



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Faculdade de Odontologia

FLÁVIA ZARDO TRINDADE

**EFEITO DA CICLAGEM MECÂNICA EM PRÉ-
MOLARES RESTAURADOS COM INLAYS
CONFECCIONADOS COM DIFERENTES
MATERIAIS CERÂMICOS NA RESISTÊNCIA DE
UNIÃO DENTINA-RESTAURAÇÃO**



2012

FLÁVIA ZARDO TRINDADE

**EFEITO DA CICLAGEM MECÂNICA EM PRÉ-MOLARES
RESTAURADOS COM INLAYS CONFECCIONADOS COM
DIFERENTES MATERIAIS CERÂMICOS NA RESISTÊNCIA
DE UNIÃO DENTINA-RESTAURAÇÃO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese dentária.

Orientador: Prof. Adj. Dr. Luiz Felipe Valandro

São José dos Campos

2012

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos
Campos: FOSJC/UNESP; 2010.

T736e Trindade, Flávia Zardo

Efeito da ciclagem mecânica em pré-molares restaurados com inlays confeccionados com diferentes materiais cerâmicos na resistência de união dentina-restauração / Flávia Zardo Trindade. - São José dos Campos : [s.n.], 2012.

165.f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2012.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Felipe Valandro.

1. Inlays. 2. Cerâmicas. 3. Resistência a tração. I. Valandro, Luiz Felipe. II. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”. IV. UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD15

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 22 de Novembro de 2012 .

Assinatura :

E-mail: flaviazardo@hotmail.com

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Dr. Luiz Felipe Valandro (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Titular Marco Antonio Bottino

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Adj. Dr. Paulo Francisco César

Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

USP - Universidade de São Paulo

Prof. Titular Lourenço Correr Sobrinho

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Universidade de Campinas – UNICAMP

Profa. Dra. Renata Marques de Melo Marinho

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

UNESP – Univ Estadual Paulista

São José dos Campos, 27 de setembro de 2012.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, às minhas irmãs, ao meu marido e às minhas amigas. Sem o apoio de vocês ao longo desses anos, não teria sido possível alcançar esse sonho.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador **Prof. Adj. Dr. Luiz Felipe Valandro**, pela confiança, atenção e disponibilidade para a realização deste trabalho. Muito obrigada pela confiança que em mim depositaste em importantes momentos ao longo desses anos.

Ao **Prof. Tit. Dr. Marco Antonio Bottino** pela oportunidade de cursar o doutorado neste programa de pós-graduação, por toda cooperação, disponibilidade e participação na execução deste trabalho.

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP através do seu **Diretor Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli**.

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

À **Fundação de Amparo a Pesquisa (FAPESP)** pelo apoio financeiro concedido (processos número 2010/08257-4 e 2010/07237-8) para a realização deste projeto.

Ao **Prof. Adj. Dr. Paulo Francisco Cesar** por toda disponibilidade e atenção prestadas em todos os nossos contatos.

Ao **Prof. Dr. Cees Kleverlaan** pela receptividade e grande contribuição na realização deste trabalho.

Ao pesquisador **Niek de Jager** pela colaboração na análise de elementos finitos.

Às queridas **Chenfeng Chen e Jackeline Rezende** pela amizade e apoio durante o período em que trabalhamos juntas.

À querida amiga **Vanessa Cruz Macedo** por todo companherismo, apoio e amizade que foram imprescindíveis para que os encargos inerentes ao curso de doutorado se tornassem menores.

Às queridas amigas **Caroline Cotes e Fernanda Campos**, sou muito feliz por ter tido a oportunidade de ter convivido com vocês e compartilhando tantos bons momentos nessa fase da minha vida.

Ao amigo **Lucas Hian** por todo apoio, pelas discussões e grande colaboração durante a finalização deste estudo.

Ao **Prof. João Paulo B. Machado**, do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (IMPE), pelo apoio nas análises de perfilometria.

Ao doutorando **Mauro Santos** (ITA) e às mestrandas **Carolina Ceolin Druck** e **Andressa Borin Venturini**, do PPG-Ciências Odontológicas/UFSM, pelo apoio nas análises de ângulo de contato.

Aos demais amigos e colegas de Pós-Graduação **Sabrina Alves Feitosa**, **Suzana Salazar Marocho**, **Priscila Cristoforídes**, **Humberto Lago de Castro**, **Marina Amaral**, **Marília Rippe**, **Lilian Costa Anami**, **César Bergoli**, **Pedro Corazza**, **Mayra Cardoso**, **Luiz Gustavo**, **Anderson Castilho**, **Lucas Zogheib**, **Renata Melo**, **Regina Amaral**, **Sâmia Mota**, **Carolina Martinelli**, **Gabriel Portela**, **Ana Karina** e **Ana Carolina** pelos muitos momentos divididos ao longo destes anos.

Aos funcionários **Marcos Vestalli** e **Thais Calchuté** pela colaboração.

Aos docentes do curso de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pela valiosa participação em meu crescimento profissional.

A todos os professores e funcionários da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, em especial aos do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela acolhida e alegre convivência.

EPÍGRAFE

“Uma vida sem desafios não vale a pena ser vivida.”

Sócrates

SUMÁRIO

RESUMO	10
ABSTRACT	12
1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 Resistência à fratura de dentes restaurados com restaurações indiretas: técnica de cimentação e materiais restauradores (estudos in vitro)	22
2.2 Cerâmicas Odontológicas: influência de diferentes composições e formas de processamento nas propriedades mecânicas dos materiais restauradores	27
2.3 Ciclagem mecânica: determinação dos parâmetros envolvidos na mastigação e influência nas propriedades mecânicas dos materiais	35
2.4 Resistência adesiva: importância e testes empregados	49
2.5 Análise da superfície de fratura	70
2.6 Análise de Elementos Finitos	72

2.7 Estudos Clínicos.....	77
3 PROPOSIÇÃO.....	85
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	86
5 RESULTADOS.....	118
6 DISCUSSÃO.....	141
7 CONCLUSÃO.....	151
8 REFERÊNCIAS.....	152
9 ANEXO.....	165

Trindade FZ. Efeito da ciclagem mecânica em pré-molares restaurados com inlays confeccionados com diferentes materiais cerâmicos na resistência de união dentina-restauração [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012.

RESUMO

Tendo em vista os diversos materiais presentes no mercado, e que a interface adesiva é a principal responsável pela durabilidade de restaurações estéticas, é importante avaliarmos que material apresenta melhor desempenho na cavidade bucal, promovendo sucesso no emprego de restaurações estéticas. Dessa forma, esse estudo teve como objetivo avaliar a resistência de união entre cinco diferentes tipos de restaurações cerâmicas, em cavidades do tipo inlay, e o substrato dentário (pré-molares superiores) antes e após ciclagem mecânica. Para isso, 100 pré-molares superiores íntegros receberam preparos MOD e restaurações inlays foram confeccionadas. Os espécimes foram, então, divididos em 10 grupos (n=10), de acordo com 2 fatores de estudo (fatorial 5 x 2): fator estratégia restauradora (5 diferentes tipos de restauração cerâmica com diferentes composição, microestrutura e forma de processamento: e.Max Press, e.Max CAD, Vita PM9, Vita Mark II e Vita VM7); fator ciclagem mecânica (com ciclagem [100 N, 2 Hz, $1,2 \times 10^6$ ciclos] e sem ciclagem). Em seguida, todos os espécimes foram seccionados no sentido x e y, para se obter espécimes em forma de barras (non-trimming approach) compostos de dentina vestibular – restauração – dentina lingual, para então serem submetidos a teste de microtração. A superfície de fratura foi analisada com auxílio de um estereomicroscópio e o modo de falha determinado. Além disso, uma análise de elementos finitos para avaliação da distribuição de tensões nas restaurações foi empregada.

Os dados obtidos foram analisados estatisticamente de acordo com sua distribuição. A ciclagem teve significativo efeito ($p= 0,0087 < 0,05$) no grupo da cerâmica e.Max Press (G1 e G2), enquanto a resistência de união não foi afetada pela ciclagem nas demais cerâmicas. O teste de Tukey indicou que a resistência de união do grupo Vitamark II teve o mais alto valor médio de resistência de união em ambas as condições, com ciclagem e sem ciclagem. A falha do tipo adesiva na interface cimento e cerâmica foi a que ocorreu com mais frequência. A análise de elementos finitos mostrou que a concentração de tensão de tração na interface entre dente e restauração parece aumentar com o aumento da diferença entre o módulo de elasticidade da cerâmica e do cimento/dentina.

Palavras-chave: Inlays. Cerâmicas. Resistência a tração.

Trindade FZ. Effect of mechanical cycling on bond strength of five different ceramics inlays to dentin [doctorate thesis]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012.

ABSTRACT

Nowadays, a great variety of ceramics are available in the market. The knowledge about the technique that provides better durability to restoration is important. Moreover, because of the adhesive interface is the main responsible for the durability of aesthetic restorations, it is important to evaluate which material presents the best long-term clinical performance to ceramic inlays and provides success in the aesthetic restorations. The purpose of the present study is to evaluate the bond strength of five different ceramics inlays to the tooth structure (upper pre-molar) after mechanical cycling. Then, 100 upper pre-molar received inlays ceramics with different compositions and manufacturing processes and were divided into 10 groups (n=10), in accordance to 2 factors of study: types of ceramic (5 different types of ceramic restorations with compositions, microstructures and manufacturing processes: e.Max Press, e.Max CAD, Vita PM9, Vita Mark II and Vita VM7); and mechanical cycling factor (with mechanical cycling [100N, 2Hz, $1,2 \times 10^6$ cycles] and without mechanical cycling). After that, all the specimens was cuted in x and y axis, (non-trimming approach). These bars were composed by dentine - restoration - lingual dentine. The bond strength of the bars was measured by microtensile bond strength test. The fractured ceramic surfaces were examined under a stereomicroscope and the failure mode was classified. Additionally, a 3-dimensional (3-D) finite element analysis was performed to evaluate the distribution of stress

on the restorations. The mechanical cycling had a significant effect ($p = 0.0087 < 0.05$) on the ceramic e.max Press (G1 and G2), while the bond strength was not affected by cycling the other ceramics. The Tukey test indicated that the bond strength of Vitamark group II had the highest average bond strength in both conditions, with and without cycling. The mode of failure in interface adhesive/cement and ceramics was that which occurred with more frequency. The finite element analysis showed that the tensile stress concentration at the interface tooth/restoration appears increase with the increasing of difference between the modulus of elasticity of ceramic, cement and dentin.

Keywords: *Inlay. Ceramic. Mechanical cycling. Bond strength.*

1 INTRODUÇÃO

No contexto geral, a crescente busca pela estética tem impulsionado o avanço dos materiais que possam contemplar este quesito na reabilitação oral. Essa expectativa estética tem abrangido não só dentes anteriores, mas também os posteriores (Ozturk, Aykent, 2003), promovendo um aumento no desenvolvimento e uso de materiais restauradores estéticos, tais como as resinas compostas e as cerâmicas (Ozturk et al., 2007). Embora, o sucesso clínico das restaurações estéticas esteja intimamente ligado à qualidade da união entre dente e restauração (Amaral et al., 2007; Amaral et al., 2006; Boushell, Ritter, 2009; Della Bona et al., 2002; Guess et al., 2009; Saavedra et al., 2009), o estabelecimento de uma união forte e durável ainda é um desafio para a Odontologia Restauradora atual para alguns sistemas restauradores.

A união entre o material restaurador e o remanescente dental deverá, não só, selar a interface dente-restauração, impedindo a ocorrência de microinfiltrações e, subsequente, insucesso da restauração, como também promover um aumento na resistência tanto da restauração quanto da estrutura dentária, por meio da distribuição uniforme das tensões funcionais (El Zohairy et al., 2003).

Magne e Belser (2003) (Magne, Belser, 2003) avaliaram, em um estudo com elementos finitos, a flexão das cúspides e as tensões presentes na interface dente-restauração de um molar superior

restaurado com três diferentes materiais restauradores. Os autores observaram que os dentes restaurados com compósitos exibiram maior flexão das cúspides, enquanto que aqueles restaurados com *inlays* cerâmicas apresentaram redução na deflexão de cúspides (suposto reforço da estrutura dental remanescente), e possivelmente, prevenindo falhas na interface dentina-restauração. Tais resultados corroboram com os do estudo de Magne e Oganesyán (2009) (Magne, Oganesyán, 2009b), em que cúspides de dentes restaurados com *inlays* de cerâmica apresentaram maior estabilidade do que as cúspides dos dentes restaurados com *inlays* de resina composta.

Adicionalmente, os materiais cerâmicos ainda apresentam importantes propriedades, tais como estabilidade química, biocompatibilidade, coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária (Soares et al., 2005), além de alta resistência a compressão e ao desgaste (Abel, 1998; Fradeani et al., 1997; Van Meerbeek et al., 1998), apresentando um melhor desempenho em longo prazo e representando uma excelente alternativa para a restauração de dentes posteriores, onde a carga mastigatória é maior (Bergman, 1999; Fasbinder, 2006; Fuzzi, Rappelli, 1999; Hayashi et al., 2003; Lange, Pfeiffer, 2009; Martin, Jedynakiewicz, 1999; Otto, De Nisco, 2002). Entretanto, apesar de todas essas vantagens, suas primeiras tentativas de utilização foram frustradas, devido à sua baixa resistência à fratura, à friabilidade e à propagação de trincas através da sua matriz vítrea, ocasionando a falha da restauração (Sobrinho et al., 1998).

Segundo Boushel e Ritter (2009), as *inlays* cerâmicas falham predominantemente como resultado da propagação de trincas a partir de defeitos do material cerâmico, podendo ocasionar sua fratura completa. Banks (1990) verificou que a maioria dos materiais cerâmicos possui um baixo limite de deformação, de aproximadamente 0,1%. Sendo assim, qualquer força quando aplicada sobre um material cerâmico que possa induzi-lo à deformação pode ser capaz, na realidade, de provocar trincas que poderão se propagar pelo interior do material, resultando na sua fratura. Entretanto, acredita-se que o condicionamento com ácido fluorídrico da superfície das cerâmicas e, conseqüentemente, a cimentação adesiva ajudam a limitar a propagação das micro-trincas nas cerâmicas. Tal fato deve-se a união das trincas pelo cimento resinoso que se infiltra nas irregularidades criadas pelo ácido (Bottino, 2004), aumentando assim, a resistência a fratura da restauração (Furukawa et al., 2002) e a resistência do dente restaurado aos esforços mastigatórios.

Dessa forma, a busca por longevidade dessas restaurações tem sido um fator decisivo para o desenvolvimento de novos materiais restauradores (Saavedra et al., 2009). Sendo assim, métodos que visam melhorar as propriedades mecânicas das restaurações cerâmicas e expandir suas aplicações têm sido desenvolvidos, baseando-se não só no reforço da estrutura com a adição de cristais a matriz vítrea, como também no desenvolvimento de novas formas de processamento e na otimização das técnicas adesivas (Soares et al., 2005).

Fatores como a composição química e microestrutura dos materiais cerâmicos e a sua forma de processamento podem modular a

adesão de materiais resinosos à superfície das cerâmicas. Della Bona et al. (2003) demonstrou que diferenças microestruturais entre dois sistemas cerâmicos, no que se refere à natureza, tamanho, forma, quantidade e distribuição estrutural dos elementos que compõem as cerâmicas, poderá exercer significativo efeito nas propriedades mecânicas das mesmas, tais como na resistência a flexão e resistência de união entre cerâmica e cimento. Adicionalmente, Magne e Cascione (2006) observaram em um estudo que variações na resistência de união entre porcelana e cimento resinoso podem ser resultantes dos diferentes métodos de fabricação destas restaurações.

Além disso, Rosenblum e Schulmam (1997) relataram que a confecção de cerâmicas pela técnica prensada foi desenvolvida para melhorar aspectos quanto a homogeneidade e porosidade que podem ocorrer durante a confecção da restauração cerâmica, podendo também influenciar na durabilidade estrutural do material. Acredita-se, ainda, que a presença de defeitos internos no material tem sido minimizada pela produção industrial de blocos cerâmicos para processamento em CAD/CAM (Boushell, Ritter, 2009).

Dentre os sistemas cerâmicos disponíveis no mercado, pode ser citado o sistema IPS e.Max (Ivoclar Vivadent), que é composto por material vítreo a base de dissilicato de lítio, podendo ser injetado ou fresado, respectivamente, e.Max Press e e.Max CAD. Essas cerâmicas de dissilicato de lítio apresentam alto potencial estético e versatilidade para utilização em *inlays*, *onlays*, facetas ou coroas totais anteriores e posteriores (Wiedhahn, 2007). Stappert et al. (2006) concluíram em um estudo utilizando e.Max Press para

restaurações tipo *inlay*, que esse material proporcionou resistência a fratura ao dente restaurado semelhante a de dentes naturais não preparados. Em outro estudo, Wiedhahn (2007) relatou que com o surgimento da cerâmica e.Max CAD teve-se uma significativa contribuição no que se refere a restaurações de alta resistência.

Outra opção recente de cerâmica é a VITA PM9 (VITA Zahnfabrik, Alemanha), que é também um material injetável, entretanto, composto de feldspato de estrutura fina, desenvolvida a partir da cerâmica de recobrimento VITA VM9. Ela pode ser utilizada para sobre-injetar infraestruturas de zircônia tetragonal policristalinas estabilizadas com ítria, sendo também indicada para a fabricação tanto de restaurações do tipo *inlay* como de *onlays*.

A VITA Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) é também uma cerâmica a base de feldspato, entretanto confeccionada pelo sistema CAD/CAM. De acordo com a literatura, é uma cerâmica com alta resistência a abrasão, apresentando uma taxa de sobrevida clínica de 95% após 5 anos (Rosenblum, Schulman, 1997). Além disso, um estudo constatou uma taxa de fratura de apenas 8% após 10 anos (Reiss, Walther, 2000), sugerindo que esse material apresenta excelentes propriedades mecânicas com alto potencial estético e versatilidade para utilização em *inlays*, *onlays*, facetas ou coroas anteriores e posteriores (Wiedhahn, 2007).

Embora a produção industrial de blocos de cerâmica para o sistema CAD/CAM ou para a confecção de cerâmicas injetadas ter ajudado a minimizar a inclusão de bolhas internas na cerâmica, que poderiam enfraquecer o material (Thompson et al., 1996),

restaurações puras de porcelana (*all-ceramic*) do tipo *inlay* têm sido ainda realizadas com cerâmica feldspática de cobertura pela técnica de estratificação, como a VM7 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha), especialmente pela versatilidade de estratificação de diferentes cores de porcelanas. Entretanto, apesar de poder ser um material menos resistente à fratura, apresenta boa adesão à estrutura dentária, por ser um material ácido sensível, e a durabilidade da restauração estar intimamente ligada à preservação da interface adesiva entre dente e restauração (Amaral FL et al., 2007; Amaral R et al., 2006; Boushell, Ritter, 2009; Della Bona et al., 2002; Saavedra et al., 2009).

Dentro deste contexto dos tipos de cerâmica (diferentes microestruturas/processamentos), e tendo em vista a importância da adesão em restaurações *inlays*, é pertinente avaliar o efeito de diferentes tipos de porcelana, na adesão destes materiais a dentina, considerando um desenho experimental mais próximo de uma condição clínica, como pré-molares com cavidades intracoronárias restaurados com diferentes *inlays* de porcelana.

Para isso, estudos *in vitro* que se propõe simular as condições adversas do meio bucal (condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório), pela aplicação cíclica de forças (ciclagem por impulsos mecânicos) sobre os materiais tem sido desenvolvidos (Brentel et al., 2007; Itinoche et al., 2006; Saavedra et al., 2009; Sobrinho et al., 1998). Estes impulsos geram tensões na estrutura restaurada (material e interfaces), propiciando a propagação de trincas e, conseqüentemente, a degradação dos materiais envolvidos ou das

interfaces, o que poderá afetar a união entre material restaurador e a estrutura dental. Embora a correlação entre os resultados de estudos *in vitro* empregando ciclagem mecânica com a realidade clínica da sobrevivência de materiais e dentes restaurados ainda seja uma discussão entre muitos pesquisadores, diversos estudos (Attia, Kern, 2004; Chen et al., 1999; Chitmongkolsuk et al., 2002; Itinoche et al., 2006; Jung et al., 2000; Ohyama et al., 1999; Sobrinho et al., 1998; Strub, Beschnidt, 1998; White et al., 1995; Yoshinari, Derand, 1994) vêm sendo desenvolvidos com o objetivo de avaliar a influência da ciclagem mecânica nas propriedades mecânicas dos materiais e o efeito nas interfaces aderidas, ressaltando que o emprego desse envelhecimento nos materiais é fundamental para prever o desempenho dos mesmos. Nesse sentido, levando-se em conta a importância da durabilidade da interface adesiva entre dente e restauração cerâmica sobre o desempenho clínico de *inlays* cerâmicas, parece ser importante determinar o impacto da ciclagem mecânica de pré-molares com *inlays* cerâmicas sobre a interface dentina – restauração, e assim contribuir em termos de predição do seu comportamento clínico.

Adicionalmente, com o objetivo de avaliar a resistência de união da interface adesiva entre remanescente dentário e restaurações, testes como o de microtração têm sido utilizados (Armstrong et al., 2010; Braga et al., 2010; Feitosa, 2011; Ferreira et al., 2011; Pashley et al., 1995; Phrukkanon et al., 1998; Saavedra et al., 2009; Shono et al., 1999). Sugere-se que este seja o teste mais apropriado para este tipo de análise, pois permite um melhor

alinhamento dos espécimes, proporcionando uma distribuição mais homogênea de tensões na zona interfacial (Della Bona et al., 2002; Valandro et al., 2008).

Além disso, identificar o modo de falha da restauração representa um importante aspecto para a comunidade odontológica, visto que fraturas ocasionadas pela fraca união entre dente e restauração, são ainda a principal causa de falha das *inlays* (Molin, Karlsson, 2000). Com este objetivo, a análise da superfície fraturada e a classificação do tipo de falha ocorrida poderá auxiliar na escolha do material restaurador a ser empregado (Della Bona, 2005; Yan et al., 2009).

No que diz respeito ao conhecimento da distribuição das tensões geradas pelas cargas oclusais sobre as restaurações, ressalta-se que esse tipo de análise pode contribuir para o esclarecimento das causas das falhas inerentes a interface dente/restauração, tais como fratura ou deslocamento dessa restauração. Sendo assim, 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. A análise de elementos finitos (AEF) 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, 2009b). Este método de pesquisa possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais

(Lotti, 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, antecipando situações encontradas em clínica, oferecendo maior previsibilidade comportamental aos materiais restauradores (Ribeiro, 2004).

Dessa forma, levando em conta as premissas apresentadas, esse estudo se propõe: 1) avaliar a influência da ciclagem mecânica de pré-molares restaurados com *inlays* feitos de diferentes materiais cerâmicos na resistência adesiva à microtração entre restauração cerâmica e dentina; 2) comparar a resistência adesiva dos diferentes materiais cerâmicos, antes e após ciclagem mecânica; 3) avaliar a distribuição de tensões em função das estratégias restauradoras, usando o método de análise de elemento finito.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A elaboração desta revisão da literatura teve por objetivo abordar algumas das mais relevantes pesquisas que precederam este estudo, as quais serão apresentadas nos seguintes tópicos:

2.1 Resistência à fratura de dentes restaurados com restaurações indiretas: técnica de cimentação e materiais restauradores (estudos *in vitro*)

Morin et al. (1984) realizaram um experimento com a fixação de extensômetros em 12 pré-molares superiores nos quais foram realizados preparos MOD. Um carregamento oclusal foi realizado através de uma prensa hidráulica e a flexão das cúspides foram mensuradas usando-se um extensômetro. Dois procedimentos restauradores adesivos e três não adesivos foram testados para cada dente. Os dois procedimentos adesivos mostraram significativamente maior reforço às cúspides que os procedimentos não adesivos. Entre

os procedimentos não adesivos existiu uma sensível variação com uma restauração em resina não aderida mostrando capacidade de reforço da estrutura dental. A deformação nas cúspides submetida a um carregamento oclusal em uma restauração aderida pelo processo de condicionamento ácido mostrou-se menos nociva que quando comparada a procedimentos não adesivos.

Em uma revisão da literatura que envolve as características da porcelana dental, Banks (1990) verificou que a maioria dos materiais cerâmicos possui baixo limite de deformação de aproximadamente 0,1%. Sendo assim, qualquer força quando aplicada sobre um material cerâmico que possa induzi-lo a deformação pode ser capaz, na realidade, de provocar trincas que poderão se propagar pelo interior do material, resultando na fratura do material. Entretanto, o autor relatou que o condicionamento ácido da cerâmica associado ao uso de adesivos, que promovem a hibridização da estrutura dental, e de cimentos resinosos, melhoraram a retenção da restauração, e reduziram a infiltração marginal, aumentando a resistência do dente restaurado aos esforços mastigatórios.

Mak et al. (1997) avaliaram a resistência à fratura de pré-molares restaurados com *inlays* confeccionadas com quatro sistemas cerâmicos. Foram selecionados 40 pré-molares com medidas vestibulo-linguais aproximadas. Os dentes foram preparados e, em seguida, moldados com silicone por adição. Foram confeccionadas restaurações de porcelana feldspática, Mirage (CHAMALEON); cerâmica fundida, Empress (IVOCLAR) e vidro ceramizado, Dicor (DENTSPLY); Cerâmica aluminizada Vitadur N (VITA). Aplicação

de um carregamento axial de compressão foi realizada, a uma velocidade de 1mm/minuto e, posteriormente, o padrão de fratura foi analisado em cinco níveis: I - para amostras com mínima fratura de dente ou da *inlay*, II – fratura menor que metade da *inlay*, III – fratura da *inlay* ao meio, IV- amostra com mais da metade da *inlay* fraturada e removida e, V – para a fratura total do dente e/ou da *inlay*. Os resultados foram analisados estatisticamente, demonstrando que a resistência à fratura dos dentes restaurados com a cerâmica Dicor foi estatisticamente superior aos grupos restaurados com a cerâmica feldspática e a cerâmica aluminizada, contudo apresentaram resultados semelhantes aos dentes restaurados com cerâmica Empress.

Bremer e Geurtsen (2001) propuseram determinar a resistência a fratura de dentes restaurados com vários tipos de restaurações adesivas. Cinquenta molares humanos livres de cárie foram divididos aleatoriamente em cinco grupos com 10 dentes cada. Cavidades de MOD foram preparadas em 40 molares com uma largura (vestíbulo-lingual) de 50% da distância intercuspidal. As cavidades foram restauradas com os seguintes materiais: Cerec, IPS Empress (cerâmicas), Arabesk ou Charisma F (resina compostas). O grupo controle consistiu em 10 molares que não foram preparados. Todos os 50 dentes foram submetidos a um carregamento oclusal em máquina de ensaio universal até a fratura. Os resultados demonstram que não houve nenhuma diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores dos dentes íntegros (2,102 N) e os dentes com as restaurações em Cerec (2,139 N). Porém, ambos os grupos demonstraram uma diferença significativa ($p < 0,05$) quando comparado com os dentes restaurados

com a cerâmica IPS Empress (1,459 N) e resina composta Arabesk (1,459 N). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os últimos dois grupos. O grupo restaurado com Charisma F (1,562 N) não demonstrou nenhuma diferença significativa quando comparado com todos os outros grupos inclusive controle ($p > 0,05$). Uma recuperação da resistência de molares é possível por meio de uma restauração adesiva na forma de uma ancoragem interna, sendo porém dependente do material restaurador utilizado.

Cotert et al. (2001) compararam a resistência à fratura de dentes posteriores restaurados com cinco restaurações adesivas diferentes. Oitenta e quatro molares humanos hígidos foram selecionados e divididos em sete grupos. Os primeiros cinco grupos receberam preparos méso-ocluso-distal (MOD) e foram restaurados com (1) amálgama adesivo, (2) resina para posterior, (3) *inlay* direto, (4) *inlay* metálico e (5) *inlay* cerâmico. O sexto e sétimo grupo representam os grupos controles. Amostras do grupo 6 estavam preparadas, entretanto sem restauração (grupo preparado). Amostras de grupo 7 eram dentes intactos que foram também testados. Todas as amostras foram submetidas a um carregamento axial até a fratura. Os resultados demonstraram que enquanto os dentes hígidos tiveram uma resistência significativamente maior que os demais grupos, enquanto que os dentes preparados, porém, não restaurados foram os mais fracos. Nenhuma diferença significativa foi achada quanto a resistência à fratura entre os grupos restaurados. Os autores concluíram que houve diferença estatística significativa entre a resistência à fratura do grupo hígido e os demais grupos e entre os grupos restaurados e o

grupo com preparo. Porém as diferenças entre os grupos que receberam diferentes restaurações foram insignificantes. Sendo assim, sugere-se que a resistência à fratura tende a ser mais influenciada pela remoção de estrutura dental.

Habekost et al. (2007) realizaram um estudo *in vitro* cujo objetivo foi testar a resistência adesiva ao esmalte e dentina e o módulo de flexão de três cimentos resinosos. Eles também determinaram a influência dessas propriedades na resistência à fratura de dentes restaurados com *inlays* cerâmicos. Inicialmente, 10 discos padronizados de cerâmica foram cimentados ao esmalte usando os seguintes cimentos resinosos: Enforce (E), RelyX ARC (RX) e Fill Magic Dual Cement (FM). Após sete dias de armazenamento, os espécimes foram submetidos a forças de tração a uma velocidade de 0,5 mm/minuto até a fratura. O módulo de flexão de cada tipo de cimento resinoso foi calculado com base na curva de tensão-deformação usando o método de flexão de três pontos. Para a resistência à fratura, 40 pré-molares superiores foram divididos aleatoriamente em quatro grupos (n = 10). Três grupos foram preparados e restaurados com *inlays* cerâmicos cimentados com os mesmos cimentos resinosos utilizados durante o ensaio de tração (n = 10). Dentes intactos foram utilizados como grupo controle. Os espécimes foram submetidos ao carregamento axial por compressão a 0,5 mm/min, usando uma esfera de aço (10 mm) até a sua fratura. A análise estatística revelou que, para todos os cimentos, a resistência de união ao esmalte foi significativamente maior (p < 0,05) do que a obtida em dentina. Em ambos os substratos, RX e FM mostraram

maior adesão do que a obtida para E ($p < 0,05$). Em relação ao módulo flexural, FM teve o mais baixo módulo de flexão e E o mais alto, enquanto que RX apresentou-se diferente dos outros dois ($p < 0,05$). Os dentes restaurados com *inlays* cimentadas com RX e E tiveram uma resistência à fratura significativamente maior ($p < 0,05$) do que aqueles restaurados com *inlays* cimentadas com FM, entretanto, a resistência observada no grupo controle (dentes intactos) não foi recuperada. Com base nisso, os autores concluíram que os três cimentos utilizados no estudo apresentaram diferentes propriedades mecânicas, sendo que um maior módulo de flexão normalmente resultou em uma maior resistência à fratura para os dentes restaurados com *inlay* cerâmica.

2.2 Cerâmicas Odontológicas: influência de diferentes composições e formas de processamento nas propriedades mecânicas dos materiais restauradores

As cerâmicas odontológicas podem ser classificadas de acordo com diferentes aspectos: quanto à microestrutura, quanto ao método de processamento e quanto à sensibilidade ao ácido hidrófluorídrico.

Quanto à microestrutura as cerâmicas podem ser classificadas em: cerâmica feldspática, cerâmica de fluorapatita, cerâmica feldspática reforçada com leucita, cerâmicas de dissilicato de lítio, cerâmicas a base de alumina, cerâmicas a base de alumina reforçada com zircônia, e cerâmicas policristalinas de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com ítria (Y-TZP) (Rosenblum, Schulman, 1997).

Em 1996, Kelly et al. realizaram um trabalho de revisão de literatura em que descreveram as características da porcelana feldspática, também denominada de porcelana convencional, como sendo um material composto por uma estrutura vítrea, constituída basicamente por quartzo, feldspato e coalin. Os autores relataram que os sistemas modernos de porcelanas feldspáticas são reforçadas com óxidos de alumínio ou leucita com o intuito de torná-las mais resistentes à propagação de fratura.

Guazzato et al. (2004) avaliaram a resistência, a tenacidade a fratura e a microestrutura de diferentes cerâmicas vítreas. Segundo os autores, o aumento do conteúdo cristalino das cerâmicas vítreas é acompanhado pelo aumento de resistência e tenacidade de fratura, e que em materiais com conteúdo cristalino equivalente, fatores como porosidade, orientação, forma e tamanho dos cristais são importantes na determinação de tais propriedades mecânicas. Além disso, os autores relatam que as cerâmicas odontológicas tendem a falhar sob uma deformação crítica, e qualquer aumento na sua resistência só pode ser alcançado através de um aumento no seu módulo de elasticidade e/ou eliminando seus defeitos de superfície, já

que estes podem iniciar uma trinca e desencadear uma fratura. Entretanto, sua ocorrência dependerá da quantidade de vidro e de cristais presentes em sua composição, pois quanto maior a quantidade de vidro e menor a quantidade de cristais, menor será a resistência mecânica da cerâmica. Dessa forma, a integridade da superfície de uma cerâmica tem um papel importante na longevidade da restauração, pois uma cerâmica de alta resistência, mas com superfície defeituosa pode ter uma performance clínica pior do que uma cerâmica teoricamente mais fraca, mas com uma superfície íntegra.

Adicionalmente, Mackert e Wilians (1996) relataram que quando grupamentos de cristais se encontram em uma estrutura cerâmica, microtrincas já presentes na estrutura tendem a coalescer, formando uma trinca ao redor desse grupamento como se fosse um cristal único e reduzindo a resistência e tenacidade a fratura da cerâmica. Segundo Dong et al. (1992), a confecção de cerâmicas pela técnica prensada foi desenvolvida para melhorar aspectos quanto a homogeneidade dos cristais e porosidade que podem ocorrer durante a confecção da cerâmica convencional, podendo influenciar na durabilidade estrutural do material

Com relação aos métodos de processamento das cerâmicas, Roseblum e Schulman (1997) discutiram todas as categorias de sistemas cerâmicos, relatando sobre suas técnicas de processamento, resistência e desgaste característicos. Segundo os autores, as cerâmicas odontológicas podem ser processadas por diversas técnicas, sendo as mais comuns: estratificação (convencional), prensada, slip-casting e CAD/CAM. Na técnica

convencional (estratificação), a cerâmica é aplicada sobre um modelo refratário para confecção de restaurações parciais ou podem ser aplicadas sobre copings de cerâmica aluminizada ou de a base de zircônia estabilizada com ítria, bem como sobre cerâmicas feldspáticas prensadas ou usinadas, feldspáticas com leucita ou a base de dissilicato de lítio, possibilitando construir esteticamente a forma final da restauração. Já na técnica prensada, a restauração é encerada sobre o modelo de gesso, incluída em revestimento e, utilizando a técnica da cera perdida, a cera é eliminada. A pastilha cerâmica é então levada a um forno cerâmico específico do sistema, adaptada na entrada do conduto de alimentação do revestimento, e sobre calor e pressão, ela é fundida e injetada dentro do revestimento, preenchendo o espaço ocupado anteriormente pela cera. Já o método *Slip-casting*, o qual é utilizado para confecção da infra-estrutura cerâmica (copings e estruturas para prótese fixa), consiste na aplicação de um pó com alto conteúdo de alumina (70 a 85%) umedecido e aplicado sobre um modelo de gesso, denominado de barbotina, o qual é esculpida manualmente e parcialmente sinterizada em seguida em um forno específico. Em uma segunda fase, um vidro fundido de aluminossilicato de lântano ($\text{LaAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$) é infiltrado na barbotina, proporcionando alta resistência ao conjunto. Sobre esta estrutura é aplicada a cerâmica de cobertura do sistema, a qual é responsável pela forma e estética final da restauração. Por fim, no método CAD/CAM, é realizada uma impressão ótica do preparo, a qual pode ser feita com um scanner intra-oral diretamente sobre preparo dentário em boca (Sistema Cerec 3, Sirona, Bensheim, Alemanha) ou em modelos de

gesso, utilizando scanners a laser (Cercon, Dentsply, Ceramco, USA), de infra-vermelho (Scanner inEos, Cerec inLab, Sirona, Bensheim, Alemanha) ou de contato (Procera, Nobel Biocare, Gotenborg, Suíça). A imagem digitalizada é enviada a uma unidade computadorizada acessória (CAD), onde a restauração é confeccionada com o auxílio de um programa computacional e em seguida enviada para a unidade fresadora acessória (CAM) para fresagem da restauração final a partir de blocos cerâmicos pré-fabricados. Finalizando, os autores relataram que a escolha do sistema cerâmico mais adequado depende de cada situação clínica em particular. Ou seja, os materiais mais resistentes devem ser usados em situações de maior estresse (dentes posteriores), enquanto que os menos resistentes devem ser usados em situações em que a abrasão dos dentes pode ser crítica (superfícies linguais de dentes anteriores superiores). E, embora estudos *in vitro* tenham mostrado diferenças significativas na resistência e na dureza de alguns destes materiais, resultados de estudos clínicos em longo prazo ainda não estão disponíveis. Sendo assim, ainda não existe um sistema cerâmico que possa ser considerado a substituição ideal para a estrutura do dente natural. Apesar disso, os autores concluíram que as cerâmicas têm tido um papel cada vez mais importante na odontologia restauradora, mas melhorias na resistência fratura e nas propriedades de desgaste, ainda devem ser pesquisadas.

Segundo Griggs (2007), apesar dos materiais cerâmicos serem capazes de imitar a aparência dos dentes naturais; dois obstáculos têm limitado o seu uso: (1) fragilidade e (2) maior esforço e tempo necessário para o seu processamento, em comparação com

ligas metálicas e as resinas odontológicas. Entretanto, o autor relata que avanços recentes nos métodos de processamento das cerâmicas têm simplificado o trabalho do técnico de prótese dentária e têm permitido maior controle de qualidade para estes materiais, aumentando sua confiabilidade mecânica. Atualmente, apesar das cerâmicas apresentarem composição semelhante, elas podem ser fabricadas por meio de diferentes técnicas laboratoriais, resultando em diferenças na distribuição de falhas, de translucidez, e de ajuste. Essas diferenças são importantes, pois podem afetar o desempenho clínico da restauração. A fabricação da cerâmica pelo método de condensação ou estratificação, por exemplo, resulta em uma grande quantidade de porosidade residual. Além disso, as partículas cristalinas que fortalecem o material não estão ligadas umas às outras, sendo separadas por regiões vítreas. Essa porosidade e natureza descontínua da fase cristalina proporcionam resistência relativamente baixa e variada. Já a cerâmica fabricada pela técnica da cera perdida (cerâmica prensada), apresenta microestrutura similar a da porcelana em pó, no entanto, apresenta maior conteúdo cristalino, pois os lingotes são fabricados a partir de lingotes de vidro não poroso, que ao sofrerem tratamento térmico, transforma-se em cristais. Este processo pode produzir um material bem controlado e homogêneo. A cerâmica confeccionada pela técnica de CAD-CAM, assim como a cerâmica prensada, estão disponíveis como lingotes pré-fabricadas, que serão usinados por ferramentas controladas por computador. No caso das cerâmicas pré-sinterizadas, os lingotes são porosos, o que permite rápida usinagem sem ocorrência de fratura. Entretanto, é necessário

um tratamento subsequente, como a sinterização, para eliminar a porosidade. Cerâmicas densamente sinterizadas estão disponíveis em lingotes não porosos, que são mais difíceis de serem usinados, mas não exigem qualquer sinterização posterior. Segundo o autor, pode-se questionar se o processo de usinagem gera fissuras superficiais que poderão enfraquecer a cerâmica, especialmente no caso de lingotes densamente sinterizados. Segundo os autores, os estudos *in vitro* apresentados nesta revisão confirmaram a presença de tais danos, entretanto, os estudos *in vivo* sugerem um efeito sobre a longevidade das *inlays* apenas.

Quanto à sensibilidade ao ácido hidrófluorídrico as cerâmicas podem ser ácido-sensíveis ou ácido-resistentes. As cerâmicas ácido-sensíveis compreendem as cerâmicas com grande quantidade de sílica (matriz vítrea) em sua composição, como as cerâmicas feldspáticas e de dissilicato de lítio, uma vez que a sílica é a substância degradada quando em contato com o ácido hidrófluorídrico. Este tipo de cerâmica, geralmente, é a mais indicada e utilizada para confecção de restauração parciais do tipo faceta laminada, *inlay/onlay/overlay* e coroas totais anteriores. Já as cerâmicas ácido-resistentes, apresentam em sua composição uma quantidade alta de óxidos (fase cristalina), como, óxido de alumínio, óxido de zircônio, e baixa quantidade de sílica. Neste caso o condicionamento nessas cerâmicas não é eficiente. Este tipo de cerâmica está indicado para a confecção de coroa e prótese fixas anteriores e posteriores (Bottino, 2004).

Della Bona (2005) relatou em uma revisão de literatura que o sucesso clínico de procedimentos adesivos para restaurações cerâmicas e reparo destas restaurações depende da qualidade e durabilidade da adesão entre a cerâmica e a resina. A qualidade desta adesão dependerá dos mecanismos adesivos que são controlados em parte pelo tratamento de superfície que promove uma união micro-mecânica e/ou química com o substrato. O objetivo desta revisão é correlacionar a tenacidade à fratura aparente da interface adesiva (K_A) com os parâmetros morfológicos da superfície de fratura dos sistemas cerâmica-resina em função do tratamento da superfície cerâmica. Esta análise foi desenvolvida para identificar os mecanismos que promovem a adesão nestes sistemas cerâmica-resina e determinar uma metodologia apropriada para testar a resistência adesiva produzindo resultados relevantes da performance da união. Esta revisão sugere que (1) a microestrutura e composição são fatores que atuam no desenvolvimento de retenção micromecânica produzida pelo tratamento de superfície; (2) a rugosidade da superfície cerâmica proporcionado pelo tratamento com ácido fluorídrico e pelo silano produz os maiores valores de resistência de união para cerâmicas ácido-sensíveis; (3) revestimento de sílica em cerâmicas ácido-resistentes é importante para melhorar a sua união à resina; (4) a resistência à tração e a resistência fratura aparente interfacial da cerâmica unida à resina é afetada pela microestrutura da cerâmica e pelos tratamentos de superfície da cerâmica; (5) a definição da zona de adesão é fundamental para classificar os modos de falha, que deve ser um componente integral de todas as análises de falha; (6) o teste

de microtração é preferível aos ensaios convencionais de cisalhamento ou flexão como indicador da qualidade da união entre resina e cerâmica, desde que as fraturas ocorram dentro da interface adesiva; (7) uma análise microscópica cuidadosa das superfícies de fratura e um mapeamento dos elementos componentes da superfície fraturada por meio de raios-X pode produzir uma descrição mais consistente e completa do processo de fratura e interpretação dos modos de falha, e (8) há uma correlação positiva entre o W_A (molhabilidade do adesivo), a resistência à tração, e o K_A , isto é, quanto maior o valor de W_A , maior a média dos valores de resistência à tração e o K_A . Assim, o autor concluiu que a qualidade da união não deve ser avaliada com base em dados de resistência de união isoladamente, análises do modo de falha e fractográfica devem fornecer importantes informações para se prever o desempenho clínico de um material, representando testes finais de qualquer sistema adesivo. Além disso, o autor relata que estudos futuros devem também incidir sobre as condições de tratamento de superfície ideais devido à pobre adesão presente entre cimentos resinos e as cerâmicas ácido-resistentes.

2.3 Ciclagem mecânica: determinação dos parâmetros envolvidos na mastigação e influência nas propriedades mecânicas dos materiais

Uma infinidade de estudos *in vitro* têm sido desenvolvidos com o objetivo de prever a sobrevivência de materiais e de dentes restaurados. Para isso, os impulsos mecânicos gerados pelas forças mastigatórias têm sido simulados por meio da ciclagem mecânica, reproduzindo as condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório, em que fendas ou desgastes superficiais contribuem para deterioração do material, da interface adesiva e para redução da resistência a fratura da restauração e do dente. Entretanto, para que os ciclos mastigatórios pudessem ser simulados, foi, primeiramente, necessária a realização de estudos que investigassem o funcionamento do ciclo mastigatório, como as forças oclusais envolvidas, a duração e a frequência dos ciclos mastigatório.

Em um estudo de De Boever et al. (1978), forças oclusais funcionais, em condições próximas ao normal, foram observadas durante a mastigação de diferentes tipos de comida, relacionando-as a atividade dos músculos. Três pacientes da Clínica de Prótese da Universidade de Michigan foram selecionados e eletrodos foram posicionados nos músculos temporal, masséter e digástrico. Dados eletromiográficos dos músculos mastigatórios foram registrados a uma velocidade de 5mm/seg. Transmissores foram instalados em nas próteses removíveis dos 3 pacientes. Estes transmissores mediram as forças oclusais durante a mastigação, sendo que os pacientes não possuíam nenhum trauma oclusal ou disfunção do sistema estomatognático. Análise de variância foi usada para testar a hipótese nula de que não houve diferença na forças oclusais e musculares obtidas em diferentes dias, alimentos, lado da mastigação, e várias

outras funções não mastigatórias. Assim, determinou-se a atividade muscular em repouso, frequência mastigatória, o padrão de contração muscular, a sincronização das contrações e possível hiperatividade. O padrão eletromiográfico observado nos pacientes quando em repouso, na deglutição e na mastigação foi considerado normal. Boa coordenação e sincronização dos músculos foram observadas. A frequência mastigatória permaneceu em torno de aproximadamente 1 Hz, podendo variar de 0,5 a 1,3 Hz. Para todos os indivíduos e eventos o pico de força oclusal raramente excedeu 10 a 15 libra-força (1 N = 4,45 libra-força). Observaram-se diferença estatisticamente significativa nas forças oclusais para diferentes tipos de alimentos, sendo que foi menor para os alimentos mais macios e maior para os mais duros. Também se observou diferenças nos valores de uma sessão para outra e de um sujeito para outro. Concluiu-se que tanto a frequência mastigatória quanto a força exercida durante a mastigação podem ser influenciados pelo dia, pelo indivíduo, e pelo tipo de alimento, sua consistência e viscosidade. Além disso, as forças oclusais foram muito maiores no lado funcional durante a mastigação do que do lado não funcional.

Jemt et al. (1979) realizaram um estudo em que os movimentos de mastigação da mandíbula de 10 jovens adultos foram registrados com auxílio de um LED. Os registros foram feitos manualmente, e as seguintes observações foram feitas: 1 - a duração do ciclo mastigatório reduziu de 1,12 segundos para o ciclo 1 e 0,76 segundo para o ciclo 16, sendo a média da duração do ciclo mastigatório igual a aproximadamente 1 segundo; 2 - a duração da

fase de abertura pareceu ser menor do que a da fase de fechamento; 3 - o movimento máximo vertical da mandíbula diminuiu ao longo do período mastigatório. Segundo os autores, os resultados obtidos neste estudo corroboram com os relatados por outros investigadores.

Para Gibbs et al. (1981), para obter-se dados precisos a respeito da força empregada durante a função mastigatória, um dispositivo baseado na transmissão de som foi desenvolvido para a realização do presente estudo. Para isso, vinte indivíduos com boa oclusão foram selecionados. Os dados fornecidos pelos dispositivos de transmissão de som foram coletados durante a mastigação de diferentes tipos de alimento. Pode-se observar que a força máxima de mordida dos indivíduos foi de 162 pounds (36,4 N), variando de 55 a 280 pounds (12,3N a 62,9N). As forças oclusais durante a mastigação e a deglutição foram surpreendentemente elevadas (36,2% e 41%), cerca de 40% da força máxima de mordida do indivíduo. Os contatos de deslizamento dos dentes, enquanto entram e saem da posição de intercuspidação foram de curta duração e baixa magnitude, quando comparado com as forças geradas em MIH. Durante a mastigação, o pico de força oclusal ocorreu após o pico da atividade EMG. Esta por si só não se correlaciona diretamente com a força gerada durante a mastigação. Estudos anteriores, usando transdutores em próteses parciais fixas mediram apenas uma parte da força total, sugerindo que as forças de mastigação seriam muito menores do que os dados apresentados no presente estudo. O método de transmissão de som para medição de força durante a mastigação mostrou-se prático para

fins de pesquisa. Além disso, nenhum dispositivo intra-oral foi necessário, e a relação de tempo e força teve uma precisão de 15 ms.

Gibbs et al. (1981) compararam as características das forças de mastigação de indivíduos com altos e baixos valores de força de mordida. Alteração das forças oclusais com relação a alimentos de diferentes consistências e, durante a mastigação, a adaptação do sistema mastigatório ao bolo alimentar foram investigados. Para isso, vinte indivíduos foram selecionados. Para obtenção dos dados, um dispositivo de transmissão de som foi utilizado pelos participantes deste estudo. Os valores de força obtidos foram muito maiores quando os indivíduos estavam em posição de intercuspidação (58,7 pounds ou 13 N). As forças de mastigação são influenciadas pela consistência do alimento, sendo muito maior quando alimentos duros são ingeridos. A força oclusal durante o momento da intercuspidação ao longo do ciclo mastigatório aumenta consideravelmente à medida que o bolo alimentar é mastigado e reduzido. Durante a mastigação, os indivíduos que apresentaram maior força de mordida apresentaram maior força oclusal durante a mastigação.

Delong e Douglas (1983), visando melhorar as possíveis falhas normalmente presentes na simulação da mastigação, que são a aplicação de movimento e força contra amostras anatomicamente corretas, realizaram um estudo de forma semelhante aos parâmetros produzidos durante a mastigação *in vivo*, desenvolvendo um sistema que reproduz, de forma muito precisa, o movimento e as forças da mastigação. Os autores relatam que, segundo estudos com strain

gauge, as forças geradas no dente durante a mastigação correspondem a uma taxa de 9-180 N e a duração dessas forças é 0,25-0,33 s (Jemt et al., 1979). Quando estes dois parâmetros são relacionados, descrevem completamente as forças geradas durante a mastigação. Entretanto, segundo os autores, o problema de se reproduzir a força mastigatória e o movimento é projetar um equipamento que possa gerar movimento no plano horizontal; que siga a anatomia da amostra no plano frontal, e que possa gerar uma força entre 9-180 N, com uma duração de 1/4 ou 1/3 de segundo. Um aspecto desejável na ciclagem é completar o teste o mais rápido possível, o que pode ser feito por meio de aumento na frequência da ciclagem. Entretanto, uma vez que a duração da força é entre 1/4 e 1/3 s, a frequência máxima a ser utilizada é de 3-4 Hz. Assim, minimizando a quantidade de tempo gasto para reposicionar o equipamento, com uma abertura vertical de 2 mm, uma excursão lateral de 1 mm, e uma força oclusal de 111 N, o sistema gerou uma taxa de mastigação de três ciclos por segundo, com um tempo de contato oclusal de 0,3 s por ciclo. O presente estudo demonstrou que dois sistemas hidráulicos integrados puderam produzir muitas das características do ciclo mastigatório. Sendo assim, os autores concluíram que essa metodologia poderá ser usada na avaliação de novos materiais e técnicas.

Com relação à correlação clínica do número de ciclos mastigatórios normalmente empregados nos estudos *in vitro*, DeLong et al. (1985) realizaram um estudo em que correlação clínica com a boca artificial foi testada, constatando que 250.000 ciclos mastigatórios equivalem a 1 ano de desgaste clínico do amálgama. Os parâmetros de

ciclagem utilizados foram: força oclusal de 13,35 N, tempo de contato das cúspides de 0,23 s, frequência de 4 ciclos/seg (4Hz). Este estudo baseou-se nos estudos de Coffey et al. (1985) e Ogle e Ortman (1985) para se determinar tais parâmetros, entretanto, esses trabalhos estudaram o desgaste em dentes de resina acrílica. Sakaguchi et al. (1986) também realizou um estudo correlacionando o desgaste de dentes de resina acrílica com o tempo de uso clínico. Os parâmetros do ciclo mastigatório utilizados foram: força oclusal de 13,35 N, tempo de contato das cúspides de 0,23 s, frequência de 4 ciclos/seg (4Hz). Segundo os autores, embora Delong et al. (1985), Sakaguchi et al. (1986) e Krejci et al. (1993) considerem que o desgaste produzido por 240.000-250.000 ciclos mastigatórios corresponde ao desgaste medido após um tempo clínico de 1 ano, Kern et al. (1999) realizaram um estudo em que o desgaste do esmalte dental e de quatro diferentes resinas compostas foi avaliado, após 1.200.000 ciclos e carga oclusal de 49 N, pois segundo os autores, para simular um tempo clínico de 5 anos, cerca de 1.200.000 ciclos mastigatórios devem ser realizados. Os autores observaram que o esmalte apresentou menor desgaste do que as resinas compostas. No entanto, uma resina composta ultrafina mostrou um desgaste que não foi estatisticamente diferente a apresentada pelo esmalte, enquanto que as outras resinas compostas apresentaram um desgaste significativamente maior do que o esmalte.

Segundo Wiskott et al. (1995), evidências clínicas indicam que a maioria das fraturas que ocorrem em estruturas protéticas ocorrem após um período de muitos anos. Essas falhas geralmente não estão relacionadas a um episódio de sobrecarga aguda,

mas sim como resultado de falha por fadiga. O objetivo desta revisão foi apresentar uma visão geral do conhecimento atual sobre a falha por fadiga, sua origem física, métodos de análise, e implicações protéticas. Segundo os autores, todos os dispositivos aplicáveis aos testes de fadiga são capazes de colocar uma amostra sob estresse repetidamente, no entanto, elas podem diferir consideravelmente quanto aos parâmetros de estresse. Estes parâmetros são: a frequência de ciclagem, o pré-esforço e o valor algébrico do stress. Além disso, complexos de carga também podem ser gerados, quando algumas máquinas, na tentativa de reproduzir um ambiente clínico, associam umidade e temperatura semelhante ao meio bucal. Quanto ao número de ciclos de carga que devem ser aplicadas às estruturas dentárias, o seguinte cálculo pode ser feito. Considerando três períodos de 15 minutos de mastigação por dia, a uma taxa de 60 ciclos por minuto (1 Hz), a média individual de mastigação é de 2.700 vezes por dia. Isso equivale a aproximadamente 10^6 ciclos por ano. Se a meia-vida de uma prótese parcial fixa é dada como sendo de 20 anos, esta prótese terá passado por 2×10^6 ciclos de estresse. Por outro lado, pode-se argumentar que nem todo ciclo de mastigação é "ativo" (a aplicação de tensão máxima para a estrutura). Portanto, o total de 2×10^6 ciclos de mastigação calculado anteriormente deve ser calculado para que um valor realista seja obtido. Para aplicações dentárias, ensaios de fadiga devem ser realizados por um mínimo de 10^6 ciclos. Os autores relatam ainda que em um trabalho clássico sobre a sobrevivência em longo prazo de restaurações, Schwartz et al. revelaram que falhas mecânicas ocorreram depois de 5 a 10 anos, e que resultados

semelhantes foram relatados por Walton et al. Além disso, outros autores relataram falhas, dependendo do tipo de restauração, após 2,5 a 15 anos. Testes de fadiga são métodos valiosos para avaliar os materiais dentários, mas existe uma grande diversidade de métodos que são executados sem disciplina. Dessa forma, os autores sugerem que para prótese, para se gerar dados com a maior "potencial preditivo", as seguintes diretrizes são úteis: 1- os testes de fadiga devem ser baseados em dados de fratura mecânica e no parâmetro K; 2 - os testes devem ter pelo menos 10^6 ciclos para uma vida útil clinicamente relevante aproximada; 3 - para próteses, um estresse negativo (ida e volta) é aconselhável; 4 - diagramas S-N (tensão/deformação) não são sempre necessários, uma vez que o baixo regime de ciclos ($< 10^6$ ciclos) é aplicável apenas para materiais e estruturas temporárias; 5 - a determinação de uma resistência convencional no limite de 10^6 de ciclos é recomendado; 6 - atualmente, a análise por staircase parece ser o procedimento mais simples para determinar S. Se a análise por staircase é aplicado, o número de amostras maior que 20 deve ser utilizada; 7 - grande número de ciclos e amostras maiores exigem frequências maiores. No entanto, métodos de teste acelerados podem exigir um modelo matemático para converter esses dados para valores aplicáveis às frequências clinicamente relevantes. Na opinião do autor, um teste de fadiga rotacional é um meio rápido e rentável para gerar dados relevantes.

Stappert et al. (2006) avaliaram a influência do design do preparo na resistência à fratura de dentes posteriores restaurados com cerâmica prensada, com cobertura parcial de cúspides, sob fadiga.

Eles compararam os resultados das *inlays* em cerâmica prensada (IPS e.max Press-VP 1989/4, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), com resultados de molares não preparados. Noventa e seis molares humanos superiores foram divididos aleatoriamente em seis grupos. Espécimes do grupo controle NP permaneceram sem preparo. Espécimes do grupo controle IN receberam um preparo tipo *inlay* mesio-oclusal-distal (MOD). Os grupos teste receberam preparo com cobertura parcial (PCR) baseado no design de grupo IN, com redução adicional das cúspides, aumentando de grupo para grupo. Os autores fabricaram 16 *inlays* de cerâmica e 64 PCRs de IPS e.max Press, cimentando-as adesivamente. Todos os espécimes foram submetidos à fadiga mecânica (1.200.000 ciclos, frequência de 1,6 Hz e e força de 98N), à 5.300 ciclos térmicos e à observação de padrões de fratura. Em seguida, espécimes sobreviventes ao envelhecimento foram submetidos a um carregamento até a fratura. Nenhuma fratura ocorreu durante a simulação da mastigação. Após o carregamento em máquina de ensaios universal, os grupos não apresentaram diferenças significativas nos valores de resistência à fratura ($p=0,6026$). Assim, os diferentes designs de PCRs não demonstraram influência significativa sobre resistência a fratura das restaurações. As cargas de falha variaram de 1,567 a 1,960 N. Dessa foram, os autores concluíram que todas as cerâmica de PCRs para molares feitas de IPS e.max Press mostraram-se resistentes à fratura, com resultados comparáveis com os dentes não preparados. Entretanto, os autores discutiram ainda que os parâmetros de fadiga usados na simulação da mastigação foram baseados nos valores fisiológicos encontrados na

literatura (Kern et al., 1999). Embora uma carga de 49 N tenha sido utilizada em várias estudos *in vitro* (Kern et al., 1999; Stappert et al., 2005), pesquisas mostraram que as forças oclusais na dentição posterior pode exceder 49 N durante a mastigação ou deglutição (Gibbs et al., 1986). E por isso, uma carga de 98 N foi utilizada no presente estudo e, como resultado os autores observaram que todas as amostras apresentaram valores de resistência a fratura superiores a 800 N, excedendo a força máxima de mordida (cerca de 725 N) para dentes posteriores como relatado na literatura (De Boever et al., 1978; Gibbs et al., 1981). Além disso, os autores relataram que estudos clínicos demonstraram que os seres humanos têm uma média de 250 mil ciclos mastigatórios por ano (DeLong, Douglas, 1983; Sakaguchi et al., 1986). Entretanto, para simular um tempo de uso de cinco anos, muitos pesquisadores têm utilizado (Gibbs et al., 1986; Stappert et al., 2005) 1.200.000 ciclos mastigatórios. Dessa forma, pôde-se concluir também que diferenças na resistência à fratura, sob condições *in vitro*, podem ser causadas por diferentes tipos de cerâmica, métodos de ensaio e diferentes formas de preparo.

Segundo Rosentritt et al. (2009), um ensaio clínico é a primeira escolha quando se quer avaliar o efeito de determinado tratamento ou um novo material. Vários sistemas para simulação do ambiente bucal têm sido introduzidos (DeLong, Douglas, 1983; DeLong et al., 1985). Entretanto, os autores relatam que a variação nos parâmetros da simulação do meio bucal, como frequência de mastigação, carga oclusal, variação térmica, umidade, movimento lateral da mandíbula, o tipo de pilar, tipo antagonista, podem causar

diferentes resultados, mas a força de mastigação, especialmente, tem uma influência significativa na resistência à fratura de restaurações totalmente cerâmicas. Dados de correlações entre resultados de estudos *in vitro* e *in vivo* são raros, havendo um conhecimento limitado de testes de laboratório. O conhecimento da correlação entre os estudos *in vitro/vivo* pode, portanto, permitir uma previsão matemática da falha. Sendo assim, o objetivo desta investigação foi comparar a taxa de sobrevida clínica de próteses parciais fixas em cerâmica pura com a taxa de sobrevida durante simulação *in vitro*, além da influência da simulação sobre a resistência à fratura das próteses. Para isso, molares (n = 64) foram dispostos de forma a simular uma região posterior de mandíbula (dentes 07/05). Em seguida, todos os dentes foram preparados e 32 PPF posteriores de zircônia estabilizada por ítria (Cercon base, DeguDent, Hanau, Alemanha) foram fabricadas, sendo revestidas com uma cerâmica vítrea experimental (Cercon Ceram, DeguDent, Hanau, Alemanha). Molares humanos foram utilizados como antagonistas usando um articulador dental, e ambos, dente e PPF, foram transferidos para o simulador. Termociclagem e ciclagem mecânica foram realizadas para simular o envelhecimento da PPF. Os parâmetros da ciclagem foram baseados em dados da literatura (1,2 milhões ciclos mecânicos [ML] de 50N e 6.000 ciclos térmicos [TC] - 2 min cada ciclo - com água destilada entre 5 e 55°C [Krejci, 1990]), correspondendo a um tempo clínico de 5 anos. O tempo de simulação foi prolongado para 3.600.000 ciclos. Dez espécimes de cada grupo foram investigados: (0) sem TCML (controle), (1) após 1.200.000 cargas mecânicas de 50

N/6000 TC (\approx 5 anos de acordo com Krejci et al.), (2) após 3.600.000 cargas mecânicas de 50 N/18, 000 TC e (3) após 3.600.000 cargas mecânicas de 100 N/18, 000 TC. Durante toda a TCML, a cada 100.000 ciclos, observou-se a presença ou não de falhas nas PPFs. Taxas de insucesso após a TCML foram comparadas com dados de estudos *in vivo* disponíveis no Medline. Ambos os dados, da simulação e dos estudos *in vivo*, mostraram uma diminuição exponencial da taxa de sobrevivência. Um modelo matemático foi elaborado e uma equação expressando a correlação entre número de ciclos térmicos *in vitro* e meses *in vivo* forneceu um fator de relação (f) entre os dados *in vitro* e *in vivo*. Este fator foi usado para adaptar a força da mastigação na terceira etapa da simulação, onde a carga foi modificada. No teste de fratura, todas as PPFs foram submetidas à carga até a falha em uma máquina de ensaio (1 mm/min), sendo a força aplicada com uma esfera de aço ($d = 12\text{mm}$). As PPFs foram examinadas antes e após o teste de fratura. O modo de falha foi dividido em fratura do revestimento ou da infraestrutura. Medianas e percentuais da resistência à fratura [N] 25%/75% foram calculados. Análise estatística foi realizada por meio de curva de regressão e teste de Mann-Whitney ($\alpha = 0,05$). Quanto a TCML, os autores observaram que todos os grupos apresentaram falhas do revestimento durante a TCML. A taxa de sobrevivência foi de 70% após TCML 1 e 30% após TCML 2 e 3. Todas as falhas foram devido a fratura da cerâmica de revestimento, e nenhuma fratura da infraestrutura pôde ser determinada durante o envelhecimento. Os dados *in vitro* foram convertidos a partir do número de ciclos mecânicos para um gráfico

mensal. Como resultado do cálculo do fator de relação, a força de mastigação da terceira simulação foi duplicada ($f = 2$; 100 N). A correlação calculada entre taxa de sobrevivência após 5 anos in vivo e TCML foi de aproximadamente 750.000 ciclos mecânicos para uma carga de 50 N e 590.000 ciclos para uma carga de 100N. Quanto ao ensaio de fratura, a média da resistência à fratura sem TCML foi de 1058 N (841/1505), que foi significativamente maior em comparação com os valores de envelhecimento. Após a primeira simulação, foram observadas fraturas com carga de 533 N (424/1169). A média da resistência à fratura após a simulação 2 foi de 517 N e após a TCML 3 uma média de 320N foi encontrada. Diferenças significativas puderam ser determinadas entre os grupos 1 e 3. Concluiu-se que os resultados indicaram que a TCML com 1.2ML x 50N pode propiciar uma adequada estimativa da taxa de sobrevida. Além disso, o tempo de simulação da TCML prolongado (com crescente número de falhas) permitiu a definição de um modelo matemático para estimar as taxas de sobrevivência. Entretanto, os autores destacaram que dados clínicos detalhados de resultados de falha gradual seriam mais adequados para uma melhor avaliação. E que parâmetros de simulação modificada, como uma força mastigação adaptada, deve permitir uma visão distinta das propriedades das restaurações dentárias. Os autores concluíram este estudo é apenas uma primeira tentativa para avaliar a influência dos parâmetros de simulação de laboratório nos resultados de longevidade de restaurações e que estudos futuros para a verificação de parâmetros de simulação para outros materiais dentários são necessário.

2.4 Resistência adesiva: importância e testes empregados

Ainda hoje, muitas pesquisas têm sido realizadas visando melhorar a adesão de materiais restauradores aos tecidos dentais e a avaliação dessa adesão tem sido realizada por meio de diferentes testes *in vitro*, incluindo medidas de resistência de união e da suposta microinfiltração. No entanto, muitos fatores podem influenciar os resultados dos testes de resistência de união, tais como a metodologia e as condições do teste, e as propriedades do substrato (Pashley et al., 1995). Com relação à metodologia, muitos pesquisadores têm questionado a confiabilidade dos testes de cisalhamento e de resistência a tração. Existem inúmeros estudos na literatura sobre a avaliação de resistência de união em que esses testes são aplicados, com diferentes “*designs*”, mostrando resultados variados e inviabilizando a comparação entre os mesmos.

Sano et al. (1994b) introduziram o teste de resistência a microtração (uTBS), seccionando uma amostra em uma série de barras menores. Segundo eles, a resistência de união foi inversamente proporcional a área da seção transversal da amostra. Eles também observaram que a redução da área transversal da amostra a ser testada, reduziu o número de falhas coesivas da dentina. Estes resultados foram justificados pela redução no número e tamanho das falhas presentes nas amostras.

Pashley et al. (1995) relataram em um estudo inúmeras vantagens do teste de microtração, tais como, a ocorrência de mais falhas adesivas e menos coesivas, a capacidade de medir maior resistência de união nas interfaces, oferecer a possibilidade de medir resistência de união regional e de superfícies irregulares, poder permitir o cálculo de médias e variâncias para um único dente, além de possibilitar testes de áreas muito pequenas.

Phrukkanon et al.(1998) 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 mm²). Foram avaliados quatro sistemas adesivos (Scotchbond MP Plus, OptiBond FL, OptiBond Solo, One-Step). O grupo com 3,1 mm² de área adesiva apresentou resistência adesiva significativamente menor quando comparado ao grupo com 1,1 mm², 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 mm² 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 dentinária unida a resina composta após obtenção de espécimes com 1x1 mm. O estudo foi composto por 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 espécimes. 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 22 espécimes. Dos 22 espécimes 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 a 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 sensibilidade da técnica e não ao material. Os resultados indicaram que as ligações entre dentina e resina são tão homogêneas quanto ao que se pensava anteriormente.

Ozturk e Aykent (2003) tiveram como objetivo comparar a resistência de união entre dentina e dois sistemas diferentes de *inlay* cerâmica após a cimentação com três técnicas diferentes e um sistema adesivo. Cento e vinte molares íntegros recém-extraídos foram utilizados neste estudo, sendo armazenados em solução salina à temperatura ambiente. Preparos padronizados do tipo classe I foram feitos em todos os dentes. Cada preparo tinha um comprimento de 6

mm, uma largura de 3 mm, uma profundidade de 2 mm, e 6° de convergência das paredes. Os dentes foram divididos aleatoriamente em dois grupos (n=60) para se avaliar a união de dois sistemas cerâmicos, Ceramco II (Grupo I) e IPS Empress 2 (Grupo II), à dentina. Cada um dos dois grupos foram divididos em 3 grupos de 20 de acordo com a técnica de cimentação (Grupo IA, B e C e do Grupo II A, B e C). Grupos IA e B e Grupos II A e B utilizaram o adesivo Clearfil Liner James Bond 2V (DBA) e cimento resinoso (Panavia F). Grupos IC e II C serviram como grupos controle, com aplicação do Panavia F sem a utilização do adesivo previamente. Nos grupos IA e II A, o DBA foi aplicado imediatamente após a confecção dos preparos (D-DBA). Em seguida, moldagens foram realizadas, e *inlays* cerâmicos foram fabricados. Nos grupos IB e IIB o DBA foi aplicado um pouco antes de cimentação das restaurações inlay (I-DBA). E nos grupos IC e IIC, nenhum adesivo foi utilizado antes da cimentação das restaurações *inlay* (Nenhum DBA). Após a cimentação, os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Os dentes foram seccionados nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual ao longo de seu eixo longitudinal em seções com dimensões de 1,2 x 1,2 mm. Os espécimes foram, então, submetidos a teste de microtração a uma velocidade de 1 mm/min, e a carga máxima de fratura (Kg) foi determinada. Análise de variância e teste de Tukey foram utilizados ($p < 0,05$). Além disso, análise de microscopia eletrônica de varredura foi utilizada para examinar os detalhes da interface adesiva. As superfícies fraturadas foram observadas com estereomicroscópio (22x de ampliação) para identificar o modo de fratura. Os autores

observaram que, embora nenhuma diferença significativa tenha sido encontrada entre os dois sistemas cerâmicos em relação à dentina ($p > 0,05$), a diferença entre as técnicas de cimentação foi significativa ($p < 0,001$). E a comparação entre as técnicas mostraram que a resistência de união na técnica D-DBA teve média significativamente maior ($40,27 \pm 8,55$ kg) do que o I-DBA ($30,20 \pm 6,78$ kg) e a técnica de DBA ($32,43 \pm 8,58$ kg). Como resultado da análise de microscopia eletrônica de varredura, uma zona distinta, híbrida, com tags de resina foi encontrada em amostras tratadas com a técnica D-DBA. A maioria das falhas (353 de 360) foi de natureza adesiva, na interface resina/dentina. Apenas 7 amostras apresentaram falha coesiva dentro da resina. Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, a cimentação dos *inlays* cerâmicos testados com a técnica D-DBA resultou em maior adesão à dentina.

Segundo Magne e Cascione (2006), existem diferentes métodos para fabricar restaurações de porcelana feldspática e variações na resistência de união entre porcelana e resina composta podem ser resultantes dos diferentes métodos de fabricação destas restaurações. O objetivo deste estudo foi determinar diferenças na resistência adesiva, por meio de teste de microtração, entre resina composta (usada como um agente cimentante) e porcelana feldspática, gerada a partir da técnica refratária, utilizando duas porcelanas diferentes, e pela técnica prensada. Dezesesseis pares de blocos cerâmicos (7 x 8 x 4 mm) foram fabricadas. Oito pares foram confeccionadas em porcelana feldspática (D-B4) em matrizes refratárias, sendo que para 4 pares, os refratários foram revestidas com

um adesivo (Ducera Lay Connector Colar; grupo CON) de união a porcelana, e os outros 4 pares foram revestidas com uma porcelana clara translúcida (CL-O; grupo CLO). Os outros 8 pares de blocos foram fabricados usando a técnica de cerâmica prensada (porcelana Authentic SL B00 +; grupos AUTH e AUTH-N). O tratamento de superfície dos blocos de cerâmica incluía jateamento com partículas abrasivas, seguido de condicionamento com ácido fluorídrico (todos os grupos) e limpeza em banho ultra-sônico (limpeza não aplicada a AUTH grupo-N). Todos os espécimes foram, então, silanizados, e os blocos da mesma porcelana foram colados uns aos outros usando um adesivo (Optibond FL) e uma resina composta (Z100). Espécimes foram armazenados em água por 24 horas. Teste de microtração foi aplicado, sendo dez amostras (0,9 x 0,9 x 8 mm) de cada par de blocos selecionadas para o teste. Dados de resistência adesiva (MPa) foram analisados com teste de Kruskal-Wallis e teste de Mann-Whitney ($\alpha = 0,05$). Espécimes adicionais (1 bloco por grupo) também foram avaliados quanto ao efeito do condicionamento e modo de fratura através de microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os autores observaram que os valores médios de resistência à microtração dos grupos CLO e AUTH não foram significativamente diferentes (46,3 e 49,7 MPa, respectivamente). Para ambos os grupos CON e AUTH-N, a resistência adesiva média foi de 37,9 MPa e 24,1 MPa, respectivamente, sendo significativamente diferentes ($p < 0,05$) dos outros três grupos. Microscopia óptica revelou uma quantidade significativa de resíduo branco para todos os grupos como um resultado de condicionamento com o ácido fluorídrico. Limpeza com

na remoção desse material. A análise em MEV dos espécimes, limpos por ácido fosfórico, revelou depósitos microscópicos ainda resultantes da superfície condicionada, que foram eficientemente removidos após a limpeza ultra-sônica. A análise em MEV dos espécimes fraturados demonstrou maior ocorrência de falhas mistas em amostras dos grupos CON e AUTH-N, envolvendo resina composta e a superfície da porcelana, enquanto as superfícies fraturadas de CLO e AUTH foram principalmente confinadas à resina composta. Os autores concluíram que o aumento da resistência de união entre resina e porcelana refratária foi obtido com CLO em comparação com CON. A porcelana AUTH exibiu a maior resistência de união, mas a falta de limpeza após o condicionamento resultou em uma resistência de união baixa.

Amaral FL et al. (2007) relataram em uma revisão de literatura que um fator que tem grande influência sobre o desempenho clínico de restaurações dentárias é a sua resistência à degradação e as alterações morfológicas na interface dente-restauração envelhecidas no meio oral. No entanto, os autores afirmam que, embora, o desempenho clínico, em testes *in vivo*, seja essencial para prever o comportamento das restaurações, devido à complexidade das condições intra-orais, modelos *in vitro*, tais como a termociclagem, ciclagem mecânica, ciclagem em soluções com diferentes pH e envelhecimento dos materiais em água destilada, hipoclorito de sódio, e soluções que simulam alimentos podem fornecer informações importantes sobre os mecanismos fundamentais envolvidos na degradação da interface dente-resina. Mais recentemente, o efeito das enzimas derivadas do hospedeiro e do armazenamento em soluções

desproteinizantes (como o hipoclorito de sódio) sobre a degradação da união dentina-resina também tem sido descrito. Esta revisão considera a importância destes métodos *in vitro* sobre a durabilidade da união desta interface na tentativa de entender o comportamento dos materiais restauradores ao longo do tempo. Os autores descrevem, em um primeiro momento, o mecanismo de biodegradação *in vivo*, e em seguida, relatam estudos que descreveram a influência do armazenamento de água, armazenamento em hipoclorito de sódio, metaloproteinases, termociclagem, ciclagem mecânica, ciclagem de pH e de soluções que simulam alimentos na degradação da interface adesiva. Entretanto, essas metodologias não ocorrem separadamente na cavidade oral, e cada uma tem uma importância específica nos mecanismos de degradação da interface adesiva.

Brentel et al. (2007) avaliaram a durabilidade da resistência de união entre cimento resinoso e uma cerâmica feldspática submetidos a diferentes regimes de condicionamento, com e sem aplicação do agente silano. Para isso, trinta e dois blocos (6,4 mm x 6,4 mm x 4,8 mm) foram fabricados utilizando uma cerâmica feldspática (Vita VM7), ultrassonicamente limpos com água por 5 min e aleatoriamente divididos em quatro grupos, de acordo com o tipo de agente de condicionamento e método de silanização, sendo: método 1 - condicionamento com ácido fluorídrico (HF) 10% por 1 minuto + silanização; método 2 – condicionamento com HF somente; método 3 – condicionamento com flúor acidulado (APF) 1,23% por 5 minutos + silanização; método - 4: condicionamento com APF apenas. Os blocos condicionados foram, então, posicionados em moldes de silicone

individuais e cimento resinoso (Panavia F) foi aplicado sobre as superfícies tratadas. Em seguida, os espécimes foram armazenados em água destilada (37°C) por 24 h previamente ao corte. Após a secção dos blocos de cerâmica-cimento nos eixos x e y e com uma área de aproximadamente 0,6 mm², os palitos de cada bloco foram divididos aleatoriamente em duas condições de armazenamento: seco, teste imediato; TC, ciclagem térmica (12.000 ciclos) + armazenamento em água por 150 dias, resultando em oito grupos experimentais. Testes de microtração foram realizados em máquina de ensaio universal (velocidade 1mm/min) e, em seguida, os tipos de falhas foram observadas. Os dados obtidos (MPa) foram analisados com ANOVA três fatores e teste de Tukey ($\alpha= 0,05$). Os autores observaram influência significativa do uso de silano ($p < 0,0001$), das condições de armazenamento ($p = 0,0013$) e do tratamento de superfície ($p = 0,0014$). Valores maiores de resistência adesiva foram obtidos em condições seca e termociclada, quando as cerâmicas foram condicionados com ácido HF e silanizadas ($17,4 \pm 5,8$ e $17,4 \pm 4,8$ MPa, respectivamente). Silanização após ácido HF e tratamento com APF aumentou dramaticamente os resultados ($14,5 \pm 4,2$ - $17,4 \pm 4,8$ MPa) em comparação com os grupos não-silanizados ($2,6 \pm 0,8$ - $8,9 \pm 3,1$ MPa) onde o tipo da falha foi exclusivamente (100%) adesiva entre o cimento e a cerâmica. A silanização da cerâmica feldspática após condicionamento com APF ou HF aumentou significativamente os valores de resistência a microtração, sendo que o HF proporcionou melhores resultados. Termociclagem em longo prazo e

armazenamento em água não diminuiu os resultados dos grupos silanizadas.

Segundo Oztürk et al. (2007), o sistema CAD-CAM é popular devido a estética elevada e ao curto tempo de fabricação. Entretanto, os autores relatam que poucas são as informações disponíveis a respeito da resistência de união entre cimentos, *inlays* cerâmicos de CAD/CAM e dentina. Sendo assim, os autores tiveram como objetivo avaliar a resistência de união de *inlays* de CAD-CAM (Cerec 3) e de cerâmica prensada (IPS Empress 2) a superfície dentinária por meio de testes de microtração usando dois diferentes cimentos. Cavidades mesio-oclusais padronizadas foram feitas em quarenta molares recém-extraídos. Uma redução oclusal de 2 mm foi feita e a largura vestibulo-lingual das caixas proximais foi de 4 mm, enquanto a largura oclusal foi de 3 mm e profundidade de 2 mm. As caixas proximais estenderam-se 1 mm abaixo da junção cimento-esmalte. Os dentes foram divididos aleatoriamente em dois grupos para avaliar a união de dois sistemas cerâmicos, Cerec 3 (Grupo I) e IPS Empress 2 (Grupo II), a dentina. Cada um dos dois grupos foram divididos em 2 grupos de acordo com a cimentação utilizando Panavia F (Grupo A) e Variolink II (Grupo B). Após a cimentação, os dentes foram seccionados em forma de barras com dimensões de 1,2 x 1,2 mm. Os espécimes foram então submetidos a teste de microtração a uma velocidade de 1 mm/min. ANOVA e teste de Tukey foram utilizados para avaliar os resultados. Os valores de microtração em MPa do Cerec 3 e IPS Empress 2 foram: Panavia F (13,98 ±3,44), Variolink II (14,19 ±3,12) e Panavia F (15,12 ±3,15), Variolink II

(15,45 ±,08), respectivamente. Entretanto, não foram encontradas diferenças significativas entre os dois sistemas cerâmicos ($p>0,05$) e os dois cimentos ($p>0,05$). Dessa forma, os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência de união entre a dentina e as cerâmicas Cerec 3 e IPS Empress 2 cimentados com os dois cimentos.

Valandro et al. (2008) testaram a resistência de união de um cimento resinoso e uma cerâmica de zircônia-alumina infiltrada por vidro após três diferentes técnicas de condicionamento e utilizando dois métodos de ensaio (cisalhamento-SBS e microtração-MTBS). Blocos cerâmicos para o teste de MTBS e discos de cerâmica para o teste de SBS foram fabricados. Três métodos de condicionamento de superfície (SC) foram avaliados: (1) 110-microm Al_2O_3 + silanização; (2) Jateamento com sílica + silanização; (3) deposição de sílica + silanização em laboratório. Após os seguintes condicionamentos, o cimento resinoso (Panavia F) foi aplicado na cerâmica. Os autores observaram que, embora diferenças estatisticamente significantes ($p=0,1076$) não tenham sido observadas entre os métodos de ensaio, os diferentes métodos de condicionamento de superfície apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p<0,0001$) ($SC2 = SC3 > SC1$). O teste de MTBS resultou em falhas predominantemente mistas (85%), enquanto que o teste de SBS resultou em falhas exclusivamente adesivas. Sobre os efeitos dos diferentes métodos de condicionamento de superfície, jateamento com sílica, em consultório e em laboratório, seguido de silanização, mostrou maior força de união em comparação com os resultados de

jateamento com óxido de alumínio e silanização, independente do método de teste utilizado.

Saavedra et al. (2009) avaliaram a hipótese de que a neutralização com ácido fluorídrico e a ciclagem mecânica teriam influência nos resultados de resistência à microtração de pré-molares humanos restaurados com *inlays* cerâmicos à dentina. Para isso, preparos do tipo MOD foram realizados em 40 pré-molares (com suas raízes embutidas em resina acrílica) e quarenta restaurações cerâmicas foram confeccionadas utilizando uma cerâmica vítrea (IPS Empress). As superfícies internas de todas as restaurações foram condicionadas com ácido fluorídrico a 10% por 60 segundos, lavados com água e secas. Os espécimes foram divididos em dois grupos (n = 20): 1-sem neutralização; 2-com a neutralização. Todas as restaurações foram silanizadas e cimentadas adesivamente (sistema adesivo autopolimerizável e autocondicionante, Multilink). Dez pré-molares de cada grupo foram submetidos à ciclagem mecânica (1.400.000 ciclos, 50N, 4 Hz, 37°C). Após a ciclagem, os dentes foram seccionados nos eixos x e y, produzindo espécimes em forma de barra (1mm²), contendo dentina vestibular-restauração-dentina lingual, que foram submetidos ao teste de microtração. A resistência de união observada foi significativamente influenciada pelo tratamento de superfície (p<0,0001) (sem neutralização> neutralização) e ciclagem mecânica (p<0,0001) (controle > ciclagem) (ANOVA 2-fatores e teste de Tukey, $\alpha = 0.05$). Os autores concluíram que a neutralização com ácido fluorídrico precipitado causou uma redução na resistência adesiva entre a dentina e a cerâmica vítrea. Além disso, a ciclagem

mecânica reduziu a resistência adesiva entre dentina e a *inlay* cerâmica quando comparado com os grupos não ciclados.

Armstrong et al. (2010) tiveram como objetivo fazer uma revisão de literatura envolvendo os mecanismos, a geometria, aplicação da carga, efeitos do preparo dos espécimes e outros parâmetros dos testes de microcisalhamento e microtração, apontando suas vantagens e limitações. Segundo os autores, os "micro" e "macro" testes de resistência de união são importantes ferramentas para determinar e melhorar a adesão entre dente e resina. A fabricação das amostras, os métodos de aplicação de carga, além das propriedades do material que compõem a interface adesiva resina-dente, podem influenciar a distribuição de tensões e, conseqüentemente, a resistência de união e o modo de falha. Estas questões devem ser entendidas como limitações inerentes ao teste. Entretanto, antes dos testes de resistência de união serem padronizados, deve-se considerar a resistência de união como uma medida nominal, relacionada à distribuição das tensões locais gerados durante os testes e, entender como esta informação se relaciona com o desempenho clínico. Os autores relatam que o processo de padronização está embasado na crença de que os resultados provenientes do teste de resistência de união terão alguma validade e significado, já que a força de união pode ser medida de forma consistente, o que é altamente questionável, pois nenhuma padronização irá superar problemas de inconsistência se o teste for fundamentalmente falho. E até que a relação entre um determinado teste de resistência de união e o desempenho clínico possa ser

totalmente compreendida, os objetivos mais pragmáticos podem ser os seguintes: 1) adoção de terminologias e definições universalmente aceitas; 2) padronização no manuseamento e fabricação de amostras; 3) inclusão de controles positivos e negativos durante o teste; 4) padronização da configuração experimental e mecânica do teste. 5) Completo relato de todos os dados, ou acesso a eles. A completa documentação do funcionamento dos testes de resistência adesiva e como os testes “micro” ou “macro” são conduzidos é de grande importância para fundamentar o conhecimento das cargas ou as limitações dos métodos dos testes, além de ajudar a reduzir a distância entre os resultados laboratoriais e clínicos. Os autores relatam ainda as vantagens do teste de microtração, que são: avaliação da resistência adesiva de cada região; avaliação da espessura remanescente de dentina; avaliação da variabilidade no mesmo dente e entre dentes; avaliação da resistência adesiva de diferentes paredes de preparos cavitários de restaurações; avaliação da resistência adesiva de dentina intrarradicular; avaliação dos efeitos da tensão causada pela contração de polimerização de resinas compostas; aplicação de carga de maneira mais uniforme, em relação a teste de tração convencional; menor ocorrência de falhas coesivas; resistência adesiva maior que a medida nos teste de tração convencional e de cisalhamento devido ao menor número de defeitos no substrato ou na interface adesiva; possibilidade de avaliar superfícies muito pequenas quando necessário; pode-se minimizar o efeito de cisalhamento pelo teste de tração de uma região do dente relativamente lisa, como o esmalte superficial; fotos em MEV podem ser facilmente realizadas para análise do padrão de

fratura. Entretanto, os autores afirmam que o teste de microtração apresenta as seguintes limitações: trabalho laboratorial intenso; dificuldade de medir resistências adesivas muito baixas (<5 MPa); os espécimes são danificados facilmente; espécimes pós-fratura podem ser perdidos ou danificados durante a remoção da cola; dificuldade de fabricação de espécimes com geometria consistente, necessidade de equipamentos especiais para apoio dos espécimes; necessidade de consenso para condução do teste, como descrição das falhas pré-teste e fraturas fora da área adesiva. Quanto à geometria dos espécimes, vários tipos têm sido relatados, podendo ser categorizados em ampulheta, palito com secção quadrada, halter, com secção quadrada, retangular ou circular. A geometria do espécime tem uma influência significativa na homogeneidade da tensão e se a concentração de tensão não puder ser completamente evitada, ela deve ser no mínimo minimizada. A concentração de tensão e a configuração dos espécimes em ampulheta são bem diferentes dos espécimes em halter e palito. Os espécimes em ampulheta falham em menor carga em comparação com os outros dois formatos, devido à grande concentração de tensão induzida no adesivo. A concentração de tensão na região adesiva ou muito perto dela nos espécimes em ampulheta indica onde a fratura provavelmente se inicia; diferentes tipos de falha para os espécimes em ampulheta, em comparação com os em halter e palito, tem sido reportadas. Entretanto, espécimes no formato de palito são simples de preparar e quando comparados a geometria de halter têm similar resistência adesiva, concentração de tensão e localização das falhas; considerando a geometria ampulheta, esta foi significativamente

diferente do palito e do halter e mais sensível a falhas introduzidas durante o preparo do espécime. Os autores concluíram que os testes de resistência adesiva, independentemente do tipo, são úteis para o desenvolvimento de ferramentas para investigação de novas variáveis experimentais.

Braga et al. (2010) relataram em uma revisão de literatura que a resistência de união entre sistemas adesivos e a estrutura dentária é influenciada por um grande número de variáveis, o que torna praticamente impossível a comparação entre os estudos. Apesar da crescente popularidade adquirida por testes de micro-tração e micro-cisalhamento, nas avaliações *in vitro*, amostras usando áreas relativamente grandes permanecem freqüentes. Esta revisão enfoca aspectos relacionados a geometria e a mecânica dos espécimes de "macro" testes de resistência ao cisalhamento e à tração. Além de informações retiradas da literatura, o efeito de alguns parâmetros na distribuição de tensões na interface adesiva foi avaliada utilizando análise de elementos finitos (AEF). Segundo os autores, a resistência de união tende a aumentar em áreas adesivas menores e com o uso de compostos de alto módulo de elasticidade. Além disso, a concentração de tensão na interface é muito maior em relação ao teste de cisalhamento. Os autores relatam ainda que, dentro dos limites sugeridos pela ISO/TS 11405, a velocidade do teste parece não influenciar os valores de resistência de união. Um estudo comparativo resistência de união envolvendo três sistemas adesivos revelou semelhanças entre o "macro" e "micro" testes, entretanto os "macro" testes apresentaram maior incidência de falhas coesivas. Os autores

afirmam que a necessidade de testes capazes de avaliar com precisão a resistência de união na interface adesiva é clara. Entretanto, apesar das deficiências inerentes aos "macro" testes de resistência de união, estes continuam sendo utilizados para avaliar a adesão dos materiais odontológicos à estrutura dental, devido à sua simplicidade. Finalmente, em vista dos muitos aspectos que afetam os resultados de "macro" testes de resistência de união, a fim de permitir uma comparação mais criteriosa entre os estudos, estes devem fornecer uma descrição detalhada da configuração do teste e da amostra.

Scherrer et al. (2010) tiveram como objetivo, em uma revisão de literatura, realizar uma pesquisa bibliográfica coletando todos os dados de resistência de união a dentina obtidos por seis adesivos com quatro testes (cisalhamento, microcisalhamento, tração e microtração) e analisar criticamente os resultados com relação à média do coeficiente de resistência de união, de variação, modo de falha e classificação do produto. A pesquisa foi realizada a partir de publicações indexadas no PubMed entre os anos de 1998 e 2009. Os seis adesivos selecionados correspondiam ao sistema de três passos (OptiBond FL, Scotch James Bond Multi-Purpose Plus), dois passos (Prime & Bond NT, Single Bond, Clearfil SE Bond) e passo único (Adper Prompt L Pop). Resultados de 147 referências mostraram uma dispersão contínua dos dados de resistência de união que, independentemente do adesivo. Coeficientes de variação mantiveram-se elevados (20-50%), mesmo nos testes micro. Os modos de falha relatados para todos os testes ainda incluía elevado número de falhas coesivas e o ranking pareceu ser dependente do ensaio utilizado. A

dispersão dos dados de resistência de união permaneceu independente do teste empregado. Análise de Elementos Finitos prevendo distribuições não uniformes de estresse devido a uma série de geometrias, carregamentos, propriedades dos materiais e variáveis no preparo dos espécimes foi empregada. Devido a distribuição de tensões não serem uniformes nas interfaces adesivas durante os testes de tração e cisalhamento, causada pela variação na geometria dos espécimes, pela configuração do carregamento e módulo de elasticidade das resinas restauradoras, bem como a existência de vários fatores que interferem nas falhas, algumas recomendações foram sugeridas pelos autores: 1 - nos testes tradicionais de resistência adesiva (cisalhamento, microcisalhamento, microtração, tração) todos os espécimes que sofreram falha coesiva em dentina ou resina composta deve ser descartado, pois estes dados não são representativos de resistência de união na interface, refletindo uma mistura de propriedades mecânicas dos materiais envolvidos. Além disso, apenas falhas adesivas ou falhas mistas com pequeno envolvimento da resina ou da dentina (<10%, tipicamente um pequeno ressalto de cisalhamento na borda) devem ser considerada para o cálculo de resistência de união. Para isso, avaliação microscópica (estéreo e SEM) da superfície fraturada é exigida. 2 - O uso de estatística de Weibull deve ser sistematicamente aplicado para avaliar dados de resistência de união, fornecendo informações mais relevantes sobre a probabilidade de falha em função do nível de estresse, bem como informações sobre a confiabilidade da união. Um mínimo de 30 amostras contendo falhas não-coesivas deve ser disponibilizado. 3 -

Os autores sugerem uma abordagem mais mecânica nos métodos de avaliação da resistência adesiva de interfaces aderidas. Tenacidade à fratura (K_{IC}) ou a taxa de liberação de tensão (GIC) são testes que são considerados mais significativos para medir a energia necessária para separar a resina aderida à dentina.

Ferreira et al. (2011) utilizaram um modelo tridimensional de análise de elementos finitos para investigar o padrão da distribuição de tensões em um teste de microtração, com o objetivo de avaliar os efeitos da área da interface adesiva e da geometria na resistência de união. Modelos de elementos finitos de seis espécimes foram gerados: três modelos em forma de palito e três em forma de ampulheta. Todos os modelos simularam a resistência de união entre dentina e cerâmica. As propriedades mecânicas dos materiais, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, foram definidas de acordo com a literatura. A base de cada espécime foi considerada inserida (área restrita). Uma carga de tração foi calculada para gerar uma tensão uniformemente distribuída de 20 N/mm^2 na interface adesiva, sendo aplicada no topo da amostra. O padrão da distribuição das tensões geradas foi qualitativa e quantitativamente medido com base em escalas de cores que variam do azul ao vermelho, de acordo com a tensão equivalente de Von Mises. Os autores observaram que as amostras com formas semelhantes demonstraram distribuição de tensões semelhantes. Espécimes de cerâmica apresentaram valores maiores de estresse (30,35 MPa) em comparação com espécimes consistindo de cimento resinoso (23,59 MPa) e dentina (19,77 MPa). Na interface adesiva, as amostras com seções quadradas apresentaram

valores de tensão que vão desde 22 a 24,2 MPa. Para a seção circular, os valores variaram de 23,4 a 27 MPa. Os autores concluíram que os valores de tensão máxima determinados para as seções circular e quadrada foram semelhantes entre os espécimes com a mesma área da interface. Na interface adesiva, os maiores valores de estresse foram observados em espécimes em forma de ampulheta.

Feitosa (2011) 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 oC. 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.

2.5 Análise da superfície de fratura

Segundo Lin e Douglas (1994), estudos sobre os mecanismos de falha na interface dentina-resina estão relacionados, principalmente, a duas questões: (1) se o fracasso na interface resina-dentina ocorre por um mecanismo de coesão ou um adesão; (2) se o mecanismo de falha é acompanhado por uma deformação plástica, e se sim, o quão importante é. Visando entender essas questões, os autores realizaram um estudo em que avaliaram dois diferentes sistemas de adesivos: Scotchbond-2 (SB2) e Scotchbond multiuso (SBM). Análise computacional e fractográfica foram empregadas. Os autores observaram que a tenacidade à fratura da interface dentina-resina, foi de $30,22 \pm 5,61$ para o SB2 e $49,56 \pm 7,65$ Jm⁻² para o SBM, os quais foram significativamente diferentes ($p < 0,01$). Ambas as interfaces SB2 e SBM com dentina exibiram graus significativos de plasticidade (0,15 e 0,19), que foram benéficas para quebrar a resistência. A análise fractográfica dos dois sistemas refletiu tais diferenças numéricas. SB2 mostrou falha adesiva em grande parte das interfaces, enquanto SBM mostrou falhas coesa-adesivas com aderências ocasionais de dentina anexado à interface do compósito e vice-versa.

Della Bona et al. (2003) utilizaram princípios de fractografia para classificar o modo de falha de resina composta unida a amostras de cerâmica após teste de microtração. Uma cerâmica

composta de leucita (IPS Empress - E1) e outra de dissilicato de lítio (IPS Empress2-E2) foram selecionadas para o estudo. Quinze blocos de E1 e E2 foram polidos com um abrasivo de alumina (1 μm) e os seguintes tratamentos de superfície de cerâmica foram aplicados em três blocos de cada cerâmica: (1) ácido fluorídrico a 9,5% (HF) por 2 min, (2) fluoreto de fosfato acidulado a 4% (APF) por 2 min; (3) silano (S); (4) HF + S; (5) APF + S. Em seguida, um adesivo resinoso e uma resina composta foram aplicados a todas as superfícies tratadas e, posteriormente, fotopolimerizadas. Vinte espécimes em forma de barra para cada grupo foram preparados a partir de blocos de cerâmica e armazenados em água destilada a 37°C por 30 dias, previamente ao teste em uma máquina de ensaio Instron. As superfícies de fratura foram examinadas por meio de microscopia eletrônica de varredura e por mapeamento por raios-X. Análise estatística foi realizada utilizando-se ANOVA, teste de Duncan, e análise de Weibull. Tratamentos de superfície semelhantes foram associados com resistência de união e modos de falhas significativamente diferentes para E1 e E2. Todas as fraturas ocorreram dentro da zona de adesão. A diferença microestrutural entre as cerâmicas E1 e E2 foi um fator importante no controle da adesão. A qualidade da união não deve ser avaliada com base nos dados de resistência de união isoladamente. O modo de falha e as análises fractográficas devem fornecer informações importantes que levam a previsões quanto ao desempenho clínico.

2.6 Análise de Elementos Finitos

Thresher e Saito (1973) com intuito de investigar a distribuição de tensões em dentes humanos e a maneira como as cargas são distribuídas aos dentes e estruturas de suporte, utilizaram o MEF. Questionando também a fidelidade de modelos de elementos finitos que consideraram o dente humano como homogêneo, os autores investigaram um modelo não homogêneo, atribuindo diferentes valores ao módulo de elasticidade das estruturas dentárias. Foi observado que uma força aplicada perpendicularmente ao longo eixo do dente, resultará em tensões transferidas ao osso circundante radicular, provocando tração e compressão, sendo que os maiores deslocamentos ocorreram na região cervical do dente e que o ponto de menor valor de tensão localizou no centro da raiz, ou seja, local de inserção do pino. Os autores concluíram também que na análise através do MEF, é importante considerar o dente como não homogêneo para determinar os níveis de tensões.

Lang et al. (2001) relataram que o método de elemento finito (MEF) representa uma análise matemática para predizer o comportamento mecânico dos materiais, entretanto nenhuma metodologia está isenta de erros. Portanto, os autores se propuseram a demonstrar as vantagens de combinar ensaios mecânicos e dados da análise por elementos finitos para determinar a resistência de barras em cerâmicas com diferentes espessuras e arranjos estruturais. Oito

modelos de barras cerâmicas foram modelados para a análise em elemento finito. Quatro das vigas modeladas apresentaram os mesmos arranjos de camadas que espécimes analisados em estudo previamente publicado. Os outros 4 tipos de barras modeladas proveram arranjos de camadas intermediárias não avaliadas previamente. Uma força foi aplicada no centro do topo de cada barra até a fratura. A análise de elemento finito foi executada e os dados foram comparados com o ensaio mecânico realizado. Os dados de MEF dos 8 modelos demonstraram uma diminuição linear da capacidade de suportar carga com a diminuição da espessura da camada de infra-estrutura e aumento da camada de cerâmica de cobertura. Nenhum método existente é perfeito para testar a resistência dos materiais odontológicos. A melhor aproximação é usar os resultados de ensaios mecânicos e análise de elementos finitos que juntos podem prover dados mais válidos do que aqueles obtidos em qualquer método isoladamente.

Magne e Belser (2003) utilizaram um modelo bidimensional de elementos finitos para simular a flexão das cúspides e as tensões presentes na interface dente-restauração de um molar superior restaurado com três diferentes materiais restauradores; a influência de quatro configurações de preparos do tipo inlay/onlay na distribuição das tensões no interior do complexo também foi investigado. A secção transversal de um molar intacto foi digitalizada e usada para criar modelo bidimensional associado a diferentes tipos de preparos (*inlays* e *onlays*, pequenas e grandes) e a restaurações de diferentes materiais restauradores (porcelana feldspática, compósitos

de alto e de baixo módulo de elasticidade). Duas cargas oblíquas de 25N foram simuladas e aplicadas sobre as cúspides. O estresse tangencial localizado na superfície do dente e o estresse interfacial foram analisados. Todos os materiais e tipos de preparo exibiram padrões de estresse tangencial semelhantes, com uma área de compressão definida no ápice das cúspides, uma zona de tração na superfície oclusal, e picos de tensão de compressão na junção cimento-esmalte. O baixo módulo de elasticidade dos compósitos mostraram redução das tensões de tração em sua superfície, mas aumentou a tensão na interface dentina-adesivo, quando comparado à cerâmica. Todos os tipos de *onlays* demonstraram, na maioria, tensões de compressão na interface, enquanto que as *inlays* mostraram uma maioria de tensões de tração. A tensão interfacial ao nível da dentina aumentou com a flexibilidade do material restaurador. Apenas *onlay* cerâmicas grandes exibiram compressão quase pura na interface. Dentes restaurados com compósitos exibiram maior flexão na coroa, enquanto dentes restaurados com porcelana apresentaram aumento da rigidez da coroa. *Inlays/onlays* de porcelana apresentaram maior estresse na superfície oclusal, mas melhor proteção contra descolamento na interface dentina-restauração em comparação com as *inlays/onlays* de resina composta. *Inlays/onlays* de cerâmica parecem representar uma eficaz técnica para restaurar dentes posteriores severamente danificados.

Dejak e Mlotkowski (2008) compararam a resistência de molares inferiores restaurados com *inlays* de resina composta e de cerâmica, de acordo com o critério de falha de Mohr-Coulomb.

Também analisaram as tensões presentes nas interfaces cimento-dente-adesivo dessas *inlays*. Um modelo tridimensional (3-D) de análise de elementos finitos com o foi utilizado. Sete modelos 3-D dos molares, de mesma forma e tamanho foram criados, sendo: IT – dente intacto; UT - dente com preparo cavitário MOD; CRIT – dente restaurado com *inlays* de resina composta (Vitality True) com um módulo de elasticidade igual a 5,4 GPa; CRIH - dente restaurado com *inlays* de resina composta (Herculite XRV) ($E = 9,5$ GPa); CRIC - dente restaurado com *inlays* de resina composta (Charisma) ($E = 14,5$ GPa); Criz - dente restaurado com *inlays* de resina composta (Z100) ($E = 21$ GPa) e CI - dente restaurado com *inlay* cerâmico (IPS Empress) ($E = 65$ GPa). Cada modelo foi submetido a uma força de 200 N dirigida para a superfície oclusal. As tensões ocorridas nas *inlays* testadas, na camada de cimento e nos tecidos do dente foram calculados. Para avaliar a resistência dos materiais, o critério de falha de Mohr-Coulomb foi utilizado. Tensões na interface adesiva cimento-dente foram calculadas e comparadas com resistência à tração e ao cisalhamento do cimento ao esmalte e a dentina. Os autores observaram que nos dentes restaurados com resina composta e *inlays* de cerâmica, os valores do critério de falha de Mohr-Coulomb foram menores do que nos dentes do grupo UT, entretanto, 2,5 vezes maior do que nos dentes intactos (IT). Para a *inlay* de cerâmica (CI), os valores do critério de falha de Mohr-Coulomb foram quase três vezes maior do que nas *inlays* de resina composta. Para o agente cimentante, esses valores foram 2-4 vezes mais baixo no modelo de *inlays* cerâmicos do que para os agentes de cimentação para os modelos de

inlay de resina composta. Na interface adesiva entre o cimento e o dente ao redor de *inlays* de cerâmica, tensões de tração e cisalhamento foram menores do que nas *inlays* de resina composta. No esmalte cervical em torno da superfície proximal das *inlays*, as tensões excederam a resistência do tecido. Os autores concluíram que tanto as *inlays* de cerâmica e de resina composta reforçaram a estrutura dos dentes preparados, mas não recuperaram a sua resistência original. O esmalte proximal em torno *inlays* é propenso ao fracasso. O valor do critério de falha de Mohr-Coulomb para *inlays* de cerâmica foi maior do que para *inlays* de resina composta. Com um aumento no módulo de elasticidade dos materiais das *inlay*, os valores do critério de falha de Mohr-Coulomb diminuíram no cimento. Tensões de tração e de cisalhamento na interface adesiva cimento-dente também diminuíram.

Magne e Oganesyanyan (2009a) mediram a flexão das cúspides e contatos oclusais de pré-molares superiores intactos e restaurados com diferentes materiais restauradores. Dados de microtomografia computadorizada foram usados para gerar modelos de elementos finitos com um preparo cavitário mesio-ocluso-distal (MOD) e a restauração correspondente. As informações foram importadas para um software de elementos finitos para criar modelos tridimensionais. Carregamento oclusal tanto no esmalte quanto na margem da restauração, ou no material restaurador foi simulado pela análise de contato linear. Deflexão das cúspides foi medida em diferentes condições de contato e diferentes materiais restauradores (dente intacto, *inlay* cerâmica MOD e *inlay* de resina composta). Os autores observaram que contatos na restauração geraram menor

quantidade de deformação das cúspides, seguido pelos contatos em esmalte e contactos na margem da restauração. Os modelos de dente intacto e de *inlay* cerâmica apresentaram um comportamento semelhante (alargamento das cúspides a 100 N variando 1,8-3,0 microm e 1,6-2,6 microm, respectivamente). A flexão das cúspides foi aumentada nas *inlays* de resina composta (3,4-5,7 microm a 100 N de força axial). A menor quantidade de deformação foi gerado no *inlay* de cerâmica com contatos na restauração apenas (1,6 microm a 100 N) e a maior foi na *inlay* de resina composta com contatos nas margens da restauração (5,7 microm a 100 N). Para a restauração de resina composta, contatos antagonistas nas margens da restauração foram menos favoráveis em comparação com localizados em esmalte ou na restauração propriamente dita. Os autores concluíram que deformação relativamente pequena das cúspides foi observada em todos os modelos. Entretanto, as cúspides de dentes restaurados com *inlay* de cerâmica apresentam maior estabilidade do que as cúspides de dentes restaurados com *inlays* de resina composta.

2.7 Estudos Clínicos

Fuzzi e Rapelli (1999) avaliaram o comportamento clínico de *inlays* colocadas durante a última década. Ceto e oitenta e

duas *inlays* foram examinadas em 66 pacientes. O intervalo entre a colocação e a avaliação foi de, em média, 5,9 anos +/- 2,7, variando de 2 a 11,7 anos. Restaurações ainda presentes no momento da avaliação foram clinicamente avaliadas de acordo com critérios modificados USPHS. Análise estatística de Kaplan-Meier foi utilizada para avaliar a taxa de sobrevivência. De acordo com critérios USPHS, bons resultados foram obtidos para a estabilidade de cor, descoloração marginal, cáries recorrentes, contorno e integridade marginal. Seis *inlays* falharam: quatro por razões endodônticas, uma devido a cáries recorrentes, e a outra devido à fratura. Os resultados indicam uma taxa de sucesso de 95% em 11,5 anos. A falta de cáries recorrentes, mudanças leves na descoloração marginal e na alteração de cor, combinadas com a longevidade excelente provam que as *inlays* são uma ferramenta valiosa para a restauração de dentes posteriores.

Segundo Bergman (1999), a viabilidade de melhores materiais cerâmicos, técnicas de adesão, novas tecnologias e a questão da segurança do amálgama tem levado ao surgimento do interesse por *inlays* cerâmicos na Odontologia ao longo dos últimos anos. Estudos clínicos têm sido realizados durante esses anos utilizando várias técnicas de avaliação para verificar o desempenho clínico destas restaurações. Nesta revisão de literatura, estudos recentes foram examinados e uma revisão do conhecimento atual a respeito do desempenho clínico e estatística de sobrevivência foi realizada. Os maiores problemas associados às *inlays* parecem ser: fraturas, hipersensibilidade, grau de ajuste, manutenção da integridade marginal. Microinfiltrações, falhas de adesão e desgaste do cimento.

Outras questões também relacionadas ao desempenho clínico das *inlays* são desgaste da cerâmica, desgaste do dente antagonista, acúmulo de placa, gengivite, cárie secundária, estabilidade de cor, anatomia e radiopacidade. Recomendações baseadas nos achados dos estudos clínicos também são apresentadas, enquanto nenhum material específico ou técnica tenham sido apresentados como sendo claramente superior. Embora a utilização de um cimento resinoso dual e de *inlays* produzidas pelo sistema CAD/CAM apresentem altas taxas de sucesso. Quando comparadas com outras restaurações estéticas, as *inlays* cerâmicas apresentam um bom desempenho. Entretanto, seu alto custo e técnica extremamente sensível podem restringir o seu uso.

Em uma revisão sistemática de estudos clínicos, Martin e Jedynekiewicz (1999) visaram avaliar o desempenho clínico de restaurações do tipo *inlay* confeccionadas pela técnica do sistema CEREC e cimentadas com a técnica adesiva. O objetivo deste estudo foi estabelecer a taxa de sobrevivência dessas restaurações e identificar os fatores que podem levá-las a falha. Uma pesquisa na literatura foi realizada, abrangendo desde o ano de introdução da tecnologia de 1986 a 1997. Durante a análise, cada estudo foi analisado buscando-se identificar os objetivos, a metodologia, os materiais utilizados e os resultados obtidos. Dos 29 estudos inicialmente selecionados, apenas 15 foram incluídos na revisão. Os dados disponíveis estabeleceram as *inlays* cerâmicas usinadas pelo sistema CEREC como um método clinicamente bem sucedido, com uma taxa de sobrevivência de 97,4%, durante um período de 4,2 anos. A análise também apresentou as razões e as taxas de falha para este

tipo de restauração. Os fatores predominantes para as falhas são: fratura da cerâmica, fratura do dente, hipersensibilidade pós-operatória e desgaste do cimento. A cerâmica maquinável, como as confeccionadas pelo sistema CEREC, representa uma restauração com taxa de sucesso, por serem estáveis quanto a cor e ao desgaste durante um período clínico aceitável. A fratura da cerâmica, o desgaste do cimento e a sensibilidade pós-operatória continuam sendo um problema, e requerem mais investigações.

Otto e de Nisco (2002) analisaram o desempenho de *inlays* e *onlays* confeccionadas pelo sistema Cerec. Para isso, cento e oitenta e sete restaurações foram observadas durante um período de 10 anos. As restaurações foram fabricadas por meio do sistema CAD/CAM, utilizando a cerâmica feldspática Vita Mark I. Para a instalação das restaurações, técnica de cimentação adesiva foi empregada. Após 10 anos, o desempenho clínico das restaurações foi avaliado com o critério USPHS modificado. Os resultados foram utilizados para classificar o índice de sucesso e de fracasso. De acordo com Kaplan-Meier, a taxa de sucesso de *inlays* e *onlays* foi de 90,4% após 10 anos. Um total de 15 (8%) falhas foi encontrado em 11 pacientes. Destas falhas, 73% foram causados por fratura, da cerâmica (53%) ou do dente (20%). As razões para as outras falhas observadas foram cárie (20%) e problemas endodônticos (7%). A taxa de falha de 8% e da taxa de sobrevivência de 90,4% após 10 anos de uso clínico restaurações de cerâmica feldspática Vita Mark I feitas pelo sistema CAD/CAM parece ser uma boa opção de tratamento.

Hayashi et al. (2003) realizaram uma revisão sistemática com o objetivo de avaliar a qualidade dos estudos clínicos publicados, e determinar a eficácia clínica de *inlays* cerâmicas em comparação a outras restaurações de dentes posteriores. Estudos clínicos prospectivos de *inlays* publicados no período de 1990 a 2001 foram selecionados. A qualidade metodológica de cada estudo foi avaliada por dois revisores calibrados usando um roteiro padronizado. O desempenho clínico das *inlays* foi avaliado quanto a taxa de falha, dor pós-operatória e a estética. Os resultados foram comparados com os de outras restaurações posteriores por meio de uma relação de probabilidades. Entre 46 artigos selecionados para a avaliação da qualidade, apenas cinco (10,6%) relataram estudos clínicos randomizados e 15 (32,6%) apresentavam estudos clínicos controlados. Os demais 26 trabalhos (56,5%) eram estudos clínicos longitudinais sem grupo controle. Apenas três estudos preencheram o requisito de análise estatística para avaliar a eficácia clínica das *inlays*. Os resultados indicaram que não houve diferenças significativas em termos de longevidade ou sensibilidade pós-operatórias entre cerâmica e outras restaurações posteriores ao longo do período de avaliação de até 1 ano. Concluiu-se que grandes evidências científicas que comprovam a eficácia clínica das *inlays* cerâmicas em comparação aos outros tipos de restaurações posteriores. Melhora no delineamento e no relato dos estudos é necessária para a realização de estudos clínicos de *inlays* com mais qualidade.

Krämer et al. (2006) avaliaram, clinicamente, o efeito de duas diferentes combinações de adesivo e cimento resinoso para a

cimentação de *inlays* confeccionadas com IPS Empress. Noventa e quatro restaurações de IPS Empress foram colocadas em 31 pacientes em um estudo clínico prospectivo controlado. As restaurações foram cimentadas com EBS Multi/Compolute (3M ESPE) ou com Syntac/Variolink II baixa viscosidade (Ivoclar Vivadent). No início e após 0,5, 1, 2 e 4 anos, as restaurações de cerâmica foram analisadas de acordo com códigos e critérios modificados de USPHS. Dois pacientes, incluindo quatro restaurações, não compareceram a consulta de retorno após o 4º ano. Após 4 anos de uso, quatro restaurações em dois pacientes (três cimentadas com Compolute, um com Variolink II) tiveram que ser substituídas devido a hipersensibilidade. Sendo assim, 90 *inlays* e *onlays* foram aceitas neste período de avaliação (taxa de falha de 4%; Kaplan-Meier análise de sobrevivência). Entre os cinco “*recalls*”, uma deterioração estatisticamente significativa foi encontrada para os critérios de adaptação marginal e fratura da *inlay* (Friedman e ANOVA 2- fatores, $p < 0,05$). Além disso, não foi encontrada diferença estatística entre os adesivos utilizados. No início do estudo, 95% das restaurações revelaram excesso/saliências de cimento. Após 4 anos, 55% dos casos tinham saliências e 38% apresentaram afundamento marginal. E finalmente, não foram encontradas diferenças de rugosidade da superfície, de mimetização de cor, de integridade do dente, do contato proximal, de hipersensibilidade e de satisfação do paciente ($p > 0,05$). Para cimentação de *inlays* de cerâmica, não foi detectada nenhuma diferença entre os dois sistemas de cimentação e a taxa de insucesso após 4 anos foi de 4%.

Fasbinder et al. (2006) avaliaram em uma revisão de literatura a eficácia do sistema CEREC na produção de restaurações de cerâmica do tipo *inlay*, *onlay* e coroas totais. Os autores revisaram estudos clínicos de 1985 a 2006. Observou-se nos resultados dados relacionados a sensibilidade pós-operatória, a fratura da restauração, a reprodução da cor, a adaptação marginal e a longevidade clínica. Embora a sensibilidade pós-operatória tenha sido relatada, esta foi ocasionada, principalmente, por interferências oclusais, e a longo prazo, a sensibilidade pós-operatória não foi um problema relatado. Semelhante às outras restaurações de cerâmica, a fratura da restauração foi o principal modo de falha para as restaurações geradas pelo sistema CEREC. Embora o desgaste da margem tenha sido observado, as consequências desse desgaste, levando ao insucesso da restauração foram raramente relatados. Além disso, a taxa de sobrevivência de restaurações geradas pelo sistema CEREC foi cerca de 97% para cinco anos e 90 % para 10 anos. A baixa taxa de fratura dessas restaurações e taxa de sobrevivência clínica a longo prazo do sistema CEREC torna-o uma opção restauradora confiável e estética para os pacientes.

Lange e Pfeiffer (2009) compararam o desempenho clínico de *inlays* de cerâmica (Evopress) indiretamente fabricados com *inlays* de resina composta (Z250) diretamente colocados, em dentes posteriores. De janeiro de 2000 a outubro de 2003, 109 pacientes receberam 264 *inlays* de cerâmica e 68 pacientes receberam 145 restaurações de resina composta. Duzentos e cinquenta *inlays* (95%) e 135 restaurações de resina composta (93%) foram re-examinados até

57 meses após a colocação. Critérios modificados do USPHS foram utilizados para o estudo. Com base nestes critérios, quatro *inlays* (2%) fracassaram, enquanto que cinco restaurações de resina composta (4%) apresentaram insucesso. Em dois casos, houve formações de fenda marginal e cárie, bem como uma fratura depois de 13 meses. De acordo com Kaplan e Meier, a sobrevida após 57 meses foi de 94% para *inlays* e 93% para restaurações de resina composta. Sendo assim, ambos os tipos de restauração não apresentaram diferenças significativas nas curvas de sobrevida. Entretanto, o presente estudo mostrou que *inlays* cerâmica apresentam melhor desempenho do que restaurações de resina composta (Z250) com relação a adaptação marginal, estabilidade de cor e forma anatômica. No entanto, no que se refere à taxa de sobrevivência, não houve diferença significativa.

3 PROPOSIÇÃO

1. Avaliar a influência da ciclagem mecânica de pré-molares restaurados com *inlays* feitos de diferentes materiais cerâmicos na resistência adesiva à microtração entre restauração cerâmica e dentina.

2. Comparar a resistência adesiva dos diferentes materiais cerâmicos, antes e após ciclagem mecânica.

3. Avaliar a distribuição de tensões em função das estratégias restauradoras, usando o método de análise de elemento finito.

As hipóteses testadas neste estudo foram:

1. A ciclagem mecânica reduz a resistência adesiva entre a restauração cerâmica e o substrato dental.

2. As *inlays* cerâmicas com diferentes composição, microestrutura e técnica de processamento apresentam adesão diferente ao substrato dental, quando comparadas entre si.

3. Nos dentes restaurados com cerâmica com módulo de elasticidade mais próximo ao do dente, a concentração de tensões na interface adesiva entre dente e restauração será menor.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Descrição dos materiais

Os materiais utilizados para a confecção das restaurações estão distribuídos no Quadro 1.

Quadro 1 - Materiais restauradores utilizados

(continua)

MATERIAL (FABRICANTE)	CLASSIFICAÇÃO	COMPOSIÇÃO*
e.Max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Cerâmica Injetada	Porcelana a base de dissilicato de lítio
e. Max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Blocos de Porcelana – Sistema CAD/CAM	Porcelana a base de dissilicato de lítio
PM9 Vita (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha)	Cerâmica Injetada	Porcelana a base de feldspato
Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha)	Blocos de Porcelana – Sistema CAD/CAM	Porcelana à base de feldspato com estrutura homogênea de grãos finos

Quadro 1 - Materiais restauradores utilizados

(continuação)

VM7 Vita (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha)	Cerâmica Estratificada	Porcelana a base de feldspato composta por SiO ₂ (60-64%), Al ₂ O ₃ (13-15%), K ₂ O (7-10%), Na ₂ O (4-6%), TiO ₂ (<0.5%), CeO ₂ (<0.5%), ZrO ₂ (0-1%), CaO (1-2%), B ₂ O ₃ (3-5%), BaO (1-3%), SnO ₂ (<0.5%), óxidos de Mg, Fe, P (<0.1%)
Ácido fluorídrico a 10% (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil)	Condicionador de Porcelanas	Ácido fluorídrico, água, espessante e corante
Ácido Fosfórico 34% (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA)	Condicionador dental gel	Solução aquosa a 37% por peso na forma de gel, dióxido de silício e pigmentos
Adper™ Single Bond (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA)	Sistema adesivo	BisGMA, HEMA, dimetacrilato, etanol, água, copolímero de metacrilato funcional de poliacrílico e ácidos politaconicos
RelyX Primer Cerâmico (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA)	Agente Silano	γ-metacriloxipropiltrimetoxi-silano hidrolisado
RelyX ARC (3M/ESPE, St. Paul, MN, USA)	Cimento Resinoso Dual	Pasta A: 68% em peso de partículas de zircônia/ sílica, pigmentos sistema foto- iniciador e amina. Pasta B: 67% em peso de partículas de zircônia/ sílica e peróxido de benzoíla.

*informações fornecidas pelos fabricantes.

4.2 Seleção e preparo dos dentes

O projeto foi submetido ao Comitê de ética em pesquisa da FOSJC-UNESP (ANEXO). Cem (N=100) pré-molares superiores íntegros foram selecionados e limpos por meio de raspagem, uso de escova de Robinson com pasta de pedra-pomes. Os dentes foram analisados com auxílio de uma lupa e aqueles que possuíam trincas, cáries ou defeitos foram descartados e substituídos.

Os dentes foram, então, mensurados com auxílio de um paquímetro digital e as dimensões vestibulo-lingual e mesio-distal foram registradas e uma média desses valores foi calculada (Figura 1). Em seguida, os 100 pré-molares foram ordenados em ordem crescente em função das médias das dimensões vestibulo-linguais e mesio-distais da coroa, e estratificados em 10 grupos randomizados (10 seqüências aleatórias de 10 dentes foram criadas em programa específico).

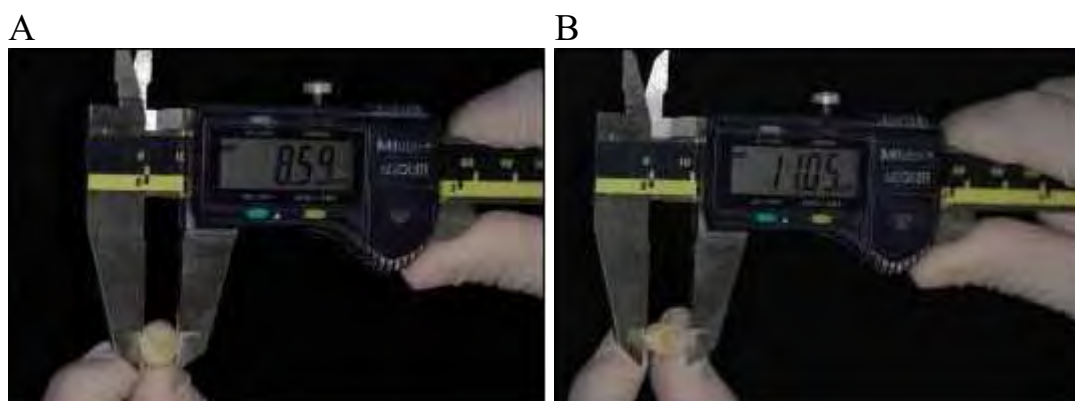


Figura 1 – a) Dimensão mesio-distal sendo mensurada; b) Dimensão vestibulo-lingual sendo mensurada.

Posteriormente, as raízes de cada espécime foram embutidas em uma matriz metálica, sendo esta preenchida com resina acrílica autopolimerizável até um limite de 2 mm aquém da junção cimento-esmalte. Essa inserção foi realizada com o auxílio de um delineador que foi mantido em posição até a completa polimerização da resina acrílica 74 (Figuras 2 e 3).

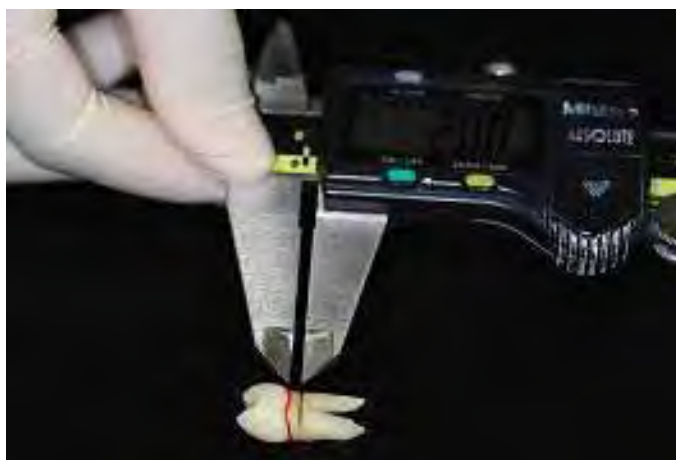


Figura 2 – Limite de inserção do dente na resina acrílica (2mm aquém a junção cimento-esmalte).



Figura 3 - Dente sendo inserido em resina acrílica com auxílio de uma matriz metálica e delineador.

4.3 Desenho experimental

Os 10 grupos de estudo foram formados ($n = 10$), considerando 2 fatores de estudo: fator estratégia restauradora em 5 níveis (5 diferentes tipos de restauração cerâmica com diferentes composição, microestrutura e forma de processamento: e.Max Press, e.Max CAD, Vita PM9, Vita Mark II e Vita VM7); fator ciclagem mecânica em 2 níveis (com ciclagem [100N, 2Hz, $1,2 \times 10^6$ ciclos] e sem ciclagem), configurando um desenho fatorial 5x2 (Figura 4).

Este estudo foi cego para o tipo de restauração em 4 etapas do experimento: cimentação das restaurações, corte dos dentes para obtenção dos espécimes para microtração, ensaio de microtração e análise de fratura dos espécimes testados.

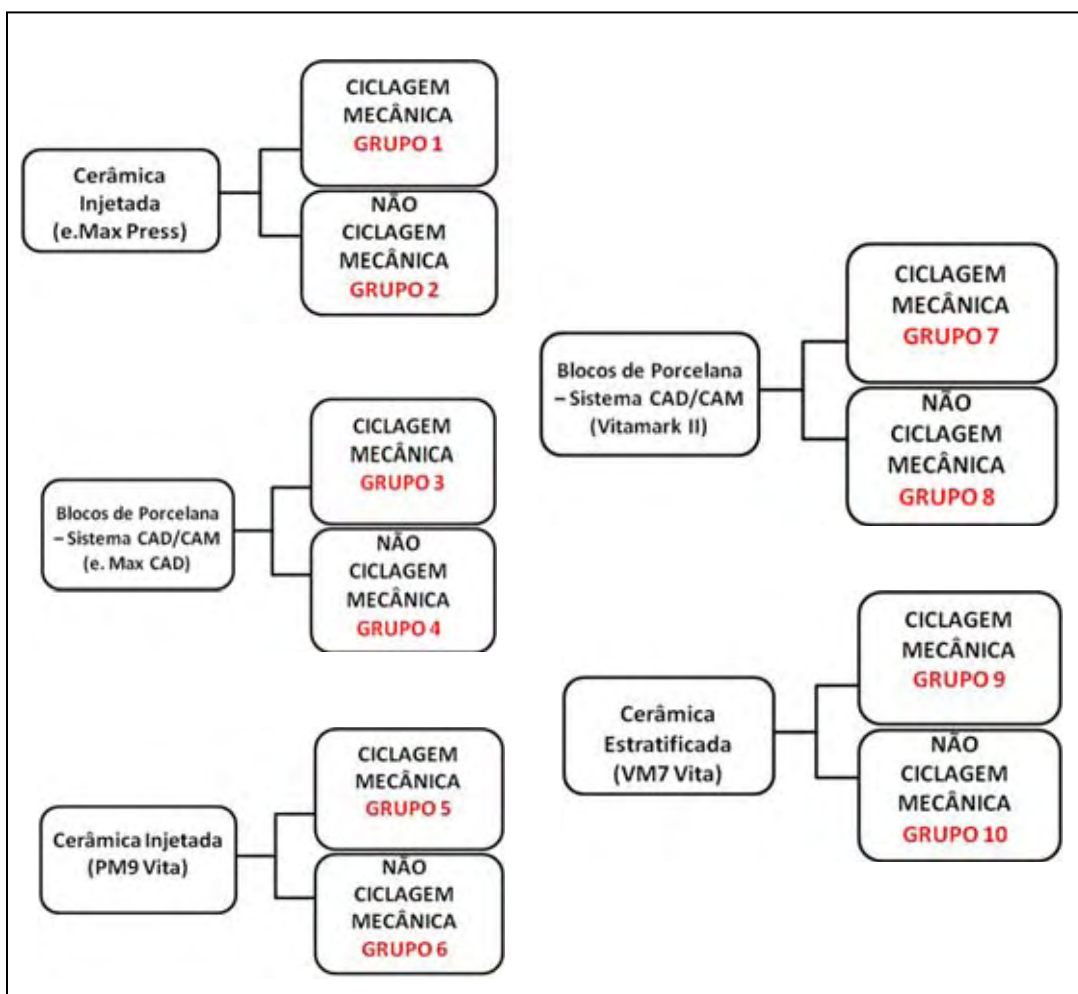


Figura 4 - Organograma dos grupos experimentais.

4.4 Preparos cavitários

Preparos cavitários tipo MOD (sem caixas proximais) padronizados foram confeccionados em todos os espécimes, utilizando pontas diamantadas tronco-cônica (# 3131, KG Sorensen, Barueri, Brasil), com ângulos arredondados, sendo estas trocadas a cada 5 preparos. O preparo foi realizado em alta rotação, sob refrigeração, fixada em uma base de microscópio óptico modificado, que possibilitou obter desgastes mais paralelos possíveis ao longo eixo do dente (Figuras 5 e 6). A referência de penetração inicial da broca foi o sulco central e, ao final dos preparos, estes apresentaram profundidade uniforme de 3 mm, na oclusal e proximais, enquanto a abertura do istmo oclusal correspondeu ao diâmetro da broca em questão (Figura 6). O ângulo cavo-superficial permaneceu reto, os ângulos internos arredondados e a parede pulpar perpendicular ao longo eixo do dente (Saavedra, 2009; Zamboni, 2007) (Figura 7). Após o término do preparo, acabamento com ponta diamantada com granulação “fina” (#3131F, KG Sorensen, Barueri, Brasil) foi realizado.

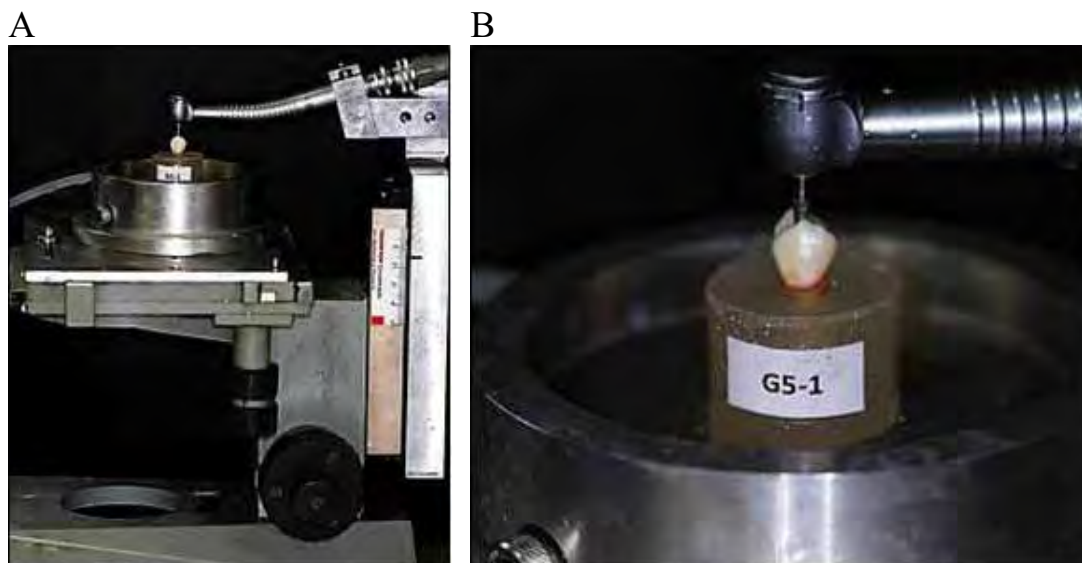


Figura 5 – a) Amostra posicionada em dispositivo de preparo; b) Penetração inicial a partir do sulco central.

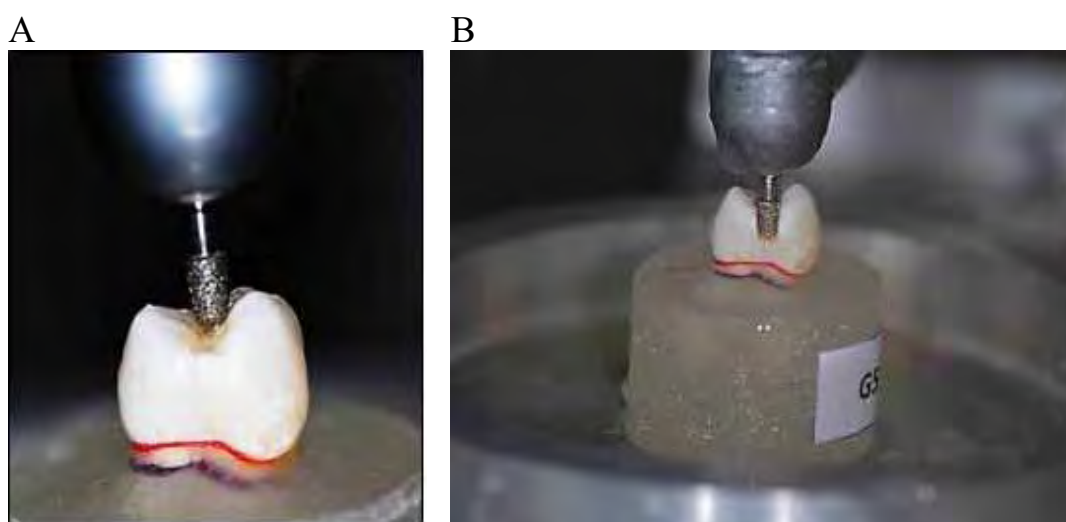


Figura 6 – a) Detalhe da figura anterior demonstrando o posicionamento da ponta diamantada tronco-cônica sobre o sulco central; b) Cavidade MOD (*inlay*) sendo preparada. Note que as dimensões da cavidade (largura e profundidade) correspondem às dimensões da ponta diamantada.

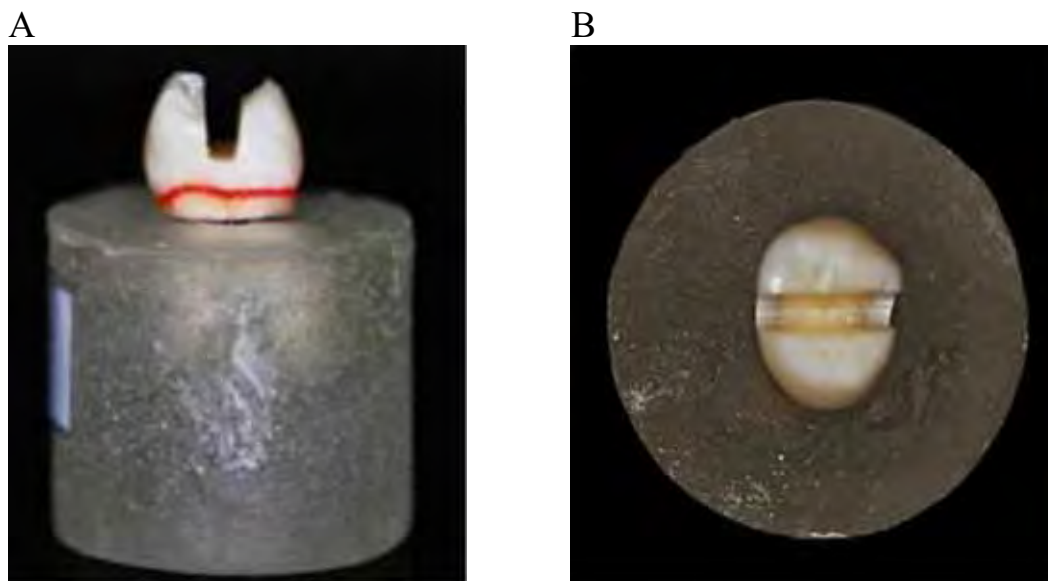


Figura 7 - Preparo finalizado. Note que o ângulo cavo-superficial permaneceu reto, os ângulos internos arredondados e parede pulpar perpendicular ao longo eixo do dente.

4.5 Confeção das restaurações

Todos os dentes preparados foram moldados com silicone por reação de adição (Elite Double 8, Zermhak, Badia Polesine, RO, Itália), com auxílio de um dispositivo de PVC que funcionou como moldeira (Figura 8). Este dispositivo foi adaptado ao conjunto dente/resina acrílica e, em seguida, o material de moldagem (Elite Double 8, Zhermack) foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e vertido no interior do dispositivo de moldagem (Figura 9).

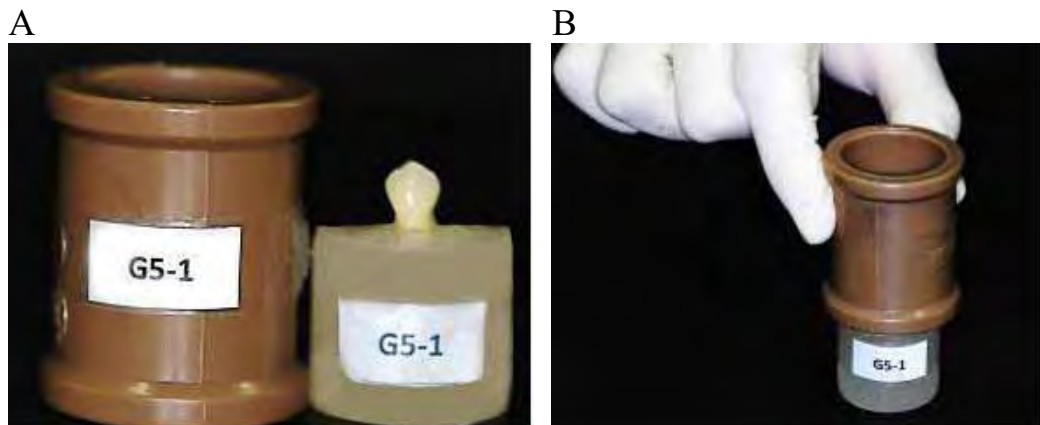


Figura 8 – a) Amostra e dispositivo utilizado para moldagem devidamente identificados; b) Dispositivo para moldagem sendo posicionado sobre a amostra previamente a moldagem.



Figura 9 – a) Material de moldagem utilizado no estudo; b) Material de moldagem após manipulação sendo vertido sobre a amostra.

O conjunto foi mantido em posição pelo tempo recomendado, até a presa final do material de moldagem. Em seguida, o dispositivo de moldagem foi separado do conjunto dente/resina acrílica e, para os grupos em que as restaurações pela técnica injetada (e-Max Press e PM9) e estratificada (VM7) foram confeccionadas, o gesso especial Durone IV (Dentsply Ind. Com., Rio de Janeiro, Brasil) foi manipulado, conforme recomendado pelo fabricante, e vertido criteriosamente sob vibração no interior do molde (Figura 10). Já para os grupos que utilizaram o sistema CAD/CAM (e-Max CAD e Vita-Mark II), o gesso CAM-base (Dentona AG-Kordental) foi utilizado, para que o escaneamento dos modelos e obtenção da imagem digital fossem possíveis. O gesso foi proporcionado e manipulado conforme as instruções do fabricante, e então vertido nos moldes sob vibração. Após 1 hora, molde e modelo foram separados e os troquéis foram, então, desbastados (Figura 10).

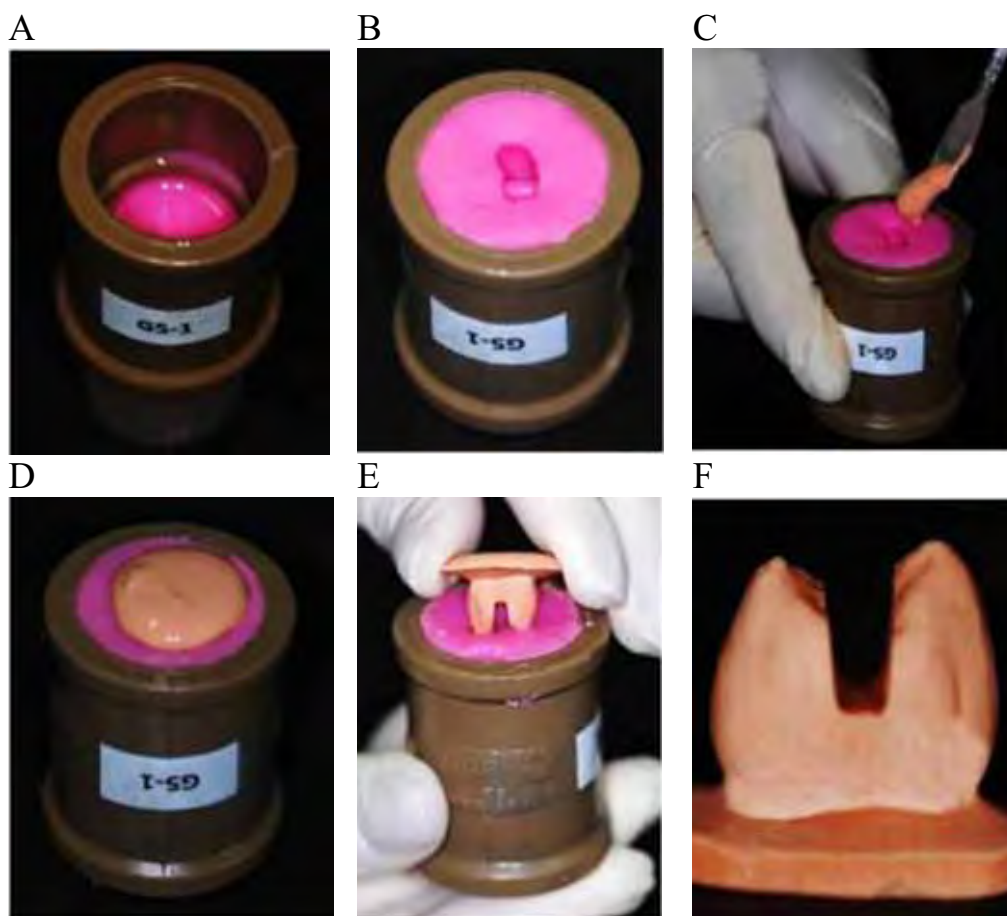


Figura 10 – a) Amostra sendo moldada; b) Molde após sua remoção da amostra; c) Vazamento de gesso com auxílio de uma espátula, associado à vibração constante; d) Molde em repouso após o vazamento do gesso; e) Remoção do modelo do interior do molde; f) Troquel finalizado, pronto para envio para laboratório.

Para a confecção das restaurações do sistema CEREC inLab ou CAD/CAM, blocos de cerâmica feldspática (Vita Blocs Mark II tamanho I12 for CEREC, Vita Zahnfabrik), foram utilizados. Imagens digitalizadas das dimensões dos modelos foram obtidas por meio do escaneamento (Scanner Ineos) de cada modelo. Em seguida, a imagem foi enviada a um *software* (versão 2.8R2402) para que a futura restauração fosse desenhada e comandasse o corte dos blocos cerâmicos em uma máquina de usinagem (MC-XL, CEREC Scan,

Sirona, Salzburg, Áustria), que foi realizada com pontas diamantadas especiais, irrigadas com um líquido lubrificante (Dentatec diluído em água) (Figura 11).

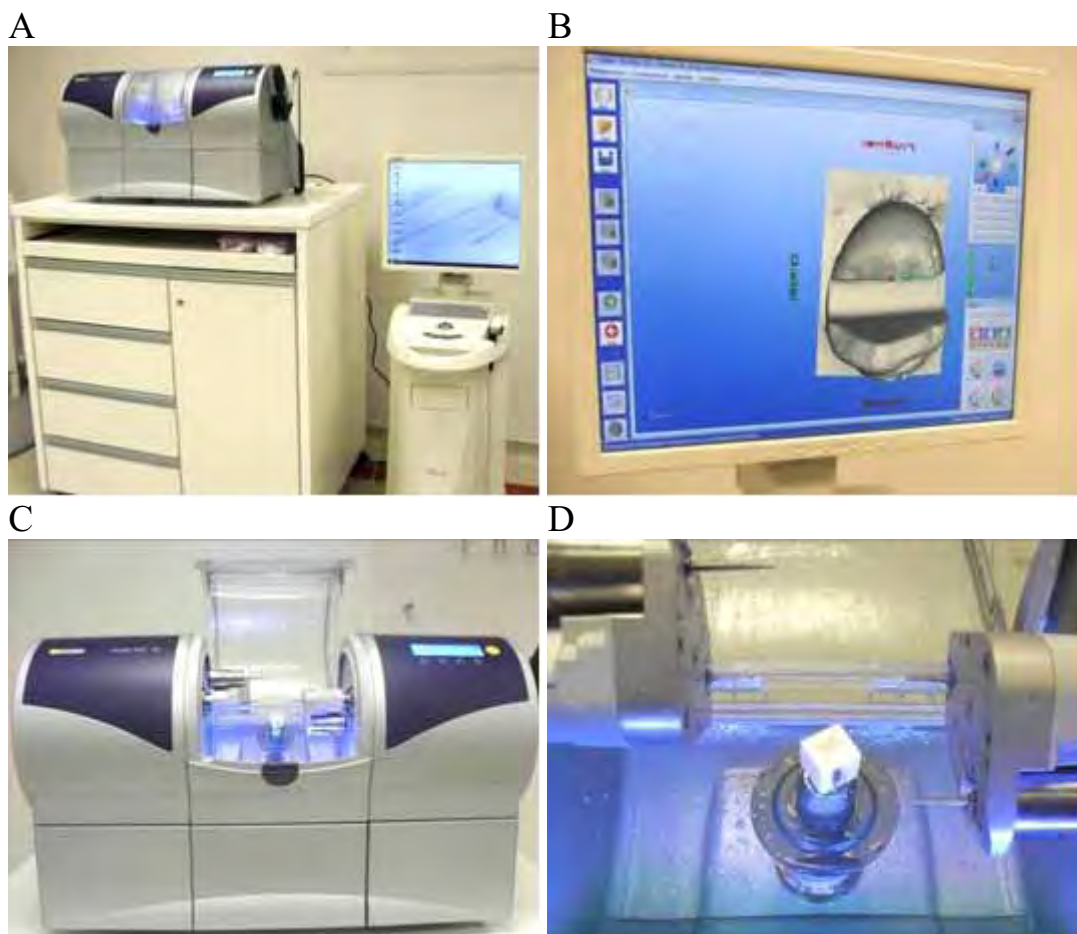


Figura 11 – a) Scanner digital e máquina de usinagem de blocos cerâmicos (MC-XL, CEREC Scan-Sirona); b) Imagem do dente preparado escaneado; c) Bloco de cerâmica posicionado na máquina de usinagem previamente ao início da confecção da *inlay*; d) Detalhe da figura anterior.

4.6 Cimentação das restaurações

Previamente a cimentação, todas as restaurações foram testadas nas cavidades e, quando necessário, ajustadas com auxílio de borrachas adaptadas a peça de mão e micromotor. Em seguida, as restaurações foram limpas em aparelho sônico (Branson 3510, Teltow, Alemanha) por 4 min, imersos em água destilada.

O procedimento de cimentação utilizado foi o mesmo para todos os grupos, sendo executado por um único operador, “cego” para esta etapa.

Na estrutura dental, o seguinte procedimento foi executado: 1) as paredes do preparo foram condicionadas com a aplicação de ácido fosfórico 34% na forma gel por 15 segundos (Scotchbond™ Etchant, 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA) e lavados por 30 segundos; 2) a cavidade foi levemente seca com o auxílio de papel absorvente tomando-se o cuidado de não ressecá-la; 3) o sistema adesivo (Adapter™ Single Bond, 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA) foi, então, aplicado em duas camadas, sendo que os excessos eram cautelosamente removidos e que cada camada polimerizada por 10 segundos (Elipar FreeLight 2, 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA).

Nas superfícies de cimentação das restaurações cerâmicas, as seguintes etapas foram seguidas: 1) condicionamento com ácido fluorídrico a 10% por 20 segundos nas restaurações de dissilicato de lítio (e.Max Press e e.Max CAD) e por 60 segundos nas restaurações feldspáticas (Vitamark II, PM9 e VM7), como sugerido

pelos respectivos fabricantes; 2) lavagem em água corrente e secas com jato de ar; 3) aplicação do promotor de adesão a base de silano (RelyX Primer Cerâmico, 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA) durante 5 segundos, como recomendado pelo fabricante.

Para a cimentação, o cimento resinoso (RelyX ARC, 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA) foi dispensado em quantidade apropriada em uma placa de espatulação e misturado por 10 segundos. Uma fina camada de cimento foi, então, aplicada e distribuída na superfície interna da restauração. A cerâmica foi posicionada e lentamente assentada na cavidade, sendo os excessos de cimento removidos após o assentamento final. Pressão digital foi realizada durante a polimerização de cada margem do cimento (40 segundos cada (Figura 15)). Posteriormente, aguardou-se o tempo de presa química (10-15 minutos) do cimento e as amostras foram devidamente armazenadas em água destilada a 37°C durante 24h.

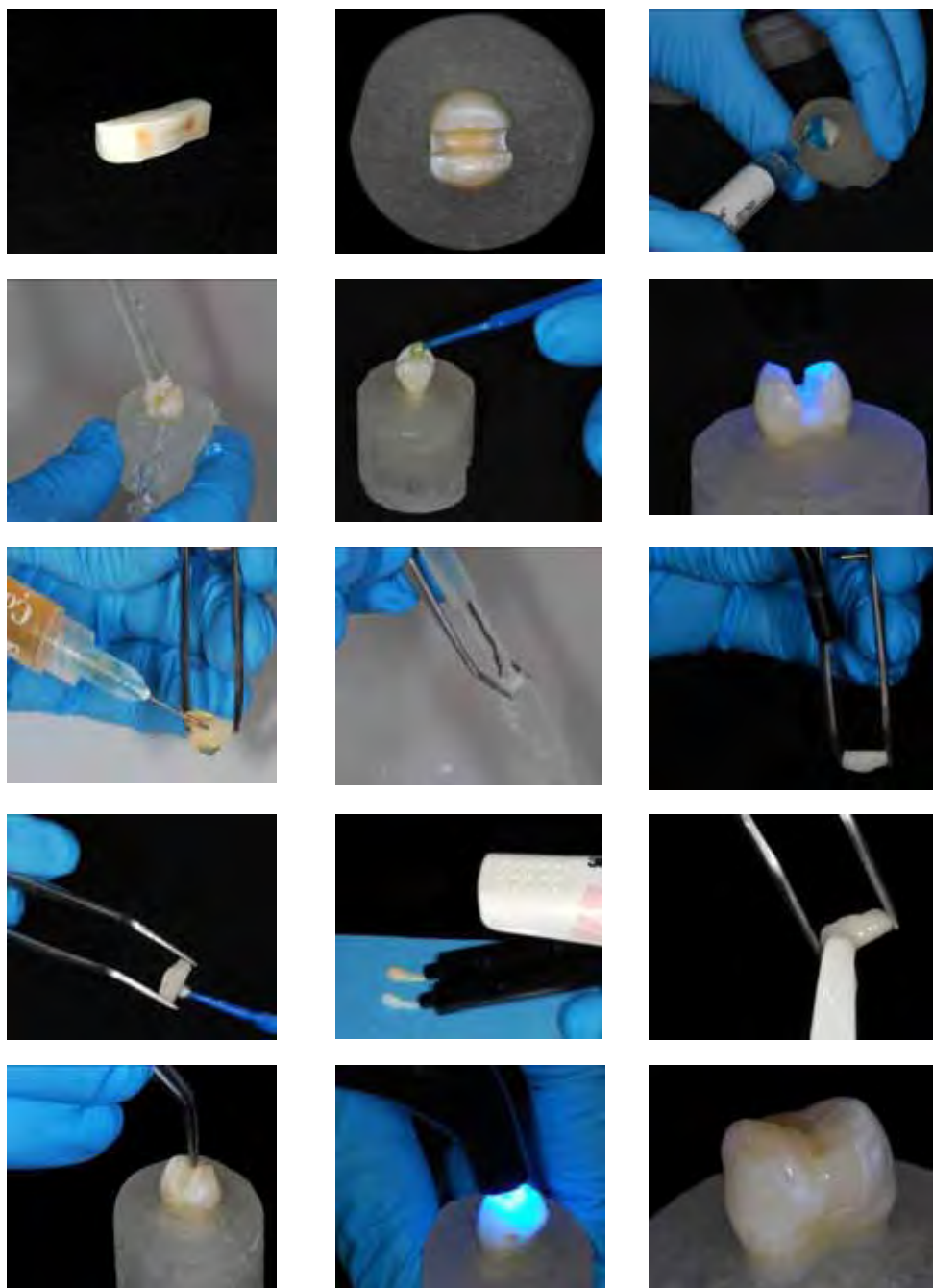


Figura 12 – Imagens seqüenciais do procedimento de cimentação adesiva.

4.7 Ciclagem mecânica

Os espécimes dos grupos “com ciclagem mecânica” de cada estratégia restauradora foram submetidos a ciclagem mecânica em um Simulador de Fadiga Mecânica (Fatigue Tester, ACTA University, Amsterdã - Holanda) (Figura 13). Essa máquina conta com um sistema operacional mecânico, elétrico e computacional, com os requisitos que a literatura se reporta quanto a realização da ciclagem mecânica, simulando esforços mastigatórios repetitivos, com reprodução da frequência próxima ao ciclo mastigatório (DeLong, Douglas, 1983; DeLong et al., 1985; Stappert et al., 2006; Wiskott et al., 1995).

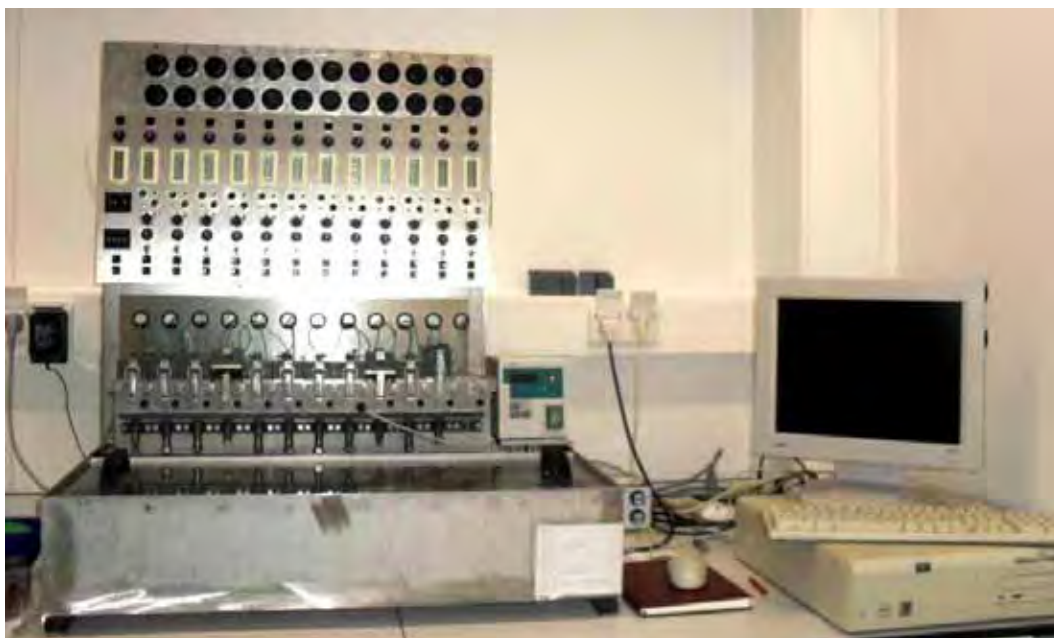


Figura 13 – Simuladora de fadiga mecânica (Fatigue Tester, ACTA University, Amsterdã – Holanda) utilizada no estudo para a realização da ciclagem mecânica.

Para isso, os espécimes foram posicionados em um dispositivo metálico, que permite o carregamento da amostra em uma angulação de 90° com um atuador metálico superior, de 6 mm de diâmetro, fixada na máquina de ciclagem, que induziu impulsos de carga de 100N e frequência pré-determinada de 2 Hz, sobre as vertentes das cúspides. Como o ponto de contato entre o pistão da máquina de ciclagem e o dente ocorreu nas vertentes das cúspides, a restauração não recebeu carga direta (Figura 14A). Os espécimes foram submetidos à 1.200.000 pulsos mecânicos, imersos em água a 37°C (Figura 14B).

Os espécimes dos grupos não-ciclados permaneceram imersos em água a 37 °C pelo mesmo período de tempo requerido para a ciclagem mecânica (Figura 14C).

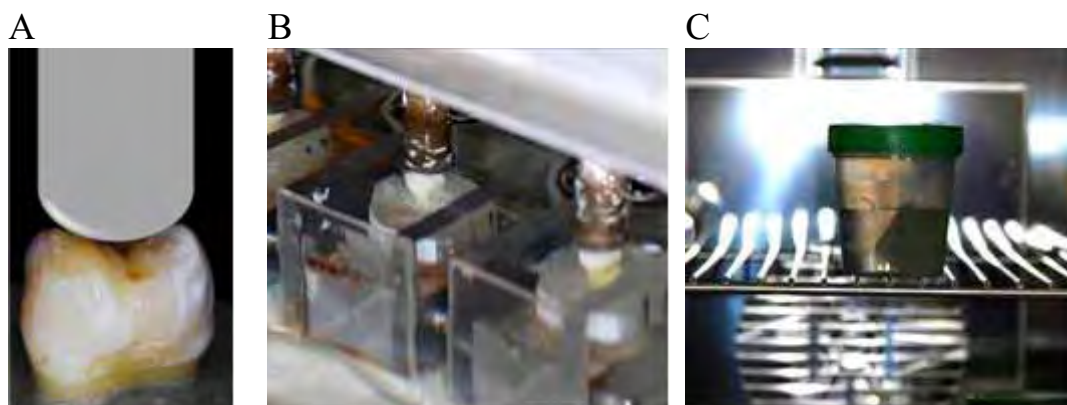


Figura 14 – a) Imagem esquemática do pistão metálico da máquina de ciclagem mecânica posicionado sobre a amostra para a execução do carregamento, com pontos de contato nas vertentes das cúspides e com ausência de toque na restauração; b) Amostras posicionadas na máquina de fadiga; c) Amostra armazenada em água em estufa a 37°C.

4.8 Teste de resistência adesiva por microtração

Para a realização do teste de microtração, inicialmente, cada espécime teve sua face vestibular demarcada com caneta preta (Figura 15A), sendo, em seguida, fixado em uma máquina de corte (ISOMET 1000, Buehler, Illinois, USA), a fim de se obter corpos de prova em forma de barra. A parte coronária de cada espécime teve, primeiramente, suas cúspides seccionadas e removidas para facilitar o corte seguinte (Figura 15B). Em seguida, o dente foi seccionado no sentido vestibulo-lingual com o disco paralelo ao longo eixo do dente (Figuras 15C e 15D) sendo que uma média de 4 cortes foi realizada neste sentido. Previamente a execução da segunda série de cortes no sentido méso-distal (com o disco perpendicular ao longo eixo do dente), para finalmente se obter as amostras em forma de barras, alginato foi espatulado e inserido sobre a amostra penetrando no interior das fendas criadas pela primeira série de cortes (Figura 15F). Esta técnica é recomendada para tornar o conjunto mais estável durante a execução da segunda série de cortes e minimizar a ocorrência de falhas pré-teste. Feito isso, a segunda série de cortes foi, então, realizada (Figura 15G) e, após uma média de 3 cortes neste sentido, as amostras em forma de barra foram obtidas, sendo compostas de dentina vestibular – cerâmica – dentina lingual (Figura 15H e 15I). A interface adesiva obtida teve configuração quadrangular com área transversal de, aproximadamente, 1 mm^2 , sem usinagem da zona de união (Saavedra, 2009) (Figura 15). Em seguida, as

dimensões da zona de união foram obtidas com auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Tokyo, Japão), para se obter a área dessa superfície de união.

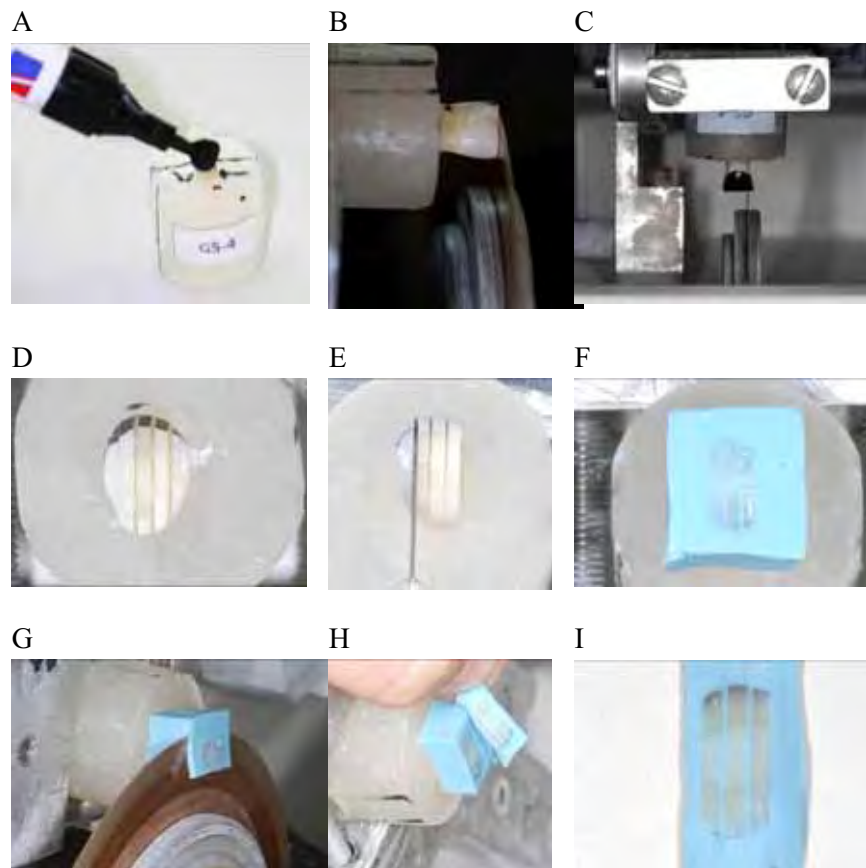


Figura 15 – Imagens seqüenciais do procedimento de corte dos dentes e obtenção dos espécimes em forma de barra. A – Face vestibular sendo marcada com caneta permanente preta. B – Corte para a remoção primeiramente das cúspides. C – Corte no eixo longitudinal, paralelo ao longo eixo do dente. D – Cortes no eixo longitudinal finalizado. E – Remoção das porções proximais do dente (esmalte). F – Inserção de alginato sobre o dente para facilitar o corte no eixo transversal. G – Corte no eixo transversal, perpendicular ao longo eixo do dente. H e I – Espécimes em forma de barra obtidos após o corte do dente. Observe que a amostra em forma de barra é composta por uma pequena porção de esmalte vestibular (porção superior da imagem, tingida de preto), dentina vestibular, cerâmica (restauração), dentina e esmalte linguais.

As bordas em dentina vestibular e lingual de cada corpo de prova (sem contato com as interfaces) foram fixadas com um adesivo fotopolimerizável (Clearfil SE bond; Kuraray Medical Inc., Japão) em um dispositivo específico, que foi acoplado a máquina de ensaios mecânicos universal (Instron 6022; Instron Corp., High Wycombe, Inglaterra). O teste de microtração foi, então, realizado com velocidade de 0,5 mm/min (Figura 16).

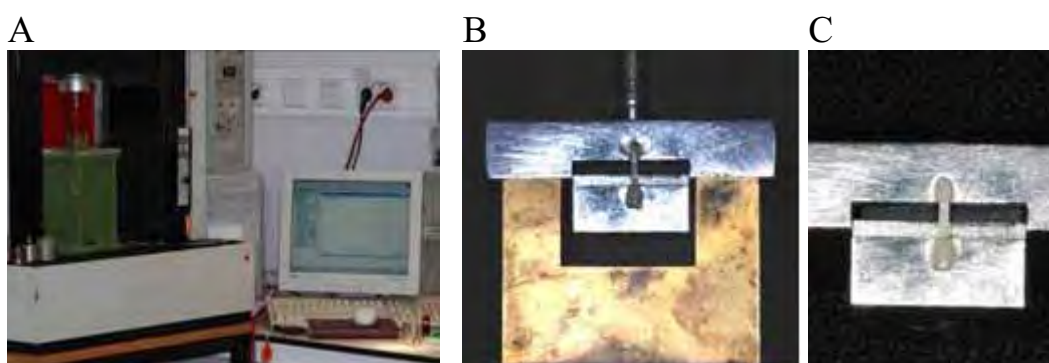


Figura 16 – a) Máquina de ensaio universal (Instron); b) Dispositivo utilizado para o teste de microtração; c) Detalhe da foto anterior.

A resistência adesiva (R em MPa) foi calculada por meio da fórmula $R=C/A$, onde C = carga para ruptura (N), e A = área interfacial aderida (mm^2). As repetições de cada dente geraram uma média global de cada espécime e as médias de resistência adesiva dos 100 dentes ($n=10$) foram submetidas a análise estatística.

4.9 Análise do modo de falha

Para a determinação do modo de falha ocorrido nos espécimes submetidos ao teste de microtração, as superfícies fraturadas foram analisadas em um estereomicroscópio (Discovery V.20, Carl-Zeiss, Gotingen, Alemanha) (30 a 100 x de magnificação) e classificadas de acordo com os seguintes tipos de falha propostos no presente estudo:

1. Predominantemente adesiva na interface cimento/cerâmica (75%);
2. Predominantemente adesiva na interface cimento/dentina (75%);
3. Coesiva no cimento;
4. Coesiva no substrato cerâmico;
5. Coesiva no substrato dentinário;
6. Falha mista, em que mais de um tipo de falha ocorreu sem a predominância de uma delas.

Em seguida, fotomicrografias representativas de cada tipo de falha foram realizadas em um microscópio eletrônico de varredura (MEV, Inspect S50, FEI WORLDWIDE CORPORATED HEADQUARTERS, Oregon, Estados Unidos).

4.10 Análise de Elemento Finito

A análise por elementos finitos elimina os fatores associados ao processo de confecção das restaurações protéticas, por isso é uma ferramenta bastante útil na observação da distribuição de tensões quando forças são aplicadas sobre dentes restaurados com restaurações cerâmicas. Portanto, uma análise de elementos finitos foi realizada com o objetivo de avaliar a distribuição das tensões nas restaurações, de acordo com os parâmetros especificados anteriormente, geradas por forças oclusais.

Para a realização dessa análise foram necessárias algumas propriedades físicas dos materiais a serem modelados, tais como módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. Para isso, métodos analíticos para a caracterização das cerâmicas foram empregados.

4.10.1 Métodos analíticos para a caracterização das cerâmicas

4.10.1.1 Densidade

A densidade (ρ) dos grupos foi medida por meio do método de Arquimedes. Para isso, 10 amostras em forma de disco (10 mm X 1mm) de cada tipo de cerâmica foram confeccionados e polidas

em lixas d'água com granulação de 150, 220, 320, 400, 600, 1200, adaptadas a uma politriz (ECOMET 250 Pro, Buehler, Illinois, USA). Para a determinação da densidade, foi necessária, previamente, a determinação das massas dos corpos-de-prova secos e também imersos em um béquer contendo água destilada. Estas foram obtidas com auxílio de uma balança analítica (Figura 18). Em seguida, aplicou-se os valores de massa obtidos à seguinte fórmula:

$$\rho = \frac{m_{ar}}{m_{ar} - m_{\acute{a}gua}} \cdot \rho_{\acute{a}gua}$$

Onde, m_{ar} e $m_{\acute{a}gua}$ são as massas dos espécimes medidas no ar (secas) e imersos na água, respectivamente, e $\rho_{\acute{a}gua}$ é a densidade da água na temperatura em que as medidas foram realizadas. A temperatura foi aferida com o auxílio de um termômetro.

4.10.1.2 Constantes elásticas

O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foram obtidos pelo método do pulso eco-ultrasônico, que se baseia na determinação da velocidade da propagação de uma onda no interior do material, por meio da medição do tempo de vôo do pulso. Para a obtenção desses valores, utilizou-se um aparelho emissor-receptor de pulso ultrasônico (pulser-receiver 5900 PR, Parametrics) de 200 MHz capaz de emitir e captar pulsos ultrasônicos com auxílio de dois

transdutores de ondas, um longitudinal (modelo V208-RM Parametrics) e outro transversal (modelo V222-RM Parametrics), ambos de 20 MHz (Figura 17). A determinação do tempo de vôo do pulso ultrassônico foi conseguida com o auxílio de um osciloscópio (Tektronix).

As velocidades foram obtidas pela razão entre o dobro da espessura e o tempo de vôo, sendo os coeficientes de Poisson e módulo de elasticidade calculados por meio das equações propostas na norma JIS-R 1602 - 1986 (Reiss, Walther, 2000):

$$E = \rho \left[\frac{3V_t^2 V_l^2 - 4V_t^4}{V_l^2 - V_t^2} \right] \quad \nu = 0,5 \left[\frac{V_l^2 - 2V_t^2}{V_l^2 - V_t^2} \right]$$

Onde, ρ é a densidade e V_l e V_t são as velocidades da onda longitudinal e da onda transversal, respectivamente.

Foram obtidos dez valores de E e ν de cada tipo de cerâmica. Teste estatístico (Shapiro-Wilk) foi empregado para verificar se os valores apresentavam-se normais.

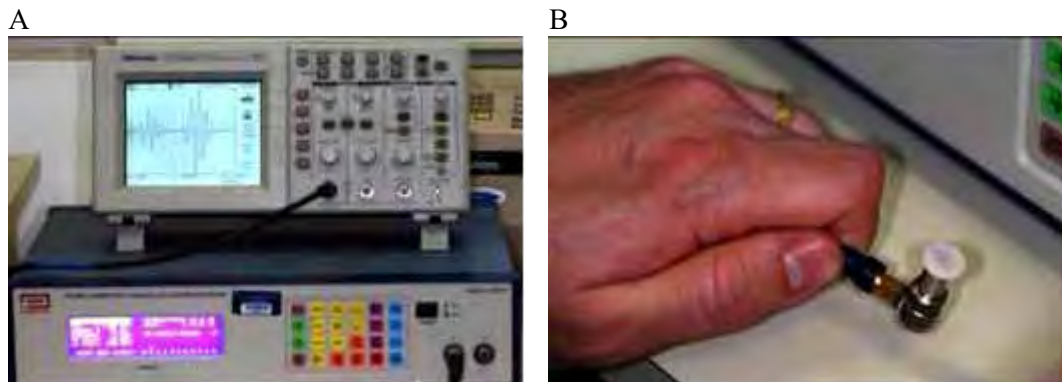


Figura 17 - Obtenção do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson das cerâmicas. a) aparelho de transmissão de ondas ultra-sônicas; b) amostra posicionada sobre o dispositivo que irá capturar as ondas ultrasônicas.

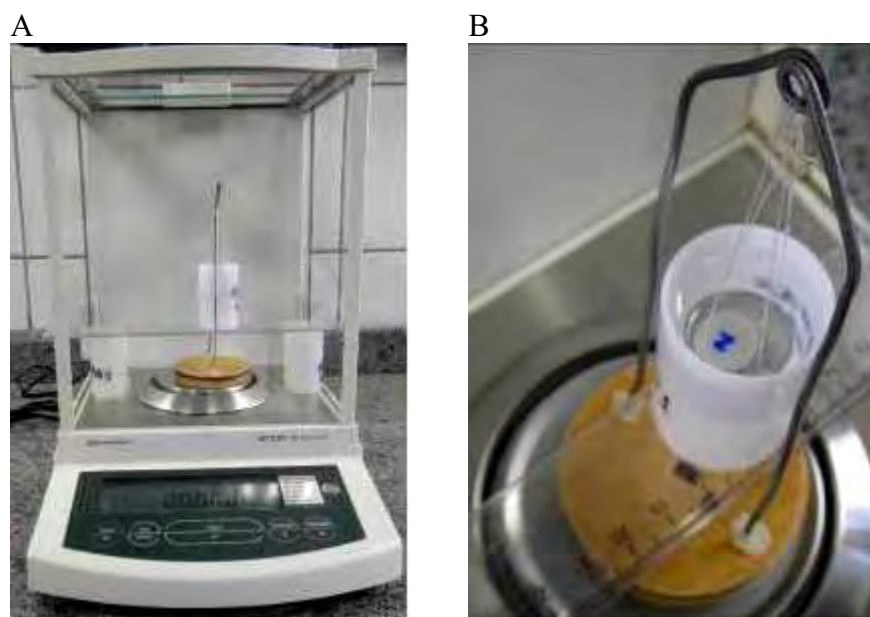


Figura 18 - Obtenção dos valores de densidade das cerâmicas pelo método de Arquimedes. a) Dispositivo utilizado para a mensuração da densidade, posicionado sobre balança analítica; b) Detalhe da figura “a”. Note a amostra posicionada no interior do dispositivo.

Para a realização da análise por elementos finitos, cinco primeiros pré-molares superiores humanos restaurados com restaurações do tipo *inlay* foram criados em um programa de

computador (FEMAP 10.1.1; Siemens PLM software, Plano, Texas, USA), diferindo apenas quanto às propriedades (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) das diferentes cerâmicas utilizados no estudo. Os modelos consistiram de esmaste, dentina e cerâmica. As dimensões do dente modelado estão apresentadas na Figura 19.

Em seguida, esse modelo foi transferido para o programa de análise por elementos finitos (NX Nastran; Siemens PLM Software, Plano, Texas, USA) e uma rede tridimensional foi criada. Os nós da base do dente (presa a resina acrílica) foram fixos para evitar movimentos de rotação ou translação. Os elementos apresentaram formato de tetraedro (compatível com modelagem tridimensional), apresentando 50,651 tetraedros. Os modelos foram, então, carregados com uma força de 100 N na superfície oclusal, com a simulação de uma esfera com 6mm de diâmetro tocando as vertentes das cúspides do pré-molar, a fim de simular a área de contato obtida nos modelos do estudo *in vitro*. As propriedades dos materiais restauradores foram consideradas isotrópicas, homogêneas e de comportamento elástico linear e as interfaces dos diferentes materiais foram consideradas perfeitamente unidas.

Os resultados foram apresentados na forma de ilustração com representações das áreas de concentração de tensões.

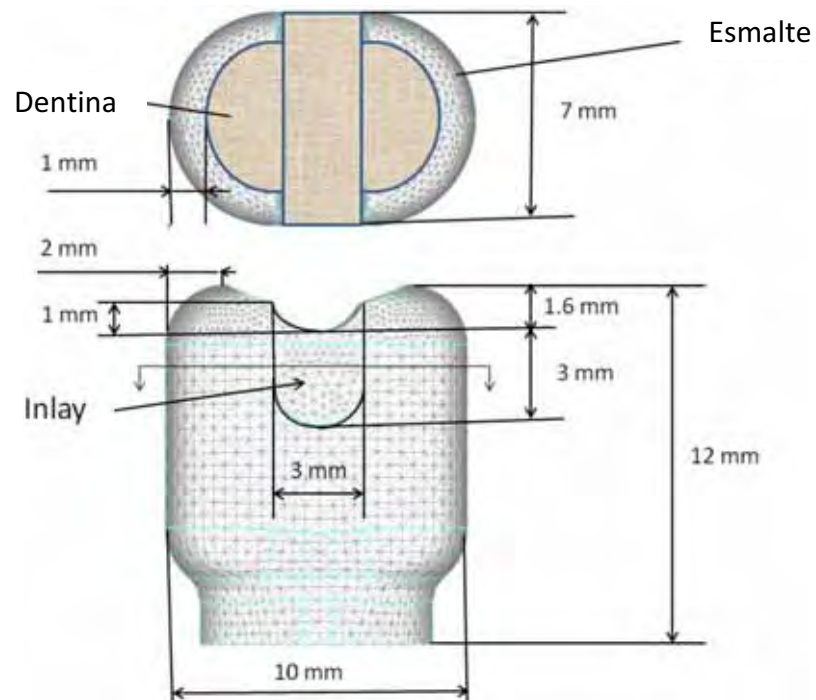


Figura 19 - Modelo simplificado do dente contendo a inlay.

4.11 Análise micromorfológica das superfícies cerâmicas condicionadas

Para análise qualitativa em MEV (JEOL, JSM-T330A, Jeol Ltd., Tokyo, Japão) das superfícies após o condicionamento ácido, os espécimes (discos previamente confeccionados para a determinação das constantes elásticas) foram submetidos a um ataque ácido (ácido fluorídrico a 10%, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) durante 20 segundos (cerâmicas de dissilicato de lítio) e 60 segundos (cerâmicas feldspáticas). Em seguida, os espécimes foram levados ao

microscópio eletrônico de varredura (MEV) para obtenção de imagens da superfície das amostras. Foram utilizados aumentos de 500X, 1.000X e 2.000X.

Para análise qualitativa da topografia e rugosidade, 5 discos de cada uma das cerâmicas testadas, previamente confeccionados e condicionados, tiveram sua superfície analisada em um perfilômetro óptico digital (Wyko, NT 1100, Veeco, EUA). Este é conectado a uma unidade computadorizada que contém o programa computacional Wyko Vision 32 (Veeco, EUA), responsável pelas medições dos parâmetros de rugosidade (média aritmética de todos os picos e vales encontrados durante a leitura da amostra). Foram realizadas 3 medições em cada amostra, e imagens com um aumento de 20X em áreas representativas da amostra de $(301,3 \times 229,2)\mu\text{m}^2$ foram obtidas.

4.12 Análise do ângulo de contato

Discos das cerâmicas testadas foram confeccionados ($h=1\text{mm}$, $d=10\text{ mm}$) e polidas com auxílio de soluções de polimento (Buehler, Illinois, USA) nas granulações de 45, 15, 9, 6, 3 e 1 μm associadas a um disco de feltro adaptado em uma politriz (ECOMET 250 Pro, Buehler, Illinois, USA), obtendo-se um polimento de brilho especular. Em seguida, as amostras foram condicionadas com ácido fluorídrico a 10% (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) de acordo com as

especificações dos fabricantes. Posteriormente, as amostras foram limpas em ultrassom contendo álcool isopropílico durante 5 minutos. Para a realização da medida do ângulo de contato, uma gota de água destilada foi colocada sobre a superfície cerâmica através de uma seringa, e após 5 segundos, o ângulo foi medido (Jardel et al. , 1999) com auxílio de um Analisador de Ângulo de Contato (DSA30S, Kruss, Hamburgo, Alemanha) (Figura 20A). Foram realizadas cinco medidas para cada espécime, uma para cada segundo, e uma média destas medidas foi obtida. Todas as medidas foram realizadas no mesmo dia em um ambiente com temperatura controlada.

Essa técnica consiste na determinação do ângulo de contato de um líquido sobre a superfície plana de um sólido. Esse ângulo é formado pelas tangentes das interfaces líquido-vapor e líquido-sólido no ponto de intersecção das três fases, que devem estar necessariamente em equilíbrio termodinâmico, conforme a Figura 20B.

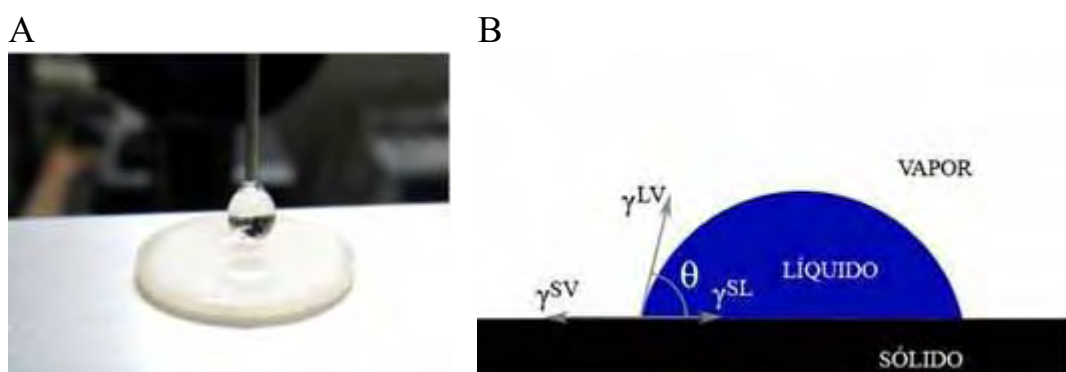


Figura 20 – a) Gota de água destilada sendo colocada sobre a superfície da cerâmica para a realização da medida do ângulo de contato; b) Definição do ângulo de contato e das energias atuantes entre as interfaces.

Na Figura 20B, as retas tangentes às fases, correspondem às energias de superfície (γ) de cada interface e (θ) é o ângulo de contato do líquido, definido pelo ângulo interno a gota.

4.14 Análise estatística

Para verificação da distribuição e homogeneidade dos dados de resistência adesiva, o teste estatístico de Shapiro-Wilk foi empregado. Como os dados tiveram distribuição normal e homogênea, a comparação entre os grupos para responder a questão sobre “efeito da ciclagem mecânica” na resistência adesiva, o teste t foi realizado separadamente para cada tipo de cerâmica.

Para responder a questão sobre “efeito do tipo de cerâmica” na resistência adesiva, a Análise de Variância (ANOVA) 1-fator foi empregada para os dados dos grupos antes e após ciclagem mecânica, separadamente. As diferenças estatísticas foram indicadas pelo teste de Tukey com significância de 95%.

Para avaliar diferenças estatísticas quanto à rugosidade aritmética apresentada pelas cerâmicas, verificou-se primeiramente a distribuição e homogeneidade dos dados com o teste de Shapiro-Wilk. Em seguida, aplicou-se o teste de Bartlett's, para verificação da semelhança entre as variâncias. Para a análise dos dados, adotou-se o teste de Welch e as diferenças estatísticas foram indicadas pelo teste de Games-Howell, com um nível de significância de 95%.

Para avaliar diferenças estatísticas quanto aos ângulos de contato obtidos, verificou-se primeiramente a distribuição e homogeneidade dos dados com o teste de Shapiro-Wilk. Em seguida, aplicou-se o teste de Bartlett's, para verificação da semelhança entre as variâncias. Para a análise dos dados, Análise de Variância (ANOVA) 1-fator foi empregada, sendo as diferenças estatísticas indicadas pelo teste de Tukey com significância de 95%.

5 RESULTADOS

5.1 Resistência Adesiva

A Tabela 2 apresenta o número de amostras obtidas por grupo, assim como o número e a porcentagem de espécimes perdidos durante o corte (falha pré-teste). Os espécimes que continham esmalte foram excluídos do estudo.

Tabela 2- número e porcentagem de espécimes obtidos por grupo

Tipo de cerâmica	Grupos	Ciclagem Mecânica	Espécimes obtidos	Espécimes perdidos (%)
e.max Press	G1	Presente	100	9 (9%)
	G2	Ausente	120	28 (23,33%)
e.max CAD	G3	Presente	124	70 (56,45%)
	G4	Ausente	133	65 (48,87%)
Vitamark II	G5	Presente	122	19 (15,57%)
	G6	Ausente	114	15 (13,15%)
PM9	G7	Presente	108	23 (21,29%)
	G8	Ausente	126	24 (19,04%)
VM7	G9	Presente	112	25 (22,32%)
	G10	Ausente	110	19 (17,27%)

De acordo com a tabela acima, podemos observar que houve um número relativamente pequeno de perda de espécimes em quase todos os grupos, exceto nos grupos G3 e G4 (cerâmica e Max CAD), os quais tiveram perdas acentuadas de aproximadamente 50% dos espécimes. Os demais grupos tiveram falhas pré-teste entre 9% e 22%.

Os espécimes perdidos foram considerados na análise estatística para auxiliar na comparação dos desempenhos adesivos das estratégias utilizadas. Sendo assim, um valor arbitrário de resistência de união foi atribuído para os espécimes perdidos, ou seja, o menor valor de resistência de união obtido em cada grupo foi considerado o valor a ser atribuído dentro do seu respectivo grupo.

Os dados de resistência de união apresentaram distribuição normal e homogênea (teste de Shapiro-Wilk, $p > 0,05$) (Tabela 3), o que permitiu aplicar os testes t de *Student* (comparação pareada da mesma cerâmica, variando a presença ou ausência de ciclagem mecânica), e Análise de Variância 1-fator e teste de Tukey (comparação dos tipos de cerâmica, antes e depois da ciclagem mecânica) para analisar estatisticamente os dados de resistência de união.

Tabela 3 – Valores de p obtidos no teste de normalidade dos dados de resistência de união, demonstrando normalidade dos dados segundo as condições experimentais ($p > 0,05$)

	e.max Press	e.max CAD	Vitamark II	PM9	VM7
Ciclados	0,6859	0,1362	0,7492	0,1489	0,5109
Não ciclados	0,3659	0,4742	0,9167	0,0756	0,1206

As médias e desvio padrão (DP) dos dados de resistência de união dos grupos testados são apresentados na Tabela 4 e representados graficamente na Figura 21. As comparações dos grupos antes e após ciclagem mecânica (Análise de Variância 1-fator [ANOVA] e teste de Tukey) e os valores de p para o teste t de *Student* são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 – Valores de p , média e desvio padrão dos dados de resistência de união (MPa) obtidos no teste de microtração, segundo as condições experimentais, considerando $p < 0,05$

Ciclagem Mecânica	Tipo de cerâmica				
	e.Max Press	e.Max CAD	Vitamark II	PM9	VM7
Ausência*	3,6 ± 1,3 ^A	2,6 ± 1,6 ^A	9,7 ± 1,8 ^B	3,8 ± 1,2 ^A	4,0 ± 1,6 ^A
Presença**	5,4 ± 1,3 ^a	2,2 ± 1,4 ^b	8,2 ± 1,9 ^c	3,4 ± 1,0 ^{b,d}	4,3 ± 1,8 ^{a,d}
p***	$p = 0,0087$	$p = 0,6018$	$p = 0,0941$	$p = 0,4705$	$p = 0,7550$

* diferentes letras maiúsculas representam diferença estatística entre os tipos de cerâmica.

** diferentes letras minúsculas representam diferença estatística entre os tipos de cerâmica.

***valor de p representa a comparação entre as condições “com” e “sem ciclagem mecânica” (teste t de *Student*) para cada tipo de cerâmica.

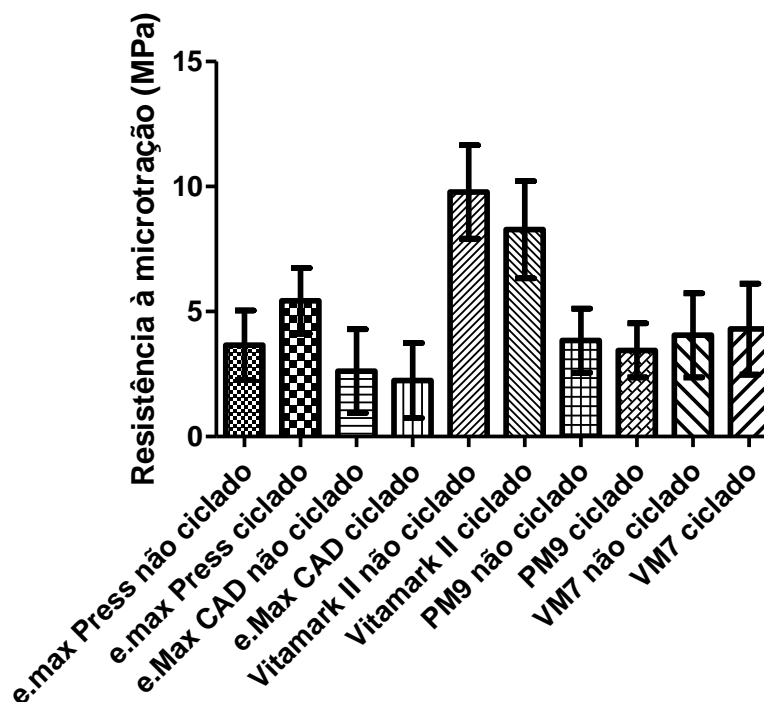


Figura 21 - Gráfico de colunas (média \pm DP) dos dados de resistência de união de todos os grupos experimentais, considerando as condições “ciclagem mecânica” e “tipo de cerâmica”.

No que diz respeito ao efeito da “ciclagem mecânica” para cada tipo de cerâmica (teste t de *Student*), a Tabela 3 mostra que a ciclagem teve significativo efeito ($p= 0,0087 < 0,05$) no grupo da cerâmica e.Max Press (G1 e G2), enquanto a resistência de união não foi afetada pela ciclagem nos demais grupos de cerâmicas.

Com relação ao efeito do “tipo de cerâmica”, na condição sem ciclagem, a ANOVA 1-fator mostrou que esse fator teve efeito estatisticamente significativo ($p < 0,05$). O teste de Tukey indicou que a resistência de união do grupo Vitamark II teve o mais alto valor médio

de resistência de união comparado aos demais grupos, os quais foram semelhantes entre si.

Quanto ao efeito do “tipo de cerâmica”, na condição com ciclagem, a ANOVA 1-fator mostrou que esse fator teve efeito estatisticamente significativo ($p < 0,05$). O teste de Tukey mostrou que a resistência de união do grupo Vitamark II novamente obteve o mais alto valor médio de resistência de união em relação aos outros grupos, seguido pelo grupo da e.Max Press (G1) e VM7 (G9), PM9 (G7) e e.Max CAD (G3).

5.2 Avaliação do modo de falha

As porcentagens dos diferentes tipos de falha em cada grupo experimental estão apresentadas na Tabela 5 e na Figura 22.

Tabela 5 - Percentual dos tipos de fratura para cada grupo experimental

Grupos	Classificação do tipo de falha					
	Tipo 1 (Ades.C/C)	Tipo 2 (Ades.C/D)	Tipo 3 (Coes. cimento)	Tipo 4 (Coes. cerâmica)	Tipo 5 (Coes. dentina)	Tipo 6 (Mista)
e.Max Press ciclado (G1)	53,2%	7,4%	4,3%	0%	0%	35,1%
e.Max Press não ciclado (G2)	34,5%	27,4%	0%	2,7%	0%	35,4%
e.Max CAD ciclado (G3)	83,7%	5,7%	3,3%	0%	0%	7,3%
e.Max CAD não ciclado (G4)	79,4%	8,4%	2,3%	0%	0,8%	9,2%
Vitamark II ciclado (G5)	29,4%	33,6%	8,4%	0%	1,7%	26,9%
Vitamark II não ciclado (G6)	34,5%	20,9%	13,6%	1,8%	0%	29,1%
PM9 ciclado (G7)	61,8%	11,8%	3,6%	4,5%	0%	18,2%
PM9 não ciclado (G8)	61,3%	14,5%	4%	1,6%	0,8%	17,7%
VM7 ciclado (G9)	36,8%	29,8%	1,8%	6,1%	0%	25,4%
VM7 não ciclado (G10)	54,1%	14,4%	4,5%	6,3%	0%	20,7%

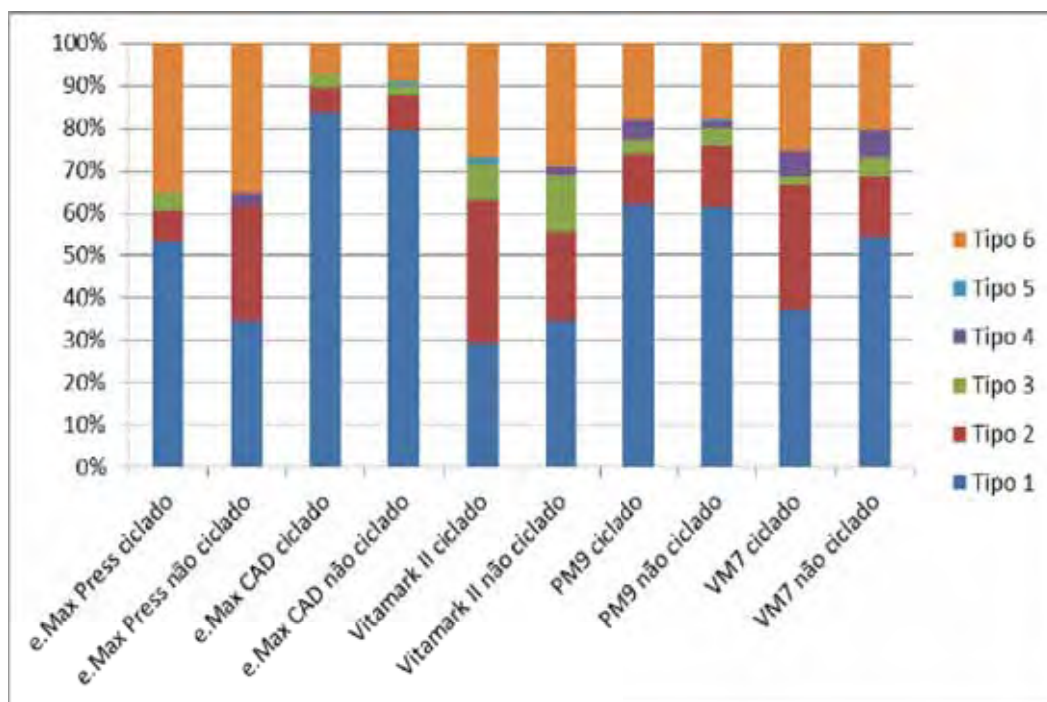


Figura 22 - Gráfico de colunas representando o percentual de cada tipo de falha nos grupos experimentais.

Observa-se que o tipo de falha mais frequente na maior parte dos grupos foi a falha do tipo “adesiva na interface cerâmica/cimento” (adesiva C/C). Além disso, podemos observar um aumento no número destas falhas quando as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica, nos grupos correspondentes às cerâmicas de dissilicato de lítio (e.Max Press e e.Max CAD). Entretanto, o inverso aconteceu nos grupos correspondentes às cerâmicas feldspáticas, em que o número de falhas do tipo adesiva C/C diminuiu quando as amostras foram cicladas, excetuando-se os grupos da PM9. Um número expressivo de falhas do tipo adesiva C/D (interface cimento/dentina) pôde ser observado nos grupos da e.Max Press sem ciclagem, nos grupos da Vitamark II (com e sem ciclagem)

e no grupo da VM7 sem ciclagem. Falhas do tipo mista ocorreram com maior frequência nos grupos da e.Max Press, Vitamark II e VM7 (com e sem ciclagem). Já as falhas do tipo coesiva na camada de cimento foram mais frequentes no grupo da Vitamark II, enquanto que as falhas do tipo coesiva no substrato cerâmico estiveram presentes, principalmente, nos grupos da PM9 e da VM7.

Micrografias representativas de cada tipo de falha são mostradas na Figura 23.

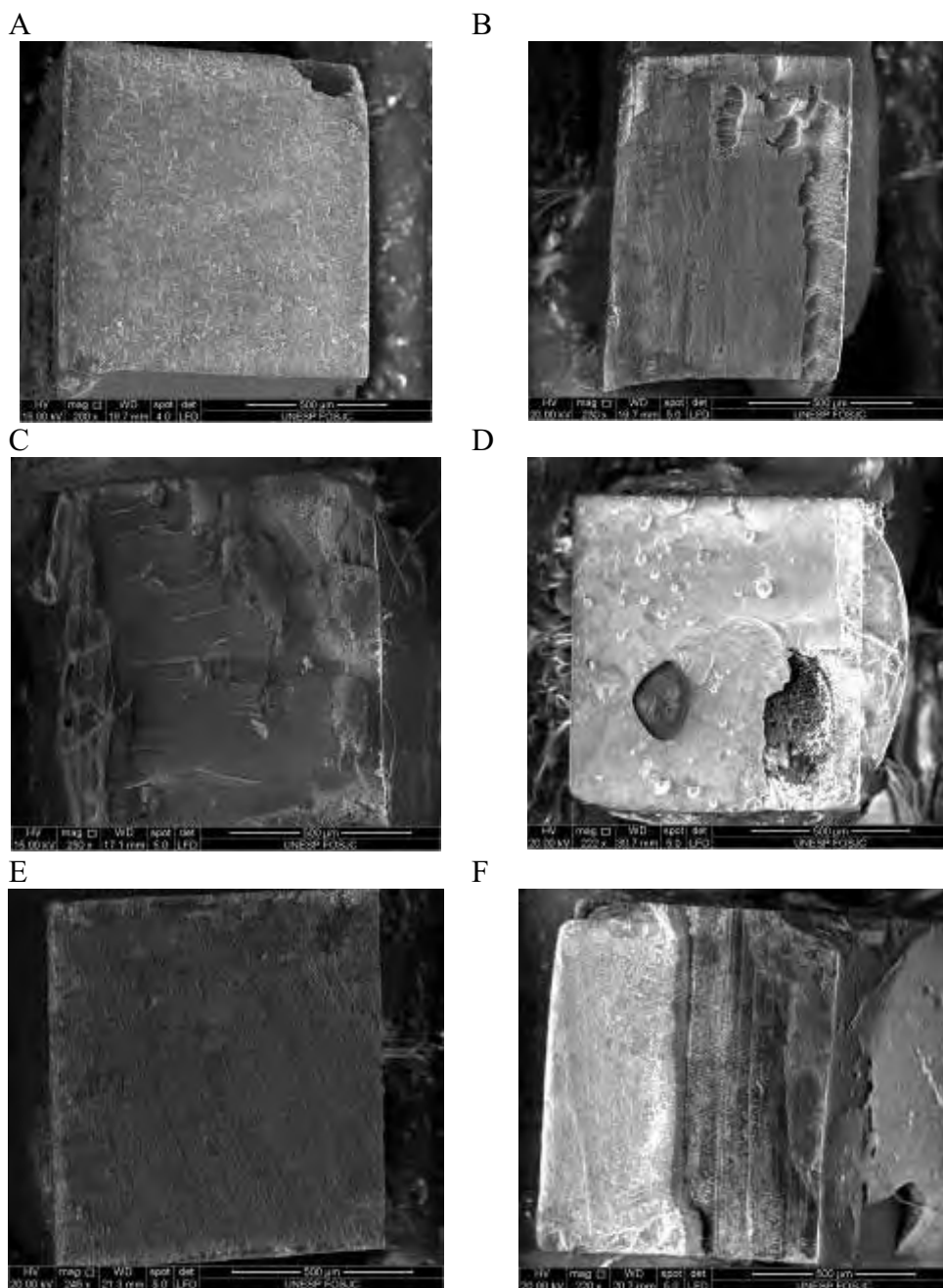


Figura 23 – Micrografias representativas de diferentes tipos de falha. A: Tipo 1, falha predominantemente adesiva entre cimento e cerâmica. Observe que toda a superfície da amostra está coberta por uma camada de cimento. B: Tipo 2, falha adesiva entre cimento e dentina em quase toda a superfície. C: Tipo 3, falha coesiva na camada de cimento. Observe que quase toda a superfície fraturada está coberta com um material que aparentemente sofreu um “rasgamento”. D: Tipo 4, falha coesiva na cerâmica. A cerâmica está visível em quase toda a superfície fraturada. Note a presença de defeitos internos indicando a possível origem da fratura. E: Tipo 5, falha coesiva na dentina. Observe a homogeneidade apresentada por esta superfície fraturada, com completa ausência de outro material sobre ela. F: Tipo 6, falha mista, em que parte da camada de cimento e o substrato dentinário logo abaixo podem ser observados na superfície fraturada, sem a predominância de um dos mesmos.

5.3 Análise de Elementos Finitos

5.3.1 Densidade e constantes elásticas

Os valores de densidade e das constantes elásticas (Módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) das cerâmicas estudadas obtidos pelo método de Arquimedes para a realização da análise de elementos finitos encontram-se na Tabela 6. As propriedades do substrato dental e das cerâmicas utilizadas para a análise de elementos finitos encontram-se na Tabela 7.

Tabela 6 – Médias com desvios-padrão e coeficiente de variação, dos valores de densidade (ρ), módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν)

	e.max Press	e.max CAD	Vitamark II	PM9	VM7
ρ (g/cm ³)	2,61 ± 0,3	2,35 ± 0,05	2,44 ± 0,07	2,48 ± 0,04	2,37 ± 0,04
E (GPa)	82,29 ± 18,32	83,54 ± 15,05	70,59 ± 4,86	44,41 ± 11,49	63,26 ± 3,95
ν	0,22 ± 0,009	0,19 ± 0,08	0,22 ± 0,007	0,26 ± 0,08	0,23 ± 0,013

Tabela 7 – Propriedades do substrato dental e dos materiais utilizados para a análise de elementos finitos

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Dentina	18,6	0,30
Esmalte	95,0	0,30
e.Max Press	82,3	0,23
e.Max CAD	83,5	0,19
Vitamark II	70,6	0,22
PM9	44,4	0,26
VM7	63,3	0,23

5.3.2 Tensão Máxima Principal

Os valores de tensão observados na Tensão Máxima Principal do modelo de elementos finitos na interface entre o dente e as *inlays*, das diferentes cerâmicas analisadas neste estudo, encontram-se na Tabela 8.

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

A distribuição da tensão máxima principal (cujos valores positivos indicam tensões de tração e, os negativos, de compressão) pode ser observada na Figura 24. Na escala de cores, notamos que entre o verde e o azul temos uma região de tensão zero, com ausência das forças de tração ou compressão. A Figura 24 representa a Tensão

Máxima Principal obtida para a cerâmica com a menor (PM9) e a maior (e.Max CAD) concentração de tensões de tração na interface entre dente e restauração. Podemos observar a distribuição da Tensão Máxima Principal, mostrando uma maior concentração de tensões de tração (cor vermelha) nas cúspides vestibular e lingual, onde a carga foi aplicada, bem como na interface dente/*inlay*, no centro e no topo das *inlays*.

Correlacionando os valores do módulo de elasticidade apresentados na tabela 6 com os valores de tensão observados na Tensão Máxima Principal (Tabela 8), podemos observar que a concentração de tensão de tração na interface entre dente e restauração parece aumentar com o aumento da diferença entre o módulo de elasticidade da cerâmica e do cimento/dentina.

Tabela 8 – Valores da Tensão Máxima Principal observados na interface entre o dente e as *inlays*.

Cerâmicas	Tensão Máxima Principal (MPa)
e.Max Press	10,9
e.Max CAD	11,0
Vitamark II	9,8
PM9	7,3
VM7	9,1

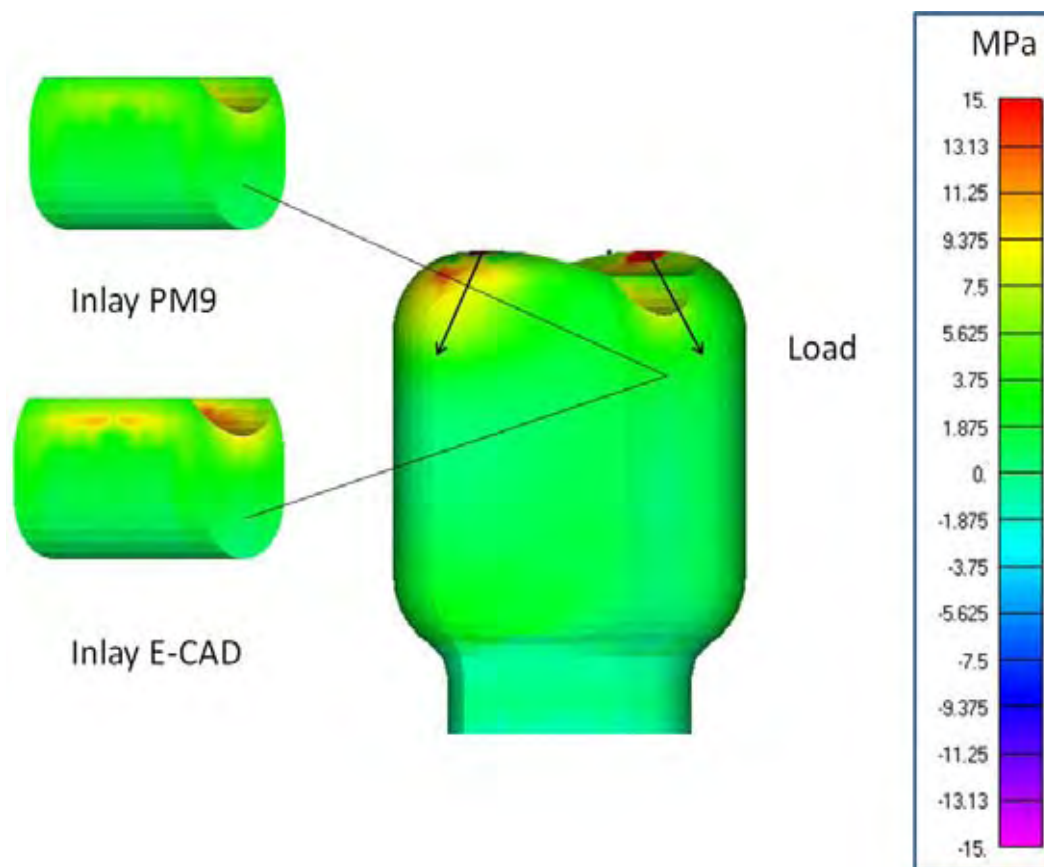


Figura 24 – Tensão Máxima Principal do modelo de elementos finitos das cerâmicas com a menor (PM9) e a maior (e.Max CAD) concentração de tensões de tração na interface entre dente e restauração.

5.4 Análise micro morfológica em MEV e em Perfilometria

Segundo a análise em MEV, podemos observar um diferente padrão morfológico entre as superfícies analisadas após o tratamento com ácido fluorídrico a 10%, principalmente quando se comparou a superfície das cerâmicas feldspáticas com as de dissilicato de lítio (Figuras 25, 26, 27, 28 e 29). Podemos observar que o ácido teve um efeito mais agressivo na matriz vítrea das superfícies das

cerâmicas feldspáticas, provocando uma modificação mais pronunciada no padrão morfológico destas superfícies, principalmente, na Vitamark II.

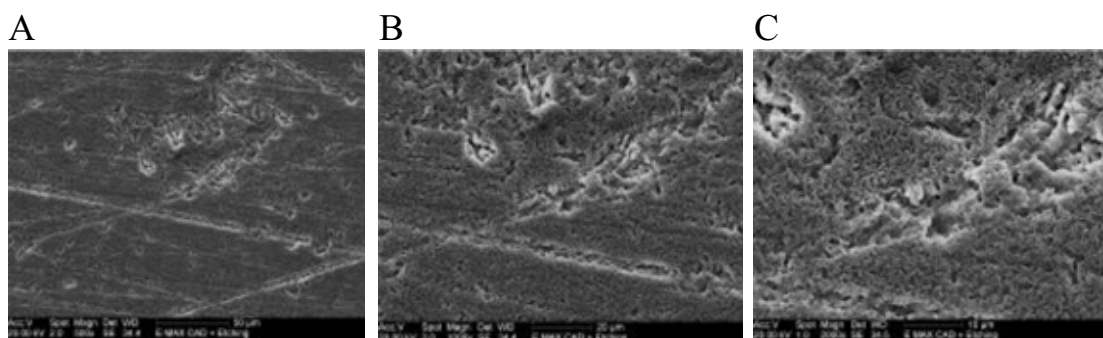


Figura 25 – Micrografias da cerâmica e.Max CAD, após tratamento com ácido fluorídrico a 10 % por 20 seg, nos tamanhos 500X (A), 1000X (B) e 2000X (C).

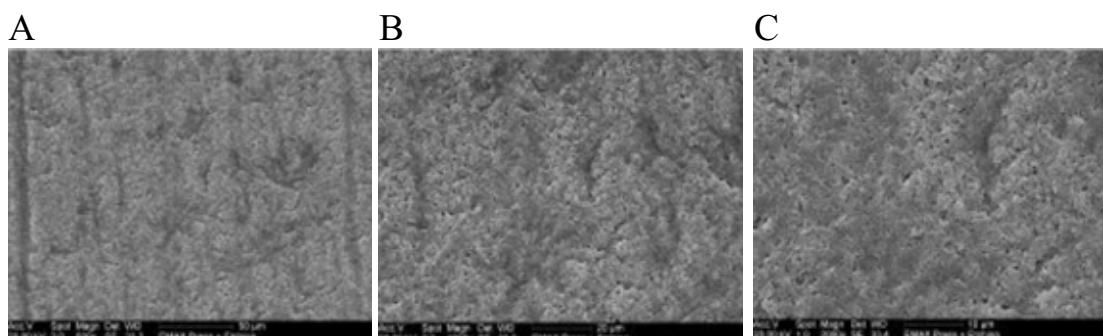


Figura 26 – Micrografias da cerâmica e.Max Press, após tratamento com ácido fluorídrico a 10 % por 20 seg, nos tamanhos 500X (A), 1000X (B) e 2000X (C).

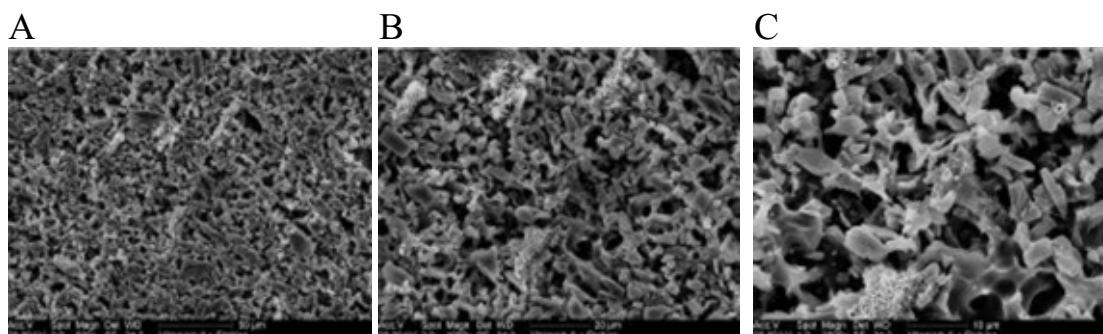


Figura 27 – Micrografias da cerâmica Vitamark II, após tratamento com ácido fluorídrico a 10 % por 60 seg, nos tamanhos 500X (A), 1000X (B) e 2000X (C).

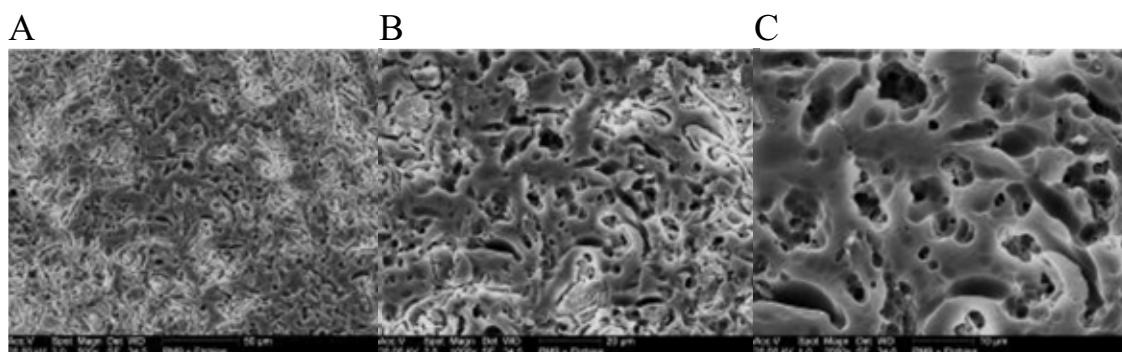


Figura 28 – Micrografias da cerâmica PM9, após tratamento com ácido fluorídrico a 10 % por 60 seg, nos tamanhos 500X (A), 1000X (B) e 2000X (C).

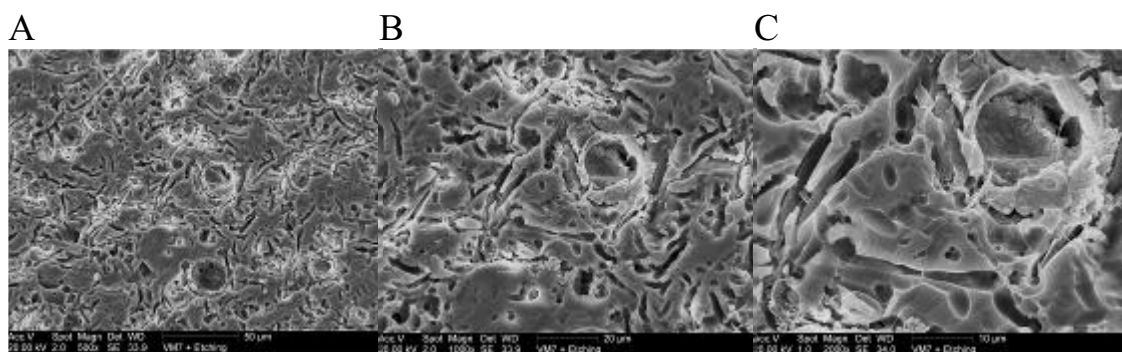


Figura 29 – Micrografias da cerâmica VM7, após tratamento com ácido fluorídrico a 10 %, por 60 seg nos tamanhos 500X (A), 1000X (B) e 2000X (C).

As medições dos parâmetros de rugosidade (média aritmética de todos os picos e vales) encontrados durante a leitura da amostras em perfilômetro digital estão descritos na Tabela 9 e apresentados graficamente na Figura 32.

Os dados apresentaram distribuição normal e homogênea (teste de Shapiro-Wilk, $p=0,095 > 0,05$) (Figura 30).

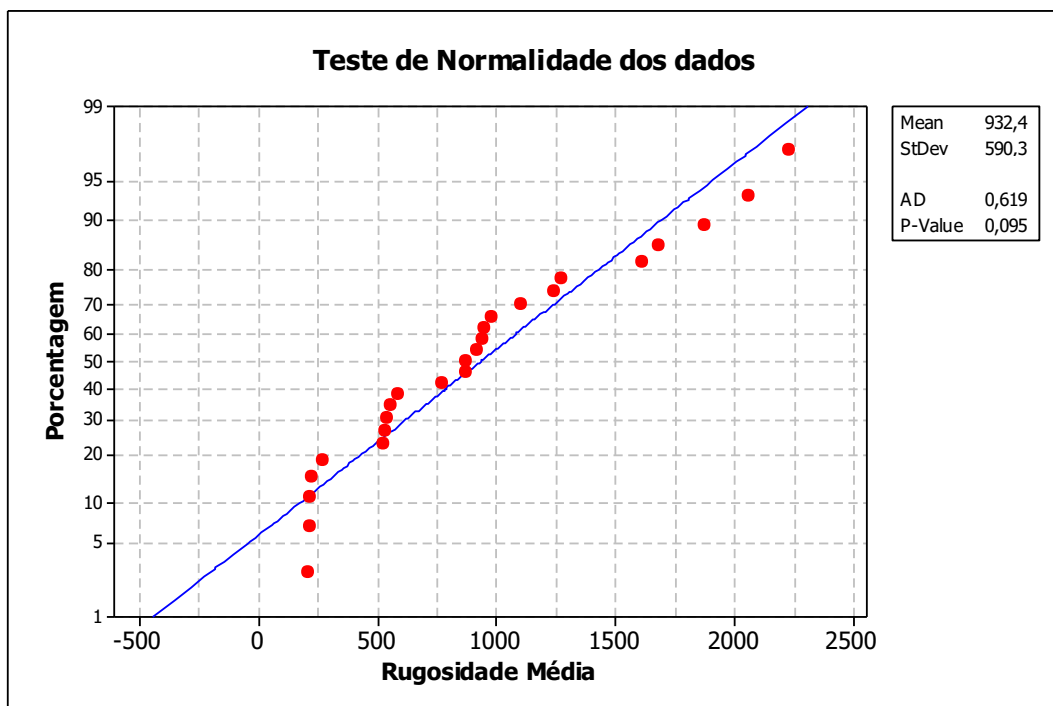


Figura 30 - Curva normal dos valores de rugosidade média.

Apesar dos dados apresentarem distribuição normal, estes não apresentaram variâncias semelhantes (teste de Bartlett, $p=0,000 < 0,05$). Isto impossibilitou a utilização da análise de variância (ANOVA) como teste estatístico (Figura 31).

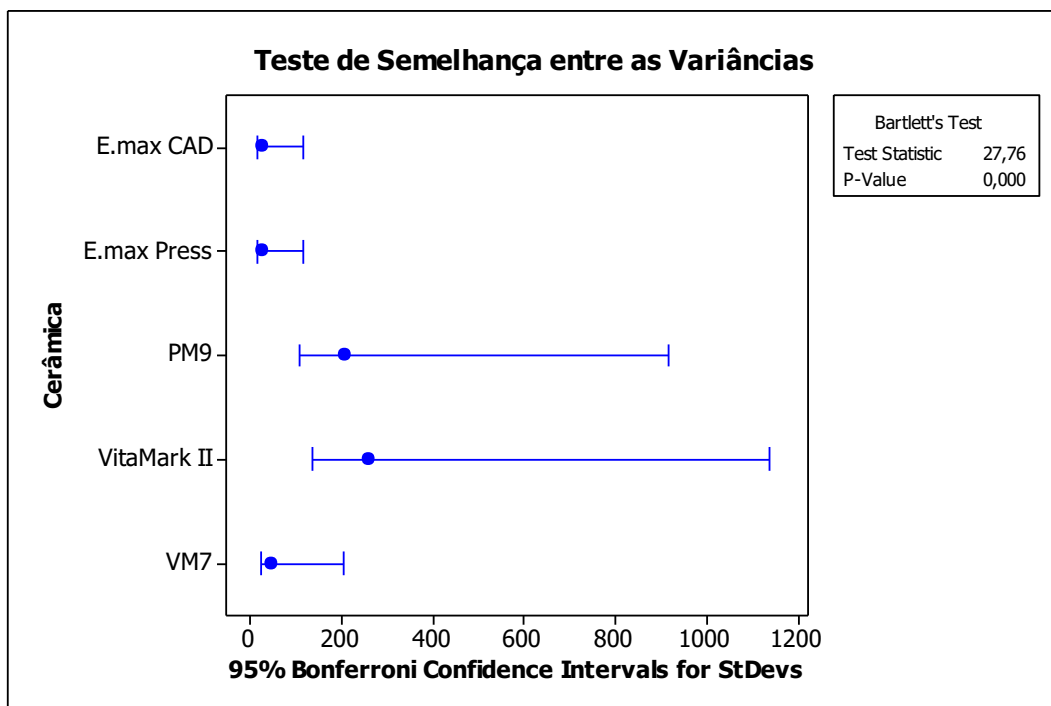


Figura 31 – Gráfico de dispersão dos valores para verificar a semelhança entre as variâncias (homocedasticidade).

Teste estatístico paramétrico de Welch foi empregado ($\alpha=0,05$) e diferença estatística significativa foi observada entre os grupos ($p=0,000 < 0,05$). Para comparação múltipla dos grupos foi utilizado o teste de Games-Howell ($\alpha=0,05$), indicando diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos, exceto entre os grupos da PM9 e VM7. A cerâmica Vitamark II apresentou o maior valor médio da rugosidade aritmética, seguida pela PM9 e VM7 (Tabela 9).

Tabela 9 – Médias e Desvio Padrão (DP) da rugosidade aritmética apresentada pelas superfícies após o condicionamento ácido

Cerâmicas	Média (nm)	DP (nm)	Valor mínimo	Valor máximo	Grupos Homogêneos*
E.max CAD	230,15	26,19	213,56	275,83	A
E.max Press	550,75	26,412	525,35	592,01	B
VitaMark II	1.893,33	258,55	1613,33	2233,33	C
PM9	1.070,09	208,30	775,23	1273,33	D
VM7	917,42	46,10	872,14	979,61	D

* Letras diferentes indicam diferenças estatísticas entre os grupos (teste de Games-Howell, $\alpha=0,05$)

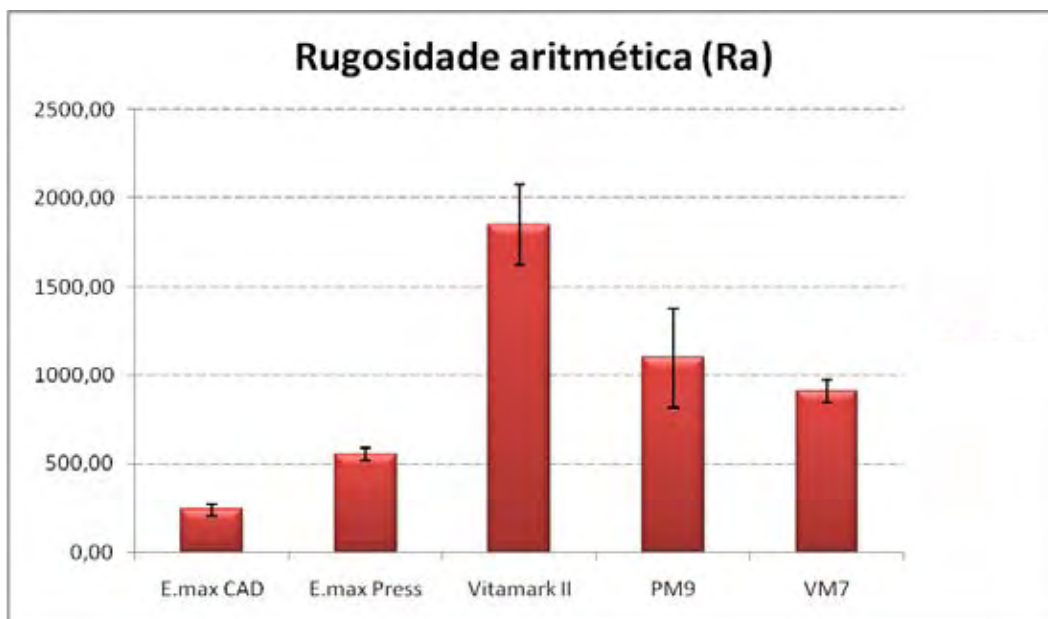


Figura 32 - Gráfico de colunas (média \pm DP) dos dados de rugosidade aritmética das cerâmicas após condicionamento ácido.

Imagens representativas dos parâmetros de rugosidade aritmética, obtidos em perfilômetro digital, podem ser observadas na Figura 33. Observa-se uma acentuada diferença no padrão de rugosidade das superfícies, principalmente, quando se compara cerâmicas com composição diferente (cerâmicas feldspáticas -

Vitamark II, PM9, VM7 e cerâmicas de dissilicato de lítio – E.Max CAD, E.Max Press). As cerâmicas feldspáticas apresentaram um padrão de rugosidade muito mais acentuado.

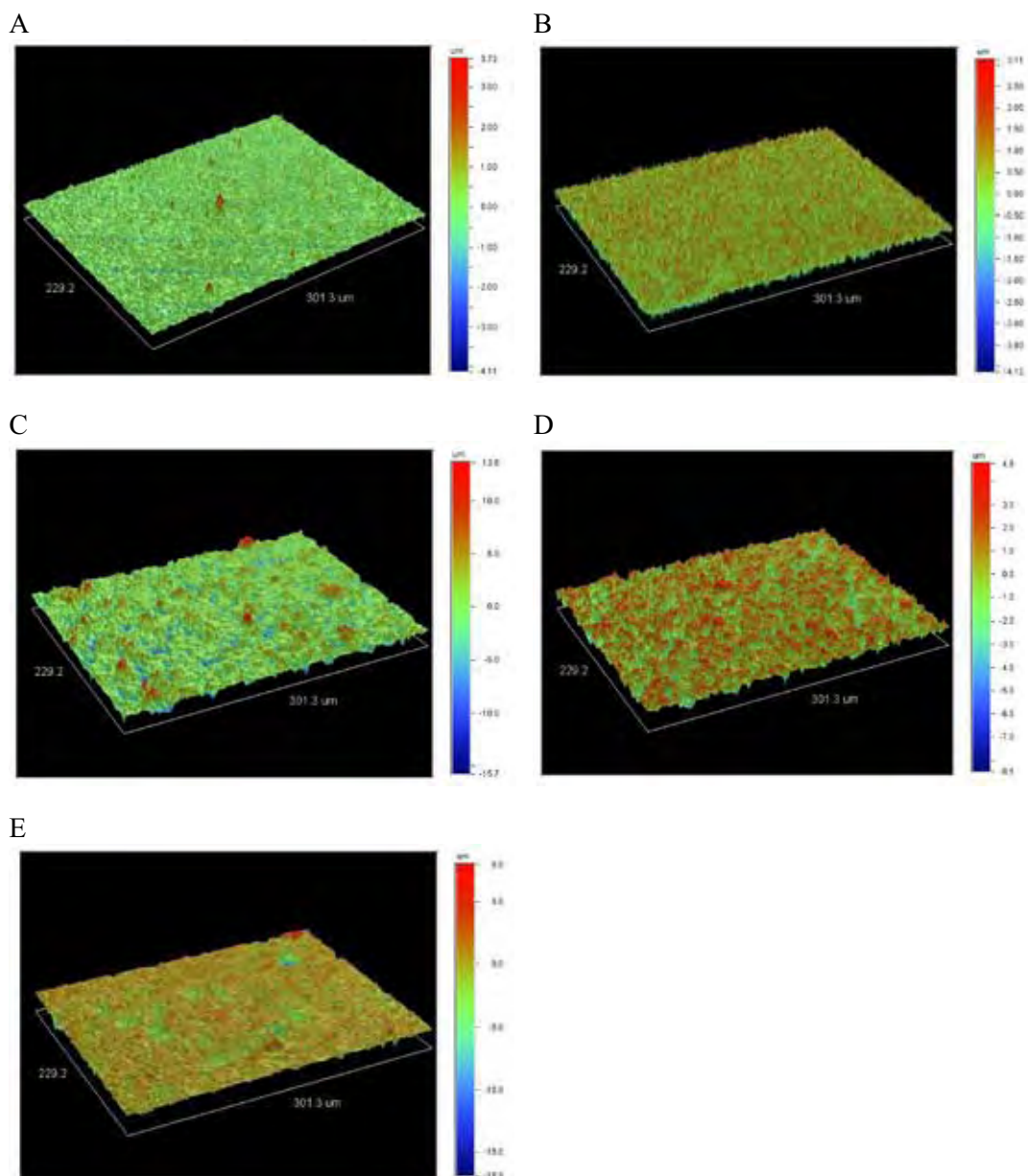


Figura 33 – Imagens representativas dos parâmetros de rugosidade das cerâmicas, obtidas em perfilômetro digital. a) E.max CAD; b) E.max Press; c) Vitamark II; d) PM9; e) VM7. Note a acentuada diferença entre os padrões de rugosidade apresentada pelas diferentes cerâmicas.

5.5 Ângulo de Contato

A variação da molhabilidade das cerâmicas foi estudada a partir da medição dos ângulos de contato dos materiais cerâmicos, e os valores médios encontrados, bem como o desvio padrão, estão descritos na Tabela 10 e apresentados graficamente na Figura 36.

Os dados apresentaram distribuição normal e homogênea (teste de Shapiro-Wilk, $p=0,155 > 0,05$) (Figura 34) e variâncias semelhantes (Teste de Levene, $p=0,309 > 0,05$) (Figura 35).

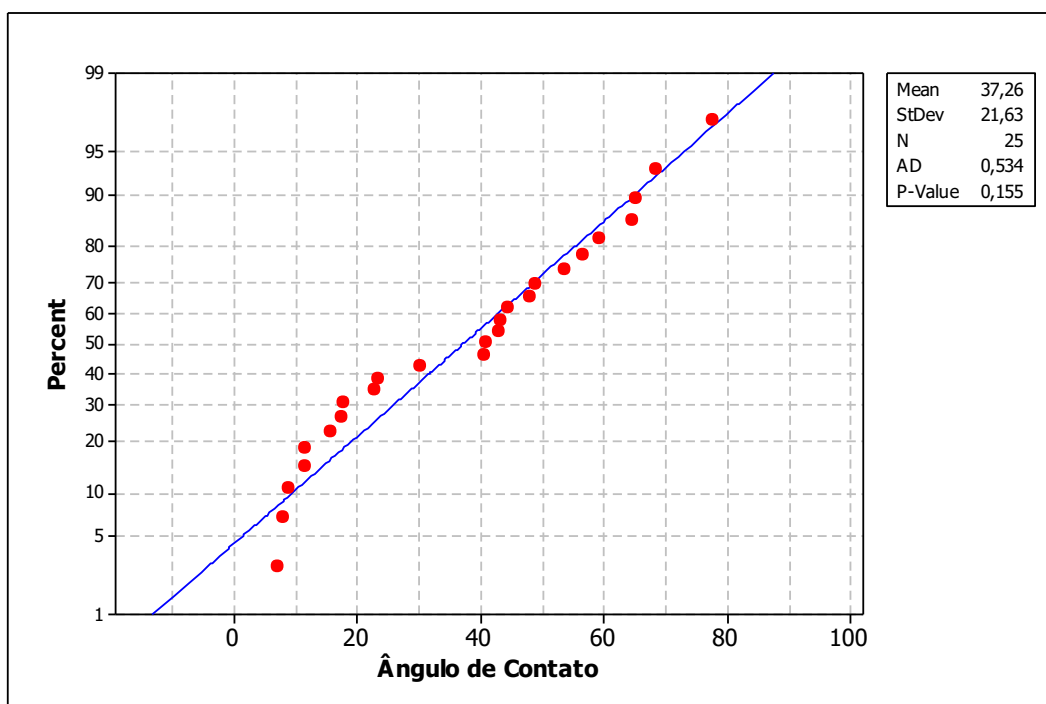


Figura 34 - Curva normal dos valores dos ângulos de contato.

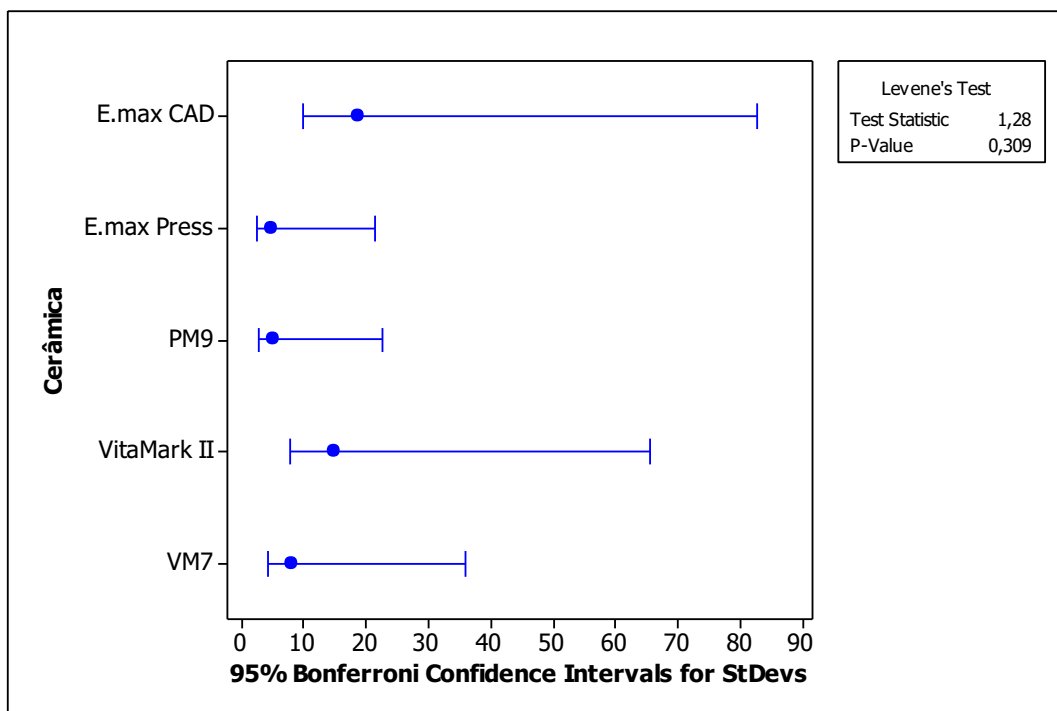


Figura 35 - Gráfico de dispersão dos valores para verificar a semelhança entre as variâncias (homocedasticidade).

A Análise de Variância (ANOVA 1- fator) demonstrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,0001 < 0,05$). O teste de Tukey indicou que as cerâmicas E.Max Press e Vitamark II apresentaram o menor valor médio do ângulo de contato, seguidas pela E.Max CAD, PM9 e VM7 (Tabela 10 e Figura 36).

Tabela 10 – Médias e Desvio Padrão (DP) dos valores de ângulo de contato

Cerâmicas	Média	DP	Grupos Homogêneos*
E.max CAD	40,26	18,82	A
E.max Press	11,54	4,84	AB
VitaMark II	23,58	5,12	BC
PM9	46,18	14,88	CD
VM7	64,73	8,16	D

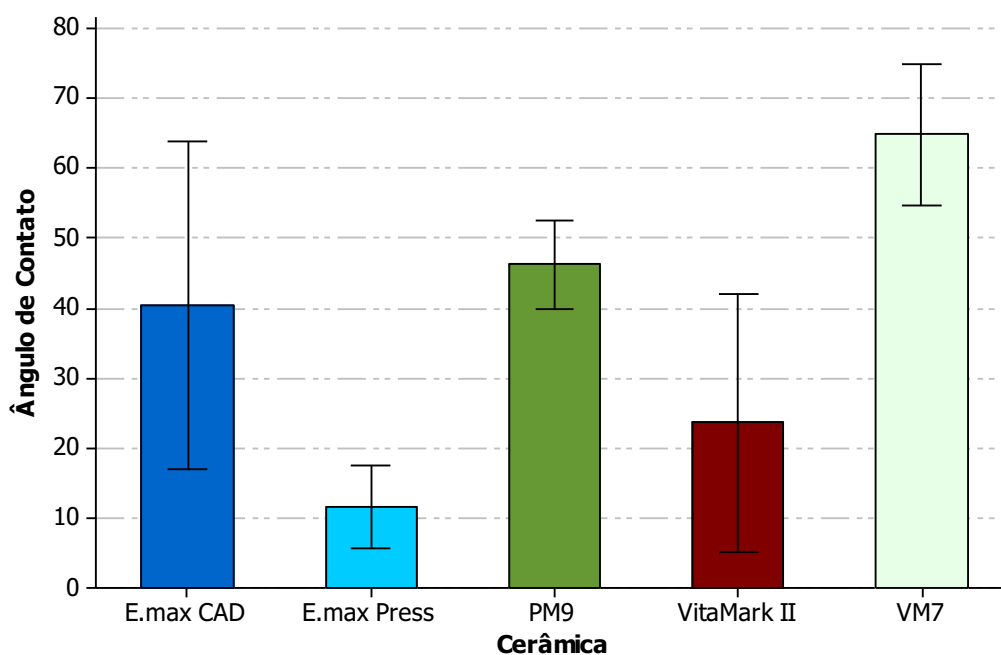


Figura 36 – Gráfico de colunas (média \pm DP) dos valores de ângulo de contato obtidos.

Imagens representativas obtidas durante o teste de obtenção dos valores do ângulo de contato das cerâmicas estudadas podem ser observadas na Figura 37. Podemos observar uma acentuada discrepância entre os ângulos de contato obtidos nas cerâmicas E.max Press e Vitamark II quando comparadas com a VM7 e a PM9.

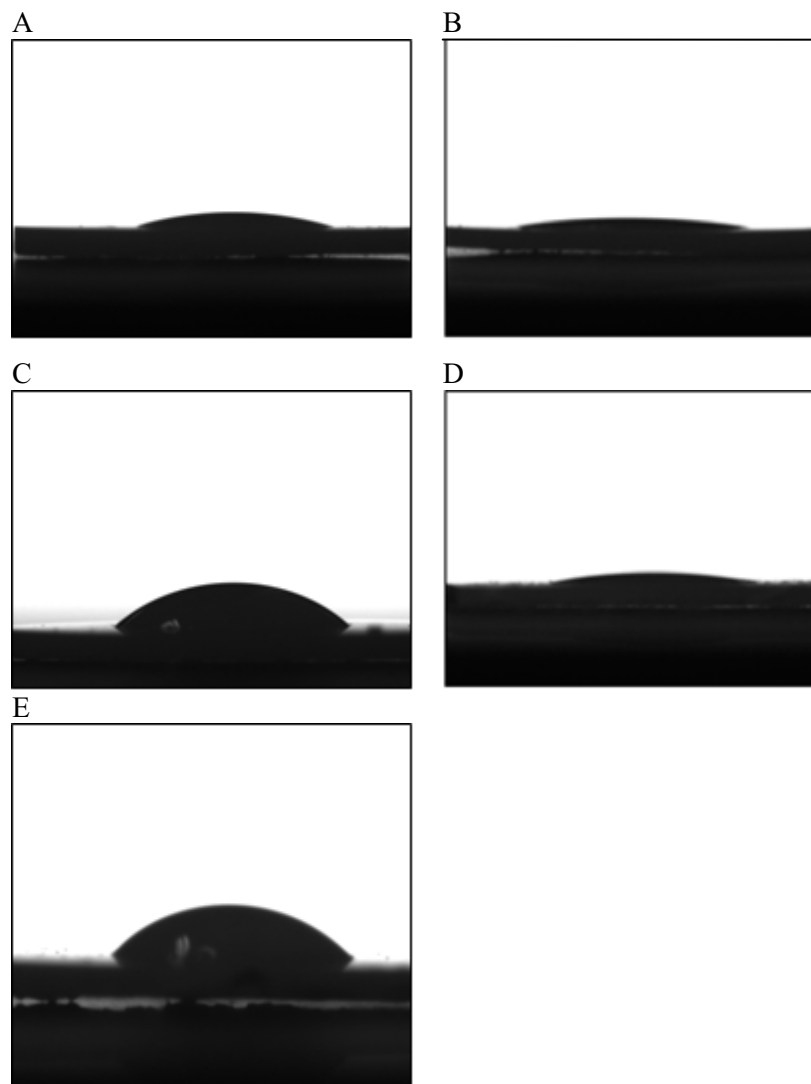


Figura 37 – Imagens representativas das cerâmicas testadas, obtidas durante o teste de obtenção dos valores do ângulo de contato. A – E.max CAD; B - E.max Press; C – Vitamark II; D – PM9; E – VM7.

6 DISCUSSÃO

Com o objetivo de prever a sobrevivência de materiais e de dentes restaurados, diversos estudos *in vitro* têm sido feitos, utilizando a ciclagem mecânica para simular os impulsos mecânicos gerados pelas forças mastigatórias, com o objetivo de degradar os materiais e interfaces envolvidas e assim tentar prever o comportamento clínico de diferentes condições restauradoras. Entretanto, os parâmetros a serem utilizados na ciclagem mecânica, tais como força, frequência dos pulsos mecânicos e número de ciclos, buscando prever um tempo de uso clínico de um determinado material, ainda têm sido muito discutidos (DeLong et al., 1985; Kern et al., 1999; Krejci et al., 1993; Rosentritt et al., 2009; Stappert et al., 2006; Wiskott et al., 1995).

Segundo um estudo de De Boever et al. (1978), a frequência mastigatória é em torno de aproximadamente 1 Hz, podendo variar de 0,5 a 1,3 Hz. Enquanto que as forças oclusais raramente excedem 44,5 – 66,75 N. Além disso, o autor afirma que tanto a frequência mastigatória quanto a força exercida durante a mastigação podem ser influenciados pelo dia, pelo indivíduo, e pelo tipo de alimento, sua consistência e viscosidade. Os resultados deste estudo corroboram com os achados de Gibbs et al. (1981). Além disso, Jemt et al. (1979) observaram que a duração dos ciclos mastigatórios

reduz ao longo da mastigação, já que o movimento máximo vertical da mandíbula diminui ao longo do período mastigatório, sendo a duração média do ciclo igual a aproximadamente 1 segundo (1Hz de frequência). Com base no que foi exposto acima, pode-se dizer que o ciclo mastigatório é uma variável inconstante e difícil de ser fielmente reproduzida.

Visando melhorar as possíveis limitações normalmente presentes na simulação *in vitro* da mastigação, como a aplicação de movimento e força em amostras anatomicamente corretas, Delong e Douglas (1983) realizaram um estudo de forma semelhante aos parâmetros produzidos durante a mastigação *in vivo*, desenvolvendo um sistema que reproduz, de forma muito precisa, o movimento e as forças da mastigação. Utilizando o método da extensimetria (*strain gauge*), os autores relatam que as forças geradas no dente durante a mastigação oscilam entre 9-180 N e a duração dessas forças é 0,25-0,33 s (Jemt et al., 1979). Quando estes dois parâmetros são relacionados, descrevem completamente as forças geradas durante a mastigação. Entretanto, segundo os autores, o problema de se reproduzir a força mastigatória e o movimento é projetar um equipamento que possa gerar movimento no plano horizontal, siga a anatomia da amostra no plano frontal, e possa gerar uma força entre 9-180 N, com uma duração de 1/4 ou 1/3 de segundo.

Um aspecto desejável na ciclagem é completar o teste o mais rápido possível, o que pode ser feito por meio de aumento na frequência da ciclagem. Entretanto, uma vez que a duração da força é

entre 1/4 e 1/3 s, a frequência máxima a ser utilizada deveria ser de 3-4 Hz.

Com relação à correlação clínica do número de ciclos mastigatórios normalmente empregados nos estudos *in vitro*, Delong et al. (1985) se propuseram testar a correlação clínica com a ciclagem mecânica, e constataram que 250.000 ciclos mastigatórios equivalem a 1 ano de desgaste clínico para amálgama. Os parâmetros de ciclagem utilizados foram: força oclusal de 13,35 N, tempo de contato das cúspides de 0,23 s, frequência de 4 ciclos/seg (4Hz). Embora Delong et al. (1985) e Krejci et al. (1993) considerem que o desgaste produzido por 240.000-250.000 ciclos mastigatórios corresponda ao desgaste medido após um tempo clínico de 1 ano dos materiais testados, Kern et al. (1999) realizaram um estudo em que o desgaste do esmalte dental e de quatro diferentes resinas compostas foi avaliado, após 1.200.000 ciclos e carga oclusal de 49 N, simulando um tempo clínico de 5 anos.

Em uma revisão de literatura, Wiskott et al. (1995) afirmam que todos os dispositivos aplicáveis aos testes de fadiga são capazes de colocar uma amostra sob estado de tensão repetidamente, no entanto, elas podem diferir consideravelmente quanto aos parâmetros de tensão. Quanto ao número de ciclos de carga a serem aplicados às estruturas dentárias, o seguinte cálculo pode ser feito: considerando três períodos de 15 minutos de mastigação por dia, a uma taxa de 60 ciclos por minuto (1 Hz), a média individual de mastigação é de 2.700 vezes por dia, equivalendo a cerca de 10^6 por ano. Por outro lado, pode-se argumentar que nem todo ciclo de

mastigação é "ativo" (a aplicação de tensão máxima para a estrutura). Portanto, o total de 2×10^6 ciclos de mastigação calculado anteriormente deve ser calculada para que um valor realista seja obtido. Para aplicações dentárias, os autores sugerem que os ensaios de fadiga devem ser realizados por um mínimo de 10^6 ciclos. Eles também entendem que, para se gerar dados com a maior "potencial preditivo", os testes de fadiga devem ser baseados em dados de fratura mecânica e no parâmetro K (fator de concentração de tensão no interior do material e intimamente relacionado à sua tenacidade à fratura). Além disso, métodos de teste acelerados podem exigir um modelo matemático para converter esses dados para valores aplicáveis às frequências clinicamente relevantes.

Correlação entre resultados de estudos *in vitro* e *in vivo* são raros e difíceis de serem realizados, visto que a variação nos parâmetros da simulação do meio bucal, como frequência de mastigação, carga oclusal, variação térmica, umidade, movimento lateral da mandíbula, o tipo de pilar, tipo de antagonista, podem causar diferentes resultados. O conhecimento da correlação entre os estudos *in vitro/in vivo* pode, portanto, permitir uma previsão matemática da falha de um determinado material. Sendo assim, Rosentritt et al. (2009) se propuseram comparar a taxa de sobrevida clínica de próteses parciais fixas em cerâmica pura com a taxa de sobrevida durante simulação *in vitro*. A correlação calculada entre taxa de sobrevivência após 5 anos *in vivo* e a ciclagem termomecânica foi de aproximadamente 750.000 ciclos mecânicos para uma carga de 50N e 590.000 ciclos para uma carga de 100N. Concluiu-se que a ciclagem

termomecânica com 1.200.00 pulsos mecânicos com aplicação de uma carga de 50N pode propiciar uma adequada estimativa da taxa de sobrevida. Entretanto, os autores destacaram que dados clínicos detalhados de resultados de falha gradual seriam mais adequados para uma melhor avaliação.

Com base no que foi exposto, o presente estudo utilizou a ciclagem mecânica (força de 100 N, frequência de 2Hz e 1.200.000 pulsos mecânicos), como método de envelhecimento dos espécimes, para avaliar seu efeito no desfecho primário “resistência de união”. Entretanto, nenhuma correlação clínica em termos de tempo de uso dos materiais pôde ser estabelecida neste estudo. É importante salientarmos que simulação *in vitro* não reproduz exatamente a condição clínica e, portanto, a extrapolação dos resultados de estudos *in vitro* para a realidade clínica deve ser feita com cautela.

O presente estudo utilizou o teste de microtração para avaliar a resistência adesiva entre dente e restauração em diferentes condições (Della Bona et al., 2002; Mak et al., 1997; Ozturk et al., 2007; Ozturk, Aykent, 2003; Saavedra et al., 2009; Sano et al., 1994a). Muito embora os testes de cisalhamento e tração tenham sido os mais utilizados em função da facilidade operacional, estudos têm mostrado que a distribuição homogênea de tensões na interface adesiva favorecendo a ocorrência de falhas interfaciais, o que permite uma melhor interpretação dos resultados de resistência de união; paradoxalmente, os testes de tração e cisalhamento mostram concentração de tensões em zonas restritas dos espécimes, o que contribuir para fratura coesiva dos substratos, portanto, dificultando a

real avaliação da união (Armstrong et al., 2010; Braga et al., 2010; Pashley et al., 1995; Sano et al., 1994a; Scherrer et al., 2010).

Entretanto, estudos também mostram limitações relacionadas ao teste de microtração (Brentel et al., 2007; Feitosa, 2011; Vanderlei et al., 2012). A ocorrência de falhas prematuras durante o procedimento de corte do espécime para a obtenção de corpos de prova com área da secção transversal de aproximadamente 1 mm², pode gerar falsas interpretações com relação a adesividade de um determinado adesivo em um substrato (Pashley et al., 1995). A avaliação crítica das causas das falhas prematuras é fundamental para uma melhor interpretação global dos achados do desempenho adesivo.

Diante das vantagens do teste de microtração e mesmo considerando suas limitações, o modelo de espécime utilizado no presente estudo (pré-molares com restaurações *inlays*) foi determinante para escolha deste teste, uma vez que a avaliação da resistência de união somente poderia ser feita em amostras com áreas interfaciais reduzidas, mediante cortes seriados. (Feitosa, 2011; Ozturk et al., 2007; Ozturk, Aykent, 2003; Saavedra et al., 2009).

No que diz respeito ao efeito da ciclagem mecânica na resistência de união, os resultados do presente estudo indicaram que a ciclagem mecânica não exerceu efeito estatisticamente significativo, quando os grupos não ciclados e os ciclados em cada cerâmica são comparados. A ausência de degradação da união (estabilidade da adesão entre material restaurador e o dente) pode ser justificada pelos tratamentos de superfícies de substratos dental (condicionamento ácido da dentina seguido de aplicação de um eficiente adesivo)

(Feitosa, 2011; Lin, Douglas, 1994; Ozturk, Aykent, 2003; Scherrer et al., 2010; Shono et al., 1999) e cerâmico (tratamento com ácido fluorídrico e silanização) (Brentel et al., 2007; Della Bona et al., 2003; Feitosa, 2011; Magne, Cascione, 2006; Saavedra et al., 2009; Valandro et al., 2008). Além disso, o regime de ciclagem mecânica utilizado no presente estudo talvez não tenha sido suficiente para gerar uma redução relevante na resistência de união entre dente e restauração, assim como nos estudos de Feitosa (2011), Valandro et al. (2008), Saavedra et al. (2009), Bergoli et al. (2012), Prochnow et al. (2012).

Quanto ao efeito da composição e do modo de processamento das cerâmicas na resistência de união, o presente estudo avaliou esse efeito em duas condições separadamente, com e sem ciclagem mecânica. Nos grupos sem ciclagem mecânica, a cerâmica Vitamark II apresentou os maiores valores de resistência de união. Embora as cerâmicas estudadas tenham composição e modo de processamento diferentes, e conseqüentemente, diferentes propriedades, como as constantes elásticas, diferenças estatisticamente significantes foram observadas somente entre o grupo da Vitamark II e todos os demais grupos.

Diferenças na adesividade dessas cerâmicas ao substrato dental são controlados, em parte, pelo tratamento de superfície utilizado para promover retenção micromecânica e/ou química com o substrato dental (Della Bona et al., 2000). Análises estruturais e de superfície de cerâmica condicionadas têm mostrado que diferentes padrões morfológicos são criados de acordo com a microestrutura e

composição das cerâmicas, a concentração, ao tempo de aplicação e ao tipo de ácido (Chen et al., 1998; Della Bona, Anusavice, 2002; Jardel et al., 1999). Alterações na topografia da superfície causadas pelo condicionamento ácido resultarão na área da superfície e no molhabilidade dessa cerâmica (Della Bona, Anusavice, 2002; Della Bona et al., 2004; Phoenix, Shen, 1995) o que poderá alterar a energia de superfície da cerâmica e o seu potencial adesivo à resina (Della Bona et al., 2004; Jardel et al., 1999) Além disso, diferenças na composição das cerâmicas também irão produzir alterações topográficas únicas após o condicionamento (Della Bona, Anusavice, 2002).

No presente estudo, a análise micro morfológica das superfícies condicionadas das cerâmicas revelou acentuadas alterações no padrão morfológico dessas superfícies. A análise em MEV demonstrou que o condicionamento ácido foi, aparentemente, mais agressivo nas cerâmicas feldspáticas, principalmente na cerâmica Vitamark II. Tais resultados corroboram com os observados na análise da rugosidade aritmética em que os maiores valores médios de rugosidade obtidos foram observados nas cerâmicas feldspáticas, sendo o maior deles também correspondente à cerâmica Vitamark II. Estes achados podem justificar os resultados de resistência de união obtidos no presente estudo, em que a cerâmica Vitamark II apresentou os maiores valores de resistência de união na interface cimento/cerâmica. Já quanto à análise do ângulo de contato, os maiores valores médios foram apresentados pelas cerâmicas E.max Press e Vitamark II. Dessa forma, pode-se afirmar que a adesividade

da superfície cerâmica a materiais resinosos está intimamente relacionada com aspectos inerentes às características micro morfológicas das superfícies cerâmicas, podendo ser influenciada pela composição, microestrutura e forma de processamento das cerâmicas.

Em relação aos grupos submetidos à ciclagem mecânica, os maiores valores de resistência de união obtidos também foram observados no grupo correspondente a cerâmica Vitamark II, seguido pelo grupo da e.Max Press e VM7, PM9 e e.Max CAD. Excetuando-se o grupo da e.Max Press, em que um número muito reduzido de espécimes sofreu falha pré-teste, quando comparado aos demais grupos, os resultados de resistência de união obtidos no ensaio *in vitro* corroboram com os resultados da AEF. Com a aplicação de uma força nas vertentes das cúspides dos dentes na AEF, observa-se uma maior concentração de tensões na interface adesiva, quanto maior a diferença nas propriedades elásticas entre os materiais restauradores e o dente. A concentração de tensões na interface cerâmica/dente pode influenciar na resistência de união entre esses materiais, uma vez que favorece a propagação de trincas na estrutura (Krifka et al., 2009). Sendo assim, essa diferença na concentração de tensões na interface adesiva entre as diferentes cerâmicas e o dente, pode ter contribuído para diferentes efeitos da ciclagem mecânica na resistência de união entre dente e restauração. Dessa forma, sugere-se que a resistência de união entre dois substratos pode ser influenciada pelas diferenças nas propriedades elásticas de ambos os materiais. Quanto menor a discrepância entre essas propriedades elásticas entre o material restaurador e o dente, maior seria a resistência de união entre eles.

Diante de todos os achados deste estudo, o tipo de material cerâmico utilizado para as restaurações do tipo *inlays* parece ter importante influência na distribuição de tensões na estrutura restaurada, na micro/nano morfologias das superfícies cerâmicas tratadas e na molhabilidade. Estes fatos poderão modular o desempenho da interface adesiva e em última análise, poderão ter algum efeito no desempenho clínico destas restaurações.

7 CONCLUSÃO

1. A adesão entre todas as restaurações cerâmicas testadas e a dentina parece ser estável, uma vez que a ciclagem mecânica não gerou degradação significativa na resistência de união, exceto no grupo da cerâmica e.Max Press, em que a ciclagem teve significativo efeito, sendo os valores de resistência de união maiores após a ciclagem.

2. A resistência de união do grupo Vitamark II teve o mais alto valor médio de resistência de união em ambas as condições, com ciclagem e sem ciclagem. Assim, diferentes materiais cerâmicos para restaurações *inlays* (diferentes composição, microestrutura e técnica de processamento) podem promover diferentes desempenhos adesivos, sendo importante o conhecimento das características do material cerâmico a ser utilizado para as restaurações.

3. De acordo com a análise por elementos finitos, a concentração de tensões de tração na interface adesiva entre dente e restauração parece aumentar com o aumento da diferença entre o módulo de elasticidade da cerâmica e do conjunto cimento/dentina.

8 REFERÊNCIAS*

Abel MG. In-office inlays with today's new materials. *Dent Clin North Am.* 1998;42(4):657-64.

Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(6):340-53; discussion 354.

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. Epub 2005 Jul 21.

Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):e50-62. Epub 2009 Dec 31.

Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent.* 2004;91(3):247-52.

Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1990;63(6):619-26. Review.

*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

Bergman MA. The clinical performance of ceramic inlays: a review. *Aust Dent J.* 1999;44(3):157-68.

Bergoli CD, Amaral M, Boaro LC, Braga RR, Valandro LF. Fiber post cementation strategies: effect of mechanical cycling on push-out bond strength and cement polymerization stress. *The journal of adhesive dentistry.* 2012;14(5):471-8.

Bottino MA. *Livro do Ano da Clínica Odontológica Brasileira.* 1 ed. São Paulo: Artes Médicas; 2004. 616 p.

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

Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):e38-49. Epub 2009 Dec 11.

Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent.* 2001;14(4):216-20.

Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2007;23(11):1323-31. Epub 2006 Dec 26.

Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4):468-75.

Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *Journal of dentistry*. 1998;26(1):53-8.

Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2002;10(1):15-22.

Coffey JP, Goodkind RJ, DeLong R, Douglas WH. In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. *J Prosthet Dent*. 1985;54(2):273-80.

Cotert HS, Sen BH, Balkan M. In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. *Int J Prosthodont*. 2001;14(4):374-8.

De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM, Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent*. 1978;40(3):326-33.

Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent*. 2008;99(2):131-40.

Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):159-67.

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.

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, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004;20(4):338-44.

Della Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(2):101-9.

DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res.* 1983;62(1):32-6.

DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater.* 1985;1(6):238-42.

Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992;5(1):9-16.

El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater.* 2003;19(7):575-83.

Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:22S-31S.

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.

Ferreira RC, Caldas J, Paula GA, Albuquerque RC, Almeida CM, Vasconcellos WA, et al. Influence of surface area and geometry of specimens on bond strength in a microtensile test: an analysis by the three-dimensional finite element method. *J Prosthodont.* 2011;20(6):456-63. Epub 2011 Aug 4.

Fradeani M, Aquilano A, Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent.* 1997;78(4):346-53.

Furukawa K, Inai N, Tagami J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. *Dent Mater.* 2002;18(2):136-42.

Fuzzi M, Rappelli G. Ceramic inlays: clinical assessment and survival rate. *J Adhes Dent.* 1999;1(1):71-9.

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Sinkewicz SL, et al. Occlusal forces during chewing--influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent.* 1981;46(5):561-7.

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56(2):226-9.

Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):713-27, viii.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):441-8.

Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent.* 2009;37(8):627-37.

Habekost L de V, Camacho GB, Demarco FF, Powers JM. Tensile bond strength and flexural modulus of resin cements--influence on the fracture resistance of teeth restored with ceramic inlays. *Oper Dent.* 2007;32(5):488-95.

Hayashi M, Wilson NH, Yeung CA, Worthington HV. Systematic review of ceramic inlays. *Clin Oral Investig.* 2003;7(1):8-19.

Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater.* 2006;22(11):1029-34.

Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1):59-64.

Jemt T, Karlsson S, Hedegard B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. *J Prosthet Dent.* 1979;42(6):669-73.

Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res.* 2000;79(2):722-31.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.

Kern M, Strub JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 1999;26(5):372-8.

Kramer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R. Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. *Dent Mater.* 2006;22(1):13-21.

Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL. Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *J Prosthet Dent.* 1993;69(4):425-30.

Krifka S, Anthofer T, Fritsch M, Hiller KA, Schmalz G, Federlin M. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Oper Dent.* 2009;34(1):32-42.

Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent.* 2001;86(6):650-4.

Lange RT, Pfeiffer P. Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. *Oper Dent.* 2009;34(3):263-72.

Lin CP, Douglas WH. Failure mechanisms at the human dentin-resin interface: a fracture mechanics approach. *J Biomech.* 1994;27(8):1037-47.

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

Mackert JR Jr, Williams AL. Microcracks in dental porcelain and their behavior during multiple firing. *J Dent Res.* 1996;75(7):1484-90.

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;23(6):543-55.

Magne P, Cascione D. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 2006;96(5):354-61.

Magne P, Oganessian T. CT scan-based finite element analysis of premolar cuspal deflection following operative procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009a;29(4):361-9.

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

Mak M, Qualtrough AJ, Burke FJ. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.* 1997;28(3):197-203.

Martin N, Jedyakiewicz NM. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dent Mater.* 1999;15(1):54-61.

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

Morin D, DeLong R, Douglas WH. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J Dent Res.* 1984;63(8):1075-8.

Ogle RE, Ortman LF. Measuring wear of artificial teeth with stereophotography: Part I. *J Prosthet Dent*. 1985;53(6):807-12.

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 intra radiculares [dissertação]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara: UNESP - Univ Estadual Paulista; 2002.

Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):122-8.

Ozturk AN, Inan O, Inan E, Ozturk B. Microtensile bond strength of cad-cam and pressed-ceramic inlays to dentin. *Eur J Dent*. 2007;1(2):91-6.

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):275-81.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*. 1995;11(2):117-25.

Phoenix RD, Shen C. Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *The International journal of prosthodontics*. 1995;8(2):187-94.

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

Prochnow EP, Amaral M, Bergoli C, Silva TB, Saavedra G, Valandro LF. Microtensile bond strength between indirect composite resin inlays and premolars dentin: effect of cementation strategy and mechanical aging. *J Adhes Dent* (Aceito para publicação). 2012.

Reiss B, Walther W. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *Int J Comput Dent*. 2000;3(1):9-23.

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.

Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(3):297-307.

Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*. 2009;25(3):348-52. Epub 2008 Oct 1.

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

Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*. 1986;2(6):235-40.

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

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994b;10(4):236-40.

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;26(2):e78-93. Epub 2010 Jan 8.

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;78(2):699-705.

Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent.* 2005;17(4):224-35.

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

Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(4):514-22.

Stappert CF, Stathopoulou N, Gerds T, Strub JR. Survival rate and fracture strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):266-72.

Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998;11(6):602-9.

Thompson JY, Bayne SC, Heymann HO. Mechanical properties of a new mica-based machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations. *J Prosthet Dent*. 1996;76(6):619-23.

Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech*. 1973;6(5):443-9.

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

Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*. 1998;26(1):1-20.

Vanderlei A, Passos SP, Özkan M, Amaral R, Bottino MA, Valandro LF. Durability of adhesion between feldspathic ceramic and resin cements: effect adhesive resin, polymerization mode of resin cement and aging. *Journal of Prosthodontics (Aceito para publicação)*. 2012.

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 da UFMG; 2002.

White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont*. 1995;8(5):413-20.

Wiedhahn K. From blue to white: new high-strength material for Cerec--IPS e.max CAD LT. *Int J Comput Dent*. 2007;10(1):79-91.

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

Yan J, Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr. Fractography and fracture toughness of human dentin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009;2(5):478-84. Epub 2008 Dec 10.

Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1994;7(4):329-38.

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.

9 ANEXO Certificado do comitê de ética em Pesquisa

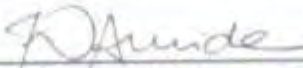
unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - Jd. São Dimas
CEP: 12201-970 - F: (12) 3947-9028
Fax: (12) 3947-9010 / unete@fosjc.unesp.br



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

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **058/2010-PH/CEP**, sobre **“Efeito da ciclagem mecânica em pré-molares com in lays feitos de diferentes materiais cerâmicos na resistência de união dentina-restauração”**, sob a responsabilidade de **FLAVIA ZARDO TRINDADE**, tendo como orientador o Prof.Adjunto Luiz Felipe Valandro, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e Normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo 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, 10 de novembro de 2010.



Profa.Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora