

**VIRGÍLIO VILAS BOAS FERNANDES JÚNIOR**

**AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE ADESÃO DE UM CIMENTO  
RESINOSO AUTOCONDICIONANTE (SELF-ADHESIVE)  
SOBRE ESMALTE E DENTINA: efeito termociclagem e  
condicionamento: *estudo in vitro***



2010

**VIRGÍLIO VILAS BOAS FERNANDES JÚNIOR**

**AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE ADESÃO DE UM CIMENTO  
RESINOSO AUTOCONDICIONANTE (SELF-ADHESIVE)  
SOBRE ESMALTE E DENTINA: efeito termociclagem e  
condicionamento: *estudo in vitro***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós - Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Dentística.

Orientador: José Roberto Rodrigues

São José dos Campos

2010

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; 2008

F391a Fernandes Júnior, Virgílio Vilas Boas.  
Avaliação da eficiência de adesão de um cimento resinoso  
autocondicionante (self-adhesive) sobre esmalte e dentina: efeito  
termociclagem e condicionamento dental: estudo in vitro / Virgílio Vilas Boas  
Fernandes Júnior. \_\_ São José dos Campos : [s.n.], 2010  
89f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de  
Odontologia de São Jose dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2010.  
Orientador: Prof. Dr. José Roberto Rodrigues.

1. Cimentos dentários. 2. Microtração. 3. Cimentação. I. Rodrigues, José  
Roberto II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São  
José dos Campos. III. 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, 15 março de 2010.

Assinatura:

E-mail: virgiliovilas@hotmail.com

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Adj. José Roberto Rodrigues**

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
Universidade Estadual Paulista – UNESP

**Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli**

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
Universidade Estadual Paulista – UNESP

**Prof. Dr. José Claudio Martins Segalla**

Faculdade de Odontologia de Araraquara  
Universidade Estadual Paulista – UNESP

São José dos Campos, 27 de maio de 2010.

## DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Edna Alves Fernandes Vilas Boas e Virgílio Vilas Boas Fernandes**, pelo carinho e dedicação. Não há palavras suficientes para agradecer-lhes por tudo de bom que ambos fizeram e ainda fazem por mim. A educação sempre foi primordial na minha vida e esse momento, em grande parte, se deve a vocês que sempre batalharam para que eu tivesse a melhor formação possível.

Aos meus irmãos, **Ricardo e Maurício**, pelo carinho e alegria mesmo nos momentos mais difíceis e fatigantes.

À minha noiva, **Natália Passos Ferreira**, pelo carinho, paciência e dedicação. Tê-la ao meu lado tornou minha caminhada mais suave e me deu forças para seguir em frente.

Aos meus amigos, **João Maurício, Alberto, Romildo, Fausto, Alessandro, Fábio, Eduardo, André, Alex, Eduardo e Raphael** pelo carinho e apoio incondicional, sem o qual não seria possível superar mais esta etapa da minha vida.

Aos meus futuros sogros, **Fausto Fagioli e Márcia Cristina**, pelos conselhos, carinho e apoio profissional que vocês me proporcionaram.

Aos professores da disciplina de Prótese Parcial Removível Lafayette Nogueira, Marcos Maekawa, Carlos Pavanelli e Eduardo Uemura, pelo convívio fraterno, amizade e aprendizagem.

Ao professor Dr. Fernando Renó de Lima que desde a minha graduação contribuiu para o meu aperfeiçoamento e oportunidade profissional.

## **AGRADECIMENTOS**

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa do diretor da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Prof. José Roberto Rodrigues e do vice-diretor Prof. Carlos Augusto Pavanelli.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa do coordenador Prof. Adj. Clóvis Pagani.

Aos docentes do Programa de Pós-graduação em odontologia Restauradora.

Ao meu orientador Prof. Dr José Roberto Rodrigues, que mesmo com tantos compromissos, esteve sempre ao dispor para a elaboração e desenvolvimento dessa dissertação. Agradeço pelo convívio fraterno, pela amizade e dedicação.

## SUMÁRIO

<b>LSTA DE FIGURAS</b> .....	06
<b>LISTA DE TABELAS E QUADROS</b> .....	07
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b> .....	08
<b>RESUMO</b> .....	09
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	11
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	17
<b>2.1 Estudos que analisaram testes utilizados para avaliar a   resistência adesiva</b> .....	17
<b>2.2 Estudos que aplicaram outros métodos na avaliação de cimentos   resinosos e estudos relacionados</b> .....	23
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	45
<b>4 MATERIAL E MÉTODO</b> .....	46
<b>4.1 Coleta dos dentes</b> .....	46
<b>4.2 Preparo dos espécimes</b> .....	46
<b>4.3 Cimentação</b> .....	49
<b>4.4 Ensaio de microtração</b> .....	53
<b>4.5 Análise estatística</b> .....	55
<b>5 RESULTADOS</b> .....	57
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	63
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	68
<b>8 REFERÊNCIAS</b> .....	69
<b>APÊNDICE</b> .....	79
<b>ABSTRACT</b> .....	86

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Dispositivo para o corte dos dentes.....	50
Figura 2 - Cortadora de precisão de baixa velocidade Labcut 1010.....	51
Figura 3 - Esquema dos cortes e cimentação dos blocos de resina composta sobre esmalte e dentina. Área central indicando cimento resinoso.....	52
Figura 4A - Conjunto corpo de prova posicionado sobre o dispositivo, antes do ensaio.....	54
Figura 4B - Conjunto corpo de prova posicionado sobre o dispositivo, após ensaio.....	54
Figura 5 - EMIC DL200 MF.....	54
Figura 6 - Demonstração gráfica das médias de resistência adesiva antes e após termociclagem.....	58
Figura 7 - Demonstração gráfica das médias de resistência adesiva antes e após termociclagem.....	59
Figura 8 - Comparação entre as médias para os grupos esmalte e dentina de cada cimento.....	61



## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Descrição dos grupos de palitos de cada superfície dental, variando-se os agentes cimentantes.....	47
Quadro 2 - Descrição dos materiais utilizados no estudo.....	52
Tabela 1 - Resultado da análise de variância.....	57
Tabela 2 - Grupos homogêneos para a interação cimento x termociclagem.....	60
Tabela 3 - Grupos homogêneos para a interação cimento x substrato.....	60

## LISTA DE ABREVIATURAS

$\mu\text{m}$  - Micrometro.

$^{\circ}\text{C}$  - Grau Celsius

ANOVA - Análise de variância

Bis-GMA - Bisfenol glicidil dimetacrilato

cm - Centímetros

$\text{cm}^2$  - Centímetro quadrado

mm - Milímetro

MPa Mega Pascal

R - RelyX

RAC - RelyX com condicionamento ácido

RACAS - RelyX com condicionamento ácido e sistema adesivo

UDMA - Uretano dimetacrilato

TEGDMA - Trietil glicidil dimetacrilato

Fernandes Júnior VVB. Avaliação da eficiência de adesão sobre microtração de dois cimentos resinosos autocondicionantes (self-adhesive) sobre esmalte e dentina: efeito envelhecimento e condicionamento dental: *estudo in vitro* [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ. Estadual Paulista; 2010.

## RESUMO

O objetivo do trabalho foi analisar *in vitro* a eficiência de adesão através de ensaio de microtração, de um cimento autocondicionante (self-adhesive), sobre esmalte e dentina, com e sem tratamento prévio da superfície dental, antes e após termociclagem. Foram utilizados 56 terceiros molares, 28 para esmalte e 28 para dentina, divididos em 6 grupos experimentais e 2 controle. O cimento resinoso autocondicionante selecionado para os grupos experimentais foi: Rely-X Unicem (3M ESPE/ St. Paul, MN, EUA), e para os grupos controle o Variolink II (Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein) (VR), cimento de cura dual não autocondicionante. Os dentes dos grupos experimentais foram subdivididos quanto à aplicação direta do cimento sobre a superfície dental (R), com o condicionamento ácido (RAC) e com condicionamento ácido e aplicação de sistema adesivo (RACAS). Blocos de resina composta previamente polimerizados foram cimentados à superfície dental. Os conjuntos dente-cimento-bloco receberam cortes paralelos ao longo eixo dos dentes para a confecção dos palitos. O ensaio de microtração com aparelho de ensaio universal (EMIC) foi utilizado para analisar a resistência adesiva dos cimentos avaliados. Os corpos de prova após o ensaio foram analisados mediante microscópio óptico para análise do modo de fratura. Para a análise estatística do  $\mu TBST$ , foi utilizado ANOVA 3 fatores com teste de comparação múltipla de Tukey a 5%, considerando os fatores cimento resinoso, região e armazenagem. Os resultados mostraram diferença estatística existente entre R aplicado diretamente sobre a superfície dental e os demais grupos. Os grupos RACAS e VR apresentaram maiores médias de resistência adesiva para os grupos dentina, respectivamente antes e após termociclagem e o cimento RAC para os grupos esmalte. A termociclagem não diminuiu significativamente os valores de resistência adesiva, exceto para o grupo RACAS. Mediante os resultados podemos concluir que os cimentos autocondicionantes, apesar da praticidade, menor sensibilidade de técnica de cimentação e menor susceptibilidade à hidrólise, apresenta

resistência adesiva significativamente menor em relação aos cimentos resinosos convencionais.

Palavras-chave: Cimentos dentários. Microtração. Cimentação.

## 1 INTRODUÇÃO

A Odontologia Restauradora tem sido modificada em diversos aspectos que parecem instituir novas regras às modalidades terapêuticas de restaurações indiretas, em especial as cerâmicas restauradoras (Conrad, 2007; Frankenberger, 2008) e os cimentos resinosos (Kumbuloglu, 2005; Pameijer, 1984). Restaurações do tipo onlay, inlay, veneers, coroas e retentores intrarradiculares, têm passado por aperfeiçoamentos constantes quanto a sua composição e técnicas de preparo, porém a cimentação sobre a superfície dental ainda é necessário para a durabilidade e por vezes complementação da retenção dessas restaurações.

A grande procura por restaurações estéticas levou as indústrias de materiais odontológicos a pesquisarem o desenvolvimento de produtos que pudessem oferecer um resultado estético bastante satisfatório, aproximando-se muito da aparência do dente natural. Esta preocupação levou ao emprego de sistemas restauradores totalmente cerâmicos, em diversas situações clínicas, com resultados estéticos e biológicos bastante vantajosos.

As restaurações estéticas indiretas têm sido defendidas por solucionar algumas deficiências relacionadas com as restaurações diretas de resina composta, tais como: o excessivo desgaste do material, deficiência de contatos proximais, contração de polimerização, microinfiltração e sensibilidade pós-operatória.

A incompatibilidade de união dos sistemas restauradores indiretos, em especial os cerâmicos, com as estruturas dentinárias tem sido alvo de grande preocupação e estudo.

O grande objetivo dos pesquisadores está em encontrar um cimento que possua propriedades adesivas, tanto à superfície interna das restaurações, bem como à superfície dos dentes preparados, com capacidade de promover um perfeito selamento marginal, sem comprometimento estético.

Nas restaurações livres de metal, o agente de fixação deve estabelecer uma proteção e selamento satisfatória, bem como uma junção confiável entre a cerâmica e a superfície do dente preparado, prevenindo possível sensibilidade pós-operatória ou fraturas na restauração.

A resistência mecânica dos materiais estéticos, principalmente as porcelanas, depende essencialmente do desenho geométrico dos preparos dentários e da técnica de cimentação empregada, segundo Yoshinari e Dérand, 1994.

Dentre todas as propriedades exigidas dos agentes cimentantes, a biocompatibilidade é uma das mais importantes, na opinião de Pameijer, 1984. Para este autor, a escolha do cimento deve ser primeiramente baseada nas suas propriedades biológicas e posteriormente nas suas qualidades físicas. Cimentos convencionais como o fosfato de zinco, com mais de um século de uso clínico, é o mais popular dos cimentos, a sua presa acontece através de reação ácido-base, contudo a alta solubilidade, a baixa força de adesão às estruturas dentais são propriedades que limitam seu uso em determinadas situações (Diaz-Arnold, 1999; Pashley, 2003). Já os cimentos à base ionômero de vidro possuem um bom potencial cariostático, devido à presença de flúor em sua constituição (Muzynki BL, 1988), coeficiente de expansão térmica semelhante à estrutura dental (Craig, 2001) e boa adesão ao esmalte e dentina (Powis, 1982), devido a interação com a hidroxi-apatita. Contudo a manutenção

da adesão é fator fundamental para a durabilidade e sucesso das restaurações definitivas, e infelizmente esse tipo de material possui baixa resistência a tração e fratura estando também susceptível a umidade durante as fases iniciais do processo de fixação (Curtis, 1993).

Em finais dos anos 1980, foram desenvolvidos os cimentos híbridos de ionômero de vidro e resina composta denominado "ionômero de vidro modificado por resina"(RMGI) (Burgess, 1993). Este material tem maior resistência à compressão diametral e à tração do que o fosfato de zinco e alguns cimentos convencionais de ionômero de vidro (White, 1993). Uma desvantagem do RMGI é a sua natureza hidrofílica decorrentes da formação de poli-hidroxietil metacrilato durante a reação de fixação, resultando numa maior absorção da água e expansão higroscópica (Kanchanasita, 1997).

Com o surgimento dos cimentos resinosos de polimerização dual, houve uma melhora significativa no que diz respeito a problemas na cimentação, tais como fenda marginal, polimerização inadequada do agente cimentante, cáries secundárias e infiltração marginal (Cardash, 1993; El-Badrawy, 1995; Isidor, 1995), esses cimentos podem ser polimerizados por luz ou por reação química. Esses dois mecanismos de polimerização formam a base para a cimentação definitiva dos materiais cerâmicos, bem como os compostos metálicos e demais restaurações indiretas. Além disso, os cimentos de cura dual são caracterizados pela elevada resistência mecânica e excelentes propriedades estéticas (Li ZC, 1999) e a sua composição permite a adesão sobre muitos substratos dentários (Nakabayashi, 1982). Entretanto esses cimentos exigem habilidosos procedimentos clínicos, especialmente durante a sua inserção e colocação da peça protética, em que o excesso de cimento tem de ser removido antes de sua completa polimerização, tornando essa técnica uma prática complicada e sensível (Bouillaguet, 2002). Além disso, para aumentar a adesão sobre esses cimentos preconiza-se o tratamento

prévio da superfície dental e da restauração, os primeiros mediante ácido fosfórico a 35-37% e aplicação de adesivo e os segundos com ácido fluorídrico a 5% e silanização.

Os cimentos resinosos geralmente são materiais híbridos, compostos por uma fase orgânica à base de monômeros como BIS-GMA (bisfenol glicidil dimetacrilato), UEDMA (uretano dimetacrilato) e TEGDMA (trietil glicidil dimetacrilato) e uma fase inorgânica, composta por partículas unidas à matriz resinosa por meio de grupos silanos e substâncias fotossensíveis iniciadoras de polimerização (canforoquinona). Nos cimentos resinosos duais está presente também o componente da ativação química (peróxido de amina), responsável por oferecer melhores características de polimerização e de trabalho (Breeding, 1991).

Recentemente foram introduzidos no mercado os cimentos resinosos autocondicionantes, cujo objetivo é combinar a facilidade de manuseio oferecido pelos cimentos de ionômeros de vidro, com as propriedades mecânicas, estéticas e adesão dos cimentos resinosos (Piwowarczyk, 2007). De acordo com os fabricantes a adesão ao dente ocorre sem qualquer tratamento prévio. Esse processo se baseia em um novo monômero e matriz orgânica de ácido metacrilato-fosfórico, que condicionam e infiltram sobre a superfície dental, contribuindo para a adesão. Têm sido sugeridas também reações secundárias de adesão com a hidroxapatita dental, similar ao que ocorre ao cimento ionômero de vidro (Yoshinari, 1994; Wilson, 1983). Alguns autores têm investigado a resistência adesiva desses agentes cimentantes sobre as cerâmicas, pinos e metais, bem como a sua ação sobre as superfícies tratadas com óxido de alumínio e demais sistemas de tratamento de superfície interna de restaurações indiretas (Amaral, 2008; Baba, 2002; Mutlu, 2008).

Os sistemas convencionais, em que se promove o condicionamento ácido total do esmalte dental, ocorrem a remoção dos núcleos dos prismas de esmalte sendo a periferia mantida intacta, com isso os monômeros podem ser levados para dentro das irregularidades por atração capilar e



copolimerizam-se entre si (*tags*) (Baratieri, 2002). Esses prolongamentos de resina dentro das microporosidades do esmalte é o mecanismo fundamental na adesão de resinas ao esmalte pré-condicionado com ácido fosfórico (Brannstron, 1977; Buonocore, 1968; Gwinnet, 1967). Já o mecanismo de adesão à dentina, no entanto, é ainda parcialmente obscuro. Os materiais adesivos podem interagir com a dentina de várias formas, quer mecânica, quer quimicamente, ou de ambas as maneiras (Asmussen, 1991; Nakabayashi, 1982; Van Meerbeek, 1998). Todavia, tem sido sugerido um mecanismo retenção mecânica semelhante ao mecanismo de adesão ao esmalte (Atsu, 2006; Erickon, 1992; Sahar, 2005), o qual consistiria na penetração das resinas na densa malha de fibras colágenas expostas (Eick, 1992).

Os cimentos adesivos autocondicionantes assim como os sistemas adesivos autocondicionantes à medida que promove a desmineralização da dentina, ocorre à impregnação do primer e adesivo, diminuindo as chances de haver camada de dentina desmineralizada e não impregnada. Além disso, problemas como a não remoção total do ácido após lavagem e a secagem excessiva da dentina, não ocorre como uso desses sistemas, por serem passos dispensados.

Esses sistemas são compostos por ácidos fracos, o que tende a reduzir sua capacidade de condicionamento e adesão em esmalte devido à composição altamente inorgânica desse tecido (96%), havendo dissolução da superfície dos prismas de esmalte e alargamento dos espaços interprismáticos, permitindo a interdifusão dos monômeros resinosos e a hibridização do esmalte intra e interprismático, ao invés da formação de *tags* puramente resinosos, como ocorre nos sistemas que utilizam condicionamento ácido total. Já em dentina como o conteúdo mineral é menor, a sua desmineralização e conseqüente adesão são melhoradas.

Para aumentar a capacidade de condicionamento e reduzir as possíveis falhas dos sistemas autocondicionantes aplicados no substrato dentinário, os fabricantes têm desenvolvido produtos com baixo pH, o que aumenta a sua acidez, e conseqüentemente o grau de condicionamento, embora também sejam biologicamente mais agressivos (Conrad, 2007; Frankenberger, 2008) .

Os cimentos autocondicionantes embora possuam vantagens principalmente quanto à praticidade e ganho em tempo clínico, necessita de estudos que comprovem a sua eficiência à adesão em longo prazo, motivando-nos assim a pesquisar um dos cimentos resinosos autocondicionantes quanto a sua resistência adesiva ao esmalte e a dentina. Para tanto elegemos o teste de microtração para avaliar o grau de resistência adesiva dos cimentos.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Para facilitar a leitura e compreensão, este capítulo foi dividido em duas partes, que agruparam os estudos segundo os métodos aplicados:

- Estudos que analisaram testes utilizados para avaliar a resistência adesiva;
- Estudos que aplicaram outros métodos na avaliação de cimentos resinosos e estudos relacionados.

### 2.1 Estudos que analisaram testes utilizados para avaliar a resistência adesiva

Testes laboratoriais convencionais, que determinam valores de retenção associados a estudos de microscopia eletrônica de varredura e que avaliam a qualidade da adesão, vem sendo utilizados como uma maneira eficiente de comparar vários tipos de materiais e cimentos. Esses estudos mostram que, teoricamente, o conjunto com maior resistência *in vitro* teria menor possibilidade clínica de deslocamento como resultado de forças normais da oclusão (Deutsch, 1983).

Diferentes testes têm sido utilizados para analisar a resistência de adesão de diferentes tipos de pinos e cimentos no interior dos canais os quais têm trazido dificuldades na interpretação dos resultados. Os testes de tração e compressão com carga oblíqua e extrusão de pinos no interior

de canal, normalmente utilizados para avaliar a retenção de pinos intrarradiculares, podem ser altamente influenciados pela falta de padronização dos procedimentos adesivos dentro do canal radicular (Bouillaguet, 2003; Ari, 2003; Morris, 2001; Gee, 2001), pelas diferenças existentes na anatomia dos canais radiculares e, conseqüentemente, diferenças na espessura da camada de cimento (Perdigão, 2007).

Para eliminar estes problemas, o emprego do teste de microtração, que tem sido utilizado para avaliar a resistência de união de adesivo/resina composta com o substrato dentário, parece também ser o modelo ideal para avaliar a resistência de união cimento/ dentina radicular (Goracci, 2004; Mannocci, 2001; Bouillaguet, 2003). Este teste tem a vantagem em poder diminuir o número dos corpos de prova, pois mede a força de união de espécimes de até  $0,5\text{mm}^2$  (Gaston, 2001; Sanares, 2001) possibilitando uma distribuição uniforme das forças durante a aplicação da carga, o que evita fraturas coesivas na dentina radicular sob cargas, permitindo uma correta mensuração da resistência de união da interface. O teste também mostrou que a força de união dos adesivos à dentina é inversamente proporcional à área de adesão (Sano, 1994) o que permite uma menor variabilidade do substrato dentário em pequenas áreas de estudo, minimizando a influência de fatores inerentes aos procedimentos de adesão (Pashley, 1999; Pashley, 2003).

Della Bona e Anusavice em 2002 testaram a seguinte hipótese: se o padrão da topográfica superficial mudaria de acordo com o tipo de ácido, microestrutura e a composição da cerâmica. Foi realizada uma análise qualitativa e quantitativa da microestrutura de 15 cerâmicas: Vita VMK opaco (VITA), Vita Omega opaque (VITA), Vita VMK95 dentina (VITA), Vita Omega dentina (VITA), Vitadur Alpha (VITA), Vitadur N core (VITA), Vitadur N dentina (VITA), Vita Hi-Ceramic (VITA), Mirage II Fiber (Mirage), Mirage (Mirage), Fortress (Mirage), Colorlogic (Ceramco), IPS Classic (Ivoclar) e Duceram LFC (Ducera). Por meio de MEV, difração

óptica de raios-X, perfilômetro óptico, análise espectroscópica dispersiva de comprimento de onda foi realizados este estudo. Esta é baseada na PRZ, um tipo de esquema para correção de matriz que utiliza um conjunto de equação para modular a absorção de raios-X, o efeito do número atômico e a fluorescência de diferentes elementos foram fabricados para cada tipo de cerâmica. Todas as amostras cerâmicas foram polidas com lixas d'água de granulações 240 a 1200 e limpas em ultrassom com água destilada por 10 min. Os ácidos utilizados foram: 1 - Ácido fluorídrico a 9,6%; 2 - Flúor fosfato acidulado a 4%; 3 - Ácido com gel de amônia a 10% e para a utilização de cada um seguiu-se a recomendação do fabricante.

A topografia da superfície produzida pelos três tipos de ácidos foi diferente. As irregularidades da superfície produzidas pelo ácido fluorídrico foram, na sua grande maioria, em forma de micro-poros. Esse tipo de topografia foi mais evidente para as cerâmicas leucíticas. Os cristais de Leucita foram removidos pelo condicionamento ácido. A análise quantitativa demonstrou que houve um aumento considerável da rugosidade superficial para as cerâmicas condicionadas com ácido HF. O ácido HF produziu os mais proeminentes padrões topográficos em todas as cerâmicas examinadas. Os autores concluíram que houve diferença na microestrutura e na composição cerâmica, pois os mesmos são fatores controlados no desenvolvimento da retenção micro-mecânica, produzidos pelo condicionamento ácido. O mecanismo de condicionamento ácido foi diferente para os três ácidos, sendo que o ácido HF produziu o padrão de condicionamento mais proeminente para todas as cerâmicas avaliadas.

Della Bona em 2002 avaliaram duas hipóteses:

- a) o condicionamento com ácido fluorídrico produziria os maiores valores de adesão ao cimento resinoso, independentemente de microestrutura e da composição da cerâmica;

b) o teste de tração é apropriado para análise dessa adesão.

Foram utilizados 7 tipos de cerâmica: Vitadur Alpha (VITA), Vitadur N Core (VITA) Vita Omega Opaco (VITA), Vita Omega Dentina (VITA), Fortress (Mirage), Mirage II (Mirage), Duceram LFC (Ducera) e quatro condições experimentais de condicionamento de superfície: 1 – ácido fluorídrico 9,6%; 2 - flúor fosfato acidulado a 4%; 3 - ácido com gel de amônia a 10%; 4 – silano.

Quarenta amostras de cada cerâmica foram confeccionadas e divididas em quatro grupos (n=10) de acordo com o tipo de tratamento de superfície empregado. O cimento resinoso utilizado foi o Rely-X (3M) e a carga utilizada foi de 0,73N. Todas as amostras foram armazenadas por 24 horas a 37°C antes do ensaio de tração (velocidade = 0,5mm/min). Foi realizada a análise do modo de falha por meio de microscopia óptica e eletrônica. Os valores de resistência adesiva variaram de 2,6 MPa para o grupo da cerâmica Duceram LFC tratada com flúor fosfato acidulado até 11,4 MPa para o grupo da cerâmica Fortress tratada com silano. A cerâmica Duceram LFC tratada com qualquer um dos três tipos de ácidos produziu os menores valores de resistência adesiva. O uso do silano produziu valores de resistência adesiva, superiores quando comparados a qualquer um dos três tipos de ácidos, independente da cerâmica utilizada.

Não houve diferença estatística para a cerâmica tratada com flúorfosfato acidulado e com ácido com gel de amônia. O condicionamento com ácido HF produziu os maiores valores de resistência adesiva para todas as cerâmicas analisadas. A análise por MEV mostrou que todas as falhas ocorreram na zona adesiva. Os autores concluíram que o condicionamento com ácido HF foi mais efetivo que os outros dois grupos. O uso do silano obteve uma contribuição relevante para a união da cerâmica com o cimento resinoso. O teste de tração mostrou-se adequado para testar a interface adesiva entre cimento e cerâmica, pois todas as falhas ocorreram na zona adesiva.

Hikita K (2007), avaliou sobre teste de microtração a eficiência de adesão sobre esmalte e dentina, de 5 agentes cimentantes, usando diferentes métodos de aplicação. Os cimentos utilizados foram: Linkmax (GC), Nexus 2 (Kerr), Panavia F (Kuraray), RelyX Unicem (3M ESPE) or Variolink II (Ivoclar-Vivadent), utilizados conforme indicado pelos fabricantes. Para alguns agentes foram modificados a maneira de aplicação, resultando em outros 4 grupos experimentais. Prompt L-Pop + RelyX Unicem (3M ESPE), Scotchbond Etchant + RelyX Unicem (3M ESPE), Optibond Solo Plus Activator +Nexus 2 (Kerr) and KEtchant gel + Panavia-F (Kuraray). Os grupos experimentais foram classificados de acordo com a adesão em: self-etching (RelyX), etch-and-rinse (Optibond Solo Plus Activator +Nexus 2, Nexus 2, KEtchant gel + Panavia-F, Scotchbond Etchant + RelyX Unicem e self-etch adhesive luting agents (Linkmax, Prompt L-Pop + RelyX Unicem, Panavia F e Variolink II quando usado em dentina). Os autores concluíram que após um processo de aplicação correta, os cimentos etch-and-rinse, self-etch e self-adhesive agentes de cimentação são igualmente eficazes na adesão ao esmalte e dentina. Vários fatores influenciaram negativamente a força de adesão, entre eles: a ausência de condicionamento prévio do esmalte com ácido fosfórico antes da utilização do cimento RelyX Unicem; o condicionamento ácido prévio da dentina antes da utilização do cimento RelyX Unicem; a não separação da luz de cura da luz de polimerização do adesivo previamente a cimentação, a utilização de um adesivo fotoativado convertido para uma versão de cura dual, uso de um agente cimentante de cura dual com uma baixo potencial de auto-polimerização.

D´Arcangelo (2009), avaliou a resistência à microtração ( $\mu$ TBS) e a fractografia para comparar quatro sistemas de cimentação de resina composta com base (RBC) e discos cerâmicos à dentina. Quarenta molares recém-extraídos foram seccionados transversalmente para expor superfície de dentina profunda. Quarenta amostras cilíndricas (5-mm de diâmetro e 10 mm de altura), composto por 20 discos de RBC e 20 discos

leucita de vidro com base de cerâmica, foram produzidos. Os discos RBC foram jateados com  $Al_2O_3$  50 micrômetros. Os discos de cerâmica foram condicionados com gel de ácido fluorídrico a 9,5% e aplicação de silano. Todos os discos foram, então, ligados à superfície de dentina de acordo com os cimentos usados: dois etch-and-rinse (bond XP / CoreXFlow; Dentsply [XP]) (Enabond / EnaCem HF; MICERIUM [ENA]), um self etch (ED Primer II A + B / Panavia F2.0; Kuraray-Dental [PAN]) e um self adhesive (RelyX Unicem, 3M ESPE [UNI]). Os sistemas de agentes cimentantes foram aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes. Os espécimes foram seccionados perpendicularmente à interface adesiva para produzir palitos de aproximadamente  $1\text{ mm}^2$  de área. Os palitos foram testados sob tensão a uma velocidade de  $0,5\text{ mm / minuto}$  até a ruptura. Os dados do  $\mu$ TBS foram analisados por ANOVA 2 fatores e teste de comparação múltipla de Tukey (alfa = 0,05). Todos os palitos fraturados foram observados usando um microscópio eletrônico de varredura (MEV) com ampliação de 200x para a determinação do modo de fratura. A resistência à fratura média em MPa (DP) para os grupos RBC (CO) e cerâmica (Ce) foram: XP-Co = 31,39 (13,51), ENA-Co = 30,93 (10,17), PAN-Co = 18,29 (10,02), UNI-Co = 19,33 (7,91); XP-Ce = 4,83 (1,86), ENA-Ce = 5,15 (1,66), PAN-Ce = 4,36 (1,80), UNI-Ce = 7,16 (2,52). A análise estatística mostrou que as resistências adesivas foram significativamente afetadas pelo agente cimentante utilizado tanto para os grupos RBC e cerâmicas ( $p < 0,001$ ). Em particular, o grupo XP-Co e o grupo ENA-Co não diferem entre si ( $p > 0,05$ ) e apresentaram resistências adesivas significativamente maiores que o PAN-Co e os grupos UNI-Co ( $p < 0,05$ ). Ao contrário, o grupo UNI-Ce apresentou os pontos mais fortes em relação aos outros grupos experimentais cerâmicas ( $p < 0,05$ ). No que diz respeito ao modo de falha, foram encontradas diferenças entre os grupos RBC: para os sistemas etch-and-rinse (XP-Co e grupos ENA-Co), a maioria das falhas foram coesivas, enquanto o sistema self-etch (PAN Co-grupo) e self adhesive (UNI-grupo CO) apresentaram falhas



predominantemente adesivas na interface dentina-agente cimentante. Poucas diferenças foram encontradas entre os grupos de cerâmica, em que tipo de falha foi principalmente adesivo entre cimento e a cerâmica.

## **2.2 Estudos que aplicaram outros métodos na avaliação de cimentos resinosos e estudos relacionados**

DeWald e Ferracane (1987), avaliaram e compararam *in vitro* quatro métodos (dureza, infravermelho, microscópico e fragmentado) para determinar a profundidade de polimerização de três tipos de resinas compostas: de macropartículas, Aurafill (Johnson & Johnson); de partículas finas, Prismafill (L. D. Caulk Co); e uma de micropartículas, Prisma Microfine (L.D. Caulk Co.). Foram utilizados moldes cilíndricos de alumínio de 5 mm de diâmetro e profundidades de 1, 2, 3, 4 e 5mm para confeccionar espécimes de alturas variadas para cada resina. Os valores de dureza foram comparados em várias profundidades pela ANOVA e teste de Scheffé ( $p= 0,05$ ). Os resultados foram comparados com os do infravermelho, pela análise de regressão ( $p=0,05$ ). O grau de conversão para cada resina especificamente foi associado com a profundidade de polimerização determinado pelo teste de dureza, pelo método microscópico e ainda pela técnica fragmentada. Os autores verificaram que o método microscópico e fragmentado é correlacionado, mas ambos sobreestimam a profundidade de polimerização quando comparado com o teste de dureza e os valores de grau de conversão. Embora a dureza Knoop tenha se relacionado bem com o grau de conversão, o grau de conversão foi reduzido mais drasticamente com o aumento de profundidade e foi o método mais sensível para avaliação do grau de polimerização de resinas compostas fotopolimerizadas.

Hasegawa (1991), conduziu um estudo cujo objetivo foi determinar a extensão do endurecimento de três cimentos resinosos duais sob inlays de resina composta e verificar a efetividade das cunhas reflexivas na polimerização de cimentos resinosos (Palmeijer, 1984) na margem proximal. O tempo de exposição ideal para endurecer os cimentos foi determinado pela exposição direta do cimento à luz polimerizadora. Inlays de resina composta foram cimentados em molares extraídos com três tipos de cimento: Dual (Vivadent), cimento foto ativado Dicor (Dentsply) e Duo cimento (Coltene). Em metade dos espécimes a polimerização foi realizada utilizando-se cunhas reflexivas. Em nenhum dos cimentos foi observada completa polimerização nas 24h iniciais quando foi utilizado o tempo de exposição recomendado pelos fabricantes. Os autores afirmaram que os componentes de polimerização química não foram efetivos quando a luz do fotopolimerizador foi atenuada pelo dente ou pela restauração e que a luz transmitida pela cunha reflexiva teve pouco efeito na polimerização do cimento.

O'Keefe (1991), avaliou a espectrotransmitância de facetas laminadas de porcelana de diferentes espessuras (0,50, 0,75 e 1mm) e três diferentes opacidades (25%, 75% e 100%) confeccionadas com cerâmica para faceta da Ceramco II (Ceramco Inc., Johnson & Johnson). As medidas de espectrotransmitância foram registradas em intervalos de 10nm, entre 430nm e 600nm, por meio de um espectro-radiômetro (Pritchard Spectroradiometer – Chatsworth, Calif). Os autores concluíram que a espessura da porcelana foi determinante na quantidade de transmissão da luz, enquanto a opacidade teve pouca interferência.

Em 1993, Rueggeberg e Caughman pesquisaram o grau de conversão dos monômeros de quatro marcas comerciais de cimentos resinosos duais Ultra-Bond (Den-Mat Corp), Mirage FLC (Chamaleon Dental), Porcelite (Sybron-Kerr), Heliolink (Vivadent). Os produtos foram submetidos a diferentes condições de polimerização: sem exposição à luz, exposição à luz por 60s através de matriz de Mylar, exposição à luz

por 20s através da interposição de resina composta Heliomolar (Vivadent) de 1,5 mm de espessura e luz por 60s através de interposição de resina composta de 1,5mm de espessura. Os espectros infravermelhos dos espécimes foram registrados e especificados para cada tratamento aos 2, 5, 10, 30, e 60 min após a mistura e após 24h. O grau de conversão foi determinado pelo espectro infravermelho. Os resultados mostraram uma grande variação no potencial de polimerização dentre as diferentes marcas. Independente da marca, a polimerização química foi sempre inferior do que quando os espécimes foram submetidos a qualquer tipo de ativação por luz. Para a maioria das resinas testadas a conversão 10min após a mistura foi equivalente à verificada 24h após. Apesar do que afirmam os fabricantes, os autores não encontraram evidências de substancial polimerização induzida quimicamente nos cimentos resinosos duais, após o término da exposição à luz.

Em 1994, Myers investigaram o efeito da composição, cor e espessura da restauração na transmissão de luz de materiais selecionados dentre os utilizados comumente na confecção de facetas, inlays e coroas. Além disso, foi avaliada a relação entre a luz transmitida e a extensão de polimerização de um cimento resinoso fotoativado em diferentes tempos de exposição à luz. Para isso, foram confeccionados discos de cerâmica Colorlogic (CERAMCO Inc.) e Dicor (Dentsply Int.) e de resina composta Herculite XRV (Kerr Mfg Co.) e Concept (Willians Dental Co.), nas cores A1 e A4, com espessuras de 0,5 a 3mm com intervalos de 0,5mm. A fonte de luz utilizada foi a halógena convencional (Modelo 401, Demetron Research Corp.) por 20, 40 e 60s. A transmissão de luz através das diferentes espessuras de cada material foi medida com auxílio de um radiômetro (modelo 100 – Demetron Research Corp.). O efeito da variação na intensidade de luz transmitida foi avaliado pela determinação do grau de polimerização do cimento dual Porcelite translúcido (Kerr Mfg Co.) em um espectrômetro de transformação infravermelha de Fourier. A espessura e a cor dos materiais restauradores

tiveram a maior influência na transmissão de luz. Para restaurações simuladas na espessura de 1,5mm ou mais, a cerâmica Dicor permitiu a maior passagem de luz do que os outros materiais, independentemente da cor. Os resultados permitiram a conclusão de que a espessura da restauração e sua cor tiveram maior influência na transmissão da luz do que o material utilizado. A cerâmica fundida Dicor permitiu maior transmissão de luz, o que possibilitou a polimerização do cimento resinoso com restaurações mais espessas do que com outros materiais. Os autores sugeriram ainda que para restaurações com espessura maior que 1 mm, seja utilizado um cimento resinoso dual ou de polimerização química para proporcionar melhores propriedades do cimento.

Van Meerbeek (1994) comparou 13 cimentos resinosos duais, quanto à espessura, consistência e tempo de trabalho utilizando as especificações da American National Standard, American Dental Association (ANS / ADA) para cimento de fosfato de zinco e resina para restaurações diretas. O efeito da temperatura e da reação de polimerização na espessura da película também foi avaliado para alguns produtos representativos. Todas as propriedades relacionadas clinicamente variaram amplamente dentre os produtos avaliados. Uma grande correlação linear foi encontrada entre espessura de película e consistência do cimento resinoso dual. O resfriamento do material aumentou a consistência resultando em maior espessura de película, enquanto o aquecimento reduziu a espessura de película, devido à diminuição da consistência. Entretanto, produtos com menor tempo de trabalho à temperatura ambiente, mostraram uma espessura de película aumentada após o aquecimento, provavelmente causada pela polimerização por aceleração química. Nenhuma correlação foi encontrada entre a espessura de película e máximo tamanho de partícula ou entre consistência e conteúdo de carga. A análise em microscópio eletrônico de varredura, de amostras de espessura de película polimerizada revelou que partículas de carga maiores haviam sido

esmagadas sob a compressão da carga durante a medida da espessura de película. A falha da correlação entre consistência e conteúdo de carga pode ser explicada pela determinação multifatorial da consistência. Os autores concluíram que a grande diversidade dos cimentos resinosos disponíveis deixa claras as especificações com respeito à adequada composição do cimento resinoso a ser utilizado. Portanto, métodos mais adequados para se testar a espessura de película de cimentos resinosos são também necessários.

Isidor e Brondum (1995) avaliaram clinicamente Inlays de porcelana. Foram colocados 25 inlays em dentes posteriores, por dois dentistas de uma clínica privada. O tempo decorrido desde a cimentação até a avaliação foi de 20 a 57 meses com uma média de 44 meses. Foram realizados preparos MOD para inlay em 13 pré-molares e 12 molares. A maioria dos preparos não incluiu recobrimento de cúspide. Os inlays foram confeccionados em um mesmo laboratório dental de acordo com recomendações do fabricante, submetidos ao condicionamento ácido e silanização antes da cimentação. A cimentação incluiu o condicionamento ácido do esmalte cavo superficial, e dentina com sistema de adesão dentinária. Os inlays foram cimentados, com cimento resinoso. Os primeiros 10 inlays de porcelana foram cimentados com cimento resinoso fotopolimerizável e os 11 remanescentes com cimento resinoso de polimerização dual. Doze das 25 restaurações falharam e foram recolocados durante o período de observação. Dez dessas falhas ocorreram devido à fratura do inlay, uma foi causada por cárie secundária e a outra foi atribuída a uma desadaptação marginal entre o inlay e estrutura dental adjacente. Os autores verificaram maior ocorrência de falhas nos inlays cimentados com cimento foto polimerizado ( $p=0,05$ ) do que nos cimentados com cimento resinoso dual. Além disso, mais falhas foram observadas dentre os inlays colocados em molares que nos pré-molares ( $p=0,07$ ).

Peutzfeld (2005), avaliou *in vitro* o desgaste oclusal, a quantidade de ligações duplas de carbono remanescentes e o conteúdo volumétrico de carga de oito cimentos resinosos duais. Além disso, foi avaliado o efeito da fotopolimerização no desgaste e na quantidade de ligações duplas de carbono remanescentes. O conteúdo de carga variou entre 31% e 66% do volume. O desgaste *in vitro* variou entre 30 mm e 65 mm e a quantidade de ligações duplas remanescentes variou entre 19% e 38% quando o cimento resinoso foi polimerizado quimicamente e fotopolimerizado. Quando a fotopolimerização foi dispensada, o desgaste variou entre 36 mm e 74 mm e a quantidade de ligações duplas entre 25% e 56%. Um cimento resinoso não endureceu totalmente quando não foi polimerizado por luz. A fotopolimerização melhorou a resistência ao desgaste das três resinas para acima de 44% e reduziu além de 36% a quantidade de ligações duplas de carbono. A análise de regressão tridimensional encontrou diminuição no desgaste com diminuição de ligações duplas remanescentes e aumento ao conteúdo volumétrico de carga. A correlação negativa foi demonstrada entre resistência compressiva e desgaste. A perda da forma anatômica devido ao desgaste tem sido citada como um fator limitante da utilização clínica da resina composta em dentes posteriores. As propriedades físicas e possivelmente a resistência ao desgaste da resina composta são influenciadas pelo seu grau de polimerização.

O objetivo do estudo de Ferracane em 1997 foi variar o grau de conversão da resina composta para testar a hipótese de que a resistência ao desgaste e falhas marginais poderia ser melhorada na polimerização. A resina composta híbrida fotopolimerizável contendo 50% de Bis-GMA e 50% de TegGMA e 62% de volume de estrôncio de vidro (1-2mm) com micropartículas de sílica foi formulada (Bisco). A resina foi inserida em duas cavidades cilíndricas de 2,5mm de diâmetro em dentes de Cr-Co que foram recolocados nos lugares de primeiro e segundo molares em próteses totais inferiores de 50 pacientes edêntulos. As

resinas foram fotopolimerizadas por diferentes períodos (9, 12, 20, 40s e 40s + 10min a 120°C) e depois polidas. Os resultados foram comparados com a resina Heliomolar de micropartícula. O grau de conversão foi medido pelo FTIR e ficou entre 55% por 9s de polimerização e 67% para 40s de fotopolimerização seguida de aplicação de calor. Foram realizados moldes e os modelos obtidos foram avaliados após seis meses, 1 ano e 2 anos. Os modelos de gesso foram avaliados independentemente por três observadores para determinar a porcentagem de margens apresentando falhas. Réplicas de resina epóxica foram medidas com profilômetros para avaliar o desgaste. O desgaste de resina composta híbrida após 2 anos variou de mais que 144mm com 9s de fotopolimerização e menos que 3 com 40s de fotopolimerização seguida de calor. O Heliomolar apresentou um desgaste de 11 a 16 mm após dois anos. Verificou-se uma grande correlação negativa ( $r^2=0,91$ ) entre o grau de polimerização e desgaste das resinas compostas híbridas. As falhas foram desprezíveis para as resinas híbridas e reduzidas de 40% para 15% das margens pelo tratamento térmico. Os autores concluíram que a resistência ao desgaste de uma resina composta pode ser melhorada pelo aumento do seu grau de conversão.

Prinsloo (1997) realizou um estudo in vitro para determinar o grau de polimerização de um cimento resinoso dual com 82% de carga, após a sua polimerização através de diferentes espessuras de porcelana Cerec Vita Mark II: 0,5, 1, 1,5, 2, 2,5, 3, 4, 5 e 6mm. Cada camada de cimento 3M Opal Cement foi polimerizada através do disco de porcelana, utilizando-se um XL3000 por 60s. A espectrofotometria infravermelha e o microespectroscópio foram utilizados para determinar o grau de polimerização do cimento em diferentes intervalos de tempo, após a espatulação e a fotopolimerização. Os resultados indicaram que espessuras de cerâmica Cerec superiores a 3 mm afetaram o grau de polimerização do cimento resinoso, mesmo 24h após a mistura do cimento.

Vogel e Salz (1997), compararam a profundidade de polimerização de uma resina composta de micropartículas, Heliomolar (HM) e uma resina composta híbrida, Tetric (T). Para isso foram obtidas barreiras com fatias de 0,2 a 0,8mm de esmalte e dentina, de molares hígidos de humanos. A transmissão de luz foi medida em função da espessura das barreiras. A profundidade de polimerização foi medida de acordo com ISO 4049. Os moldes de 6mm de altura e 4mm de diâmetro foram preenchidos com Tetric da cor 210, 510 e Heliomolar 140, 510 e polimerizados através das barreiras utilizando diferentes intensidades de luz (100-1000mW/cm<sup>2</sup>). O resultado obtido no gráfico da transmissão de luz em função da espessura da barreira de dentina e esmalte não foi linear. Com o aumento da espessura das fatias, a transmissão de luz diminuiu gradativamente e entre a mais fina e a condição de não interposição, essa diminuição foi acentuada. O mesmo efeito foi verificado em relação à profundidade de polimerização que diminuiu com o aumento da espessura. A profundidade de polimerização foi maior com esmalte do que com dentina. Com Tetric foi obtida maior profundidade de polimerização do que com Heliomolar. A influência da cor da resina e da intensidade da luz foi maior com Heliomolar. Os dados foram analisados por ANOVA e teste de Duncan com nível de significância com  $p=0,05$ . Os resultados mostraram a grande influência da espessura de dentina e esmalte na profundidade de polimerização. A profundidade de polimerização foi influenciada também pelo tipo, cor da resina composta e intensidade da luz. Segundo os autores, a polimerização através de fragmento dental foi independente da cor ou tipo de resina composta e obtida apenas com luz de alta intensidade de potência.

Braga (1999), realizou um estudo para avaliar a resistência ao cisalhamento da união dentina/porcelana de espécimes cimentados com cimentos resinosos duais. Foram utilizados sessenta molares e pré-molares extraídos de humanos, não restaurados, divididos aleatoriamente em 12 grupos. Os cimentos resinosos duais avaliados foram Porcelite



(Sybron Kerr) e o Dual (Vivadent). Um cimento quimicamente ativado, C & B (Bisco Inc.) foi utilizado com objetivo de comparação. Peças de cerâmica Ceramco II na cor A 3,5 (Ceramco Inc.), com 3 mm de altura foram condicionadas com ácido hidrófluídrico (Sybron Kerr), silanizados com Herculite porcelain repair bonding system (Sybron Kerr) e cimentados à superfície plana de dentina com cada um dos cimentos utilizados, associados ao sistema adesivo Optibond (Sybron Kerr). A fotoativação foi realizada utilizando-se um Optilux 400 (Demetron Res Corp.) a 450 mW/cm<sup>2</sup>. Após a fotopolimerização, os espécimes foram armazenados em água a 37°C. Os testes de cisalhamento foram realizados após 10, 30, 90min e sete dias (máximo valor referido). Para cada grupo (intervalo de tempo) foram confeccionados cinco espécimes. Ambos os cimentos duais apresentaram resistência ao cisalhamento estatisticamente semelhante nos mesmos intervalos de tempo. O cimento quimicamente ativado apresentou valor de resistência estatisticamente inferior aos cimentos duais. Os resultados após sete dias foram superiores aos observados aos 90 minutos, para os três cimentos testados. Os autores concluíram ainda que embora os cimentos duais tenham alcançado altos valores de resistência ao cisalhamento mais rapidamente que os quimicamente ativados, os esforços devem ser evitados antes de 90min após a cimentação porque a resistência ao cisalhamento nesse período é muito inferior ao máximo.

Eliades (2000) avaliou o grau de polimerização de quatro marcas comerciais de adesivos resinosos disponíveis no mercado: a) um fotopolimerizável (Transbond XL - 3M/Unitec); b) um de polimerização química, em uma pasta sem mistura (Unite -3M/Unitec); c) um de polimerização química, em 2 pastas (Concise - 3M/Unitec); d) um de polimerização dual (DuoCement - Coltene). Os adesivos fotopolimerizáveis e de polimerização dual foram fotopolimerizados por meio de uma fonte de luz Elipar Visio II (Espe) de 630 mW/cm<sup>2</sup> de intensidade de luz a 468nm. Quarenta brackets de aço inox foram

divididos em 4 grupos de 10 cada, e as bases desses brackets foram cobertas por um volume padronizado de adesivo. Em seguida, estes foram pressionados firmemente sobre uma superfície de 75% de reflectância e coberto com filme de celulose para facilitar a remoção do sistema e recobrimento do material. O adesivo fotopolimerizável e o de polimerização dual foram fotopolimerizados da borda incisal e cervical do bracket, por 10 segundos cada. Enquanto isso, outro grupo de brackets cerâmicos foi usado para estudar a diferença na interferência entre o transparente e o opaco no grau de conversão. A espectroscopia de transformação infravermelha de Fourier foi utilizada para avaliar o grau de conversão dos adesivos com  $\alpha$  0,05 e  $n=10$ .

O adesivo de polimerização dual apresentou maior grau de conversão, seguido pelo fotopolimerizável combinado com bracket cerâmico e o de polimerização química sem mistura. A combinação do bracket metálico com o adesivo fotopolimerizável resultou em grau de conversão comparável com o de polimerização química.

Örtengren (2000), realizou um estudo para avaliar a sorpção de água e determinar a influência da água na propriedade flexural de um cimento resinoso de diferentes viscosidades. Um cimento resinoso dual, Variolink II (Vivadent) de duas diferentes viscosidades foram testadas de acordo com o padrão ISO para materiais dentários. As amostras testadas para sorpção de água foram armazenadas em água destilada por sete ou 60 dias. As amostras testadas para propriedade flexural foram divididas em dois grupos e armazenadas úmidas ou secas por um, sete ou 60 dias. Após o armazenamento o teste flexural foi realizado em equipamento de viga de três pontos. Foi registrado um significativo aumento na sorpção de água para ambas as viscosidades, quando o tempo aumentou, mas não foi encontrada diferença significativa entre as duas viscosidades. Resistência e módulo significativamente inferior foram encontrados para espécimes que foram armazenados úmidos por 60 dias em comparação aos que foram armazenados secos.

Foi verificada ainda significativa mudança da deflexão na fratura. Não houve diferença nas propriedades flexurais entre as duas viscosidades. Os autores concluíram que a água tem um importante efeito nas propriedades flexurais do cimento resinoso após 60 dias de armazenamento. Verificaram também que não houve diferença significativa na sorção de água e nas propriedades flexurais entre os dois tipos de viscosidades dos cimentos resinosos estudados.

Price (2000) determinou a quantidade de energia de luz transmitida através de varias densidades de resina composta polimerizada e dentina humana quando duas diferentes intensidades de luz foram utilizadas. O máximo de energia de luz ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ) transmitida através de discos de 0,46 a 5,85mm de espessura de 7 resinas compostas e dentina humana foi medido quando aplicada fonte de luz Standard ou turbo. Os discos de resina composta foram confeccionados de três resinas compostas híbridas convencionais: Z100, 3M Espe; Pertac II Aplitip, Espe; Prodigy Unidose, Kerr; e 4 resinas compostas de alta viscosidade: Surefil, Densply/Caulk; Prodigy Condensable, Kerr; Filtek P60, 3M Dental; e Alert, Jeneric Pentron. Os efeitos das fontes de luz, da espessura, e do tipo de espécime na transmissão da energia de luz foram determinados. A média da energia de luz medida na superfície dos espécimes foi de  $682,1\text{mW}/\text{cm}^2$  com a fonte de luz Standard e  $1014,4\text{ mW}/\text{cm}^2$  com o Turbo. Para todos os espécimes o aumento de espessura causou uma diminuição exponencial na energia de luz transmitida. A análise de covariância mostrou que o espécime, espessura e fonte de luz tiveram efeito significativo. A maior energia de luz ( $\pm 42\%$ ) foi transmitida através dos espécimes quando a fonte de luz turba foi utilizada. Os autores concluíram que houve uma diminuição exponencial na energia de luz transmitida através das sete resinas compostas, dentina e com aumento na espessura dos espécimes.

Caughman (2001) avaliou por meio de espectrofotometria, o grau de conversão dos monômeros em seis diferentes marcas comerciais de

cimentos resinosos duais: Calibra (Dentsply), Choice (Bisco), Insure (Cosmedent), Lute-It (Jeneric/Pentron), Nexus (Kerr), Variolink II (Ivoclar-Vivadent).

Esses materiais foram avaliados sob cinco condições experimentais: cimento dual, catalisador e base, polimerizados sem luz sob a tira de poliéster; dual polimerizado com luz através de interposição de porcelana de 3 mm de espessura; dual polimerizado com luz através de tira de poliéster; pasta base polimerizada com luz pela interposição de porcelana de 3 mm de espessura e pasta base polimerizada com luz através da tira de poliéster. Para cada cimento a condição dual-poliéster produziu o maior valor de conversão dentre todas as demais e foi considerado o controle para cada produto. Para todos os cimentos avaliados, a condição dual-3 mm apresentou conversão inferior a 97% do controle e equivalente ao controle com exceção do Lute-It. Na condição dual sem luz a conversão foi menor que a do controle, mas pelo menos 86% em relação ao controle para todos os produtos, exceto para o Variolink II (62% do controle). Para todos os cimentos na condição dual-sem luz, a conversão foi pelo menos igual à de tira de poliéster com luz, exceto para Choice e Variolink II. Somente o Variolink II não apresentou aumento nos valores de conversão na condição dual-poliéster em relação ao poliéster com luz. Para a maioria dos outros produtos (Calibra, Insure e Lute-It) os valores de conversão para luz-3mm foram significativamente inferiores que poliéster com luz. Os valores de conversão para Nexus, Choice e Variolink II foram equivalentes quando foram comparadas as condições poliéster com luz e sem luz (3mm). Os autores concluíram que a seleção de um cimento resinoso dual deve ser baseada na área e na forma de utilização, porque nem todos os materiais polimerizam-se adequadamente em todas as situações clínicas. Além disso, afirmaram que dentre os cimentos avaliados, nenhum pode ser indicado para todas as situações.

Jung (2001) avaliou a eficiência de três diferentes métodos de polimerização através de restaurações de cerâmica, pela determinação da profundidade de polimerização e dureza universal de um cimento resinoso. Para isso, foram preparados 36 espécimes de cerâmica Empress II (Ivoclar) na cor 300, com 4mm de diâmetro e 2mm de espessura. Todos os espécimes foram condicionados com ácido hidrófluorídrico a 10% (IPS – Empress Ceramic Etching gel – Ivoclar) por 60s, lavados por 60s com água, secos e silanizados por 60s com Monobond (Vivadent). Em seguida estes espécimes foram inseridos em matriz de aço de 4 mm de diâmetro por 6mm de altura, com a superfície condicionada voltada para cima. As matrizes foram preenchidas com cimento resinoso Variolink II (Vivadent) com e sem catalisador. Após o preenchimento a superfície do cimento foi coberta com tira de polietileno, e sobre essa matriz foi colocada uma placa de metal. O molde foi colocado com a porção de cerâmica voltada para cima e permitiu a polimerização do cimento resinoso através da cerâmica. A polimerização de seis espécimes de cada grupo foi realizada aplicando-se um dos três métodos: 40s utilizando polimerização convencional a  $800 \text{ mW/cm}^2$  em um Elipar Trilight (3M-ESPE), 40s utilizando polimerização soft start com um aumento exponencial de 100 para  $800 \text{ mW/cm}^2$  em um Elipar Trilight (3M-ESPE) e 10s utilizando um sistema de arco de plasma (PAC) a  $1700 \text{ mW/cm}^2$  (American Dental Technologies). A profundidade de polimerização foi avaliada de acordo com o ISO 4049. Adicionalmente, a dureza foi determinada a 0,5mm e 1 mm da cerâmica, utilizando uma máquina de testes universal (ZWICK 14040). A polimerização sem catalisador utilizando a polimerização convencional e a soft start produziu maior dureza em ambas as camadas comparadas às polimerizadas com arco de plasma. O uso de catalisador produziu maior dureza e profundidade de polimerização com todos os métodos de irradiação utilizados. A profundidade de polimerização foi sempre maior utilizando

polimerização convencional e polimerização com soft start, comparando a utilização do arco de plasma.

Lee e Um (2001), verificou a reação cinética de cinco marcas comerciais de cimentos resinosos duais: Bistite (Tokuyama); Dual (Vivadent); Scotchbond (3M C.); Duolink (Bisco); Duo Cement (Coltene), quando polimerizados através de várias espessuras de inlays de porcelana por ativação química ou foto ativação. O efeito do disco de porcelana no grau de polimerização de um cimento resinoso dual durante a exposição à luz foi avaliado por meio de análise térmica, análise termogravimétrica e calorimetria por escaneamento diferencial. A porcentagem de carga inorgânica, o calor de polimerização, a máxima porcentagem de produção de calor e o pico da transmissão do calor foi medida quando a reação de polimerização ocorreu por reação química ou por exposição à luz através da espessura de porcelana de 1, 2 e 4mm. Em discos de porcelana com 4 mm de espessura, o tempo de exposição variou de 40 a 60s, para avaliar o efeito do tempo de exposição na reação de polimerização. A polimerização por exposição à luz foi 5 a 20 vezes mais rápido que a polimerização química. Os cimentos resinosos de polimerização dual foram muito diferentes na sua sensibilidade à luz e ativação química. O pico do tempo para transmissão de calor aumentou de 1,51, 1,87 e 3,24 vezes quando a foto polimerização era realizada através de discos de porcelana de 1, 2 e 4mm de espessura, respectivamente. O tempo de exposição recomendado pelos fabricantes não foi suficiente para compensar a atenuação da luz pelo disco de porcelana de 4 mm de espessura.

Piwowarczyk e Lauer (2003) analisaram o efeito do armazenamento em água na resistência flexural e compressiva de 12 agentes cimentantes de diferentes classes de materiais. Além disso, foi analisada a influência do método de polimerização nas propriedades mecânicas do material. Os materiais avaliados foram: a) dois cimentos de fosfato de zinco: Harvard (Richter&Hoffmann) e Flecks (Mizzy Inc); b) dois

cimentos de ionômero de vidro convencionais: Fuji I (GC Corp) e Ketac Cem (3M Espe); c) três cimentos de ionômero de vidro resina modificados: Fuji Plus (GC Corp), Fuji Cem (GC Corp) e RelyX Luting (3M Espe); d) quatro cimentos resinosos duais convencionais: Panavia F (Kuraray), Variolink II (Ivoclar Vivadent) e Compolute (3M Espe); e um cimento resinoso autopolimerizável universal, RelyX Unicem (3M Espe). As amostras foram preparadas e testadas de acordo com as especificações ISO. Os espécimes para o teste de resistência flexural e resistência compressiva foram submetidos à carga a uma velocidade constante de 1 mm por min até a fratura em uma máquina ZWICK 1435 (Ulm Germany). As propriedades mecânicas foram medidas após o armazenamento dos materiais em água destilada à temperatura de  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  por 24h e 150 dias após a espatulação. Os valores de resistência foram submetidos a ANOVA e os valores médios à comparação múltipla de Duncan. Os autores verificaram que os cimentos resinosos tiveram valores de resistência compressiva mais elevada, seguidos pelo cimento resinoso autopolimerizável universal. Esses materiais foram estatisticamente mais resistentes que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, o cimento de ionômero de vidro e o cimento de fosfato de zinco.

Tanoue (2003), avaliou a influência da exposição à luz visível na absorção de água, solubilidade e estabilidade de cor de cimentos resinosos de polimerização dual. Foram utilizados oito cimentos resinosos duais: 2 bond 2 (Heraeus Kulzer), Bistite II (Tokuyama), G Cera Cosmotech II (GC Corp), Lute It (Jeneric Pentron), Panavia Fluorocement (Kuraray) e Variolink II (Vivadent) foram preparados discos seguindo dois métodos: a) os espécimes de cimento resinoso dual exposto à fonte de luz visível de um fotopolimerizador TransluxCL (Vita Zahnfabrik) e b) espécimes autopolimerizados (quimicamente). Cinco espécimes foram produzidos para cada material e método de polimerização. A absorção de água e solubilidade foi determinada de acordo com métodos de teste

padronizados e os dados foram comparados usando análise de variância (ANOVA) e contrastes. No aspecto da estabilidade de cor os valores de diferença de cor entre 24h e outros períodos de imersão (1, 2, 3, 4, 8, 12, 16, 20 e 24 semanas) foram calculados e analisados pelas medidas repetidas pela ANOVA. Os espécimes polimerizados dualmente apresentaram valores de solubilidade significativamente menores que os quimicamente polimerizados exceto para o material Lute It. O material dualmente polimerizado Lindmax apresentou o menor valor de solubilidade ( $0,51 \pm 0,01 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) e menor valor de diferença de cor após 24 semanas ( $2,64 \pm 0,39$ ). Os autores concluíram que os cimentos resinosos duais devem ser expostos a luz após o assentamento das restaurações a fim de reduzir a absorção de água e melhorar a estabilidade de cor.

Kanno (2004) realizou um estudo para medir a resistência de adesão de um cimento resinoso dual em diferentes regiões da dentina de canal radicular empregando três métodos de polimerização. Foram utilizados 36 dentes bovinos extraídos. Cada raiz foi seccionada verticalmente em metades, as paredes de dentina pulpar foram polidas e aplainadas. Foram utilizados dois cimentos duais: Bistite II (Tokuyama Dental Co) e Panavia F (Kuraray Medical Inc) e divididos em três grupos segundo método de polimerização: com luz multidirecional, com luz em uma direção e sem luz. Os espécimes unidos foram seccionados perpendicularmente ao longo eixo da raiz em fatias de aproximadamente 0,7mm de espessura, dentro dos dois terços da raiz a partir do limite coroa/raiz, e preparados para teste de adesão por microtração. A dureza Knoop dos cimentos também foi avaliada. Em cada método para os dois cimentos resinosos duais não houve diferença significativa entre os valores de resistência à microtração entre a região de terço coronário e médio da raiz. O efeito do método de polimerização na resistência de união e dureza Knoop foi dependente do material.



Osyasil, 2004, avaliaram o grau de eficiência na polimerização de um cimento resinoso sob uma simulação de restauração de cerâmica, utilizando três fontes de luz. Para isso foram utilizadas luz halógena convencional Hilux 550 (Firt Medica), luz de arco de plasma PAC System (American Dental Technologies) e luz halógena de alta intensidade Optilux 501 (Kerr) para polimerizar o cimento Varilink II (Ivoclar Vivadent) com e sem catalizador. Um bloco de cerâmica prensada Empress II (Ivoclar Vivadent) medindo 5mm de diâmetro e 2mm de espessura foi colocado entre a ponta do fotopolimerizador e o cimento resinoso. O conjunto cimento/cerâmica foi submetido a dois diferentes protocolos de tempo de polimerização para cada fonte de luz: 20 ou 40s para luz halógena convencional, 3 ou 6s para luz de arco de plasma e 10 ou 20s para luz halógena de alta intensidade. O espectroscópio de Fourier (PerkinElmer, Wellesley) foi utilizado para determinar o grau de fotopolimerização através da cerâmica imediatamente após a polimerização e 24h após. O grau de conversão foi calculado como uma porcentagem da resina polimerizada nas condições experimentais em relação à maximamente polimerizada. Os dados foram analisados pela ANOVA a quatro fatores ( $p=0,05$ ) e pelo teste  $t$  ( $\alpha=0,05$ ) independente para detectar diferenças entre os grupos. Os autores verificaram uma variação nos valores de grau de conversão com a fonte utilizada ( $p<0,05$ ), o método de polimerização ( $p<0,05$ ), o momento da avaliação ( $p<0,01$ ), e exposição a cada fonte de luz ( $p<0,01$ ). Observou-se também significativa interação entre fonte de luz e tipo de polimerização ( $p=,00$ ), fonte de luz e momento da avaliação ( $p=0,007$ ), tipo de polimerização e momento da avaliação ( $p=0,004$ ). Os valores de grau de conversão foram significativamente mais elevados em cimento dual após 24h ( $p<0,01$ ), mas não houve diferença em espécimes fotopolimerizados, após 24h ( $p<0,01$ ). Os valores mais baixos ( $p<0,05$ ) foram encontrados quando o cimento de polimerização dual foi fotopolimerizado pela luz halógena convencional e a avaliada imediatamente ( $31,7 \pm 7,76$ ). Os valores de

grau de conversão foram significativamente maiores ( $p < 0,05$ ) com a polimerização dual pela luz halógena de alta intensidade e após 24h ( $65,06 \pm 8,14$ ). Os autores concluíram que o grau de conversão mais elevado do cimento resinoso foi conseguido utilizando-se luz halógena de alta intensidade. A luz de arco de plasma atingiu uma polimerização similar à obtida com a luz halógena convencional, porém em tempo menor.

Rasetto (2004) mediu a transmissão de luz de diferentes materiais cerâmicos para facetas. As intensidades de luz de três diferentes fontes: luz halógena convencional, 3M Unitek; arco de plasma, Apollo 95E (Dental Medical Diagnostic Systems Inc.) e halógena de alta intensidade, Kreativ 200 (Kreativ Inc) foram medidas por um radiômetro Cure Lite (EFOS Inc), cujos valores foram de  $660\text{mW/cm}^2$ ,  $1050\text{mW/cm}^2$  e  $2475\text{mW/cm}^2$ , respectivamente. As intensidades de luz em  $\text{mW/cm}^2$  dessas fontes foram medidas também através de *copings* de Procera (Nobel Biocare) de 0,25mm, 0,4mm, e 0,6mm de espessura e discos de 1mm de porcelana feldspática Ceramco II (Dentsply Ceramco), porcelana aluminizada Vitadur Alpha (Vident Inc), e cerâmica fundida prensada IPS Empress (Ivoclar). Foram confeccionados dois discos de cada material que foram comparadas quanto à transmissão de luz com a da porcelana aluminizada Procera, com aplicação de porcelana de revestimento Allceram, na espessura recomendada para aplicação clínica. Os valores das intensidades de luz foram submetidos à ANOVA e teste de Scheffé com  $\alpha = 0,05$ . A média dos valores e ( $\pm$  desvio padrão) de transmissão de luz em  $\text{mW/cm}^2$  através de *copings* Procera com espessuras de 0,25mm, 0,40mm e 0,60mm respectivamente foram: para o arco de plasma ( $1083 \pm 117$   $843 \pm 59$  e  $593 \pm 132$ ); para a luz halógena de alta intensidade ( $425 \pm 41$   $345 \pm 74$  e  $256 \pm 72$ ); para a luz halógena convencional ( $270 \pm 132$   $230 \pm 48$  e  $180 \pm 113$ ). Somente as fontes de luz de arco de plasma e a halógena de alta intensidade emitiram luz com energia suficiente para produzir

polimerização de cimento resinoso através de *copings* Procera ( $p=0,045$ ). Os autores concluíram que a intensidade de luz transmitida através das facetas de cerâmica foi influenciada pelas fontes de luz, tipo e espessura de cerâmica. Além disso, acrescentaram que a luz halógena convencional pode ser insuficiente para produzir adequada polimerização do cimento através de facetas espessas ou coroas cerâmicas.

Um estudo de Tashiro em 2004 analisou a influência da intensidade de luz, do tempo de exposição e espessura da restauração indireta de resina composta na resistência adesiva de um cimento resinoso dual imediatamente após a cimentação aplicando a técnica *resin coating*. Foram confeccionados 340 blocos de resina composta Filtek Z250 (3M), preparados como superfície adesiva. Além disso, foram preparados discos de resina composta para restauração indireta, Estenia (Kuraray) em quatro espessuras (1, 2, 3 e 4mm). Uma resina composta de baixa viscosidade Filtek-Flow (3M) foi aplicada sobre as superfícies dos blocos de resina composta e estes foram imersos em água por 24h. Após a imersão, um cimento resinoso dual, Rely X Arc (3M) foi aplicado à superfície adesiva e o disco de resina para restauração indireta foi colocado sobre ela. A fotopolimerização do cimento através dos discos de resina composta de diferentes espessuras foi realizada com fonte de luz halógena convencional, XL300 (3M) por 40s, e alta intensidade, Credi 8000 (3M) por 10, 20 e 40s. Os espécimes foram armazenados em água a 37°C por 10min ou 20h e a resistência adesiva foi medida numa máquina de teste AG500B (Shimadzu). Para a resina composta de 1mm, não houve diferença na resistência adesiva entre 10min e 24h após a cimentação com os quatro métodos de polimerização. Para a espessura 3mm ou 4mm, a resistência adesiva 24h após a cimentação foi significativamente superior que 10min após a cimentação com luz halógena convencional (40s) e com alta intensidade por 10 e 20s, mas não houve diferença significativa com luz de alta intensidade aplicada por 40s. Os autores concluíram que a resistência adesiva do cimento resinoso

dual imediatamente após a cimentação poderia ser intensamente influenciada pelo tempo de irradiação, pois afeta diretamente a intensidade da luz que penetra pela restauração indireta de resina composta.

Usumez (2004) avaliou a eficiência de duas fontes de luz para polimerizar um cimento resinoso dual através de faceta laminada de porcelana. Para isso foram utilizados vinte incisivos centrais hígidos extraídos de humanos. Os dentes foram seccionados 2mm abaixo da junção amelo cementária e a parte coronária foi embutida em resina acrílica autopolimerizável pela face palatina do dente mantendo-se livre a face vestibular. Foi realizado preparo para faceta em cada um dos dentes e a faceta foi confeccionada em porcelana IPS Empress II (Ivoclar). Cada faceta foi cimentada ao dente correspondente com cimento Variolink II (Vivadent). Os dentes foram divididos em dois grupos de 10. Em um grupo cada combinação cimento resinoso/faceta foi submetida à polimerização com fonte de luz halógena convencional, Hilux 350 (Express Dental Products), e outro foi polimerizado com fonte de luz de arco de plasma (Power PAC, ADT). Após a polimerização cada dente foi seccionado e preparado em forma de dois palitos, cujas medidas foram 1,2 x 1,2 x 5 mm. Os palitos foram submetidos aos testes de microtração e os valores de fratura foram registrados.

Diferenças estatisticamente significante foram encontradas entre a resistência de união das facetas submetidas à fonte de luz convencional e as polimerizadas com arco de plasma ( $p < 0,001$ ). Os autores verificaram que as amostras polimerizadas com luz halógena convencional mostraram melhor resistência de união e concluíram que a eficiência de polimerização da luz de arco de plasma através da cerâmica foi inferior à da luz convencional para o tempo de exposição empregado nesse estudo.

Piwowarczyk (2005) estudou a resistência de adesão ao cisalhamento de 11 cimentos de diferentes classes de materiais à

superfície de cerâmica de Zircônia, manufaturada e prétratada (Lava: 97% ZrO<sub>2</sub>, estabilizada com 3% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>).

Adicionalmente, foi testada a influência do método de polimerização na resistência da adesão ao cisalhamento. Os cimentos avaliados foram: a) um cimento de fosfato de Zn (Flecks); dois cimentos de ionômero de vidro convencionais (Fuji I, Ketac Cem); c) três cimentos de ionômero de vidro resina-modificados (Fuji Plus, Fuji Cem, Rely X Luting), d) quatro cimentos resinosos duais convencionais (Rely X Arc, Panavia F, Variolink II, Compolute); um cimento resinoso dual, autoadesivo (Rely X Unicem). A superfície de cerâmica foi jateada com alumina de granulação de 100 µm ou coberta com sílica. Após procedimento de adesão, um grupo foi testado após 30min (tempo 1); outro grupo foi armazenado em água destilada a 37°C por 14 dias e subsequentemente termociclado 1000 vezes (tempo 2). A análise estatística foi realizada por modelo de ANOVA multifatorial com interações. Para a comparação múltipla foi utilizado o teste de Tukey. Após o jateamento, foi obtido o maior valor de resistência ao cisalhamento para o cimento resinoso autoadesivo com 9,7 MPa (Tempo 1) e 12,7 MPa (Tempo 2) respectivamente. Quando se utilizou o sistema Rocatec, o maior valor foi obtido no Variolink II com 15MPa (tempo 1) e no cimento resinoso autoadesivo com 19,9 MPa (tempo 2).

Papazoglou, 2006, estudou a influência do modo de polimerização do cimento (Dual vs Fotopolimerizável). O grau de fotopolimerização de um cimento resinoso (Calibra – Caulk Dentsply) através de cerâmica ou resina composta foi avaliado por análise de espectroscopia infravermelha. Uma camada de 0,5mm de cimento foi fotopolimerizada por 40s através de 2mm de espessura de cerâmica Empress II (Ivoclar) e Vitadur Alpha (Vident) e resina composta processada laboratorialmente, Sinfony (3M Espe). O sistema dual polimerizou melhor que o fotopolimerizável. A fotopolimerização de cimento resinoso através de materiais translúcidos reduziu a eficácia de polimerização para os dois modos: a resina

composta induziu um efeito mais negativo que as duas cerâmicas testadas. Os autores concluíram que o modo de polimerização e a fotopolimerização de cimento resinoso dual através de materiais restauradores estéticos influem na quantidade de ligações duplas de carbono remanescentes.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo do estudo foi analisar *in vitro* a eficiência de adesão e o modo de falha, de um cimento resinoso autocondicionante (Self-adhesive) sobre esmalte e dentina, com e sem condicionamento prévio e aplicação de sistema adesivo, antes e após termociclagem.

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1 Coleta dos dentes**

Cinquenta e seis terceiros molares não cariados foram adquiridos através de doação de cirurgiões-dentistas, com autorização do comitê de ética protocolo nº 067/2008-PH/CEP. Os dentes foram armazenados em solução de digluconato de clorexidina a 0,5% a 4°C por 30 dias (Frankenberger, 2008).

Os dentes foram debridados para remoção de placa e cálculo e analisados quanto à presença de imperfeições em microscópio óptico com resolução de 100x (Mitutoyo, Measuring Microscope MFA - Série 5051H, Suzhavo, Japão) e separados em seis grupos experimentais e dois grupos controle, segundo o cimento utilizado e o tratamento de superfície (Quadro 1).

### **4.2 Preparo dos espécimes**

O cimento resinoso autocondicionante selecionado para os grupos experimentais foi o: Rely-X Unicem (3M ESPE/ St. Paul, MN, EUA), e para os grupos controle foi o Variolink II (Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein), cimento de cura dual não autocondicionante.

Para os grupos esmalte foi realizado o aplainamento da face livre, vestibular, de metade dos dentes (28), com lixas d'água granulações nº



600, 800 e 1200 em aparelho politriz, até se obter uma superfície plana, sendo esses dentes subdivididos entre os grupos GI, GIII, GIV e GV.

Quadro 1 – Grupos experimentais e controle segundo o cimento utilizado e o tratamento de superfície.

<b>Grupos</b>	<b>Cimento</b>	<b>Nº de palitos (CP)</b>	<b>Tratamento de superfície</b>	<b>Ensaio</b>
G I	Variolink II sobre esmalte	72 cp	Condicionamento 30s ác. fosfórico a 34.5%, remoção com água, leve secagem com ar aplicação de Adpter Single Bond 2 secagem por 10s e fotopolimerização por 10s	36 cp após 24 h e 36 após 2.000 ciclos
G II	Variolink II sobre dentina	72 cp	Condicionamento 15s ác. fosfórico a 34.5%, remoção com água, leve secagem com ar aplicação de Adpter Single Bond 2 secagem por 10s e polimerização por 10s	36 cp após 24 h e 36 após 2.000 ciclos
G III	Rely-X sobre esmalte	72 cp	-	36 cp após 24 h e 36 após 2.000 ciclos
G IV	Rely-X sobre esmalte	72 cp	Condicionamento 30s ác. fosfórico a 34,5%, lavagem spray de água, secagem leve com ar, aplicação de Single Bond 2, secagem ar por 10s e fotopolimerização por 10s.	36 cp após 24 h e 36 após 2.000 ciclos
GV	Rely-X sobre esmalte	72 cp	Condicionamento 30s ác. fosfórico a 34,5%, lavagem spray de água, secagem leve com ar.	36 cp após 24 h e 36 após 2.000 ciclos
G VI	Rely-X sobre dentina	72 cp	-	36 cp após 24 h e 36 após 2.000 ciclos

<b>Grupos</b>	<b>Cimento</b>	<b>Nº de palitos (CP)</b>	<b>Tratamento de superfície</b>	<b>Ensaio</b>
G VII	Rely-X sobre dentina	72 cp	Condicionamento 15s ác. fosfórico a 34,5% lavagem spray de água, secagem leve com ar, aplicação de Single Bond 2, secagem ar por 10s e fotopolimerização por 10s	36 cp após 24 h e 36 após 2.000 ciclos
GVIII	Rely-X dentina	72 CP	Condicionamento 15s ác. fosfórico a 34,5% lavagem spray de água, secagem leve com ar.	36 CP após 24 h e 36 após 2.000 ciclos

Para os grupos dentina, os demais 28 dentes tiveram os terços oclusais removidos com disco diamantado (Microdont, São Paulo, Brazil, nº. 34570) em baixa rotação, sob refrigeração e aplainada do mesmo modo como foram para os dentes dos grupos esmalte. A superfície dentinária foi observada quanto à presença de esmalte, bem como de tecidos pulpare, através de microscópio óptico. Esses dentes foram então subdivididos entre os grupos: GII, VI, VII, VIII.

Previamente à cimentação, blocos de resina composta direta (Paradigm MZ100, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) foram polimerizados em matriz de silicone pré-fabricada, por meio da inserção de incrementos com aproximadamente 2mm cada, sendo o último polimerizado após a colocação de matriz de poliéster, para promover uma superfície lisa e plana.

### 4.3 Cimentação

Para os grupos GIII e GVI, o cimento RelyX Unicem (3M ESPE/ St. Paul, MN, EUA) foi manipulado segundo instruções do fabricante, e aplicado diretamente sobre a superfície dental sem qualquer tratamento prévio de superfície. O bloco de resina composta foi então posicionado e travado por carga padronizada de delineador, sendo então os excessos removidos, e, após 4 min, o conjunto dente-cimento-bloco fotopolimerizado por 40 segundos (aparelho modelo XL 3000, 3M ESPE, MN, USA; luz externa: 500 mW/cm<sup>2</sup>) em cada lado da interface cimento-superfície dental.

Para os grupos GI e GIV, houve prévio condicionamento ácido com ácido fosfórico a 34,5% por 30 segundos, lavagem com spray de ar/água por 10 s, secagem com bola de algodão e aplicação de duas camadas consecutivas do adesivo Adper Single Bond 2 (3M/ESPE, St. Paul, Mn, USA), movimentando-se o aplicador tipo microbrush (Grafton, WI, USA), horizontalmente, por 15 s. A seguir foi aplicado um suave jato de ar e procedida uma fotopolimerização por 10 s.

Para os grupos GII e GVII, seguiu-se o mesmo processo dos grupos GI e GIV, porém o condicionamento ácido foi por apenas 15 s, por se tratarem de grupos dentina.

Para os grupos GV e VIII, foi realizado apenas o ataque ácido. No grupo GV, aplicou-se o ácido por 30 s, visto que pertencia ao grupo de esmalte; e 15 s, no GVIII (grupo dentina), seguindo o mesmo protocolo de cimentação dos demais grupos.

Após 24 horas de armazenamento em água destilada e estufa a 37°C, os conjuntos bloco de resina-dente foram levados a um dispositivo para corte das amostras para ensaio de microtração (modelo ER 1010-90, Erios, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 1). Nesse dispositivo, o topo dos blocos de resina foi posicionado perpendicularmente ao disco de corte

(Microdont, São Paulo, Brazil, no. 34570) em baixa rotação sobre refrigeração constante, possibilitando o seccionamento na cortadeira Labcut 1010 (Extec, Enfield, CT, USA) (figura 2).



Figura 1 – Dispositivo para o corte dos dentes.



Figura 2 - Cortadora de precisão de baixa velocidade Labcut 1010  
(Extec, Enfield, CT, USA)

Foram realizados quatro cortes paralelos com uma distância de 1 mm entre eles, resultando cinco fatias. Na sequência, o dispositivo girou em 90° em relação à primeira posição. A seguir foram realizados mais quatro cortes paralelos, obtendo-se palitos de resina composta e estrutura dental. Os dentes foram então fixados em outro suporte, de forma que o longo eixo dos corpos de prova ficasse perpendicular ao disco de corte e por meio de um corte transversal, foram removidos do bloco de resina. Os corpos de prova externos foram desprezados, por não exibirem uma perfeita padronização das dimensões. Assim, foram utilizados, apenas, os nove palitos internos.

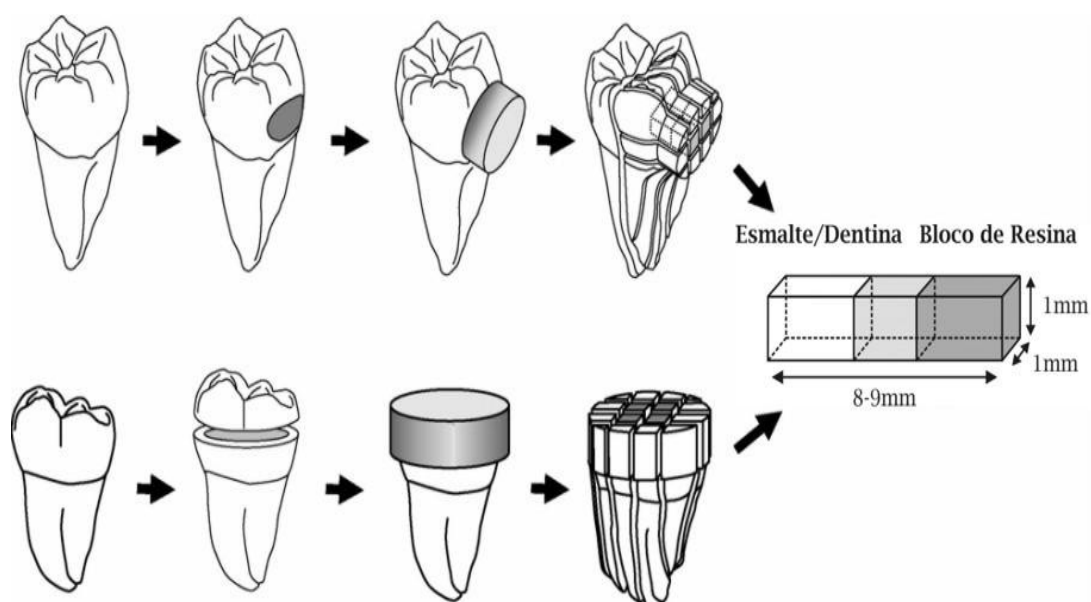


Figura 3. Esquema dos cortes e cimentação dos blocos de resina composta sobre esmalte e dentina. Área central indicando cimento resinoso

As composições dos cimentos resinosos selecionados estão descritos no quadro 2 a seguir.

Quadro 2 – Descrição dos materiais utilizados no estudo.

Agente Cimentante	Modo de ação	Fabricante	Composição
Variolink II	Presença dual	Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein	BisGMA/UDMA/TEGDMA/DMA/sulfato de bário/Ba-Al-F-Sívidro/silica, Benzoperoxiglicerol
RelyX UNICEM	Auto condicionante	3M ESPE/ St. Paul, MN, EUA	Pó de vidro, sílica, hidróxido de cálcio, pigmentos, peróxido de piridimina, éster metacrilato-fóforo, dimetacrilato, estabilizante, iniciador, acetato.
Adper Single Bond 2	Adesivo de Condicionamento ácido total	3M ESPE/ St. Paul, MN, EUA	Bis-GMA, HEMA, diuretano dimetacrilato, ácido polialcenoico, canforoquinona, água, etanol, dimetacrilato, nanopartículas de sílica

Em uma máquina de termociclagem, metade dos corpos de prova de cada grupo sofreu 2000 ciclos com temperaturas entre 5°C e 55°C, utilizando-se para cada temperatura, 30 s de imersão, perfazendo um total, para cada ciclo de 1 min.

Após serem realizados os tratamentos de termociclagem, os corpos de prova foram removidos e lavados, com jato de ar/água, por 15 s e secados com jato de ar durante 10 s.

#### **4.4 Ensaio de microtração ( $\mu$ TBST)**

A área de todos os corpos de prova de cada grupo foi mensurada antes da execução do ensaio mecânico, empregando um paquímetro eletrônico digital (série 727, Starrett Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil) com precisão de centésimo de milímetro. O valor da área, juntamente, com o valor da carga para rompimento da união serviram para calcular a resistência de união à tração (MPa) através da seguinte fórmula:  $R_m = F/A$ , onde:  $R_m$  é a resistência à microtração;  $F$ , a força aplicada; e  $A$  é a área de união.

Os corpos de prova foram individualmente fixados pelas suas extremidades com um adesivo instantâneo gel a base de cianoacrilato (Super Bonder Gel, Loctite Ltda, Piracicaba, SP, Brasil), nos berços do dispositivo de microtração modelo LA 2500 (Erios, São Paulo, SP, Brasil), posicionando a área de adesão perpendicular ao longo eixo da força de tração. Assim, evitou-se a ocorrência de forças de torção ou cisalhamento (Figuras 4).

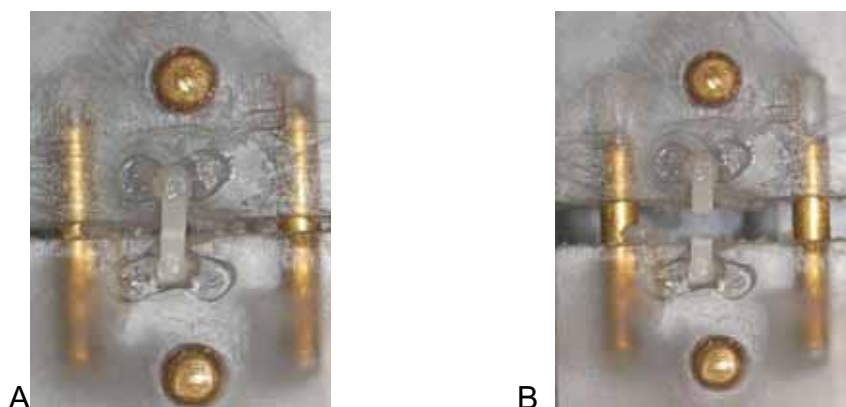


Figura 4 – A) conjunto corpo de prova-berço posicionado sobre o dispositivo, antes do Ensaio; B) conjunto corpo de prova-berço posicionado sobre o dispositivo, após o ensaio.

O ensaio foi realizado com velocidade constante de 1mm/min em uma máquina universal de ensaios (DL200 MF, Emic, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) (Figura 5), com uma célula de carga de 10 Kg. No momento da fratura, o movimento foi automaticamente interrompido e os valores de resistência da união à microtração coletados e tabulados para a análise estatística.



Figura 5 - EMIC DL200 MF



Ao final do ensaio, as duas porções fraturadas foram armazenadas para que o padrão de fratura da interface fosse avaliado. Para tal os dois lados do corpo de prova correspondentes à área da fratura receberam a aplicação de uma solução de hematoxilina a 7% (Hematoxilina de Harris - Merck), durante 3 minutos, conforme proposto por Ohkubo, 1982, para evidenciar a estrutura dental. A seguir os espécimes foram lavados em água e secos com jatos de ar.

Foram então observados em estereomicroscópio com aumento de 50 vezes, sendo classificados quanto ao tipo de fratura, conforme uma adaptação dos métodos propostos por Sengun, 2002 e Baba, 2002, em quatro tipos:

- Adesiva - Para fraturas em que a falha ocorreu na interface adesivo-estrutura dental ou na interface entre o adesivo e a resina composta, em mais de 75% da área analisada;
- Coesiva em resina - Para fraturas em que a falha ocorreu predominantemente no interior da resina composta, com mais de 75% da área de adesão da estrutura dental permanecendo recoberta pelo material restaurador;
- Coesivas na estrutura dental - Para fratura em que a falha ocorreu predominantemente no interior da estrutura dental, com mais que 75% da área de adesão na base do palito de resina composta permanecendo recoberta por remanescente da estrutura dental;
- Mista - Para fraturas quando não existiu uma predominância maior que 75% de qualquer tipo de falha.

#### **4.5 Análise estatística**

Para a análise estatística do  $\mu$ TBST, foi utilizado ANOVA a 3 fatores com teste de comparação múltipla de Tukey, considerando os

fatores cimento resinoso, termociclagem e região. Os valores de  $p \leq 0.05$  foram considerados estatisticamente significantes para todos os testes.

## 5 RESULTADOS

A estatística descritiva dos dados obtidos no ensaio de microtração, segundo as condições experimentais, é apresentada na tabela 1 e representadas na forma gráfica mediante o gráfico (Figura 6 e 7).

Quadro 3 - Resultado para a análise de variância para os efeitos: cimento, região e termociclagem.

Efeito	Gl	SQ	QM	F	P
Cimento	3	2721.6	907.228	47.27	0.0001
Região	1	385.51	385.511	20.08	0.0001
Cimento x Região	3	517.67	172.556	8.99	0.0002
Resíduo I	32	614.21	19.194		
TCM	1	4.86	4.858	0.09	0.7628
Cimento x TCM	3	808.77	269.588	5.14	0.0051
Região x TCM	1	78.95	78.951	1.51	0.2287
Cimento x Região x TCM	3	44.05	14.682	0.28	0.8394
Resíduo II	32	1677.50	52.422		
Total	79	6853.19			

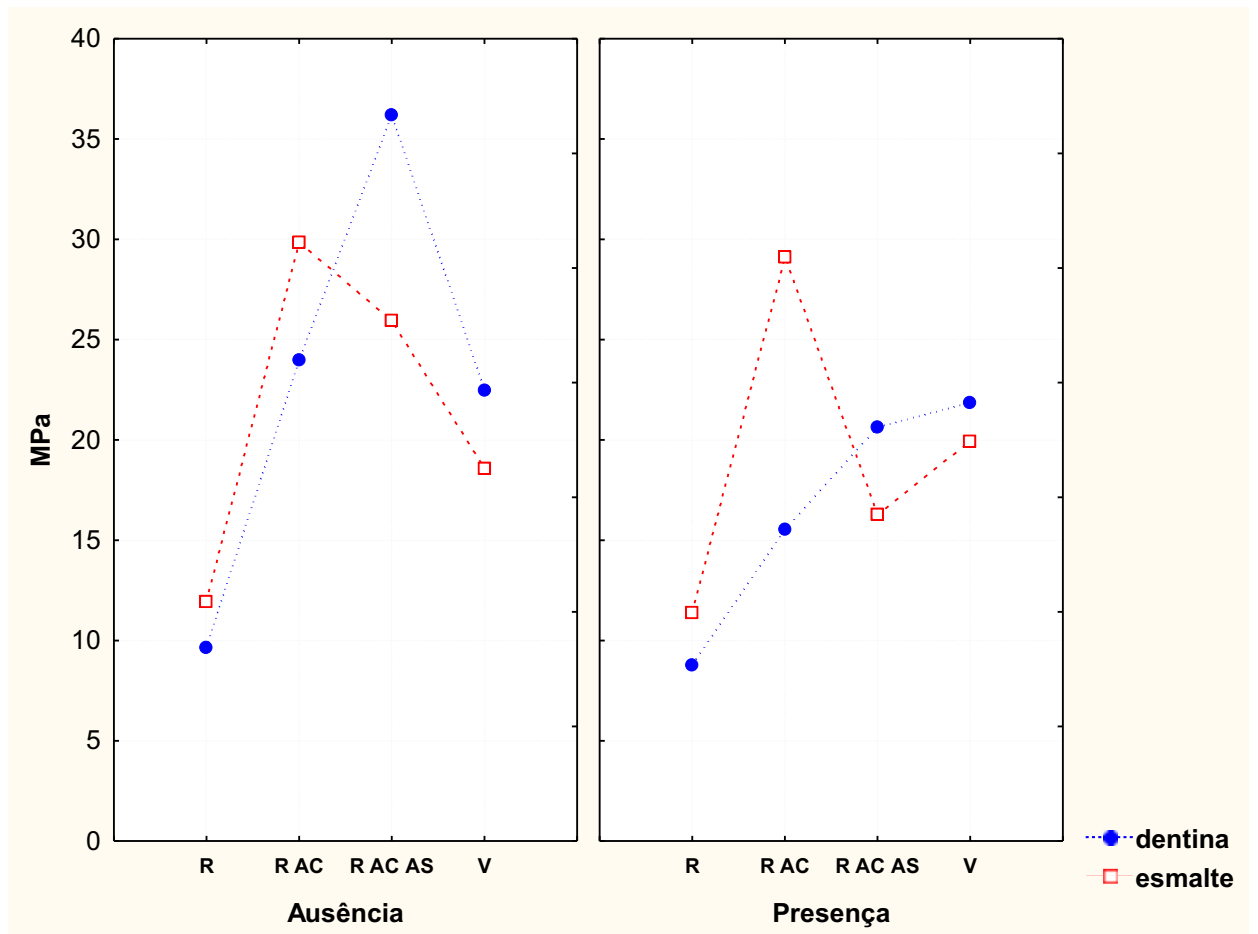


Figura 6 - Demonstração gráfica das médias de resistência adesiva antes e após termociclagem.

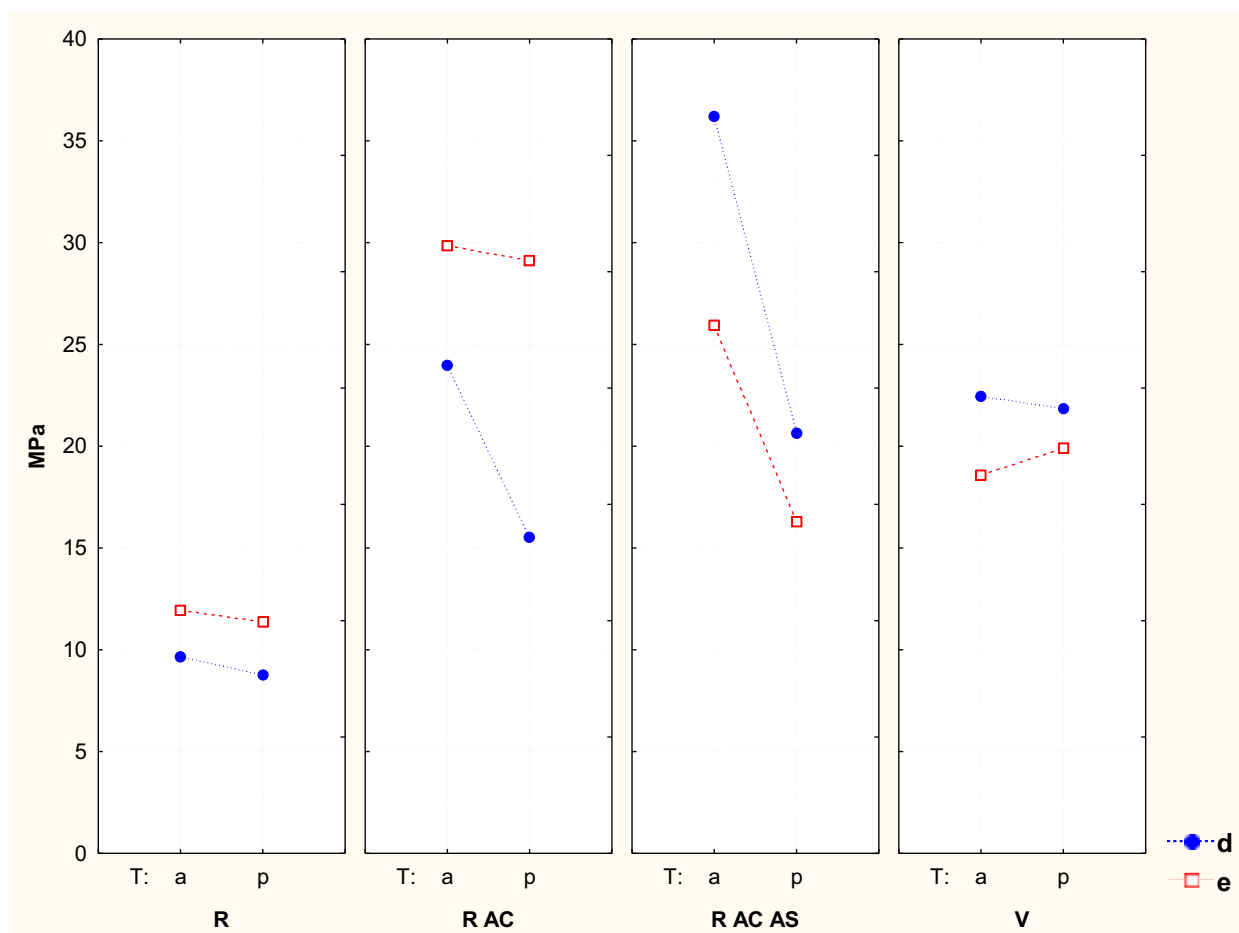


Figura 7 – Demonstração gráfica das médias dos cimentos antes e após termociclagem.

O efeito interação foi significativo para a interação cimento x região e cimento x termociclagem, pode-se verificar que os cimentos diferem conforme as regiões e conforme a presença ou não da termociclagem.

Para avaliarmos o comportamento dos cimentos segundo a termociclagem, aplicamos o teste de Tukey de comparação múltipla de médias nas duas condições de termociclagem: ausência e presença (Tabela 2).

Para avaliarmos o comportamento dos cimentos segundo as regiões esmalte e dentina, aplicamos o teste de Tukey de comparação múltipla de médias (Tabela 3).

Tabela 2 – Grupos homogêneos para a interação cimento x termociclagem

Cimento	Termociclagem	Média	Grupos Homogêneos
R	A	10.795	D
R	P	10.061	D
RAC	A	26.912	A B
RAC	P	22.323	B C
RACAS	A	31.069	A
RACAS	P	18.464	C
V	A	20.881	B C
V	P	20.513	C

Tabela 3 – Grupos homogêneos para a interação cimento x substrato

Cimento	Região	Média	Grupos Homogêneos
R	E	11.654	D
R	D	9.202	D
RAC	E	29.487	A
RAC	D	19.748	A B C
RACAS	E	21.113	A B
RACAS	D	28.420	A
V	E	19.241	B C
V	D	22.153	A B

Mediante a análise estatística notou-se que o cimento RelyX Unicem com ataque ácido e aplicação de sistema adesivo (RACAS) e o cimento Variolink (VR) apresentaram maiores médias de resistência adesiva em MPa para o grupo dentina, respectivamente, antes e após

termociclagem e o cimento RelyX Unicem com ataque ácido (RAC) apresentou maior média para o grupo esmalte.

O cimento RelyX Unicem aplicado diretamente sobre o substrato (R) apresentou valores de resistência adesiva estatisticamente menores para todos os grupos.

A termociclagem diminuiu significativamente os valores de resistência adesiva somente para o grupo RACAS.

Não houve diferença significativa entre os valores médios, quando comparados os grupos dentina com os grupos esmalte, de todos os cimentos (Figura 8).

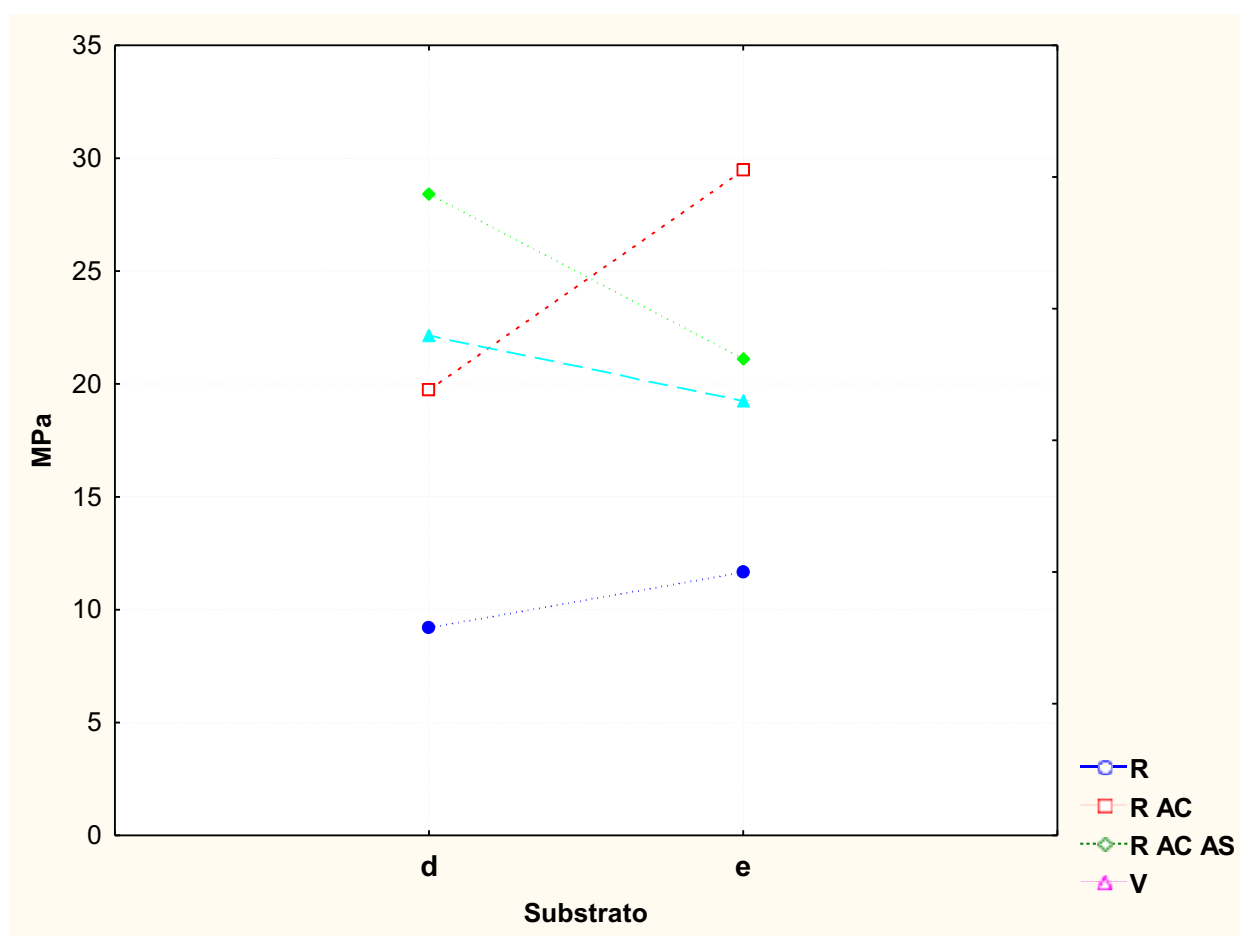


Figura 8 – Comparação entre as médias para os grupos esmalte e dentina de cada cimento.

Todos os grupos apresentaram falhas predominantemente mistas, exceto os grupos RelyX Unicem com aplicação simplificada, em que a predominância foi de falha adesiva em esmalte e dentina.



## 6 DISCUSSÃO

A cimentação adesiva de restaurações indiretas é indicada para casos em que o remanescente dental esteja comprometido por perda demasiada de estrutura, com a vantagem de uma melhor adaptação marginal (Lutz, 1991) e menor contração de polimerização (Duarte, 2008) em comparação com as restaurações diretas. Contudo, a técnica de cimentação adesiva, ainda, é crítica e exigente.

Durante a cimentação de uma restauração indireta, o agente cimentante é interposto entre o dente e a restauração, formando duas interfaces distintas: restauração/cimento e cimento/região. Os cimentos resinosos são os materiais de escolha para cimentação indireta, principalmente para os casos de coroas livre de metal (De Munck, 2005; Piwowarczyk, 2007). A adesão entre os cimentos resinosos e as restaurações indiretas não é um problema relevante na prática clínica, pois tratamentos de superfície são indicados para aumentar essa união (Ellakwa, 2003; El Zohairy, 2003). Já a adesão entre o substrato dental e o cimento resinoso, necessário para a durabilidade do sistema dente-restauração (De Munck, 2005; Miyazaki, 2000; Piwowarczyk, 2004 e Piwowarczyk, 2007), tem sido difícil de conseguir. A fim de se obter uma adesão apropriada entre o substrato dental e o cimento resinoso, tratamentos de superfície, como o condicionamento ácido total (De Munck, 2004; Duarte, 2008; Van Landuyt, 2006) e/ou utilização de sistemas adesivos, são comumente utilizados.

O estudo teve como objetivo avaliar a resistência de adesão de um cimento autocondicionante sobre o esmalte e dentina, através do modo de aplicação simplificado, ou seja, diretamente à superfície dental, em comparação com o método convencional de aplicação.

A hipótese de que a aplicação do cimento experimental (RelyX Unicem), através de seu modo simplificado, não apresentaria menor resistência adesiva em comparação, com o mesmo cimento, quando utilizado de maneira convencional, com condicionamento ácido prévio e em comparação com o grupo controle (Variolink), não foi comprovada.

Isso é comprovado devido aos maiores valores de adesão dos espécimes dos grupos onde houve pré-tratamento das superfícies com ácido fosfórico e ácido fosfórico e aplicação de sistema adesivo, em relação aos espécimes onde o cimento foi utilizado de modo simplificado.

Em nosso estudo, notou-se que no corte para a obtenção dos palitos, houve perda (descolamento do cimento) em todos os grupos, sendo que no grupo do RelyX Unicem, com uso simplificado, a perda foi maior, sugerindo baixa resistência ao cisalhamento e adesão.

O condicionamento cria microporosidades no esmalte interprismático por onde os monômeros hidrófobos do adesivo penetram, originando alta retenção micromecânica (Miyazaki, 2000). Esses resultados estão de acordo com outras pesquisas (De Munck, 2004; Hikita, 2007; Swift, 1995) que demonstraram que o tratamento da superfície com ácido e sistema adesivo antes da aplicação do cimento resinoso, seja ele convencional ou autocondicionante, resulta em maior força de ligação em comparação com substratos não tratados.

A substituição do condicionamento com ácido fosfórico e lavagem, pelos monômeros ácidos presentes nos cimentos autoadesivos promovem baixa hibridização interprismática e, conseqüentemente, uma fraca adesão (Duarte, 2008; Hikita, 2007; Swift, 1995). Isso pode explicar os resultados similares dos grupos RelyX Unicem com uso simplificado. De Munck (2005), demonstrou que apesar do baixo pH desses cimentos (em torno de 2 no primeiro minuto), praticamente não se nota uma aparente desmineralização da superfície dental. Isso se deve, segundo o autor, a alta viscosidade desses materiais e deficiência de penetração, em função do tempo, pois na pesquisa, houve a polimerização imediata após

a aplicação, porém isso é compensado em parte quando o cimento é aplicado sob pressão, sendo evidenciado um reduzido número de porosidades na interface. Esse fator, ainda segundo o autor, tem grande relevância clínica na cimentação das restaurações indiretas, como onlay, inlay e coroas.

Em relação à adesão em dentina De Munck (2004), relatou que o cimento RelyX Unicem aplicado de maneira simplificada, apresentou resistência adesiva semelhante ao grupo controle Panavia F.

Em outro estudo Sahar, 2005, obteve resultados sem diferença estatística significativa, em dentina, entre o cimento RelyX Unicem e os cimentos convencionais: Panavia F, Variolink, Dyract Cem Plus. Os resultados foram significativamente maior em relação ao Ketac Cem, antes da termociclagem. Após a termociclagem o autor ainda relata aumento na força adesiva, sendo significativamente maior em relação ao Panavia F, Dyract Cem Plus e Ketac Cem, porém menor em relação ao Variolink. Isso se deve, ainda segundo o autor, a maior sensibilidade dos cimentos de condicionamento total, com ausência de água como solvente (Frankenberger, 2008), ao aumento da permeabilidade adesiva para a água dos sistemas adesivos simplificados, quando utilizados com cura química (Tay, 2004) e à possível reação ácido-base entre os monômeros ácidos dos adesivos, em especial do Dyract Cem Plus, inibindo a iniciação dos componentes químicos de cura dos cimentos (Hikita, 2007).

Observamos em nosso estudo que o cimento Variolink também apresentou resistência adesiva significativamente maior em relação ao cimento auto-condicionante, estando em parte de acordo com Sahar (2005), pois após a termociclagem os valores de adesão dos cimentos autocondicionantes, não aumentaram, conforme relatado pelo mesmo autor. Porém observou-se, que quando realizado somente o condicionamento ácido, houve aumento significativo da resistência adesiva, tanto em esmalte quanto para dentina, não concordando com estudos de De Munck (2004). Esse mesmo autor relata que o

condicionamento ácido prévio aumenta significativamente a resistência adesiva em esmalte, porém a diminui quando realizado na dentina. Isso ocorre, no primeiro caso, devido à melhora no padrão de condicionamento desse substrato, que é altamente mineralizado, facilitando a impregnação. Já na dentina ocorre a remoção da smear layer, camada essa que deve ser incorporada à camada híbrida após a polimerização.

Os resultados demonstraram não haver diferença significativa dos valores de resistência adesiva entre o cimento RelyX Unicem com condicionamento ácido dos demais grupos e significantivamente maior em relação aos grupos de aplicação simplificada.

Isso pode ser explicado devido ao bom padrão de condicionamento e impregnação ocorridos nos espécimes de esmalte e também de dentina. Esse fato pode ser comprovado pela predominância de falhas mistas ocorridas em ambos os grupos.

A temociclagem não diminuiu significativamente os valores de adesão dos grupos controle e experimentais, exceto para o grupo RelyX Unicem com condicionamento ácido e aplicação de sistema adesivo. Isso se deve, segundo Holderegger (2008) à qualidade da camada de hibridização a que os cimentos resinosos são dependentes e isso é estabelecido pelo pré-tratamento de superfície dos cimentos convencionais. Caso essa camada seja porosa, moléculas de água podem penetrar e promover uma hidrólise. Ainda segundo o autor o primer self-etching não leva à formação de uma densa camada de hibridização. A reação ácido-base do primer com as aminas usadas no sistema de iniciação do cimento leva a um menor grau de polimerização.

Isso permite a hidrólise do *bond* do cimento e, subsequentemente, a diminuição da resistência adesiva. Como para esses grupos o RelyX Unicem foi utilizado de maneira convencional, esteve sujeito a esse fenômeno.

O mesmo não ocorre com o RelyX Unicem quando utilizado de maneira simplificada, pois não existe solução de primer na hibridização,

daí o baixo desvio-padrão que esses cimentos possuem, como ocorreu no trabalho.

Contudo, é importante salientar que mesmo com essa diminuição da resistência adesiva dos grupos RACAS, após 2.000 ciclos, esses grupos possuíram médias estatisticamente superiores aos grupos R, o que faz dos cimentos autocondicionantes, quando utilizados convencionalmente, uma opção que promove uma satisfatória resistência adesiva, diminuindo as chances de falhas prematuras das restaurações indiretas. Assim, é importante que novos estudos sejam realizados a fim de estabelecer a relação entre a hidrólise e a resistência adesiva ao longo do tempo, simulado nos trabalhos *in vitro* pela termociclagem.

## 7 CONCLUSÃO

- O cimento RelyX Unicem quando utilizado de maneira simplificada, ou seja, como indicado pelo fabricante, ainda não possui valores de resistência adesiva equiparável aos dos cimentos resinosos convencionais;
- O tratamento prévio da superfície dental (esmalte e dentina) aumenta significativamente a resistência adesiva dos cimentos resinosos autocondicionantes;
- A termociclagem não influenciou na resistência adesiva dos cimentos estudados, exceto no grupo RelyX Unicem com condicionamento ácido e aplicação de sistema adesivo.
- O modo de falha predominante foi o misto, porém os grupos R apresentaram modo de falha adesivo, o que sugere baixa resistência adesiva.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

Amaral R, Ozcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions. *J Biomed Mater Res* 2008;85(1):1–9.

Ari H, Yasar E, Belli S. Effects of NaOCl on Bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod*. 2003; 29(4):248-51.

Asmussen E, Hansen EK, Peutzfeldt A. Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the Gluma bonding system. *J Dent Res*. 1991;70(9):1290-93.

Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen, P. Sema Aka SP. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95(6):430-6.

Baba N, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of disinfectants containing glutaraldehyde on bonding of a tri-n-butylborane initiated resin to dentine. *J Oral Rehabil* 2002;29(5):478-483.

Baratieri, LN. Adesão aos tecidos dentários. In: Baratieri LN, *Odontologia Restauradora, Fundamentos e Possibilidades – São Paulo*, Editora Santos; 2002. Cap.4, p.85-128.

Bouillaguet S, Degrange M, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bonding to dentin achieved by general practitioners. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2002;112(1):1006-11.

Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors, Bibliographic Services Division, Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical Journals: simple references [homepage na internet]. Bethesda: US National Library, c 2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.]. Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Bouillaguet S, Troesh S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003;19(3):199-205

Braga RR, Ballester RY, Carrilho MRO. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):285-9.

Brannström M, Nordenvall KJ. The effect of acid etching on enamel, dentin, and the inner surface of the resin restoration: A scanning electron microscopic investigation. *J Dent Res.* 1977;56(8):917-23.

Breeding LC, Dixon LD, Caughman F. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosth Dent.* 1991; 65(4):512-8.

Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin into enamel surface with reference to bonding. *Arch Oral Biol.* 1968;13(1):61-70.

Burgess JO, Barghi N, Chan DC, Hummert T. A comparative study of three glass ionomer base materials. *Am J Dent.* 1993; 6(3):137-41.

Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Bem-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent.* 1993;69(6):620-23.

Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):101-6.

Conrad HJ, Seong W, Pesun IP. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):390-404.

Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials.* 11.ed. St Louis: Elsevier; 2001.



Curtis SR, Richards MW, Meiers JC. Early erosion of glass ionomer cement at crown margins. *Int J Prosthodont*. 1993;6(6):553-7.

D'Arcangelo C, De Angelis F, D'Amario M, Zazzeroni S, Ciampoli C, Caputi S. The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. *Oper Dent*. 2009;34(3):328-36.

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

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

De Munck J, Vargas M, Landuyt KV, Hikita K, Lambrechts P, Meerbeek BV. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20(1):963-71.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005;84(2):118-32.

Deutsch AS, Cavallari J, Musikant BL. Guidelines for clinically safe prefabricated post insertion. *N Y J Dent*. 1983; 53(3):109-11.

DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light – activated composites. *J Dent Res*. 1987;66(3):727-30.

Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):135-41.

Duarte S, Botta AC, Meire M, Sadan A. Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel. *J Prosthet Dent* 2008;100(3):203-210.

Eick JD, Robinson SJ, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part II. *Quintessence Int.* 1993;24(9):632-40.

Eliades T et al. Degree of cure of orthodontic adhesives with various polymerization initiation modes. *Eur J Orthod.* 2000;22(4):395-9.

Ellakwa AE, Shortall ACC, Burke FJT, Marquis PM. Effects of grit blasting and silanization on bond strengths of a resin luting cement to Belleglass HP indirect composite. *Am J Dent.* 2003;16(1):53-7.

EL-Badrawy WA, EL-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 1995;73(6):515-24.

Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent Suppl.* 1992;5:81-94.

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.

Ferracane JL, Mitchen JC, Condon JR. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997;76(8):1508-16.

Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: Marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater.* 2008; 24(2):185-191.

Gaston BA. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surface. *J Endod.* 2001;27(5):321-34.

Gee AJ. Light-curing units and their impact on resin polymerization – Proceeding of Conference on Scientific Criteria for Selecting Materials and

Techniques in Clinical Dentistry; Academy of Dental Materials 2001; Siena, Italy: 87-97.

Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber post. *J Endod.* 2005;31(8):608-12.

Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol.* 1967;12(12):1615-20.

Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DCN. Hardening of dual cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent.* 1991;66(2): 187-92.

Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007;23(1):71-80.

Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schläpfer R, Hämmerle C, Fischer J. Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater.* 2008;24(7):944-50.

Isidor F, Brondum K. A clinical evaluation of porcelain inlays. *J Prosthet Dent.* 1995;74(2):140-44.

Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Invest.* 2001;5(3):156-61.

Kanchanasavita W, Anstice HM, Pearson GJ. Water sorption characteristics of resin-modified glass ionomer cements. *Biomater.* 1997;18(4):343-9

Kanno T, Ogata M, Foxton RM, Nakajima M. Micro tensile bond strength of dual-cure resin cement to root canal dentin with different curing strategies. *Dent Mater J.* 2004;23(4): 550-6.

Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehab.* 2005;32:128-133.

Lee IB, Um CM. Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. *J Oral Rehab.* 2001;28:186-97.

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent.* 1999;81:597-609.

Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent. Mater.* 1991;7(2):107-13.

Manocci F. Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. *Amer J Dent.* 2001; 14(4):200-4.

Miyazaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. *Oper Dent.* 2000;25(2):75-80.

Morris MD. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths on resin cement to endodontic surface. *J Endod.* 2001; 27(12):753-7.

Mutlu Ö, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater* 2008;27(1):99-104.

Muzynski BL, Greener E, Jameson L, Malone WF. Fluoride release from glass ionomers used as luting agents. *J Prosthet Dent.* 1988; 60(1):41-4.

Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of photoactivated resin cement. *J Prosthodont.* 1994;3(3):149-57.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(93):265-73.

O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prosth Dent.* 1991;66(4): 434-8.

Ohkubo N, Iwata S, Chikada K, Kuriyama S, Narita M, Ishikawa T, et al. A retention comparison of two sealants. *Bull Tokyo Dent Coll.* 1982;23(4):210-19.

Örtengren U et al. Water absorption and flexural properties of a composite resin cement. *Int J Prosth.* 2000;13(2):141-7.

Osyasil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent.* 2004;(91):151-7.

Pameijer CH, Stanley HR. Primate pulpal response to anhydrous Chembond. *J. Dent. Res.* 1984;63(5):171.

Papazoglou E et al. Curing efficiency of a photo-and dual-cured resin cement polymerized through 2 ceramics and a resin composite resin. *Int J Prosthodont.* 2006;19(1):34-6.

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

Pashley DH, Agee KA, Carvalho RM, Lee KW, Tay FR, Callison TE. Effect of water and water-free polar solvents on the tensile properties of desmineralized dentin. *Dent mater.* 2003;19(5):347-52.

Phillips RW, Swartz ML, Lund MS, Moore BK, Vickery J. In vivo disintegration of luting cements. *J Am Dent Assoc.* 1987;114(4):489-92.

Perdigao J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW. In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I – microtensile bond strengths. *J Adhes Dent.* 2006;8(6):367-73.

Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double-bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontol Scand.* 2005;53(1):29-34.

Piowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent.* 2003;28(5):535-42.

Piowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3):265-73.

Piowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear Bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent.* 2005;30(3):382-8.

Piowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater.* 2007;23(2):211-7.

Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res.* 1982;61(12):1416-22.

Price RBT, Murphy DG, Dérand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int.* 2000;31(9):659-67.

Prinsloo LC, Van der Nyver PJ, Ferreira MR, Heyns AM. Percentage cure of cement cured through various thicknesses of Cerec porcelain. *Journal of the D.A.S.A.* 1997;52(5):283-6.

Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Mesri R, Von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. *J Prosthet Dent.* 2004;91(5):441-6.

Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 1993;18(2):48-55.

Sahar E, Hamar A, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Invest.* 2005;9(3):161-167.

Sanares AM, Itthagarum A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater.* 2001;17(6):542-56.

Sano H. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10(4):236-40.

Sengun A, Unlu N, Ozer F, Ozturk B. Bond strength of five current adhesives to cariesaffected dentin. *J Oral Rehabil.* 2002;29(8):777-81.

Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int.* 1995;26(2):95-110.

Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehab.* 2003; 30(10):1015-21.

Tashiro H, Inai N, Nikaido T, Tagami J. Effects of light intensity through resin inlays on the bond strength of dual-cured resin cement. *J Adhes Dent.* 2004;6(3):233-8.

Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization: I. In vivo evidence. *J Dent.* 2004;32(8):611-621.

Usumez A, Ozturk AN, Usumez S, Ozturk B. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. *J Oral Rehab.* 2004;31(2):160-5.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res.* 1992;71(8):1530-40.

Van Meerbeek S, Inokoshi S, Davidson CL, Dee Gee AJ. Dual cure luting composites – Part II: Clinically related properties. *J Oral Rehab.* 1994;21(1):57-66.

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

Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mater.* 2006;22(6):533-44.

Vogel K, Salz U. Influence of trans-tooth curing on physical properties of composites. *J Dent Res.* 1997;76(5):1111.

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

White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *Int J Prosthodont.* 1993;6(4):384-9.

Wilson AD, Prosser HJ, Powis DM. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res.* 1983;62(5):590-2.



## APÊNDICES

**QUADRO A – Dados de resistência adesiva dos corpos-de-prova, segundo os blocos, cimento, substrato e termociclagem.**

<b>Cimento</b>	<b>Termo</b>	<b>Substr</b>	<b>Bloco</b>	<b>Média dos palitos/bloco</b>	<b>Nº de palitos/bloco</b>
R	A	D	1	9.7367	3
R	A	D	2	11.8067	3
R	A	D	3	15.1250	2
R	A	D	4	9.2050	2
R	A	D	5	9.3200	2
R	A	D	6	10.1700	5
R	A	D	7	10.5250	2
R	A	D	8	9.8100	2
R	A	E	1	13.5250	2
R	A	E	2	13.7467	3
R	A	E	3	9.6900	2
R	A	E	4	11.7800	4
R	A	E	5	11.1650	2
R	A	E	6	12.2600	4
R	A	E	7	13.0650	2
R	A	E	8	10.9800	2
R	P	D	1	5.8233	3
R	P	D	2	10.6167	3
R	P	D	3	14.5000	2
R	P	D	4	8.1100	3
R	P	D	5	8.6400	2
R	P	D	6	8.6200	2
R	P	D	7	9.5675	4
R	P	D	8	8.8400	2
R	P	E	1	13.2700	3
R	P	E	2	10.8125	4
R	P	E	3	10.0850	2
R	P	E	4	11.0367	3
R	P	E	5	10.8300	2
R	P	E	6	13.1000	2
R	P	E	7	10.4050	2
R	P	E	8	11.4600	3
R AC	A	D	1	23.9500	2
R AC	A	D	2	*	0
R AC	A	D	3	24.4050	2
R AC	A	D	4	20.3950	2
R AC	A	D	5	30.6300	3
R AC	A	D	6	20.4700	1
R AC	A	D	7	*	0

**QUADRO A – Dados de resistência adesiva dos corpos-de-prova, segundo os blocos, cimento, substrato e termociclagem. (Continuação)**

R AC	A	D	8	*	0
R AC	A	E	1	45.2750	2
R AC	A	E	2	18.7800	2
R AC	A	E	3	22.8967	3
R AC	A	E	4	27.7900	2
R AC	A	E	5	15.8350	2
R AC	A	E	6	37.4750	2
R AC	A	E	7	24.1050	2
R AC	A	E	8	24.4550	2
R AC	P	D	1	11.5800	1
R AC	P	D	2	19.0000	2
R AC	P	D	3	*	0
R AC	P	D	4	12.6550	2
R AC	P	D	5	*	0
R AC	P	D	6	*	0
R AC	P	D	7	16.1967	3
R AC	P	D	8	18.2033	3
R AC	P	E	1	37.7300	2
R AC	P	E	2	22.3600	2
R AC	P	E	3	29.0900	2
R AC	P	E	4	49.1667	3
R AC	P	E	5	33.5633	3
R AC	P	E	6	47.7650	2
R AC	P	E	7	22.5600	2
R AC	P	E	8	13.7800	1
R AC AS	A	D	1	45.2800	2
R AC AS	A	D	2	27.7600	2
R AC AS	A	D	3	23.3600	2
R AC AS	A	D	4	36.9400	1
R AC AS	A	D	5	44.8300	1
R AC AS	A	D	6	62.5000	1
R AC AS	A	D	7	57.8450	2
R AC AS	A	D	8	48.1300	2
R AC AS	A	E	1	*	0
R AC AS	A	E	2	35.1267	3
R AC AS	A	E	3	32.0150	2
R AC AS	A	E	4	22.0000	1
R AC AS	A	E	5	18.6200	1
R AC AS	A	E	6	21.2500	1
R AC AS	A	E	7	*	0
R AC AS	A	E	8	21.9100	2
R AC AS	P	D	1	9.8100	1
R AC AS	P	D	2	21.4500	1
R AC AS	P	D	3	22.1100	2

**QUADRO A – Dados de resistência adesiva dos corpos-de-prova, segundo os blocos, cimento, substrato e termociclagem. (Continuação)**

R AC AS	P	D	4	17.5650	2
R AC AS	P	D	5	19.5250	2
R AC AS	P	D	6	22.5300	2
R AC AS	P	D	7	8.9500	2
R AC AS	P	D	8	30.3950	2
R AC AS	P	E	1	*	0
R AC AS	P	E	2	18.5650	2
R AC AS	P	E	3	13.3400	1
R AC AS	P	E	4	13.2950	2
R AC AS	P	E	5	18.9850	2
R AC AS	P	E	6	17.2700	2
R AC AS	P	E	7	37.1900	1
R AC AS	P	E	8	*	0
V	A	D	1	20.7200	4
V	A	D	2	30.7200	3
V	A	D	3	22.7467	3
V	A	D	4	21.3700	6
V	A	D	5	28.9120	5
V	A	D	6	24.4375	4
V	A	D	7	23.0033	3
V	A	D	8	20.0500	3
V	A	E	1	18.5100	4
V	A	E	2	16.1467	3
V	A	E	3	15.1700	4
V	A	E	4	16.2267	3
V	A	E	5	23.7625	4
V	A	E	6	19.9167	3
V	A	E	7	23.0325	4
V	A	E	8	26.5300	6
V	P	D	1	18.1100	2
V	P	D	2	27.0640	5
V	P	D	3	22.6533	3
V	P	D	4	21.4500	4
V	P	D	5	22.8460	5
V	P	D	6	25.8220	5
V	P	D	7	23.5825	4
V	P	D	8	18.7200	3
V	P	E	1	16.8633	3
V	P	E	2	15.2880	5
V	P	E	3	14.3725	4
V	P	E	4	18.7250	4
V	P	E	5	21.6675	4
V	P	E	6	21.3567	3
V	P	E	7	24.0725	4

**QUADRO A – Dados de resistência adesiva dos corpos-de-prova, segundo os blocos, cimento, substrato e termociclagem. (Continuação)**

V	P	E	8	20.7175	4
---	---	---	---	---------	---

**QUADRO B - Valor médio dos corpos-de-prova por bloco segundo o grupo**

<b>MPa</b>	<b>Cimento</b>	<b>Termo</b>	<b>Substr</b>	<b>Bloco</b>
9.7367	R	A	D	1
11.8067	R	A	D	2
15.1250	R	A	D	3
9.2050	R	A	D	4
9.3200	R	A	D	5
10.1700	R	A	D	6
10.5250	R	A	D	7
9.8100	R	A	D	8
13.5250	R	A	E	1
13.7467	R	A	E	2
9.6900	R	A	E	3
11.7800	R	A	E	4
11.1650	R	A	E	5
12.2600	R	A	E	6
13.0650	R	A	E	7
10.9800	R	A	E	8
5.8233	R	P	D	1
10.6167	R	P	D	2
14.5000	R	P	D	3
8.1100	R	P	D	4
8.6400	R	P	D	5
8.6200	R	P	D	6
9.5675	R	P	D	7
8.8400	R	P	D	8
13.2700	R	P	E	1
10.8125	R	P	E	2
10.0850	R	P	E	3
11.0367	R	P	E	4
10.8300	R	P	E	5
13.1000	R	P	E	6
10.4050	R	P	E	7
11.4600	R	P	E	8
23.9500	R AC	A	D	1
*	R AC	A	D	2
24.4050	R AC	A	D	3
20.3950	R AC	A	D	4
30.6300	R AC	A	D	5
20.4700	R AC	A	D	6
*	R AC	A	D	7
*	R AC	A	D	8
45.2750	R AC	A	E	1
18.7800	R AC	A	E	2

**QUADRO B - Valor médio dos corpos-de-prova por bloco segundo o grupo  
(Continuação)**

22.8967	R AC	A	E	3
27.7900	R AC	A	E	4
15.8350	R AC	A	E	5
37.4750	R AC	A	E	6
24.1050	R AC	A	E	7
24.4550	R AC	A	E	8
11.5800	R AC	P	D	1
19.0000	R AC	P	D	2
*	R AC	P	D	3
12.6550	R AC	P	D	4
*	R AC	P	D	5
*	R AC	P	D	6
16.1967	R AC	P	D	7
18.2033	R AC	P	D	8
37.7300	R AC	P	E	1
22.3600	R AC	P	E	2
29.0900	R AC	P	E	3
49.1667	R AC	P	E	4
33.5633	R AC	P	E	5
47.7650	R AC	P	E	6
22.5600	R AC	P	E	7
13.7800	R AC	P	E	8
45.2800	R AC AS	A	D	1
27.7600	R AC AS	A	D	2
23.3600	R AC AS	A	D	3
36.9400	R AC AS	A	D	4
44.8300	R AC AS	A	D	5
62.5000	R AC AS	A	D	6
57.8450	R AC AS	A	D	7
48.1300	R AC AS	A	D	8
*	R AC AS	A	E	1
35.1267	R AC AS	A	E	2
32.0150	R AC AS	A	E	3
22.0000	R AC AS	A	E	4
18.6200	R AC AS	A	E	5
21.2500	R AC AS	A	E	6
*	R AC AS	A	E	7
21.9100	R AC AS	A	E	8
9.8100	R AC AS	P	D	1
21.4500	R AC AS	P	D	2
22.1100	R AC AS	P	D	3
17.5650	R AC AS	P	D	4
19.5250	R AC AS	P	D	5
22.5300	R AC AS	P	D	6

**QUADRO B - Valor médio dos corpos-de-prova por bloco segundo o grupo  
(Continuação)**

8.9500	R AC AS	P	D	7
30.3950	R AC AS	P	D	8
*	R AC AS	P	E	1
18.5650	R AC AS	P	E	2
13.3400	R AC AS	P	E	3
13.2950	R AC AS	P	E	4
18.9850	R AC AS	P	E	5
17.2700	R AC AS	P	E	6
37.1900	R AC AS	P	E	7
*	R AC AS	P	E	8
20.7200	V	A	D	1
30.7200	V	A	D	2
22.7467	V	A	D	3
21.3700	V	A	D	4
28.9120	V	A	D	5
24.4375	V	A	D	6
23.0033	V	A	D	7
20.0500	V	A	D	8
18.5100	V	A	E	1
16.1467	V	A	E	2
15.1700	V	A	E	3
16.2267	V	A	E	4
23.7625	V	A	E	5
19.9167	V	A	E	6
23.0325	V	A	E	7
26.5300	V	A	E	8
18.1100	V	P	D	1
27.0640	V	P	D	2
22.6533	V	P	D	3
21.4500	V	P	D	4
22.8460	V	P	D	5
25.8220	V	P	D	6
23.5825	V	P	D	7
18.7200	V	P	D	8
16.8633	V	P	E	1
15.2880	V	P	E	2
14.3725	V	P	E	3
18.7250	V	P	E	4
21.6675	V	P	E	5
21.3567	V	P	E	6
24.0725	V	P	E	7
20.7175	V	P	E	8

Fernandes Junior VVB. Evaluation of bonding on microtensile a resin cement auto-conditioning (self-adhesive) on enamel and dentin: effects dental aging and conditioning: *in vitro study* [dissertation]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ. Estadual Paulista; 2010

## ABSTRACT

*The objective of this research was to analyze in vitro , the adhesive efficiency of a self - etching cement trough microtensile test , over enamel and dentine , with and with out previous treatment of dental surface , before and after thermocycling. Were used 56 third molars, 28 for enamel and 28 for dentine, divided in 06 experimental groups and 02 control groups. The resin cement self - etching selected for the experimental groups was: Rely X Unicem (3M ESPE/ St. Paul, MN, EUA), and for the control groups: Variolink II (Ivoclar Vivadent, AG, Schaan , Liechtenstein) (VR), dual healing cement not self etching. The teeth of the experimental groups were subdivided in groups as the direct application of cement over the dental surface (R) without previous treatment (RAC), with the acid etching and with acid etching and application of adhesive system (RACAS) e (VR). Composed resin blocks polymerized previously were cemented on dental surface. The sets tooth- cement-block received parallel cuts in long axis of the teeth to make the tooth picks. The micro tensile test was done with the universal apparatus (EMIC) to analyze the resistance efficiency of the evaluated cements. The specimens were analyzed after the test by optical microscope to analyze the mode fracture. For the statistics analyses of  $\mu$ TBST, were used ANOVA 3 factors with multiple comparison test of Tukey 5%, considering the factors resin cement, region and storage. The results showed present statistics difference between R applied directly on dental surface and the other groups. The groups RACAS and VR presented superior average of adhesive resistance for dentine groups before and after thermocycling, and the RAC cement for the enamel groups before and after thermocycling. The thermocycling did not low significantly the adhesive resistance values, just for the RACAS group. By the results we can conclude that the self etching cements, despite of practicality, less cementation technical sensitivity and less hydrolyze susceptibility still has significantly lower adhesive resistance compared to conventional cements.*

Keywords: Dental cements. Microtensile. Cementation.