Pashley et al., 1999; Passos et al., 2010; May et al., 2010). A distribuição de tensões não uniformes pode ser causada pela geometria do espécime, carga aplicada, propriedades mecânicas dos materiais, e variações durante o preparo das amostras corroborando com a dificuldade de escolha do teste ideal para avaliação da resistência adesiva entre dentina e adesivo (Scherrer et al., 2010).

Apesar das limitações do teste de resistência de união por microtração, delineamentos experimentais que simulam elementos dentais restaurados com *inlays* cerâmicas (Ozturk, Aykent, 2003; Ozturk et al., 2007; Saavedra et al., 2009), e elementos dentais restaurados com *inlays* cerâmicas após envelhecimento (carregamento mecânico) (Saavedra et al., 2009) tem indicação para avaliar esta resistência adesiva. Dentro deste contexto, o teste de microtração é o método mais indicado e viável, pois é possível obter corpos de prova de  $1 \text{ mm}^2$  pelo corte seriado dos pré-molares restaurados e ciclados, sendo então este método de ensaio escolhido para o presente estudo.

A fim de considerar o efeito deletério dos espécimes perdidos durante o corte (falhas prematuras), o valor de 0,5 MPa foi atribuído para cada espécime perdido e considerado na análise estatística dos dados. Isto possibilitou uma avaliação mais realista do comportamento adesivo nas diferentes condições, uma vez que a “população” representativa dos espécimes foi usada para análise estatística ( Phrukkanon et al., 1998a; Soares, 2007; Vanderlei, 2008).



No que diz respeito à simulação de uso clínico, alguns testes como o de termociclagem e ciclagem mecânica (Wiskott et al., 1995; Stappert et al. 2005; Saavedra et al., 2009) podem ser utilizados. O envelhecimento dos corpos de prova utilizando os testes fadiga é empregado para simular o efeito do carregamento mecânico em determinadas situações (materiais e/ou técnicas restauradoras). No presente estudo, a ciclagem mecânica foi utilizada para avaliar o impacto da aplicação cíclica de carga em pré-molares restaurados com *inlays* cerâmicas cimentadas com diferentes estratégias na resistência adesiva entre dentina e restauração. Entretanto, a ciclagem mecânica (CM) não afetou a resistência adesiva, para as duas estratégias de cimentação analisadas estatisticamente (Estratégia 1: sem CM- 3,4 MPa, com CM- 3,4 MPa; Estratégia 3: sem CM- 6,56 MPa, com CM- 4,7 MPa). O efeito interação não foi significativo, indicando que a alteração da resistência de união em razão da CM para a Estratégia 1 não difere estatisticamente da alteração constatada para a Estratégia 3.

Trabalhos prévios, que utilizaram ciclagem mecânica com o mesmo propósito, apresentaram resultados contraditórios. Saavedra et al. (2009) estudaram o impacto da ciclagem mecânica (50 N, 8 Hz, 2.000.000x) de pré-molares restaurados com *inlays* cerâmicas na resistência adesiva entre cerâmica e dentina, e observaram que a ciclagem mecânica afetou negativamente a resistência de união. Kasraei e Khamverdi (2008) constataram que grupos submetidos a ciclagem mecânica (comparação de diferentes sistemas adesivos) apresentaram valores de resistência adesiva a microtração significativamente menores comparados aos grupos não ciclados. Porém, Mitsui et al. (2006) observaram que o efeito negativo da ciclagem mecânica depende do do número de ciclos empregado podendo levar ao enfraquecimento da interface adesiva. A aplicação de 100.000 ciclos não promoveu uma redução significativa da

resistência adesiva para todos os sistemas de adesivos avaliados: o adesivo *self-etching* apresentou valores mais baixos de resistência adesiva quando comparado aos adesivos *total-etching*. Toledano et al. (2006) mostraram que há diminuição na resistência adesiva dependendo do solvente presente no sistema adesivo empregado. Quando utilizado um adesivo que possui álcool como solvente maiores valores de resistência de união foram apresentados após o mesmo teste.

Deve-se ressaltar que o objetivo da ciclagem mecânica é o envelhecimento de espécimes, no entanto o regime de fadiga implementado pelo presente estudo parece ter intensidade insuficiente para causar um efeito deletério nas interfaces envolvidas (dentina-cimento e cimento-cerâmica). Portanto, levando em consideração os achados encontrados no presente estudo e os resultados contraditórios de estudos prévios, tanto o número de ciclos quanto a carga aplicada deveriam ser revistos para futuras investigações com delineamentos experimentais semelhantes ao empregado.

No que diz respeito a análise do desfecho primário “resistência adesiva” e desfecho secundário “falhas prematuras”, nota-se que o percentual de perdas durante o corte na Estratégia 2 (cimentação simplificada) foi alta, o que inclusive inviabilizou a inclusão dessa estratégia na análise estatística. Um dos procedimentos desta estratégia que diferia das Estratégias 1 e 3 foi o condicionamento com ácido fluorídrico das superfícies internas da restauração. O impacto negativo da ausência desse procedimento na Estratégia 2 pode ser constatado ao observar que o local das falhas dos espécimes fraturados prematuramente foi na interface cerâmica e cimento. Isso corrobora os resultados de estudos prévios sobre a importância do condicionamento da superfície de cerâmicas feldspáticas ácido-sensíveis (Canay et al., 2001; Della Bona et al.,



2002; Ozcan, Vallittu, 2003) e a aplicação do agente de ligação a silano, para que retenção micromecânica e adesão química entre a cerâmica e o cimento resinoso seja promovida (Della Bona et al., 2002; Spohr et al., 2003; Brentel et al., 2007).

O ácido fluorídrico ataca seletivamente a superfície de cerâmicas a base de sílica, modificando a morfologia da superfície (formação de lacunas e canais largos e profundos), o que promove forte e estável união micromecânica (Canay et al., 2001; Della Bona et al., 2002; Ozcan, Vallittu, 2003; Spohr et al., 2003; Brentel et al., 2007; Amaral et al., 2011).

Spohr et al. (2003), Brentel et al. (2007) e Della Bona et al. (2002) mostraram que a silanização melhorou significativamente a resistência adesiva de cerâmicas acidossensíveis previamente condicionadas por ácido fluorídrico.

Entretanto, quando cimentos resinosos autoadesivos são utilizados sem condicionamento prévio da cerâmica, os resultados de resistência de união à microtração são significativamente mais baixos quando comparados aos cimentos resinosos convencionais e a cimentos autoadesivos utilizando condicionamento ácido da superfície cerâmica (Pisani-Proença et al., 2006; Souza et al., 2010).

Como os valores de resistência adesiva são muito baixos, o percentual de perdas prematuras durante o corte dos espécimes é alto, como relatado por Souza et al. (2011) e observado pelo presente estudo. Essas falhas prematuras ocorreram na interface cerâmica/cimento resinoso autoadesivo, que demonstra a fraca interação entre o aderente e o substrato e a grande vulnerabilidade dessa interface. Pisani-Proença et al. (2006) e Souza et al. (2011) corroboram esses achados, o que comprova a necessidade de condicionamento da superfície de cerâmica feldspática também

quando um cimento resinoso autoadesivo é utilizado para a cimentação.

A estratégia de cimentação simplificada com cimentos resinosos autoadesivos propõe a não aplicação de sistemas adesivos pré-cimentação. Porém, estudos que avaliaram a resistência adesiva entre cerâmica e diferentes substratos utilizando cimento autoadesivo apresentaram resultados preocupantes para utilização da estratégia simplificada (De Munck et al. 2004; Pisani-Proença 2006; Souza et al., 2011).

Os resultados do presente estudo mostraram que quando a cerâmica feldspática (Vita PM9) foi condicionada com ácido HF 10% seguida pela silanização e aplicação do cimento autoadesivo (RelyX U100+HF+S – Estratégia 3), os valores de resistência de união foram aumentados, quando comparados a abordagem simplificada (sem condicionamento da superfície cerâmica e sem aplicação de adesivo na dentina).

De acordo com a análise das superfícies fraturadas dos espécimes testados, pode-se observar que o modo de falha predominante foi a do tipo coesiva de cimento. Na análise de falhas, o cimento RelyX ARC foi o cimento que apresentou o maior percentual de falhas coesivas no cimento. Assim como na outra estratégia, o cimento RelyX U100 apresentou uma quantidade significativa de falha coesiva no cimento e adesiva cimento-cerâmica seguidas pela falha adesiva cimento-dentina. Os grupos submetidos a CM apresentaram uma grande porcentagem de falha coesiva cimento e falha adesiva cimento-cerâmica. Sabe-se que a camada de cimento é uma região frágil, com possibilidade de concentração de defeitos internos como bolhas, havendo concentração de tensões nessa área, podendo ser esta a área iniciadora da fratura (Barca, 2010). Comparando-se esses achados com os resultados obtidos por MEF, pode-se verificar uma

grande concentração de tensões na camada de cimento, principalmente na área próxima a crista marginal.

A simulação do MEF foi realizada para observar as distribuições de tensões nas unidades experimentais, baseada em estudos anteriores (Magne, Belser, 2003; Magne, Oganessian, 2009) que simularam o efeito de cargas mecânicas, distribuição de tensões e deflexão das cúspides de pré-molares em função do tipo de preparo realizado no dente, o local de aplicação do carregamento mecânico e o tipo de restauração empregada. O modelo tridimensional do pré-molar restaurado com uma *inlay* cerâmica simulou de maneira mais próxima possível os métodos testados no laboratório para esse estudo, permitindo assim a visualização da distribuição de tensões no complexo dente-restauração.

A geometria tridimensional de um pré-molar superior com preparo do tipo MOD, com as mesmas especificações do preparo confeccionado no dente humano, foi obtida com auxílio de um software de CAD (*Computer Aided Design*) (Rhinoceros® versão 4.0), simulando da maneira mais fiel possível o trabalho realizado em laboratório. A espessura da camada de cimento foi simulada com 50  $\mu\text{m}$  (Magne, Oganessian, 2009) visto que alterando a elasticidade ou a espessura da restauração é possível obter diferentes níveis de rigidez na região de interface dente restauração (Ausiello et al., 2001).

Durante a realização do desenho do modelo, assim como no estudo de Magne e Belser (2003), foram introduzidas simplificações na geometria do dente pré-molar, sendo representada apenas a porção cervical da raiz. A camada de adesivo também não foi simulada. Essa simplificação é realizada para otimizar a geração da malha na etapa seguinte de confecção do modelo.

A geometria gerada pelo programa de CAD foi importada pelo software FEMAP (versão 10.1) para a fase de pré-processamento da análise por elementos finitos. Nesta etapa foram

atribuídas as propriedades mecânicas caracterizadas pelo módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson. Pode-se observar que não há um consenso entre os valores, visto a grande variedade de materiais existentes. Assim foi utilizado o módulo de elasticidade das cerâmicas feldspáticas, como a utilizada nesse trabalho, está em torno de 69 Gpa sendo esse um valor superior ao dos compósitos, por exemplo, (Agmussem et al., 1999; Yamanel et al., 2009) indicando uma maior resistência desse material comparando aos compósitos. Yamanel et al. (2009) avaliaram através do MEF os diferentes tipos de tensões que ocorrem em *inlays* e *onlays* cerâmicas e de compósito nas estruturas dentárias, concluindo que materiais com módulo de elasticidade mais baixo permitiram a passagem de mais tensões para as estruturas dentárias.

A geração da malha foi feita com elementos tetraédricos com 10 nós. Para minimizar o tempo de análise computacional (que é feita para cada um dos nós), essa malha foi refinada (elementos com tamanho reduzido) apenas na região de interesse desse estudo, que corresponde à interface dente/cimento/restauração. A malha gerada resultou em 238.185 nós e 144.831 elementos. Quanto maior o número de elementos mais detalhada e precisa é a simulação, diminuindo a imprecisão dos resultados.

Não se pode estabelecer uma comparação direta entre diferentes estudos devido a diferença entre as definições da malha, locais de aplicação de força, e software utilizado. Os principais softwares utilizados para a etapa de avaliação dos resultados são o Patran, Nastran e Cosmos (Lotti et al., 2006). Nesse caso, pudemos estabelecer uma tendência entre os diferentes modelos e seus resultados.

A visualização dos resultados de FEA é realizada através de uma escala de cores. Deste modo, pode-se interpretar e

detectar como ocorreu o deslocamento do dente (ou qualquer estrutura estudada), o tipo de movimento realizado por este, qual região se deslocou em maior magnitude, ou como as tensões se distribuem na estrutura analisada nas três dimensões do espaço (X, Y e Z) por se tratar de um modelo 3D. Outro tipo de análise é a tensão de von Mises que representa a média de tensões em todas as direções (Lotti et al., 2006).

O modo de aplicação de carga costuma variar entre os estudos pelo grande número de possibilidades de locais de aplicação (Magne, Belser, 2003; Magne, Oganessian, 2009; Saavedra et al., 2009). Nesse trabalho o carregamento foi simulado pela aplicação de uma pressão sobre uma área com medida de  $0,196 \text{ mm}^2$  em cada uma das cúspides vestibular e lingual simulando a área do pistão da cicladora mecânica que entra em contato com o dente, sem tocar a restauração. Esta pressão gerou uma resultante cuja direção foi paralela ao longo eixo do dente no sentido ocluso-apical e com valor equivalente a uma força de 100 N. Magne e Oganessian (2009) avaliaram uma condição semelhante em que um pré-molar recebeu carga apenas no esmalte, sem tocar na restauração, com uma esfera larga de 9,5 mm com uma força que variou de 130-250 N. Essa esfera gerou forças de compressão, pois os contatos estavam próximos às pontas de cúspide. Áreas de concentração de tensão foram observadas, mas não foram distribuídas pela restauração, deixando a interface adesiva ileso. Já Yamamel et al. (2009) aplicaram em seu modelo uma carga de 200N na área central da fossa, na margem distal, na ponta de cúspide mesiolingual. Para cada ponto de aplicação de carga selecionado uma carga oblíqua de 50N foi aplicada para 5 nós (10 N por nó).

Durante a distribuição de tensões no esmalte este foi classificado como um material de estrutura frágil que fratura principalmente sob influência de tensões de tração. Por este motivo

foi analisada no esmalte a distribuição de Tensão Máxima Principal, cujos valores positivos indicam tensões de tração e os negativos de compressão. Nas cúspides vestibular e lingual, onde a carga foi aplicada, houve tensões compressivas distribuídas de forma circular (50MPa). Yamamel et al. (2009) mostraram resultados de tensões de Von Misses para restaurações *inlays* em molares restaurados com Filtek Supreme XT com valor de 117.76 MPa. Como foi dito anteriormente, materiais com módulo de elasticidade mais baixo como o Filtek Supreme XT (12.7GPa) permitiram a passagem de mais tensões para as estruturas dentárias.

Um maior deslocamento foi visto nas cúspides vestibular e lingual na área de aplicação de força, diminuindo gradativamente conforme se avançou no sentido das cúspides para a região fixa da raiz. A partir da análise de tensões de Von Misses foi possível saber como ocorreu o fluxo das tensões em MPa da região de carregamento até a área de fixação da raiz. A partir da análise destes dados, pode-se ver uma alta concentração de tensão na área de carregamento (cor vermelha = 50 MPa) que irradiou num padrão circular e depois foi distorcida pela geometria da restauração. Na face oclusal, a tensão migrou para a restauração passando prioritariamente pela região da crista marginal e cimento “entrando” na restauração e concentrando-se na região de sulco (provavelmente pela descontinuidade geométrica).

Quando cimentos resinosos são usados em procedimentos com condicionamento ácido, o filme de cimento pode ajudar a distribuir os estresses e reduzir o risco de fraturas (McLean JW, 2001). No caso dessa simulação de uma camada de cimento com espessura de 50  $\mu\text{m}$  (Magne, Oganesyanyan, 2009), o cimento recebeu apenas uma camada de elementos. Na camada de cimento, uma maior concentração de tensões foi vista na região próxima a crista marginal próximo aos ângulos oclusais, mesiolingual e

distovestibular. Desta forma, houve uma dificuldade em afirmar, nos casos das concentrações de tensão nesta camada, se a falha tenderia a ocorrer coesivamente dentro da camada de cimento ou na forma de descolamento entre dente/cimento ou restauração/cimento.

Na camada de cimento, uma maior concentração de tensões foi vista na região próxima à crista marginal, mais especificamente, nos ângulos axio-oclusais, méso-lingual e distovestibular. Por ter uma espessura muito fina (50  $\mu\text{m}$ ), o cimento recebeu apenas uma camada de elementos. Desta maneira, tornou-se difícil determinar com precisão o campo de tensões dentro da sua camada no sentido da restauração *inlay* para o dente. Houve uma dificuldade em afirmar, nos casos das concentrações de tensão nesta camada, se a falha tenderia a ocorrer coesivamente dentro do cimento ou na forma de descolamento entre dente/cimento ou restauração/cimento.

Avançando para o interior da camada de cimento, nas paredes axiais, em direção à parede pulpar da cavidade, as tensões são mais uniformemente distribuídas e chegam a valores próximos ao zero MPa.

Como esse tipo de material odontológico ainda não está completamente caracterizado quanto ao mecanismo de falha, pode ser que seu critério de falha possa ser frágil, ou seja, falha sob tensão de tração. Essas tensões indicaram a possibilidade de descolamento ou falha coesiva do cimento, caso este falhe por tração. Fato observado durante a parte de análise de falhas deste estudo.

A partir dos resultados obtidos por este estudo, pode-se observar que durante a cimentação de *inlays* cerâmicas (feldspáticas) deve-se realizar o condicionamento ácido seguido da aplicação do agente silano, mesmo quando utilizado cimento autoadesivo, visto que *inlays* cimentadas com a estratégia

simplificada modificada apresentaram bons resultados de resistência adesiva quando empregada a estratégia simplificada.



## 7 CONCLUSÃO

- a) A ciclagem mecânica de pré-molares restaurados com inlays cerâmicas não teve efeito deletério significativo na resistência de união entre dentina e restauração;
- b) A estratégia de cimentação simplificada promoveu resultados dramaticamente baixos aos substratos envolvidos;
- c) A estratégia de cimentação simplificada modificada apresentou maiores valores de resistência de união comparada à estratégia adesiva convencional;
- d) Por meio da simulação por MEF pode-se verificar que a maior deficiência dessa cimentação adesiva submetida à carregamento está localizada na região do cimento próxima a crista marginal.

## 8 REFERÊNCIAS\*

Agmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999;27(4):275-8.

Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;22(3):283-90.

Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” Bond Strength test methods. *Dent Mater.* 2010 Feb;26(2):50-62.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin based composites. *J of Biomech.* 2001 Oct;34(10):1269-77.

Barca DC. Influência da espessura da cerâmica, do tempo de fotopolimerização e do cimento resinoso na resistência de união à microtração de uma cerâmica vítrea cimentada a dentina humana [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): UNESP - Univ Estadual Paulista; 2010.

Bell JG, Smith MC, Pont JJ. Cuspal failures of MOD restored teeth. *Aust Dent J.* 1982 Oct.;27(5):283-7.

Bottino MA, Faria R, Valandro LF. Percepção-Estética em próteses livres de metal em dentes naturais e implantes. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

---

\* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Boushell LW, Ritter AV. Ceramic *inlays*: a case presentation and lessons learned from the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2009;21(2):77-87.

Brentel A, Ozcan M, Valandro LF, Amaral R, Alarça LG, Bottino MA. Microtensile Bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dental Materials*. 2007;23(11):1323-31.

Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int*. 2002;33(2):95-100.

Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil*. 2001;28(1):95-101.

Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*. 1998;14(6):394-8.

Chang JC, Nguyen T, Duong JH, Ladd GD. Tensile bond strength of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent*. 1998;79(5):503-7.

Chaves CAL, Melo RM, Passos SP, Camargo FR, Bottino MA, Balducci I. Bond strength durability of self-etching adhesives and resin cements to dentin. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(3):155-60.

Correr Sobrinho L, Cattell MJ, Glover RH, Knowless JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*. 1998;11(3):255-62.

Cubas GBA, Habekost L, Camacho GB, Cenci TP. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. *J Prosthodont Res*. 2010;55(1):53-9.

Della Bona A, van Noort R. Shear vs tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*. 1995;74(9):1591-6.

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 JA. 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, Mecholsky JJ Jr. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19(8):693-9.

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting materials to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2004 Dec;20(10):963–71.

Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J. *In vitro* resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence Int.* 1990;21(10):823-31.

Ferrari M, Goracci C, Sadek F, Cardoso PEC. Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *Eur J Oral Sci.* 2002;110(5):385-91.

Hooshmand T, Daw R, van Noort R, Short RD. XPS analysis of the surface of leucite-reinforced feldspathic ceramics. *Dent Mater.* 2001;17(1):1-6.

Inokoshi, S, Hosoda H, Harnirattisai C, Shimada Y. Interfacial structure between dentin and seven dentin bonding systems revealed using argon ion beam etching. *Oper Dent.* 1993;18(1):8-16.

Jedynakiewicz NM, Martin N. The effect of surface coating on the bond strength of machinable ceramics. *Biomaterials.* 2001;22(7):749-52.

Kasraei SH, Khamverdi Z. Effect of Mechanical load cycling on microtensile bond strength of self-etch systems to dentin. *J Dent.* 2008;5(4)173-8.

Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14(1):64-71.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2006;11(2):35-43.

Mackert JR Jr, Williams AL, Ergle JW, Russel CM. Water-enhanced crystallization of leucite in dental porcelain. *Dent Mater*. 2000;16(6):426-31.

Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003 Dec;23(6):543-55.

Magne P, Oganessian T. Premolar cuspal flexure as a function of restorative material and occlusal contact location. *Quintessence Int*. 2009;40(5):363-70.

Magne P, Paranhos MPG, Schlichting LH. Influence of material selection on the risk of *inlay* fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. *Dent Materials*. 2011;27(2):109-13.

Mak YF, Lai SCN, Cheung GSP, Chan AWK, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Materials*. 2002;18(8):609-21.

May LG, Passos SP, Barca DC, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Effect of silica coating combined to a MDP-based primer on the resin bond to Y-TZP ceramic. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2010 Oct;95(1):69-7.

McLean JW. Evolution of dental ceramic in twentieth century. *J Prosthet Dent*. 2001 Jan;85(1):61-6.

Mitsui FH, Peris AR, Cavalcanti AN, Pimenta LA. Influence of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strengths of total and self-etching adhesive systems. *Oper Dent*. 2006;31(2):240-7.

Molin MK, Karlsson SL. A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic *inlay* systems. *Int J Prosthodont*. 2000;13(3):194-200.

Morimoto S, Fioranelli G, Martins C, Sesma N, Gil C. Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Braz Dent J*. 2009;20(2):143-8.

Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1999;12(1):28-37.

Oliveira LCA. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intraradiculares [dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara: UNESP - Univ Estadual Paulista; 2002.

Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*. 2003;19(8):725-31.

Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic *inlay* systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):275-71.

Ozturk AN, Inan O, Inan E, Ozturk B. Microtensile Bond strength of Cad-Cam and presses-ceramic inlays to dentin. *Eur J Dent*. 2007 April;1(2):91-6.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*. March 1995 (11):117-125.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Shono Y, Fernandes CA, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*. 1999;1(4):299-309.

Passos SP, Valandro LF, Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Kimpara ET. Does adhesive resin application contribute to resin Bond durability on etched and silanized feldspatic ceramic?. J Adhes Dent. 2008;10:455-60.

Passos SP, May LG, Barca DC, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after long-term storage and thermal cycling. Oper Dent. 2010;35(6):689-96.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. Dent Mater. 1998 Mar;14(2):120-8.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. Dent Mater. 1998 Jun;14(3):212-21.

Pisani-Proença J, Erhardt MCG, Valandro LF, Gutiérrez-Acebes G, Carmona MVB, Castillo-Salmeró R, et al. Influence of the ceramic surface conditioning and the resin cements on microtensile bond strengths to a glass ceramic. J Prosthet Dent. 2006;96(6):412-7.

Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, et al. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. J Adhes Dent. 2008 Feb;10(1):7-16.

Ribeiro JPF. Análise pelo método de elementos finitos, da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intra-radulares [dissertação]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2004.

Saavedra G, Ariki EK, Frederico CD, Galhano G, Baldissara P, Zamboni S, et al. Effect of acid neutralization and mechanical cycling on the microtensile bond strength of glass-ceramic *inlays*. Oper Dent. 2009;34(2):211-6.

Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and desmineralized human and bovine dentin. *J Dent Rest.* 1994 Jun;73(6):1205-11.

Santos Junior GC, Santos MJMC, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc.* 2009;75(5):379-84.

Santos VMA. Representação físico geométrica do incisivo central inferior análise das curvas de tensões, deformações e deslocamentos resultantes de carregamentos distribuídos axialmente, e discussão teórica da metodologia empregada pelo método dos elementos finitos em modelos tridimensionais [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto: USP- Universidade de São Paulo; 1995.

Santos VMA. Abfração e análise das tensões cervicais de um modelo tridimensional do incisivo central inferior pelo método dos elementos finitos [tese]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto: USP- Universidade de São Paulo; 2000.

Scabell PLA. Estudo do efeito das cargas oclusais a região cervical do primeiro pré-molar superior através do método dos elementos finitos. [dissertação]. Rio de Janeiro: Faculdade de Odontologia: Universidade Estadual do Rio de Janeiro - UERJ; 2000.

Scherer SS, Quinn JB, Wiskott AHW. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dental Materials.* 2007 Nov;23(11):1397-404.

Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.* 2010 Feb;26(2):78-93.

Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil.* 1998;25(9):699-705.



Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res.* 1999 Feb;78(2):699-705.

Sjogren G, Molin M, van Dijken J, Bergman M. Ceramic *inlays* (Cerec) cemented with either a dual-cured or a chemically cured composite resin luting agent. A 2-year clinical study. *Acta Odontol Scand.* 1995;53(5):325-30.

Soares FZM. Estudo comparativo de sistemas adesivos de fabricação nacionais e importados: resistência de união à dentina, resistência à tração e micromorfologia [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo: Universidade de São Paulo - USP; 2007.

Soderholm KJ, Reetz EA. Factors affecting reliability of a resin-based cement joint. *Gen Dent.* 1996 Jul-Aug;44(4):296-8..

Souza ROA, Castilho A, Fernandes Junior VVB, Bottino MA, Valandro LF. Durability of microtensile Bond to nonetched and etched feldspar ceramic: Self-adhesive resin cements vs Conventional resin. *J Adhes Dent.* 2011 Apr;13(2):155-62.

Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the Bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodontics.* 2003;16(3):277-82.

Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent.* 2005 Aug;94(2):132-9.

Stokes AN, Hood JA, Tidmarsh BG. Effect of 6-month water storage on silane-treated resin/porcelain bonds. *J Dent.* 1988;16(6):294-6.

Toledano M, Osorio R, Albadejo A, Aguilera FS, Tay FS, Ferrari M. Effect of cyclic loading on the microtensile Bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *Oper Dent.* 2006 Jan-Feb;31(1):25-32.

Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Oral Rehabil.* 2003 May;30(5):470-6.

Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent.* 2006 Jun;8(3):175-81.

Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the Bond strength of resin to zircônia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Materials.* 2008;27(6):849-55.

Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent.* 1989 Apr;17(2):61-7.

Vanderlei AD. Durabilidade da resistência adesiva entre uma cerâmica feldspática e um cimento resinoso: efeito do tipo de adesivo e do cimento resinoso. [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): UNESP - Univ Estadual Paulista; 2008.

Vasconcellos WA. Estudos da distribuição de tensões em dentina em incisivos superiores induzida pela formação geométrica e material dos pinos intra-radulares via método dos elementos finitos. [dissertação]. Belo Horizonte: Faculdade de Odontologia: Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG, 2002.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick, K.G. Implant Screw mechanics and the settling effect: an overview. *J Oral Implantol.* 2003;29(5):242-5.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontics implications. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):105-16.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. *Int J Prosthodont.* 1996;9(2):117-39.

Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. Dent Mater J. 2009 Nov;28(6):661-70.

Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. J Dent Res. 1996;75(6):1404-13.

Zamboni SROC. Efeito da ciclagem mecânica na deflexão de cúspides de pré-molares restaurados pela técnica direta e indireta: Estudo com strain gauge. [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos: UNESP- Univ estadual Paulista; 2007.

Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. J Prosthet Dent. 2003;89(6):565-71.

## ANEXO A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa



**CERTIFICADO**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**  
**Com Seres Humanos**

**CERTIFICAMOS**, que o protocolo nº **088/2009-PH/CEP**, sobre **"Restaurações Inlays cerâmicas em pré-molares: Efeito da estratégia de cimentação e da ciclagem mecânica na resistência adesiva entre dentina e restauração"**, sob a responsabilidade de **SABRINA ALVES FEITOSA**, tendo como Orientador o Prof. Titular Marco Antonio Bottino, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, com seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 08 de dezembro de 2009.

  
\_\_\_\_\_  
**Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA**  
**Coordenadora**

Recebi o original desta  
documentação.

em 12 / 02 / 2010

Ass.: 

10/06/11