



RENATA FERNANDES DE SOUZA LACERDA

**“RESISTÊNCIA DA UNIÃO DE CIMENTOS
RESINOSOS AUTOADESIVOS E
AUTOCONDICIONANTES EM ESMALTE E
DENTINA”**

PIRACICABA

2013



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

RENATA FERNANDES DE SOUZA LACERDA

**“RESISTÊNCIA DA UNIÃO DE CIMENTOS
RESINOSOS AUTOADESIVOS E
AUTOCONDICIONANTES EM ESMALTE E
DENTINA”**

Orientador: Prof. Dr. Mário Fernando de Góes

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestra em Materiais Dentários.

Este exemplar corresponde à versão final da Dissertação defendida pela aluna, e orientada pelo Prof. Dr. Mário Fernando de Góes

Assinatura do Orientador

PIRACICABA

2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

L116r Lacerda, Renata Fernandes de Souza, 1985-
Resistência da união de cimentos resinosos autoadesivos e
autocondicionantes em esmalte e dentina / Renata Fernandes
de Souza Lacerda. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Mário Fernando de Góes.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Adesivos. 2. Cimentos dentários. 3. Resistência à tração.
4. Microscopia eletrônica de varredura. I. Goes, Mario Fernando
de, 1954- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Bond strenght evaluation of self-adhesive and self-etching
resin cement on enamel and dentin

Palavras-chave em Inglês:

Adhesives

Dental cements

Tensile strenght

Scanning electron microscopy

Área de concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestra em Materiais Dentários

Banca examinadora:

Mário Fernando de Góes [Orientador]

Gilberto Antônio Borges

Vinícius de Hipólito

Data da defesa: 28-02-2013

Programa de Pós-Graduação: Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 28 de Fevereiro de 2013, considerou a candidata RENATA FERNANDES DE SOUZA LACERDA aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "M. F. de G.", written above a horizontal line.

Prof. Dr. MARIO FERNANDO DE GOES

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "G. A. B.", written above a horizontal line.

Prof. Dr. GILBERTO ANTONIO BORGES

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "V. D. H.", written above a horizontal line.

Prof. Dr. VINÍCIUS DI HIPÓLITO

Dedico este trabalho

À Deus primeiramente, por estar presente em minha vida.

Aos meus pais e irmão, **Marco Antônio Martins de Lacerda, Vilma Rosa Fernandes de Souza Lacerda e Ivan Fernandes de Souza Lacerda** e a toda a minha família, tias e primas (os), pelo incentivo, força, compreensão, confiança, amor e exemplo, e por terem me acompanhado em mais esta etapa da minha vida.

Agradecimento Especial

Ao **Prof. Dr. Mário Fernando de Góes**, titular da área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela orientação e aprendizado.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do diretor **Jacks Jorge Junior** de diretor associado **Alexandre Augusto Zaia**.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, Titular da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Universidade Estadual de Campinas.

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

Ao **Prof. Dr. Américo Bortolazzo Correr**, Titular da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, Titular da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Giannini**, Titular da Área de Dentística, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

À **Prof^a. Dr^a. Regina Maria Puppim Rontani**, Titular da Área Odontopediatria, Departamento de Odontologia Infantil, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

Ao **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, Titular da Área de Prótese Total, Departamento de Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

À **Andréia Bolzan de Paula e Mirela Shinohara**, Professoras Participantes da Área de Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

Aos professores da banca do exame de qualificação, **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar e Prof^a. Dr^a. Fernanda Miori Pascon**.

Aos funcionários do laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, **Marcos Blanco Cangiani e Selma Aparecida Barbosa Segalla**.

Ao centro de Microscopia Eletrônica de Varredura da FOP-UNICAMP e ao funcionário **Adriano L. Martins** pelas instruções fornecidas.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento Profissional de Nível Superior** (CAPES), pela bolsa concedida.

Aos amigos e colegas de Mestrado, **Aurealice Martins, Caio Vinícius Signorelli Grohmann, Camila Sobral Sampaio, Daniel Sundfeld**,

Eduardo Ozero, Eveline Freitas Soares, Rafael Rocha Pacheco, Raquel Viana Rodrigues, Tales Garcia da Silva Candido, Tiago Monteiro Dias, Thatiana de Vicenti Leite, Valéria Bisinoto Gotti, e de doutorado, Ailla Carla Rocha Acosta Lancellotti, Ana Paula Piovezan Fugolin, Guilherme Bottene Guarda, Isadora Rabello Guimarães, Klíssia Romero Felizardo, João Paulo Lyra, Lucas Dantas, Luís Raposo, Rafael Pinno Vitti, Ravana Angelini Sfalcin, Renata Bacelar de Sá, Roberta Galetti, Tatiany Gabrielle Freire Araújo.

Aos amigos e colegas de Mestrado de outras áreas, Dentística, Prótese Dentária e Bioquímica, **Cláudia Brilhante, Constanza Fernandez, Henrique Heringer Vieira, Marco Aurélio Carvalho, Juliana do Carmo Públio, Isabela Vieira Marques, Lívia Forster.**

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência da união de cimentos resinosos autoadesivos e autocondicionantes aplicados sobre a superfície da dentina e esmalte. Foram utilizados 36 terceiros molares. Em metade destes dentes tiveram a face oclusal removida e a dentina exposta. Na outra metade, as coroas foram seccionadas longitudinalmente para obter hemi-seções de esmalte. A seguir ambas as amostras foram planificadas usando lixas de carbetto de silício de granulação #600. Restaurações de resina composta indireta (Sinfony), com 2 mm de espessura, foram confeccionadas em dois formatos circulares, de 10 e 7mm de diâmetro e jateadas com óxido de alumínio para serem cimentadas sobre a superfície da dentina e esmalte, respectivamente. Os dentes preparados foram divididos em 4 grupos para cada substrato (esmalte e dentina): Grupo I - RelyX Unicem 2 - cimento autoadesivo, Grupo II - Maxcem Elite - cimento autoadesivo, Grupo III - RelyX Unicem 2 associado ao sistema adesivo Scotchbond Universal - cimento autocondicionante, Grupo IV - Multilink Automix - cimento autocondicionante. Após a cimentação os conjuntos dente/restauração foram armazenados em água destilada à 37°C por 24 horas e seccionados em formato de palitos com área transversal quadrada de $0.8 \pm 0.2 \text{mm}^2$ para o ensaio de tração, utilizando uma máquina de ensaios universal operando com célula de carga de 50kgf e à velocidade de 1mm/min. O tipo de fratura foi observado e classificado em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dados foram submetidos à análise de variância e o teste de Tukey para comparação entre os grupos ($p < 0,05$). Os resultados da resistência de união revelaram que dentre os cimentos autoadesivos, o cimento RelyX Unicem 2 ($13 \pm 4,2$ e $14,3 \pm 6,8$) apresentou valor significativamente maior comparado ao Maxcem ($12,2 \pm 5,9$ e $5,4 \pm 3,1$) quando avaliado sobre a dentina. Na condição autocondicionante o cimento RelyX Unicem 2 associado ao adesivo Scotchbond Universal ($29,7 \pm 12,1$ e $50,6 \pm 18,2$) apresentou valor estatisticamente superior ao valor apresentado pelo Multilink Automix ($20,5 \pm 10,4$ e $20,7 \pm 10,5$) para o esmalte e dentina. Na condição autocondicionante

a resistência de união foi superior estatisticamente à condição autoadesiva. As análises dos padrões de fratura em MEV no substrato dentinário mostraram predominância de fraturas coesivas em cimento para a maioria dos grupos, exceto para o grupo Maxcem, que apresentou predominância de fraturas mistas (coesivas no material e coesiva na smear layer). No esmalte houve predominância de fraturas coesivas no cimento para os grupos RelyX Unicem 2, RelyX Unicem 2 associado ao sistema adesivo Scotchbond Universal e Maxcem Elite, enquanto que para o Multilink Automix houve predominância de fraturas mistas (adesiva e coesiva em cimento).

Palavras - chave: adesivos, cimentos dentários, resistência à tração, microscopia eletrônica de varredura.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the bond strength of self-etching and self-adhesive resin cements applied on the surface of the enamel and dentin. We used 36 third molars. Half of these teeth have the occlusal face removed to expose dentin surface. The remainder teeth were longitudinally sectioned to obtain hemisections of enamel. All surface of the teeth were flattened using silicon carbide sandpaper granulation #600. Circular matrix shapes (10 and 7mm in diameter) were prepared to fabricate an indirect composite resin restorations (Sinfony) with 2 mm thick). The surface of the restoration was air-abrasioned using aluminum oxide to be cemented onto the dentin and enamel surfaces, following the manufacturing recommendations. The prepared teeth were divided into 4 groups for each substrate [enamel and dentin]: Group I - RelyX Unicem 2 - self-adhesive cement; Group II - Maxcem Elite - Self-adhesive cement; Group III - Multilink Automix - self-etching cement; Group IV - RelyX Unicem 2 associated with adhesive system Scotchbond Universal - self-etching cement. After cementing sets tooth / restoration were stored in distilled water at 37 ° C for 24 hours and sectioned shaped sticks with square area $0.8 \pm 0.2\text{mm}^2$ for the tensile test using a universal testing machine. The fracture mode was observed and classified by SEM (scanning electron microscopy). The results were submitted to ANOVA and Tukey's test for comparison between groups ($p < 0.05$). The results in enamel and dentin were, respectively in MPa: self-adhesive cement RelyX Unicem 2 ($13,0 \pm 4.2$ and 14.3 ± 6.8) and Maxcem Elite (12.2 ± 5.9 and 5.4 ± 3.1); self-etching cement - RelyX Unicem 2 associated with adhesive system Scotchbond Universal (29.7 ± 12.1 and 50.6 ± 18.2); Multilink Automix (20.5 ± 10.4 and 20.7 ± 10.5). The bond strength of the self-etching cements showed statistical differences compared with self-adhesive cements in both enamel and dentin tissues. The Bond strength values produced by RelyX Unicem 2 associated with adhesive system Scotchbond Universal was significantly higher than all other groups in enamel and dentin. The Self-adhesive cement Rely X Unicem 2 showed statistical difference in bond strength compared

with MaxCem Elite in dentin. The fracture patterns showed predominance of cohesive fractures cement for most group, in dentin, except for group Maxcem, which showed a predominance of mixed fracture (cohesive in material and cohesive in the smear layer). In enamel predominated cohesive fractures in the cement for groups RelyX Unicem 2, RelyX Unicem 2 associated with the adhesive system Scotchbond Universal and Maxcem Elite, while for Multilink Automix fractures predominated mixed (adhesive and cohesive in cement).

Keywords: adhesives, dental cements, tensile strength, scanning electron microscopy.

SUMÁRIO

1 Introdução	1
2 Revisão de Literatura	5
2.1 Resina composta utilizada para restauração indireta	5
2.2 Esmalte	7
2.3 Dentina	8
2.4 Estratégia de adesão	9
2.5 Teste de resistência de união por microtração	12
2.6 Cimentos odontológicos	13
2.7 Cimentos resinosos	14
2.7.1 Cimentos autopolimerizáveis	15
2.7.2 Cimentos fotoativados	16
2.7.3 Cimentos de dupla polimerização	17
2.7.4 Cimentos autoadesivos	22
3 Proposição	33
4 Material e Métodos	35
4.1 Obtenção das restaurações indiretas	37
4.2 Seleção dos dentes	39
4.3 Obtenção dos espécimes para o teste de resistência de união	44
4.4 Ensaio de tração	46
4.5 Preparo dos espécimes para análise do padrão de fratura	46
5 Resultados	49
5.1 Análise do padrão de fratura	51
6 Discussão	63
7 Conclusão	69
Referências	71
Anexo	81

1 INTRODUÇÃO

Com o advento dos compósitos de resina na década de 60, os materiais restauradores metálicos (amálgama de prata, ligas áureas e ligas alternativas) começaram aos poucos a serem substituídos. A redução na utilização desses materiais pôde ser atribuída a diversos fatores que incluem, o aprimoramento da tecnologia dos compósitos, o aperfeiçoamento técnico na realização de restaurações em resina composta, e o aumento na demanda por restaurações estéticas (ADA *council on scientific affairs* 2003). Entretanto, sensibilidade pós-operatória, presença de microinfiltração nas margens da restauração e contração de polimerização do compósito, induzindo tensões na interface dente/restauração, foram preocupações advindas desse tipo de tratamento restaurador (ADA *council on scientific affairs* 2003). Assim, na década de 80, uma nova alternativa de tratamento restaurador conservativo foi proposta por Mormann e Touati (Mormann 1982; Touati 1984). Nesse procedimento a restauração em resina composta foi confeccionada indiretamente sobre um modelo de gesso e, portanto, fora da cavidade bucal, e todos os efeitos inerentes à contração de polimerização não se relacionavam com as paredes da preparação do dente (Peutzfeldt *et al.*,2001; ADA *council on scientific affairs* 2003). Dessa forma, a contração de polimerização se limitava apenas ao material utilizado para cimentação e proporcionava melhor adaptação marginal da restauração (Leinfelder, 1997, Touati & Aidan, 1997).

Diante deste procedimento restaurador indireto que envolve os princípios da adesão, os cimentos à base de água como o de fosfato de zinco e ionômero de vidro foram perdendo espaço para os cimentos à base de resina. Os cimentos resinosos têm como característica a menor insolubilidade aos fluidos orais e são mais resistentes à fratura (Hannig *et al.*,1991; Krejci I, *et al.*, 1993). Por outro lado, os cimentos resinosos disponibilizados no mercado têm habilidade de unir ambos, estrutura dental e restauração, promovendo simultânea modificação da superfície da estrutura dental e da peça protética por meio dos

procedimentos técnicos usados para união. Dessa forma, os cimentos resinosos estão associados aos sistemas adesivos específicos para técnica úmida ou autocondicionante, ou o próprio cimento resinoso contém moléculas com grupos funcionais capazes de estabelecer união com as estruturas dentárias. Assim, os materiais indicados para cimentação podem ser classificados como: cimentos resinosos combinados com a técnica *etch and rinse* (técnica úmida), autocondicionantes e autoadesivos (técnica seca)(Duarte *et al.*, 2008).

A técnica úmida se apresenta de duas formas: de três ou dois passos, e é dependente do sistema adesivo utilizado. Essa técnica faz uso do ácido fosfórico nas concentrações entre 30 e 40% com a finalidade de remover a *smear layer* e desmineralizar a estrutura dentinária, seguida pela lavagem abundante da superfície desmineralizada com água, remoção do excesso de umidade (Tay & Pashley, 2001), aplicação do primer e adesivo separadamente ou combinados no mesmo frasco. Depois de polimerizado o adesivo, é aplicado o cimento resinoso que se copolimeriza com os radicais livres do adesivo. A técnica autocondicionante, elimina a fase de enxague e promove dissolução e incorporação da *smear layer* ao processo de união, podendo os sistemas adesivos autocondicionantes apresentar-se comercialmente em dois frascos (primer ácido + bond) ou frasco único (Carvalho *et al.*,2004, Breschi *et al.*, 2008). A técnica autoadesiva de cimentação combina a tecnologia dos adesivos autocondicionantes e da resina composta para obter união química do cimento em uma única aplicação e sem a necessidade de pré-tratamentos de ambos, substrato dental e restauração.

A diferença básica entre as três categorias técnicas de cimentação está no procedimento de desmineralização da dentina com o ácido fosfórico. Em geral, a aplicação do adesivo sobre a dentina condicionada não é capaz de difundir-se em toda profundidade desmineralizada e as fibras colágenas ficam expostas ao processo de biodegradação enzimática e o adesivo mais exposto ao processo hidrolítico, o que gera instabilidade ao longo tempo (Pashley DH *et al.*,2004; Armstrong SR *et al.*, 2006; Breschi L. *et al.*, 2008, Van Meerbeek *et al.*,

2011). Por outro lado, os sistemas adesivos autocondicionantes, desmineralizam parcialmente a dentina, deixando uma quantidade substancial de cristais de hidroxiapatita ao redor das fibrilas colágenas que, além de proteger a fibrila colágena potencializa a interação química com a hidroxiapatita (Yoshida *et al.*, 2000; Van Meerbeek *et al.*, 2011). Na técnica autoadesiva, os cimentos resinosos contém na composição monômeros metacrilatos com grupos funcionais fosfatados ou carboxílicos que reagem com a carga do agente cimentante e com a hidroxiapatita presente no tecido dentário, interagindo quimicamente e por retenção micromecânica (Gerth *et al.*, 2006; Marghalani, 2012). Com isso, este cimento não necessita de pré-tratamento prévio, seja do substrato dental ou da superfície da restauração.

Dentro desta característica autoadesiva o cimento RelyX Unicem foi o primeiro material introduzido no mercado. Estudos têm mostrado que este material apresentou propriedades físico-mecânicas similares às dos cimentos convencionais (Kumbuloglu *et al.*, 2004, Peumans *et al.*, 2012). Da mesma forma, a resistência de união em dentina e a adaptação marginal são comparáveis à dos compostos cimentantes de múltiplos passos, embora a interação entre RelyX Unicem e dentina ocorra sem a formação de uma camada híbrida (Kumbuloglu *et al.*, 2004; De Munck *et al.*, 2004; Monticelli *et al.*, 2008; Peumans *et al.*, 2012). Outros estudos, no entanto, mostraram resultados menos favoráveis quanto à eficiência da união em dentina (Luhrs *et al.*, 2010; Peumans *et al.*, 2012). Quanto ao desempenho de união ao esmalte, muitos estudos mostraram que o RelyX Unicem apresentou menor capacidade de união quando comparado aos cimentos que fazem uso do sistema adesivo de condicionamento total (*etch and rinse*) (Behr *et al.*, 2009; De Munck *et al.*, 2004; Hikita *et al.*, 2007; Peumans *et al.*, 2012). Entretanto, o desempenho clínico do cimento autoadesivo RelyX Unicem foi considerado aceitável após 4 anos de acompanhamento de restaurações tipo inlays cerâmicas cimentadas em preparações dentais, independente do condicionamento ácido do esmalte (Peumans *et al.*, 2012). Apesar disso, em 2011, uma nova versão do RelyX Unicem denominada de Unicem 2 foi introduzida

no mercado com menção na melhoria das características reológicas do cimento (escoamento). Assim, talvez seja possível melhorar a interação química com o substrato dental, e conseqüentemente, a resistência mecânica dos cimentos autoadesivos, tanto no esmalte quanto na dentina, ou quando associados a adesivos autocondicionantes.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 RESINA COMPOSTA UTILIZADA PARA RESTAURAÇÃO INDIRETA

As resinas compostas, baseadas na molécula de Bis-GMA, foram desenvolvidas por R.L.Bowen em 1962. Inicialmente, as resinas compostas foram introduzidas como material restaurador para dentição anterior. Mais tarde, com o aprimoramento da tecnologia, foram indicadas as resinas compostas para a confecção de restaurações em dentição posterior. As mais recentes formulações de resinas compostas apresentam propriedades mecânicas que asseguram desgastes da superfície oclusal similares ao desgaste fisiológico da dentição natural, além de propriedades ópticas muito próximas àquelas dos dentes naturais (Palaniappan *et al.*, 2011). Entretanto a inerente contração gerada pela reação de polimerização requer cuidado durante a inserção em cavidades menores ou extensas com alto fator C (Feltzer, 1987). As tensões geradas durante a polimerização do compósito de resina podem resultar clinicamente, no selamento marginal deficiente da restauração, sensibilidade pós-operatória, além da forma anatômica e contatos proximais inapropriados, com conseqüente redução na longevidade da restauração (Leinfelder, 1997; Nandini, 2010).

Várias abordagens técnicas foram desenvolvidas para melhorar algumas das deficiências das restaurações em resina composta direta. Porém, nenhum método eliminou completamente o problema da microinfiltração marginal associada a esse tipo de material restaurador (Loguercio *et al.*, 2002; Nandini, 2010). Deste modo, resinas compostas denominadas de indiretas foram introduzidas no mercado odontológico. A grande vantagem é a ocorrência da contração de polimerização da resina composta nos modelos de trabalho em gesso-pedra e fora da cavidade bucal. Desta forma, não ocorre o desenvolvimento de tensões de contração na interface dente/restauração, limitando-se apenas à contração de polimerização do agente de cimentação (Leinfelder, 1997, Touati & Aidan, 1997).

Mormann (1982) e Touati (1984) introduziram a primeira geração de resinas compostas indiretas para confecção de restaurações inlays e onlays em dentes posteriores em 1980. As restaurações foram confeccionadas com uma resina laboratorial microparticulada Iosit (Ivoclar) sobre o modelo de gesso e polimerizada em calor a 120°C e a pressão de 6 atm, por 6 minutos, para só então ser fixada ao dente (James 1983). Essas restaurações eram mais estéticas do que aquelas feitas com resina composta convencional, amálgama de prata ou restaurações de ligas áureas, além de serem mais duradouras e promoverem um melhor vedamento das margens do preparo cavitário.

Touati e Aidan 1997, classificaram os novos materiais para restaurações indiretas em primeira geração, geração intermediária e segunda geração. As resinas de primeira geração eram microparticuladas, apresentavam baixo módulo de elasticidade, baixa resistência a flexão e ao desgaste, devido a maior quantidade de resina composta (66%) e menor quantidade de partículas inorgânicas (33%) em sua formulação. Se polimerizavam pela luz, por laser de argônio, pressão e calor, mas estavam sujeitas a variações de cor, abrasão e fratura. A geração intermediária era constituída por resinas microhíbridas com propriedades mecânicas inferiores e menor porcentagem de carga inorgânica quando comparadas as resinas de segunda geração. A segunda geração era constituída por resinas microhíbridas com maior porcentagem de carga inorgânica (66%), maior resistência a flexão, baixa contração de polimerização e resistência ao desgaste semelhante a do esmalte dental. Eram polimerizadas inicialmente pela luz, e pós-polimerizadas com luz e calor ou luz e pressão de nitrogênio. E por conter alta densidade de partículas cerâmicas em sua composição química, eram indicadas como alternativas para cerâmicas odontológicas em algumas situações clínicas.

Atualmente, estão sendo confeccionadas restaurações indiretas com o sistema CAD-CAM (*computer aided design – computer aided manufacturing*) que utilizam blocos pré-fabricados de resina composta termo-polimerizada sob pressão em ambiente livre de oxigênio. As restaurações em resina composta

confeccionadas pelo sistema CAD-CAM ao ser comparada com restaurações cerâmicas, dentro do mesmo processo de fabricação, apresentam desgaste semelhante ao da estrutura dental natural, maior facilidade de ajuste oclusal, acabamento e polimento, além da maior facilidade na união com o material de cimentação (Goracci *et al.*,2006; Hikita *et al.*,2007).

2.2 ESMALTE

O esmalte é o tecido mais mineralizado do corpo, consistindo em mais de 96% de matéria inorgânica, na forma de cristais de apatita, traços de matéria orgânica e água (Bonnucci, 2007; Ten Cate, 2008). As células responsáveis pela formação do esmalte, os ameloblastos, cobrem toda a superfície do mesmo enquanto se forma, mas são perdidas quando o dente erupciona na cavidade bucal. A perda dessas células faz com que o esmalte seja um tecido não-vital e sem sensibilidade, que, quando destruído, geralmente por cárie ou abrasão, não pode ser substituído ou regenerado. Para compensar essa limitação intrínseca, o esmalte adquire um alto grau de mineralização e uma organização complexa. Essas características estruturais e de composição permitem que o esmalte resista a forças de cisalhamento e de impacto e aos ácidos provenientes dos alimentos e das bactérias. A sua resistência à abrasão é alta, o que faz com que seu desgaste seja muito lento. E embora o esmalte tenha uma resistência baixa e seja friável, ele tem um alto módulo de elasticidade, que juntamente com a dentina subjacente, minimiza a possibilidade de fratura (Berkovitz, Holland e Moxham *et al.*, 2004).

Os cristais de apatita agrupam-se diferentemente no interior do esmalte, criando os prismas de esmalte separados por regiões interprismáticas (Berkovitz, Holland e Moxham *et al.*, 2004; Bonnucci, 2007; Ten Cate, 2008). Os 20 a 70 micrometros mais superficiais de esmalte de um dente permanente recém erupcionado são aprismáticos (sem prismas). Nesta região os cristais do esmalte estão alinhados em ângulo reto com a superfície e paralelos entre si. Essa camada superficial é mais mineralizada que o restante do esmalte devido a

ausência de espaço entre os prismas, é onde a maior parte do material orgânico está localizado. Isso pode ajudar a explicar porque o condicionamento ácido, a não ser que seja suficiente para penetrar até a camada prismática, nem sempre aumenta a adesão (Bonnucci, 2007; Ten Cate, 2008). Assim, os objetivos do condicionamento ácido são limpar o esmalte, remover a lama do esmalte, aumentar microscopicamente a rugosidade pela remoção dos cristais prismáticos e interprismáticos, e aumentar assim a energia livre de superfície do mesmo para produzir suficiente infiltração de monômero, selar a sua superfície com resina e contribuir para a retenção das restaurações de resina composta (Nakabayashi e Pashley, 2000).

2.3 DENTINA

A dentina é um tecido mineralizado, avascular, elástico, que suporta o esmalte dental e envolve a câmara pulpar central. É composta aproximadamente por 70% de minerais, 20% de matriz orgânica e 10% de água, em peso, sendo, 45%, 33% e 22% em volume, respectivamente. A fase mineral da dentina é constituída principalmente de hidroxiapatita de cálcio (apatita). Sua fase orgânica contém cerca de 90% de proteínas fibrosas (principalmente colágeno do tipo I), enquanto que o restante da fase orgânica é composta por lipídeos e proteínas não-colagenosas (Nancy A. Ten Cate's Oral Histology 2003; Xu e Wang, 2011). Um aspecto característico da dentina é que ela é constituída por uma grande quantidade e proximidade de túbulos, que atravessam toda a sua extensão e que abrigam no seu interior os prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos, células responsáveis pela sua formação. A dentina é capaz de se reparar porque os odontoblastos ou as células da polpa podem ser estimuladas para depositar mais dentina de acordo com a necessidade. A dentina entre os túbulos dentinários é chamada de dentina intertubular e a dentina depositada nas paredes dos túbulos devido a sua maturação, é chamada de peritubular. Podemos diferenciá-las devido a

ausência de matriz fibrosa colágena na dentina peritubular ou ainda por esta ser 15% mais mineralizada do que a dentina intertubular (Nakabayashi e Pashley, 2000). Quando a dentina é desmineralizada de forma rotineira, a dentina peritubular é perdida, uma vez que carece de características estáveis proporcionada pelo colágeno (Berkovitz, Holland e Moxham *et al.*, 2004; Bonnucci, 2007; Ten Cate, 2008). E a área relativa ocupada por dentina peritubular e dentina intertubular, bem como a densidade numérica dos túbulos dentinários variam significativamente desde a junção amelodentinária até a superfície (Pashley *et al.*, 1989; Xu e Wang, 2011).

2.4 ESTRATÉGIA DE ADESÃO

Com a constante evolução das resinas e sistemas adesivos, foi possível manter o tecido dental remanescente através da execução de tratamentos restauradores conservativos. O sucesso de Buonocore com a adesão da resina composta ao esmalte condicionado com ácido em 1955 fez com que se tentasse o mesmo procedimento em dentina em 1956, porém sem sucesso, devido a pobre característica de molhamento das resinas da época, que eram amplamente hidrofóbicas e portanto incapazes de deslocar o fluido dentinário, não podendo desta forma, penetrar a dentina peritubular, preferencialmente condicionada, e principalmente pela falta de conhecimento da dentina como substrato para adesão (Pashley *et al.*, 1989; Marshal *et al.*, 1997). Após alguns estudos, observou-se que a dentina é um tecido fisiologicamente dinâmico que apresenta complexa morfologia (Pashley *et al.*, 1989; Marshal *et al.*, 1997), o que dificulta a obtenção de altos valores de resistência de união quando comparado ao esmalte dental (Habekost *et al.*, 2007). Desse modo, Buonocore em 1956, condicionou a dentina, obtendo valores mais elevados de resistência de união. Porém, essa técnica do condicionamento ácido dentinário foi abandonada devido a possíveis danos que

poderiam ser causados à polpa dental, e foi então retomada somente em 1979 por Fusayama.

Outra variável da estrutura dental, é a dentina esclerótica ou afetada por cárie, onde há a presença de túbulos dentinários parcialmente ou totalmente obliterados, fazendo com que haja uma redução na permeabilidade do tecido ao sistema adesivo. Outro fator são os túbulos dentinários que se localizam próximo ao tecido pulpar, são túbulos de maior calibre, que podem promover a movimentação do fluido dentinário por ação da pressão pulpar (Marshal *et al.*,1997). O fluído dentinário, em contato com o sistema adesivo, pode dissolvê-lo, diminuindo a efetividade e capacidade de hibridização do tecido (Shimada *et al.*,1995).

Outro aspecto relevante que pode ser influenciado tanto pelo operador quanto pelo tipo de solvente presente no sistema adesivo, é a dificuldade de se obter a umidade ideal do tecido dentinário após o seu condicionamento e previamente ao procedimento de cimentação, pois a quantificação da umidade presente no tecido é um fator dependente da técnica da adesão. A secagem excessiva do tecido dentinário pode colabar as fibrilas colágenas, dificultando a permeabilidade dos monômeros resinosos, e comprometendo a zona de interdifusão resina/dentina (Nakabayashi e Pashley, 2000).

Solventes à base de acetona requerem o emprego da técnica úmida, porém o controle da umidade pode ser um empecilho para os componentes do sistema adesivo, podendo gerar separação de fases nos mesmos, a qual prejudica a formação de uma camada híbrida uniforme (Carvalho *et al.*, 2004), diferentemente do solvente à base de álcool, que não apresenta dificuldade em permear por entre as fibrilas colabadas se comparado ao solvente acetona (Wang *et al.*,2007).

De acordo com a técnica de adesão ao tecidos dentais, os sistemas adesivos modernos são classificados. São duas essas técnicas, a primeira denominada úmida e a segunda autocondicionante (De Munck *et al.*,2005).

A técnica úmida se apresenta de duas formas, de três ou dois passos, e é dependente do sistema adesivo utilizado. Essa técnica faz uso do ácido fosfórico nas concentrações entre 30 e 40% com a finalidade de remover a *smear layer* da superfície dentinária, seguida da lavagem abundante da superfície com água e remoção do excesso de umidade da mesma (Wang *et al.*, 2007), e aplicação do primer e adesivo separadamente ou combinados no mesmo frasco (Armstrong *et al.*, 2006; Asmussen e Peutzfeldt, 2006; Hikita *et al.*, 2007; Breschi *et al.*, 2008).

A técnica autocondicionante, elimina a fase de enxague e promove dissolução e incorporação da *smear layer* ao processo de união, podendo os sistemas adesivos autocondicionantes apresentar-se comercialmente em frasco único (primer e bond) ou dois frascos (primer + bond) (Carvalho *et al.*, 2004, Breschi *et al.*, 2008). Existem basicamente três tipos de adesivos autocondicionantes, os “fortes”, os “moderados” e os “suaves”. Os “fortes” apresentam pH em torno de 1, exibindo mecanismo de união e morfologia interfacial em dentina próximo àqueles adesivos de condicionamento total (*etch and rinse*), os “moderados” apresentam pH em torno de 1,5, dissolvendo superficialmente a dentina numa profundidade de 1 a 2 micrometros, fazendo com que muitos dos cristais de hidroxiapatita substanciais se incorporem à camada híbrida e interajam com grupos fosfatos ou carboxílicos dos monômeros funcionais, e os “suaves”, que em geral têm pH em torno de 2, desmineralizando a dentina em uma profundidade aproximada de apenas 1 micrometro, porém criando porosidades suficientes na superfície para obtenção de uma interação micromecânica. (Van Meerbeek *et al.*, 2003; De Munck *et al.* 2005; Yoshihara *et al.*, 2011).

Diante disso, para garantir o melhor desempenho dos sistemas adesivos, o operador precisa obter conhecimento sobre os protocolos adesivos e sobre as técnicas de aplicação e de adesão.

2.5 TESTE DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO POR MICROTRAÇÃO

Sano *et al.* realizaram um estudo no ano de 1994 no qual o objetivo foi estudar a relação entre a área de superfície para união e a resistência de união por tração de materiais adesivos. Dos terceiros molares humanos extraídos e armazenados em solução salina isotônica a 4°C, foram removidos os esmaltes das superfícies oclusais e de regiões periféricas, mesial, distal e proximais, e em seguida foram feitos os polimentos das superfícies expostas de dentina com lixas de carbeto de silício de granulação 600 para então essas superfícies receberem um dos três agentes adesivos: Scotchbond Multi-Purpose, Clearfil Liner Bond 2 e Vitremer, aplicados de acordo com as instruções do fabricante. Então, uma coroa plana foi construída sobre os agentes presentes nas superfícies de dentina, usando compósito ou ionômero de vidro como material restaurador, e estes espécimes foram armazenados em água à 37°C por 24 horas. Após o período de armazenamento, as raízes foram removidas dos dentes restaurados, e fatias variando de 0.5 a 3mm de espessura foram cortadas na direção do longo eixo do dente (restauração + dentina). As fatias receberam uma leve curvatura na estreita porção de interface de união por meio de uma ponta diamantada super fina, lembrando o formato de uma ampulheta, e dessa forma, foram inseridas em dispositivos e submetidas ao teste de tração. A principal descoberta deste estudo foi a de que a resistência de união por tração é dependente da área de superfície de união e que essa metodologia apresenta vantagens no sentido de se obter um maior número de amostras para um único dente. Áreas de superfícies menores foram associadas com altas resistências de união por tração, enquanto que áreas com superfícies maiores foram associadas com baixas resistências de união por tração. Para áreas de superfície inferiores a 0.4mm², as resistências de união por tração foram por volta de 55MPa para Clearfil Liner Bond 2, 38MPa para Scotchbond Multi-Purpose e 20MPa para Vitremer, ou seja, a resistência de união por tração foi inversamente proporcional a área de superfície unida. E para todas

estas superfícies de áreas menores, todas as falhas de união foram adesivas. A razão para estes fenômenos pode ser explicada devido aos efeitos de concentração de estresse nas interfaces do substrato. De acordo com a teoria de Griffith (1920), isso ocorre devido a distribuição de defeitos no material, porque um espécime maior, provavelmente contém muito mais defeitos quando comparados a espécimes menores. Portanto, de um modo geral, esta nova metodologia, utilizando áreas de superfícies menores, foram extremamente positivas e importantes para as pesquisas com materiais adesivos, uma vez que, permitem mensurações de altas resistências de união sem a presença de falhas coesivas em dentina, além de obterem um maior número de amostras dentro de um mesmo dente.

2.6 CIMENTOS ODONTOLÓGICOS

Com a finalidade de fixar adequadamente restaurações protéticas indiretas à preparos cavitários intraorais, preservando desta forma a estrutura do remanescente dental e reabilitando pacientes, se faz necessário a utilização de agentes cimentantes. Eles são responsáveis pelo selamento entre superfície externa do remanescente dental e superfície interna da estrutura protética, promovendo assim retenção e evitando a passagem de fluidos orais e invasão bacteriana e ainda permite a transferência de tensões provenientes das forças mastigatórias ao dente (Pegoraro *et al.*, 2007).

O cimento de fosfato de zinco é o cimento mais antigo dentre os cimentos odontológicos, com cerca de mais de 100 anos de utilização, devido ao baixo custo, bom escoamento e técnica de manipulação simplificada. A baixa qualidade estética, alta capacidade de se solubilizar na presença de fluidos orais, a falta de adesão à estrutura remanescente dental, ocorrendo somente a do tipo mecânica, portanto sendo um material extremamente dependente da geometria do preparo cavitário e pH 1,6 após manipulação dos seus componentes pó e líquido,

considerado ácido e irritante ao tecido pulpar, são desvantagens que foram levadas em consideração para que fossem desenvolvidos novos agentes cimentantes como o ionômero de vidro, cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e cimentos resinosos (Nakabayashi *et al.*,1998; Pegoraro *et al.*,2007).

Os cimentos de ionômero de vidro e ionômero de vidro modificados por resina, devido as suas características adesivas que ocorrem pela reação de quelação de grupamentos carboxílicos com o cálcio da estrutura dental, promovendo adesão química, baixo coeficiente de expansão térmica e a liberação de íons flúor que podem atuar na inibição da cárie secundária, ganharam destaque na cimentação de restaurações indiretas (Yoshida *et al.*,2000). Por outro lado, esses materiais apresentam baixa resistência à fratura e elevada capacidade de sorção de água, facilitando a lixiviação de seus íons, dificultando a manutenção desta restauração em ambiente bucal por um período longo de tempo frente às forças provenientes da mastigação (Tyas *et al.*, 2003; Pegoraro *et al.*, 2007). Posteriormente, foram desenvolvidos e disponibilizados os cimentos resinosos, com melhores características adesivas às estruturas dentais e excelência em estética em associação às restaurações livres de metal (Rosenstiel *et al.*,1998; Soares *et al.*,2004).

2.7 CIMENTOS RESINOSOS

Cimentos resinosos são mais desejáveis como agentes de fixação porque são insolúveis aos fluidos orais e produzem alta resistência de união em esmalte e dentina (Nakabayashi e Pashley, 2000).

Sua composição é similar aquela das resinas compostas utilizadas como material restaurador, onde há um sistema monomérico como base, o bis-GMA (bisfenol A-metacrilato de glicidila) ou UEDMA (uretano dimetacrilato) combinados a outros monômeros de menor peso molecular como o TEGDMA

(trietileno glicol dimetacrilato). O que os difere das resinas compostas restauradoras, é a sua composição orgânica, que apresenta grupamentos funcionais hidrófilos como os organofosfonatos, HEMA (hidroxiethyl metacrilato) e 4-META (metacriloxietil trimelitano anidro), e combinados a estes componentes estão ainda as partículas de cerâmicas e sílica coloidal (De Goes, 1998). O maior tempo de trabalho e manipulação destes cimentos, facilita a adaptação da peça protética ao remanescente dental preparado e a remoção dos seus excessos. De acordo com Diaz-Arnold e colaboradores, em 1991 a mais forte resistência de união de um cimento resinoso é obtida para uma espessura de película de 80 micrometros, contrastando com o que Zheng e colaboradores afirmaram, que o maior valor de resistência de união é obtido para o intervalo entre 20 e 50 micrometros de espessura de película, diminuindo significativamente a resistência de união com o aumento da espessura de película. A espessura de película depende da força aplicada na coroa durante a cimentação, a maneira com que a força é aplicada, o ajuste da restauração, e a composição específica do cimento (Barcellos *et al.*,2011).

Os cimentos resinosos são classificados em três grupos, de acordo com a reação de polimerização: quimicamente ativados (ou autopolimerizados), fisicamente ativados (ou fotoativados) e de dupla polimerização (ou dual), (Braga *et al.*,2002; Anusavice, 2005). De acordo com o substrato dentinário, o cimento resinoso pode ser classificado em outras três categorias: cimento resinoso de condicionamento total (*etch and rinse*), cimentos autocondicionantes e um novo grupo de cimento resinoso conhecido como sistema autoadesivo (Carvalho *et al.*, 2004).

2.7.1 CIMENTOS RESINOSOS QUIMICAMENTE ATIVADOS

São apresentados geralmente na forma de pasta/pasta (base/catalizador) e indicados para cimentação de núcleos intra-radulares e

restaurações metálicas, restaurações indiretas espessas e opacas, por não necessitarem de luz visível para iniciar a reação de polimerização (Anusavice 2005). A reação é do tipo redox, onde um átomo perde um elétron (oxidação) e outro ganha um elétron (redução) (Sanares *et al.*,2001). O tempo de trabalho reduzido dificulta a inserção do cimento no interior da peça protética e a adaptação da mesma ao preparo do remanescente dental (Rueggeberg e Caughman,1993).

2.7.2 CIMENTOS RESINOSOS FOTOATIVADOS

É fundamental para iniciar o processo de polimerização ativada por luz, a sensibilização de fotoiniciadores, normalmente a canforoquinona, e um coiniciador que é uma amina terciária (Anusavice, 2005). Para esses cimentos, se comparado àqueles quimicamente ativados, há maior controle do tempo de trabalho e de manipulação do cimento resinoso, facilitando a inserção da peça protética, bem como a remoção de excessos do material cimentante. Porém, apresentam como limitação a reduzida polimerização em áreas de difícil acesso à luz, portanto, deve-se considerar o material e a espessura da peça protética, uma vez que estes fatores interferem na transmissão da luz, interferindo no processo da polimerização (Braga *et al.*,1999; Hofmann *et al.*, 2001). Entretanto, o grau de conversão analisado isoladamente não pode ser responsável pela propriedade mecânica do cimento resinoso, outros fatores como, conteúdo de carga e tipo de carga e matriz monomérica, bem como sua união com a carga, influenciam as propriedades mecânicas, independente do tipo de polimerização e transmissão de luz (Kumbuloglu *et al.*, 2004).

2.7.3 CIMENTOS RESINOSOS DE DUPLA ATIVAÇÃO

Os cimentos resinosos de dupla polimerização estabelecem uma associação entre dois processos de ativação: química e fotoativação. Esses cimentos estão disponíveis no mercado na forma de duas pastas, onde uma contém o peróxido de benzoíla e a outra, a amina terciária, que juntamente com os fotoiniciadores, canforoquinona, presentes na composição do cimento resinoso, ao se misturarem e sofrerem exposição à luz, iniciam a reação de polimerização entre amina e canforoquinona. A ativação química é iniciada pela reação entre a amina e o peróxido de benzoíla em situações em que o cimento não é exposto à luz (Anusavice, 2005). Para os cimentos de dupla polimerização, a fotoativação promove a fixação inicial da restauração, e a ativação química tem como objetivo garantir a polimerização total mesmo após a fotoativação, sendo muito utilizados em regiões profundas e em restaurações de alta opacidade, onde a luz do fotopolimerizador não incidir no material cimentante adequadamente (Hofmann *et al.*,2001).

A importância da fotoativação de cimentos resinosos de dupla polimerização é citada em diversos estudos (Arrais *et al.*,2007; Arrais *et al.*, 2008). As propriedades mecânicas foram reduzidas nas situações em que foi impossível a incidência de luz pela interposição dos materiais restauradores (Braga *et al.*,2002). O estudo conduzido por Arrais e colaboradores em 2008, demonstrou maior grau de conversão para os cimentos de dupla polimerização quando fotoativados do que quando somente quimicamente ativados, sendo maior esse grau de conversão no tempo de 10 minutos após manipulação do que no tempo de 5 minutos após manipulação.

Para os casos em que a incidência da luz não atinge adequadamente o material cimentante resinoso, Asmussen e Peutzfeld (2006), aconselharam realizar a união pela ativação química. Porém, a fotoativação é recomendada para minimizar a ação inibitória do oxigênio nas margens da restauração.

Questionando a fotoativação de cimentos de dupla polimerização, Mak *et al.* (2002) avaliaram a resistência de união em dentina de cimentos resinosos Choice/All Bond2, Rely-X ARC/Single Bond, Super-Bond C&B e Panavia F para cimentação de restaurações indiretas em resina composta sem fotoativação. Assim, Mak e colaboradores, após aplicarem o teste de microtração, puderam observar maiores valores de resistência de união para os cimentos de dupla polimerização Choice/All Bond2 (38,2 Mpa) e para Rely-X ARC/Single Bond (34,5 Mpa) e menores para o cimento autopolimerizável Super Bond C&B (24,7 Mpa) e o cimento de dupla polimerização Panavia F (16,1 Mpa). Os autores observaram em microscopia eletrônica de varredura o padrão de fratura adesiva e coesiva em cimento na interface de união para os cimentos Choice/All Bond2 e Rely-X ARC/Single Bond, que são cimentos de dupla polimerização que foram utilizados no modo autopolimerizável, predominância de fraturas coesivas em cimento para o cimento Super-Bond C&B e fraturas adesivas para o cimento Panavia F, também utilizado no modo autopolimerizável. Segundo os autores, os menores valores obtidos para Panavia F foi devido a incompatibilidade química com o adesivo autocondicionante. A resistência de união do cimento autocondicionante Panavia F em dentina, parece ser afetada por indução de água na interface que ocorre em relação a permeabilidade do ED primer caso este não seja totalmente polimerizado (Goracci *et al.*,2006). Os cimentos Choice e Rely-X ARC obtiveram menor quantidade de fraturas coesivas e maior resistência de união e melhor interação com o substrato devido aos componentes da sua formulação, assim como os componentes do cimento de polimerização exclusivamente química, Super-Bond C&B que lhe conferiram menor resistência.

De acordo com Goracci *et al.*(2006), a indução de água que ocorre na superfície dentinária que recebeu o ED primer (componente do cimento autocondicionante Panavia F), no caso em que o mesmo não foi adequadamente polimerizado, pode ser impedida pela técnica do preenchimento da superfície do ED primer com uma adicional camada de resina hidrofóbica fotoativada, reduzindo

a permeabilidade da camada adesiva, assim, melhorando a união cimento-dentina.

A técnica do preenchimento do substrato com fina camada de resina descrita por Goracci *et al.*,2006), têm sido proposta afim de melhorar a efetividade do cimento dual (Carvalho *et al.*,2004). Os autores discutem quanto a incompatibilidade entre as resinas compostas que empregam aminas básicas (terciária) como parte do catalisador redox e o aumento da concentração do monômero ácido resinoso utilizado em adesivos dentinários de passo único. Para contornar este problema, primers autocondicionantes foram recomendados para uso com cimentos resinosos que contém iniciadores ternários redox, assegurando uma ótima polimerização destes (Carvalho *et al.*, 2004). Porém, esses sistemas adesivos de passo único autocondicionantes, possuem alta concentração de monômeros resinosos iônicos e hidrofílicos e a falta de uma subsequente aplicação de resina hidrofóbica de baixa viscosidade resulta numa membrana permeável após polimerização, permitindo a difusão de água por entre a dentina e a consequente formação de gotículas ao longo da interface adesivo-compósito. Portanto, Carvalho e colaboradores avaliaram quatro grupos experimentais: Panavia F aplicado sobre dentina tratada com ED primer autocondicionante, seguindo instruções do fabricante; Panavia F aplicado sobre dentina tratada e coberta com fina camada de resina de baixa viscosidade (LVBR-Scotchbond multipurpose plus adhesive); Bistite II DC aplicado sobre dentina tratada com ED primer autocondicionante, seguindo instruções do fabricante; Bistite II DC aplicado sobre dentina tratada e coberta com fina camada de resina de baixa viscosidade (LVBR). Foram realizados os testes de microtração e avaliação por microscopia eletrônica de transmissão. Quando a união ocorreu de acordo com instruções do fabricante, a média de microtração de Panavia F foi significativamente mais baixa do que os exibidos por Bistite II DC. Não houve diferença significativa entre Panavia F e Bistite II DC quando estes foram cobertos com resina adicional. Os resultados demonstraram que o ED primer autocondicionante permite indução de água na interface e resulta em baixa resistência de união cimento-dentina. Mas

com o preenchimento da dentina com resina, essa alteração interfacial não ocorre e a resistência de união é aumentada em 35%. Foi relatado pelos autores que o estresse de contração induzido pelo cimento resinoso é inversamente proporcional a espessura da camada de resina aplicada. Assim, um adicional preenchimento de resina pôde contribuir para o alívio do estresse de contração. O aumento da espessura, não mais do que 10 micrometros, da camada do primer pôde parcialmente compensar a redução da espessura da camada do cimento resinoso. Considerando que o espaço para o cimento numa restauração indireta é de 50 a 100 micrometros, um leve aumento da espessura de película não afetaria adversamente o ajuste da restauração.

Alguns autores recomendam a não polimerização do sistema adesivo previamente à cimentação para evitar problemas de desadaptação das restaurações indiretas (Frankenberger *et al.*,1999). Contudo, esse procedimento pode reduzir em até 50% a resistência de união quando associada ao adesivo All Bond 2 e cimento resinoso dual.

O agente de união de dupla polimerização combina componentes autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis exibindo as propriedades mais desejáveis dos materiais foto e autopolimerizáveis, e assim, se destinam a proporcionar ótima polimerização em regiões inacessíveis à luz em um menor tempo de polimerização, permitindo ainda tempo adequado para o procedimento de cimentação. No entanto, o agente de união de dupla polimerização deve atingir elevadas propriedades mecânicas rapidamente, permitindo que o cimento recentemente polimerizado possa resistir a tensões criadas durante o polimento e os ajustes de oclusão para a restauração indireta. Dessa forma, Arrais *et al.*, (2008), realizaram um estudo com o propósito de avaliar o grau de conversão e cinética de polimerização de cinco cimentos de dupla polimerização presentes no mercado nos tempo de cinco e dez minutos após a mistura dos componentes. Os cimentos utilizados Duolink, Nexus 2, Lute-It, Calibra e RelyX ARC, foram manipulados e submetidos a um espectrofômetro infravermelho. Os materiais foram fotoativados por 40 segundos ou mantidos longe da luz para agir em modo

autopolimerizável. O grau de conversão, máxima polimerização e dupla polimerização foram calculados de acordo com as mudanças nas proporções de cadeias alifáticas para aromáticas antes e após a polimerização. Todos os grupos autopolimerizáveis exibiram baixo grau de conversão e máxima polimerização em relação aos grupos de dupla polimerização, sendo que os maiores valores obtidos para o grau de conversão foram atingidos no tempo de 10 minutos. Duolink exibiu o mais alto valor de máxima polimerização dentre os grupos de dupla polimerização, enquanto Lute-It e Calibra apresentaram os mais baixos valores de máxima polimerização e os mais altos valores de dupla polimerização. Dentre os grupos autopolimerizáveis, Nexus 2 e Lute-It exibiram os maiores valores de máxima polimerização, enquanto ReliX ARC demonstrou os mais baixos valores de máxima polimerização tanto quanto os de dupla polimerização. Calibra e Duo-Link se autopolimerizaram, e a reação de polimerização começou cerca de 1 minuto após a mistura inicial, enquanto que a polimerização de Lute-It se iniciou antes de 1 minuto após a mistura. No entanto, Nexus 2 teve um atraso de polimerização de 2 minutos para o modo autopolimerizável, enquanto RelyX ARC iniciou a polimerização apenas depois de 3 minutos. Estas diferenças no atraso do início da polimerização pode ser atribuída a vários fatores, tais como o conteúdo dos inibidores e catalisadores utilizados nos componentes autopolimerizáveis, bem como a viscosidade dos produtos. Apesar de que a viscosidade não foi diretamente associada ao estudo atual, foram observadas claras diferenças entre alguns produtos durante a sua manipulação. Os autores concluíram que os valores para o grau de conversão de todos os grupos de cimentos autopolimerizáveis foram mais baixos do que aqueles dos cimentos de dupla polimerização, mas as diferenças nos fatores máxima polimerização e dupla polimerização foram dependentes do produto. O grau de conversão de todos os produtos foi maior para o intervalo de 10 minutos apenas no modo autopolimerizável.

2.7.4 CIMENTOS RESINOSOS AUTOADESIVOS

Os cimentos resinosos convencionais seguem como protocolo a aplicação de ácido, condicionando o substrato dental, seguido de lavagem, secagem e aplicação de sistemas adesivos convencionais, ou de condicionamento total ou sistemas adesivos autocondicionantes, que se apresentam na forma de dois passos ou passo único, de acordo com a sequência de aplicação dos primers (Carvalho *et al.*,2004; De Munck *et al.*,2004; Hikita *et al.*,2007). A dificuldade no protocolo clínico de cimentação adesiva de restaurações indiretas têm gerado constantes estudos sobre os materiais empregados na prática clínica, visando minimizar o comprometimento da efetividade da adesão da restauração ao tecido dental, e conseqüentemente a incidência de sensibilidade pós-operatória e o insucesso da restauração. Assim, visando o aprimoramento e simplificação da técnica adesiva de cimentação, foi desenvolvido e introduzido no mercado odontológico um novo cimento resinoso à base de resina que combina o uso do sistema adesivo e cimento em uma única aplicação, eliminando a necessidade de pré-tratamentos de ambos, substrato dental e restauração (De Munck *et al.*, 2004; Goracci *et al.*,2006).

O precursor desta geração, o cimento RelyX Unicem (3M ESPE) está presente no mercado na forma de cápsulas, constituída por um pó e um líquido acondicionado, sendo necessária a ação mecânica de um misturador afim de pré-ativar o sistema, colocando em contato pó e líquido, ou ainda na forma pasta/pasta (*clicker*), onde há a necessidade da manipulação do cimento pelo cirurgião-dentista ou ainda na forma *automix*, sem a necessidade da manipulação pelo operador.

Segundo os autores Gerth *et al.*(2006), o cimento RelyX Unicem é composto por partículas inorgânicas sólidas e componentes orgânicos líquidos, onde a polimerização consiste de monômeros de metacrilato unidos a grupos de ácidos fosfóricos por pelo menos duas ligações duplas insaturadas, formando

ésteres metacrilatos fosfóricos encontrados em solução com dimetacrilatos, acetatos, estabilizadores e iniciadores. Para conferir melhor propriedade mecânica ao material, uma rede de vidro formada por Al-Si-Na foi formada por partículas inorgânicas e incorporadas ao lantânio e ao estrôncio em tamanhos semelhantes. Esse cimento também contém Ca(OH)_2 a 2% com o intuito de aumentar a atividade antimicrobiana, reduzir níveis de acidez pós-presas, diminuindo os riscos de sensibilidade pós-operatória, e induzir a mineralização. Além desses componentes, também foi encontrado 10% de índice de fluoreto podendo agir contra as cáries recorrentes. De acordo com um estudo realizado por Aguiar *et al.*, (2012), foi constatado que RelyX Unicem, possui como componentes, a sílica, o flúor, sódio, cálcio, lantânio e um alto conteúdo de alumínio, ou seja, possui os principais componentes da tecnologia do ionômero de vidro. Foi possível observar que suas partículas são irregulares e de maior tamanho quando comparada a cimentos resinosos convencionais. A união promovida por este cimento ocorre devido a reação de quelação de íons cálcio por grupos ácidos, produzindo adesão química a hidroxiapatita da estrutura dental. Neste estudo foi demonstrado que 86% do cimento reagiu com o cálcio e que houve interação superficial do cimento com a superfície dentinária, não havendo formação significativa de camada híbrida e tags resinosos, e que, apesar de apresentar um baixo pH, favorecendo a desmineralização, seus aspectos micromorfológicos podem não explicar sua resistência de união devido a sua interação superficial com o substrato.

Analisando a superfície de interação com o substrato dental, Barcellos *et al.*, (2011), puderam analisar as possibilidades de falha na formação da camada híbrida que pode comprometer a durabilidade da união dentina/resina e desencadear sensibilidade pós-operatória. Essas falhas podem ocorrer devido a inúmeros fatores, como a incompleta infiltração do adesivo na dentina desmineralizada, degradação do colágeno exposto, selamento ineficaz dos túbulos dentinários, inadequada polimerização do adesivo, permeabilidade de alguns sistemas adesivos, degradação do adesivo e difusão de monômeros resinosos para a polpa via túbulos dentinários. Desse modo, foram utilizados

cimentos autoadesivos com ou sem a aplicação prévia de sistemas adesivos, Cimento BIFix SE, RelyX Unicem, BIFix SE + Solobond M (sistema adesivo de condicionamento total) e RelyX Unicem + Adper Single Bond 2 (sistema adesivo de condicionamento total), afim de unir restaurações indiretas, e em seguida foi aplicado o teste de microtração. Barcellos e colaboradores (2011) puderam observar que os cimentos BIFix SE e RelyX Unicem apresentaram médias de resistência de união por microtração mais baixas em relação aos grupos em que a técnica adesiva foi aplicada. O sistema adesivo Solobond M obteve melhores valores de resistência de união quando comparado ao sistema Adper Single Bond 2. Isso se deve a eficácia da impregnação da camada de colágeno exposto pelo condicionamento ácido, resultando numa hibridização de alta qualidade. Outro fator positivo pode ser a composição do cimento resinoso, com uma grande concentração de alguns monômeros hidrofílicos no material resinoso, que deve aumentar sua união à camada adesiva polimerizada. O último fator pode ser o pH do adesivo utilizado. O adesivo de condicionamento total Single Bond 2 possui pH=3.6, contrariamente ao Solobond M (adesivo de condicionamento total) que possui pH=2; assim Single Bond 2 pode ter sua polimerização inibida em grande extensão, e a reação com aminas terciárias e neutralização pode diminuir a polimerização do cimento em contato com o adesivo.

Analisando a interação de diferentes cimentos e o substrato dentinário, D'Arcangelo *et al.*,(2009), compararam as resistências de união de quatro diferentes cimentos resinosos dual na união de compósitos a base de resina e blocos de cerâmica em dentina. Foram feitas pastilhas cilíndricas de cerâmica e resina para aplicá-las sobre o cimento. Os cimentos aplicados em dentina foram: CoreXFlow (condicionamento total), Enacem HF (condicionamento total), Panavia F2.0 (autocondicionante) e RelyX Unicem (autoadesivo). Como resultado, a resistência de união por microtração de espécimes de CoreXFlow e Enacem não diferiram entre si e foram significativamente maiores do que aqueles dos grupos Panavia e Unicem. O valor mais baixo para o grupo em resina foi obtido para os espécimes Unicem, e nenhuma diferença significativa foi observada se comparado

com espécimes do grupo Panavia. Ao contrário, o grupo Unicem mostrou os maiores valores de resistência de união quando comparado com os outros grupos em cerâmica. Os espécimes fraturados de Panavia e Unicem (em resina) apresentaram fraturas predominantemente adesivas, enquanto que CoreXFlow e Enacem (também em resina) mostraram fraturas coesivas no cimento. Dentre os grupos em cerâmica, o padrão de fratura principal foi a adesiva. De acordo com os resultados do presente estudo, quando cimentos resinosos de polimerização dual são utilizados, a seleção de um adesivo dental é importante, para evitar fraturas prematuras. Além disso, pode ser concluído que sistemas de cimentação de condicionamento total pode ser sugerido para cimentação de restaurações indiretas a base de resina composta e sistemas de cimentação autoadesivos podem ser preferidos para cimentação de restaurações cerâmicas.

Adicionalmente, foi previamente relatado que a técnica de aplicação de múltiplos passos consome mais tempo e é mais sensível, e conseqüentemente pode comprometer a efetividade da união. Entretanto, outros estudos demonstraram que a simplificação pode facilitar a manipulação para dentistas mas não é capaz de melhorar a efetividade adesiva (D'Arcangelo *et al.*,2009).

Em estudo realizado por D'Arcangelo *et al.*, (2011), compararam-se as resistências de união de três diferentes cimentos resinosos autoadesivos (UniCem, MaxCem e iCem), um cimento de condicionamento total (EnaCem) e um cimento autocondicionante (Panavia F2.0) na união de compósito a base de resina e blocos de cerâmica em dentina. Como resultados, os autores obtiveram que Maxcem mostrou estatisticamente elevados valores de resistência de união quando aplicado em cerâmica se comparado aos outros grupos, que não diferiram uns dos outros. Em resina, o maior valor de resistência de união foi obtido para os sistemas de condicionamento total e autocondicionante. Houve prevalência de fraturas adesivas entre cimento e interface do substrato para todo o grupo em cerâmica. Para o grupo Panavia F2.0 e para os três cimentos autoadesivos aplicados em resina, a prevalência de fratura foi adesiva entre o cimento e a interface dentinária e falhas coesivas em cimento foram obtidas para o cimento

EnaCem. Segundo os autores, a melhor resistência de união foi observada quando se utilizou cimentos de condicionamento total e autocondicionante. Porém, eles analisaram também a melhor resistência de união somente entre os cimentos autoadesivos e puderam analisar que dentre estes, Unicem, apresentou os melhores resultados. O valor de pH após 90 segundos de mistura do cimento Maxcem e Unicem são inicialmente baixos, respectivamente 2.0 e 2.8, com a diferença que após 48 horas o pH de Unicem se torna neutro e o de Maxcem continua com o valor ácido de 2.8. Se os monômeros ácidos não são completamente neutralizados, os mesmos podem reter esse potencial condicionante, afetando a reação de polimerização e comprometendo a adesão. Além disso, Unicem apresenta 72% em peso de partículas. Esta alta porcentagem em cimentos resinosos é considerada responsável por conferir melhores propriedades mecânicas.

A limitada habilidade de condicionar a *smear layer* dentro da dentina intacta subjacente, juntamente com a alta viscosidade e porosidade foi descoberta para o cimento autoadesivo RelyX Unicem (Goracci *et al.*,2006). Tem sido sugerido que devido a característica tixotrópica do material, a união com RelyX Unicem pode ser beneficiada pela aplicação de uma força que exerce pressão durante o processo de presa. De acordo com Black 1993, forças rotineiramente utilizadas para cimentação de coroas, está na faixa de 20 a 60 N. Uma força de 10N resulta em adequada pressão de presa e reduzida pressão pulpar, sendo 25N uma força considerada moderada, e uma força acima de 100N pode gerar riscos a polpa e deformação da coroa.

Desse modo, o estudo de Goracci *et al.*,(2006), foi conduzido com o objetivo de avaliar a resistência e o aspecto morfológico da interface de união em esmalte e dentina unidos por cimentos autocondicionantes e autoadesivos, Panavia F2.0, e RelyX Unicem e Maxcem respectivamente, quando usados para unir *onlays* sobre dois padrões de pressão de assentamento. Em metade dos espécimes de esmalte e dentina foi aplicada uma força de 20g/mm² sobre blocos de resina inseridos sobre esmalte e dentina, e na outra metade foi aplicada uma

força de 40g/mm², equivalente a uma força de 30N, considerada moderada, ambas por cinco minutos, e então fotoativados após este tempo. Estes espécimes foram submetidos a microtração. A interação entre os fatores tipo de cimento e pressão exercida influenciaram a resistência de união em dentina. RelyX Unicem e Panavia F tiveram maiores valores de resistência de união do que Maxcem; e RelyX Unicem e Panavia F obtiveram melhores valores quando sob pressão de 40 do que sob pressão de 20g/mm². Em esmalte, o tipo de cimento teve influência sobre os resultados de microtração, mas a interação dos fatores cimento e pressão não influenciaram. A maior resistência alcançada em esmalte foi para o cimento Panavia F, e RelyX Unicem obteve uma resistência significativamente maior em relação ao Maxcem. Maxcem não apresentou sinais de retenção micromecânica e mesmo sob maior pressão, a interação com a dentina foi superficial. *Smear plugs* foram retidos e nenhuma camada híbrida foi detectada. RelyX Unicem não exibiu camada híbrida, a aplicação da pressão de 20g/mm² contribuiu para a redução da espessura de película e das porosidades, embora não tenha aumentado a penetração em profundidade na dentina. Sobre maior pressão, foi reduzida a espessura de película do cimento e também a quantidade de porosidades, mas não houve um aumento da infiltração de cimento por dentro a superfície dentinária, assim como para o esmalte (Goracci *et al.*,2006).

Estabelecendo desta forma a acidez do material como um fator preocupante assim como o fator substrato frente a aplicação de sistemas autoadesivos, sabe-se que esses cimentos são constituídos por ácidos fracos que reduzem a capacidade de condicionamento e a resistência de união para esmalte devido ao alto conteúdo inorgânico desse tecido (96%). E que quando a superfície prismática do esmalte é parcialmente dissolvida pelo ácido, o espaço interprismático se expande, permitindo que monômeros resinosos se difundam por através desses espaços (Benetti *et al.*,2011).

Benetti *et al.* (2011), realizou um estudo com dois cimentos resinosos autoadesivos de dupla polimerização, RelyX Unicem e RelyX Unicem associado ao ácido fosfórico e ao sistema adesivo Adper Single Bond 2 e BIFix SE e BIFix

SE também associado ao ácido fosfórico e ao sistema adesivo Solobond M, aplicados em esmalte dental, e posteriormente submetidos ao teste de resistência de união por microtração. As médias de resistências de união entre o cimento BIFix SE associado ao ácido fosfórico e ao sistema adesivo Solobond M e o cimento RelyX Unicem associado ao ácido fosfórico e ao sistema adesivo Adper Single Bond 2, não diferiram significativamente. Assim como BIFix SE e RelyX Unicem também não obtiveram diferenças significativas entre suas médias de resistências de união (Benetti *et al.*, 2011).

A superfície de fratura analisada demonstrou uma prevalência de falhas adesivas para os grupos BIFix SE e RelyX Unicem e falhas mistas para os grupos associados ao ácido fosfórico e sistemas adesivos. Além disso, foi notavelmente alta as incidências de fraturas prematuras para os espécimes RelyX e BIFix SE, com completo descolamento do cimento da superfície do esmalte, ou seja, completa exposição do substrato dental (Benetti *et al.*, 2011).

A superfície do esmalte pré-tratado com ácido fosfórico e sistema adesivo tiveram sua resistência de união entre o cimento e esmalte melhorada quando comparada com os grupos “não tratados”. O condicionamento ácido criou microporosidades interprismáticas no esmalte, onde monômeros hidrofóbicos do adesivo resinoso puderam penetrar e criar retenção micromecânica (Benetti *et al.*, 2011).

Os monômeros ácidos presentes na composição dos cimentos autoadesivos proporcionam baixa hibridização interprismática e, conseqüentemente, resistência de união mais baixas quando comparadas às técnicas convencionais de condicionamento total. Isso pode ser explicado pelo comportamento similar mostrado pelos grupos associados ao ácido fosfórico e sistemas adesivos. A alta viscosidade, a deficiência de infiltração de monômeros no substrato, e o tempo de contato insuficiente entre o cimento e o substrato antes da polimerização pode explicar o baixo grau de condicionamento do esmalte, proporcionado pelo cimento autoadesivo. Foi realizado um estudo preliminar para avaliar a influência do tempo entre a aplicação do cimento e o início da

fotoativação na resistência de união cimento/esmalte. O resultado melhorou no primeiro teste realizado, em que foi determinado um período de espera maior do que cinco minutos antes do início da fotoativação, aumentando a resistência de união de ambos cimentos resinosos autoadesivos. O aumento do tempo de contato cimento/esmalte antes da fotoativação possivelmente aumentou o condicionamento da superfície e impregnação de monômeros do cimento resinoso, promovendo uma união mais efetiva. Assim, o estudo de Benetti *et al.*, (2011) padronizou um tempo de espera de cinco minutos, antes de realizar o protocolo de fotoativação para cimentação. Desse modo os autores concluíram que os cimentos autoadesivos testados não proporcionaram adequada resistência de união para superfícies de esmalte “não tratadas”. Afim de alcançar uma união apropriada, o condicionamento do esmalte e a aplicação de sistemas adesivos devem ser realizados (Benetti *et al.*, 2011).

Devido a menor eficiência de união do cimento RelyX Unicem ao esmalte, Peumans e colaboradores 2012, em estudo clínico de duração de 4 anos, questionaram a utilização deste cimento autoadesivo para cimentação de restaurações com preparos marginais localizados quase que em sua totalidade, em esmalte, como exemplo, restaurações do tipo inlays/onlays e coroas parciais. Trinta e um pacientes adultos que necessitavam de 2 restaurações Classe II posteriores foram selecionados e receberam 62 IPS-Empress 2, dentre elas, inlays e onlays. Para cada paciente, uma restauração era unida com RelyX Unicem de acordo com as instruções do fabricante e no dente, contra-lateral, as margens do preparo cavitário foram condicionadas com ácido fosfórico 35% previamente a cimentação da restauração com RelyX Unicem. De acordo com Yoshira *et al.*, 2011, uma adequada união para um substrato altamente mineralizado como o esmalte, é melhor alcançada quando um número substancial de poros micro-retentivos são produzidos, como através do condicionamento com ácido fosfórico. Os resultados do estudo de Peumans *et al.* (2012) confirmaram que RelyX Unicem é indicado para cimentação de restaurações *inlays* e *onlays*, com uma taxa de “sobrevivência” de 95% das restaurações após 4 anos. Além disso, foi constatado

que esta taxa de “sobrevivência é bastante semelhante às aquelas que utilizaram cimentos convencionais (*etch and rinse*) para cimentação, cimento este, considerado o padrão ouro para cimentação de *inlays* e *onlays*. Concluíram ainda que, o condicionamento do esmalte, não melhorou consideravelmente o desempenho clínico das restaurações, contrariamente ao estudo de Frankenberger *et al.*, 2011, que teve como resultado, significativa melhora na adaptação marginal de cerâmicas *inlays* e *onlays* quando o esmalte foi seletivamente condicionado com ácido fosfórico previamente à cimentação. Embora um maior desgaste dessas restaurações e deterioração marginal tenham sido claramente observados após 4 anos, não houve nenhuma influência negativa na funcionalidade clínica destas restaurações.

Um outro estudo, realizado por Duarte e colaboradores em 2008, avaliou a resistência de união por microtração de cimentos autoadesivos e autocondicionantes em esmalte cervical intacto e condicionado previamente com ácido fosfórico como pré-tratamento. Foram preparados retângulos a partir de esmalte proveniente da região proximal do dente. Para cada dente uma superfície de esmalte proximal foi condicionada e a outra não. Foram atribuídos 5 grupos para realização do experimento: 1) esmalte intacto + RelyX Unicem (UN), 2) esmalte condicionado com ácido fosfórico por 30s + RelyX Unicem (UNpa); 3) esmalte intacto + Multilink (ML); 4) esmalte condicionado com ácido fosfórico por 30 s + Multilink (MLpa); 5) RelyX ARC (RX), um sistema de condicionamento total que requer múltiplos passos para controle do experimento. Blocos de resina composta microhíbrida foram cimentados sobre o esmalte e posteriormente palitos de aproximadamente 0,8mm² foram confeccionados a partir destas restaurações para realização do teste de microtração. Como resultado, a mais alta resistência de união foi encontrada para UNpa, as mais baixas para MLpa e ML, e valores intermediários foram constatados para os outros grupos. Diferenças no esmalte condicionado para todas as resistências foram dependentes do cimento resinoso. O uso do cimento Multilink requer prévia aplicação de primer autocondicionante. O ácido fosfônico acrilato, presente no primer, é considerado um monômero

hidroliticamente estável. A aplicação do primer ácido pelo dobro do tempo, ou presença de rugosidade na superfície previamente a união, ou pré-condicionamento do esmalte com ácido fosfórico pode melhorar a resistência de união de sistema autocondicionantes em esmalte. Porém para Multilink, nenhuma diferença foi encontrada para esmalte condicionado ou intacto. Entretanto, esmalte condicionado antes da aplicação de RelyX Unicem resultou em aumento de resistência de união. Um crescente aumento de falhas adesivas foram observadas nesta ordem para UN> UNpa> RX> MLpa> ML. No entanto, quando o esmalte foi condicionado para o grupo RelyX Unicem, falhas coesivas no cimento aumentaram. Em contraste, quando o esmalte foi condicionado para o grupo Multilink, houve aumento de falhas adesivas. Duarte e colaboradores em 2008 puderam concluir que para melhorar a adesão de cimentos autoadesivos em esmalte proximal, a modificação da superfície se fez necessária, e que para utilização de cimentos autocondicionantes, nenhuma modificação na estrutura do esmalte foi requerida.

Dentre todos os aspectos abordados nesta revisão de literatura, observou-se que deve ser analisada duas interfaces, cimento/dente e cimento/restauração para proporcionar uma adequada união de restaurações estéticas por meio de materiais cimentantes resinosos. A união cimento/dente está diretamente relacionada com a área e tipo de dentina, com o tipo e quantidade e área de esmalte, material utilizado para confecção da restauração em questão, tipo e forma de aplicação do material cimentante, bem como aplicação de sistemas adesivos e ácidos quando necessários.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar união entre os cimentos resinosos autoadesivos e os cimentos autocondicionante aplicados sobre a superfície da dentina e esmalte nas seguintes variáveis:

- 1 – Avaliação da resistência de união;
- 2 – Verificação dos padrões de fratura após os ensaios de tração;

Duas hipóteses foram testadas neste estudo: 1. os substratos dentais não apresentam influência na resistência de união quando cimentados a restaurações indiretas com cimentos autoadesivos e cimentos autocondicionantes. 2. os cimentos autoadesivos e autocondicionantes não apresentam influência na resistência de união quando aplicados sobre esmalte e dentina.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Inicialmente, o projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, e aprovado de acordo com protocolo de número 140/2011. Para realização do experimento foram utilizados três cimentos resinosos, sendo dois autoadesivos e um autocondicionante com seu respectivo sistema de união. Em um outro grupo experimental o cimento RelyX Unicem 2 foi associado ao adesivo Scotchbond Universal e, dessa forma, usado como um sistema autocondicionante. A resina composta para restauração indireta (Sinfony, 3M ESPE, St. Paul, MN,USA) foi usada como material restaurador. Nomes comerciais, fabricantes e composição estão descritos no quadro 1.

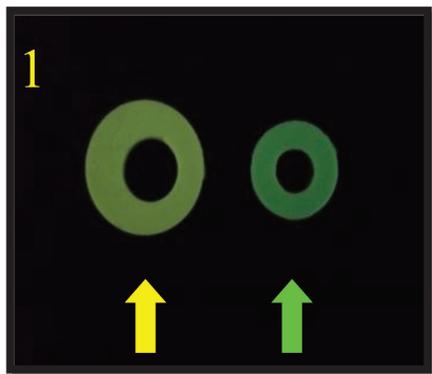
Quadro 1 - Nomes comerciais dos materiais utilizados, composição e respectivos fabricantes.

Material (lote)	Fabricante	Composição
Scotchbond Universal (unit dose) Lote: 148795	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Monômero fosfatado MDP, dimetacrilatos resinosos, HEMA, sílica sintética amorfa, óxido de alumínio, etanol, água, iniciadores, silano, ácido fosfórico, polietileno glicol.
RelyX Unicem 2 Lote: 440709		Pasta base: monômeros metacrilato modificados por ácido fosfórico, metacrilato bi-funcional, 70% em peso de partículas inorgânicas menores do que 12.5 micrometros, íons cálcio silanizados, alumina, estrôncio, partículas de flúor, aminas alcalinas (iniciadores) Pasta catalisadora: monômeros metacrilato, partículas alcalinas e silanizadas, estabilizadores, pigmentos. cor: translúcido
Monobond Plus	Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein	solução alcoólica de silano metacrilato, ácido fosfórico metacrilato e sulfureto de metacrilato.
Primer A e B		Primer A: 2,2 [(4-metilfenil) imino] bisetanol, solução aquosa de iniciadores. Primer B: HEMA, ácido fosfônico acrilato e monômeros de ácido acrílico.
Multilink Automix Lote : P44495		22-26% de dimetacrilatos, 6-7% HEMA, <1% de peróxido de benzoíla, partículas inorgânicas, Yterbium tri-fluoretado, iniciadores, estabilizadores e pigmentos. cor: Transparente
Maxcem Elite Lote : 3582226	Kerr Corporation, West Collins Avenue, Orange, CA	Monômeros ésteres metacrilato não-polimerizados, partículas minerais inertes, yterbium fluoretado, ativadores, estabilizadores e pigmentos. cor: marron

4.1 OBTENÇÃO DAS RESTAURAÇÕES INDIRETAS

Para a confecção das restaurações indiretas para serem utilizadas sobre a superfície do esmalte foram fabricadas matrizes em silicone polimerizada por adição com 7mm de diâmetro por 2 mm de espessura (Figura 1 - foto 1). Para a superfície de dentina foram confeccionadas matrizes de 10mm de diâmetro por 2 mm de espessura (Figura 1 - foto 1). Nas duas situações foi utilizada a resina composta indireta Sinfony (3M-ESPE) na cor DA-2. As matrizes foram colocadas sobre uma superfície plana (placa de vidro) revestida com fitas de poliéster. A resina composta indireta foi inserida no interior da matriz (Figura 1 - foto 2), posteriormente, colocou-se acima da matriz preenchida uma fita de poliéster e acima desta uma lâmina de vidro, a resina então foi pré-polimerizada usando uma unidade fotoativadora LED (Elipar Freeelight 2 – 3M-ESPE) com irradiância de 1.200mW/cm² (Figura 1 - foto 3), seguida de polimerização final por 15 minutos na unidade de polimerização Visio Beta Vario (3M-ESPE) (Figura 1 - foto 4 e 5).

Ambas superfícies, topo e base das restaurações indiretas, foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de 50µm (Microetcher Model II Danville Engineering Inc. San Ramon, CA, EUA), por 10 segundos, a uma distância de 5cm aproximadamente e pressão de 2 bar.



10mm diâmetro
2mm espessura



7mm diâmetro
2mm espessura

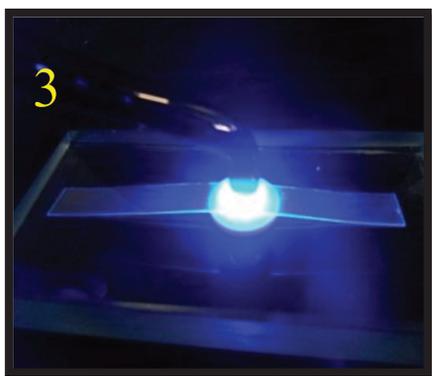
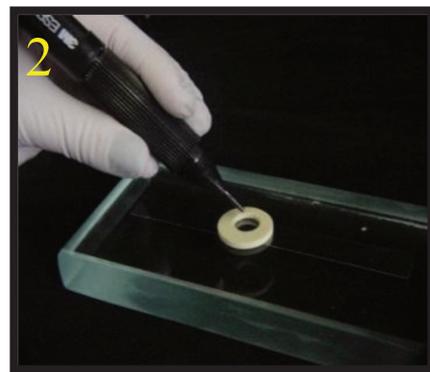


Figura 1 – Obtenção das restaurações indiretas.

4.2 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados 36 dentes terceiros molares humanos hígidos recém extraídos e armazenados em soro fisiológico sob temperatura de 4°C. 24 destes, utilizados para obtenção de dentina e 12 para esmalte. Os dentes foram raspados com curetas periodontais para remoção de debris orgânicos e limpos com taças de borrachas utilizando-se uma pasta de pedra-pomes e água, e depois armazenados em água destilada à 37°C por 24 horas, até o momento da utilização. As raízes dos dentes foram removidas com um disco impregnado com alta concentração de diamante (EXTEC – Diamond Wafering) acoplado a uma cortadeira de precisão (Isomet 1000 – Buehler modelo nº11-2180, Lake Bluff, Illinois, USA) em rotação.

Para obtenção das amostras em esmalte, as coroas foram seccionadas no sentido méso-distal, obtendo-se desta forma, hemi-seções vestibular e lingual. As amostras em esmalte (n=6) foram desgastadas com lixas de carbetto de silício de granulação #600, por 60 segundos para padronização da *smear layer*, e aleatoriamente distribuídos entre os grupos experimentais (Figura 1). Os procedimentos restauradores dentro dos grupos experimentais estão descritos no quadro 2. Todos os procedimentos foram realizados de acordo com as instruções dos fabricantes e para fotoativação foi utilizada uma unidade fotoativadora LED (Elipar Freeelight 2 – 3M-ESPE) com irradiância de 1.200mW/cm².

Amostras de dentina



Amostras de esmalte

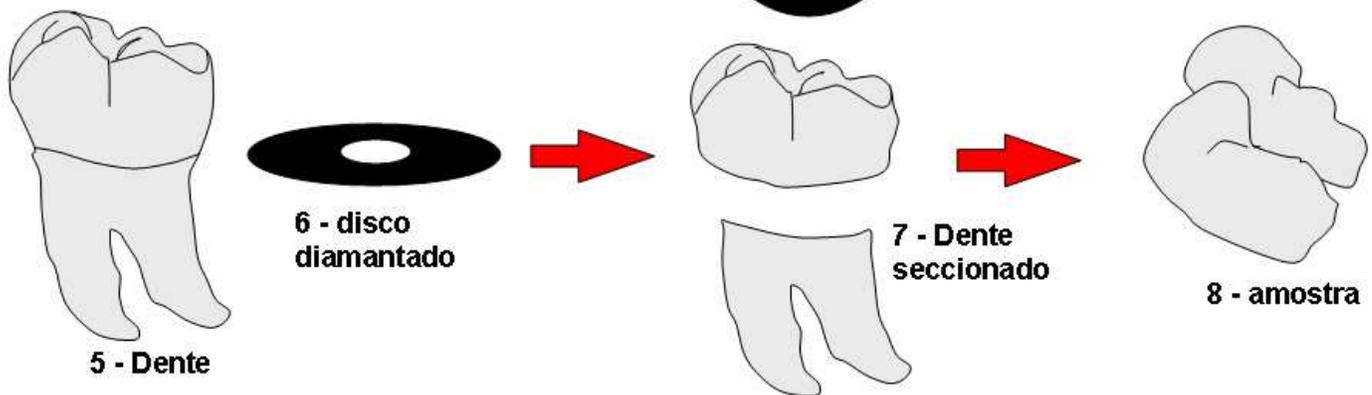


Figura 2 - Ilustração gráfica da obtenção das amostras de dentina e esmalte

Quadro 2 - Procedimento de cimentação da restauração indireta sobre superfície de esmalte e dentina.

Grupos	Tratamento do esmalte e da dentina	Técnica de Manipulação do cimento
RelyX Unicem 2 Grupo I	Não houve tratamento	Dispensou-se da seringa automix quantidade desejável do cimento RelyX Unicem 2 diretamente sobre a superfície de esmalte e dentina. Posicionou-se a restauração sobre a superfície em esmalte/dentina e aplicou um peso de 500g sobre a restauração (que permaneceu durante o tempo de presa, de 6 minutos). Em seguida, cada face do conjunto esmalte/dentina/restauração foi fotoativada por 40 segundos na área de união.
Multilink Automix Grupo II	Misturou-se Primer A+B na proporção 1:1 e com auxílio de um microbrush o primer foi aplicado na superfície do esmalte e da dentina	Aplicou-se com auxílio de microbrush o primer Monobond Plus homogeneamente na superfície da restauração protética por 60s, seguido pela aplicação de suaves jatos de ar por 5s. Dispensou-se da seringa automix a quantidade desejável do cimento Multilink Automix sobre o primer Monobond já aplicado na restauração protética. Sobre a restauração foi aplicado um peso de 500g (que permaneceu durante o tempo de presa, de 5 minutos). Cada face da restauração foi fotoativada por 40s na área de união.
Maxcem Elite Grupo III	Não houve tratamento	Dispensou-se da seringa automix a quantidade desejável do cimento Maxcem Elite diretamente sobre a superfície do esmalte e da dentina. A restauração protética foi posicionada sobre a superfícies esmalte/dentina e aplicou-se um peso de 500g (que permaneceu durante o tempo de presa, de 3 minutos), seguido pela fotoativação por 40s em cada face da área de união.
RelyX Unicem 2 + Scotchbond Universal Grupo IV	Com auxílio de microbrush, o adesivo foi aplicado na superfície do esmalte e da dentina por 20s e fotoativado por 10s.	Dispensou-se da seringa automix quantidade desejável do cimento RelyX Unicem 2 diretamente sobre o adesivo presente na superfície do esmalte e da dentina. Posicionou-se a restauração sobre a superfície em esmalte e dentina e aplicou um peso de 500g sobre a restauração (que permaneceu pelo tempo de presa, de 6 minutos). Em seguida, cada face do conjunto esmalte/dentina/restauração foi fotoativada por 40 segundos na área de união.

Para obtenção das amostras em dentina média, procedeu-se a remoção do esmalte oclusal e em seguida foram executados dois cortes transversais na região da coroa dental acima da região da câmara pulpar (Figura 1). As amostras de dentina (n=6) foram desgastadas com lixas de carbetto de silício de granulação #600, por 60 segundos para padronização da *smear layer*, e aleatoriamente distribuídos entre os grupos experimentais. Os procedimentos restauradores dentro dos grupos experimentais estão descritos no quadro 2 e ilustrados na Figura 3 pelas fotos de número 4 e 5. Todos os procedimentos foram realizados de acordo com as instruções dos fabricantes e para fotoativação foi utilizada uma unidade fotoativadora LED (Elipar Freeelight 2 – 3M-ESPE) com irradiância de 1.200mW/cm².

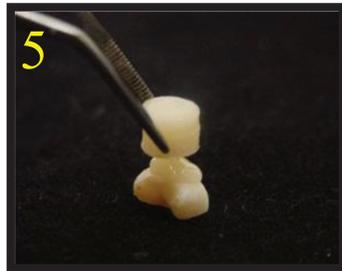
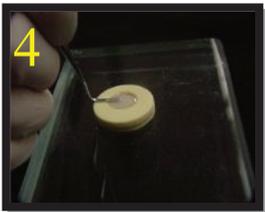
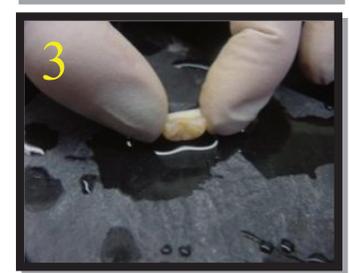


Figura 3 - Obtenção das amostras em esmalte e dentina (fotos 1, 2 e 3), obtenção da restauração indireta (foto 4) e procedimento de cimentação da restauração indireta sobre superfície de esmalte e dentina (fotos 5 e 6).

4.3 OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES PARA O TESTE DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Sobre a superfície da resina restauradora indireta cimentada sobre o esmalte e dentina foi aplicado o adesivo Single Bond 2 (3M-ESPE), fotoativado e um incremento único de 2 mm de espessura da resina composta Filtek Z250 (3M-ESPE) na cor A3 foi adicionado nas superfícies das restaurações indiretas e fotoativada por 40 segundos. Este procedimento teve a finalidade de aumentar a amostra em comprimento para facilitar a inserção das mesmas nos dispositivos de tração, fixados na máquina de ensaios mecânicos.

Os conjuntos dente/restauração foram fixados em placas de acrílico, utilizando um adesivo à base de cianocrilato (Super Bond – Loctite Brasil Ltda, Itapevi, SP, Brasil). Em seguida foi utilizado cera pegajosa (Horus Dentsply, Petrópolis-RJ, Brasil) e godiva em bastão (Kerr) ao redor do conjunto dente/restauração.

A placa de acrílico foi fixada a uma cortadeira de precisão (Isomet-Buehler Ltda., Lake Bluff, IL, USA) com um disco impregnado com alta concentração de diamante (EXTEC – Diamond Wafering) onde o conjunto foi serialmente seccionado no sentido vestibulo-lingual, e posteriormente no sentido mésio-distal.

Após este procedimento, o conjunto foi retirado da cortadeira e os espécimes removidos com o auxílio de uma lâmina de bisturi nº15, obtendo-se palitos com aproximadamente $0,8\text{mm}^2$ de área de secção transversal. Os palitos são constituídos de duas extremidades, sendo uma de dentina e ou esmalte, e outra de resina composta indireta, unidas pelo cimento resinoso (figuras 2 e 3).

Obtenção dos espécimes em dentina para o teste de Resistência de União

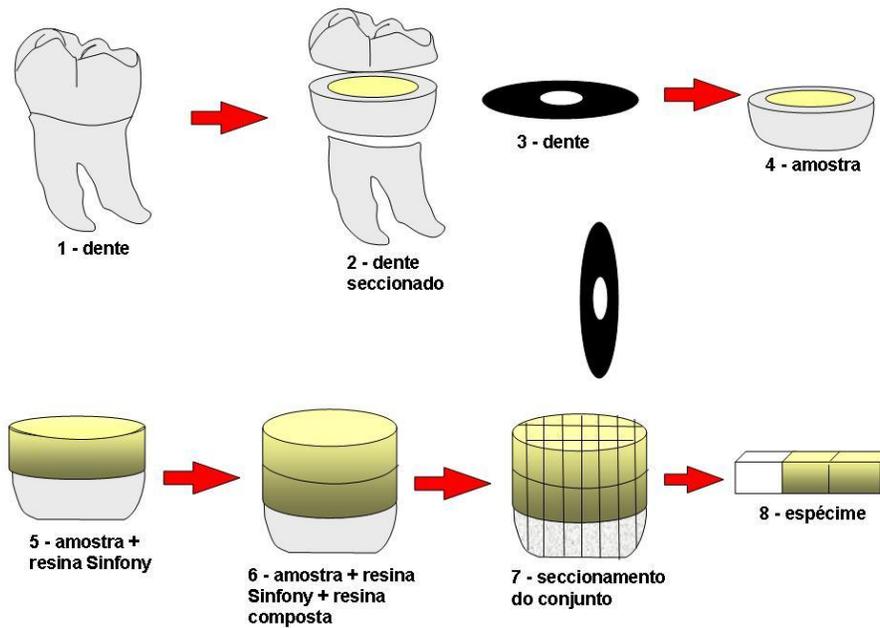


Figura 4 - Obtenção de espécimes em dentina para o teste de resistência de união

Obtenção dos espécimes em esmalte

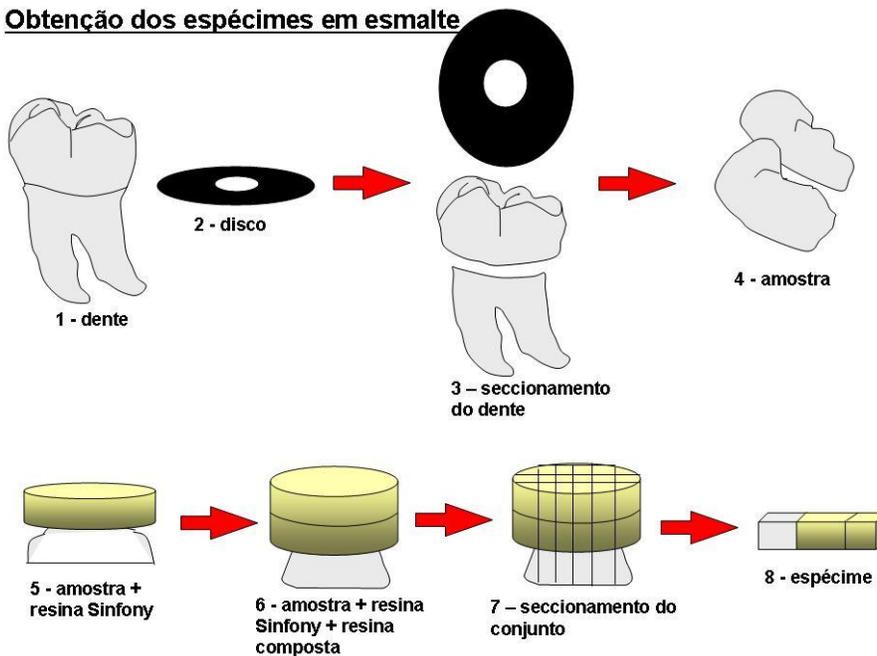


Figura 5 - Obtenção de espécimes em esmalte para o teste de resistência de união.

4.4 ENSAIO DE TRAÇÃO

Com o auxílio do adesivo à base de cianocrilato (Super Bonder-Gel Loctite Brasil Ltda.) e de um acelerador (Zapit D.V.A., Corona, CA, USA) os espécimes foram fixados pelas suas extremidades nos *grips* do dispositivo específico (Bencor-Multi-T Danville Engineering Co., Danville) acoplado a EZ Test (SHIMADZU – EZ-S 500N) operando com célula de carga de 50 kgf e à velocidade de 1 mm/min para avaliação da resistência de união. Os valores de resistência de união foram obtidos em kgf e suas médias expressas em MegaPascal (MPa).

Antes da inserção do espécime no dispositivo, a área foi mensurada com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Tóquio, Japão) e o cálculo convertido em MPa, desta forma: Valor indicado pela máquina em kgf multiplicado por 9,82 para obtenção do valor em Newton, sendo este valor dividido pela área do espécime, obtendo-se o valor em MPa.

A média por grupo foi calculada a partir da média das parcelas (espécime) por dente. As diferenças de resistência de união foram avaliadas usando-se a análise de variância e o teste de Fisher's PLSD em um nível de significância de 0,05. Todas as análises estatísticas foram feitas utilizando-se o programa SAS para PCs (SAS Institute, Cary, NC, USA). Os espécimes fraturados prematuramente não foram incluídos na análise.

4.5 PREPARO DOS ESPÉCIMES PARA ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

Após a realização do ensaio da resistência da união, os homólogos de cada espécime fraturado foram fixados em folha de papel com auxílio de fita adesiva, juntamente com informações relativas a sua área de superfície e força exibida em kgf pela máquina de ensaio. Em seguida, os homólogos de cada espécime foram fixados em *stubs* de alumínio com o auxílio de resina composta

em suas bases, inseridos emparelhadamente sobre fita dupla face de carbono (Electron Microscopy Sciences, Washington 19034 – USA) e desidratadas por duas horas no interior de um recipiente plástico hermeticamente fechado contendo sílica gel. Em seguida, todos os espécimes receberam cobertura de ouro/paládio (Balzers, modelo SCD 050 sputter coater, Balzers Union Aktiengesellschaft, Fürstentum Liechtenstein, FL-9496 – Germany) e foram observados em microscópio eletrônico de varredura (JEOL-5600 LV, Japão), sob aceleração de voltagem de 15 KV, Z=25mm, WD=20mm e spotsize 27nm, obtendo-se imagens com aumento de 85x, e 2000 x da região central dos palitos.

Os padrões de fratura observados para restaurações em esmalte e dentina foram:

- Tipo I: Parcialmente coesiva em cimento (coesiva em *smear layer* e cimento)
- Tipo II: Coesiva em cimento
- Tipo III: Mista (adesiva e coesiva em cimento)
- Tipo IV: Mista (adesiva e coesiva em adesivo)
- Tipo V: Mista (coesiva em adesivo e em cimento)

5 RESULTADOS

Os valores originais da resistência da união à tração dos grupos I, II, III e IV estão apresentados no anexo (tabelas 5,6,7,8,9,10,11,12). A média por grupo foi calculada a partir da média das parcelas (espécime) por dente. O número de palitos fraturados prematuramente, por dente, durante o procedimento de preparação do espécime não foi considerado na análise estatística, mas está registrado na tabela 1. O número de espécimes obtidos na união dos cimentos com o esmalte variou de 26 (Rely X Unicem 2) até 51 espécimes para o RelyX Unicem 2 associado com o Single Bond Universal. Na superfície da dentina foi obtido um mínimo de 22 espécimes para o cimento Maxcem Elite e 102 espécimes para o Rely X Unicem 2. Os dados originais foram submetidos à Análise de variância (anexo) dois fatores (Material e Substrato) e para a comparação das médias foi aplicado teste de Tukey em nível de 5% de significância.

Os valores médios de resistência de união foram expressos em MegaPascal (MPa) e estão apresentados na tabela 2. Todas as análises estatísticas foram feitas utilizando-se o programa SAS para PCs (SAS Institute Inc., Cary: NC, 2008, USA).

Tabela 1 – Número de espécimes e de falhas prematuras de fratura para cada grupo experimental no esmalte e dentina.

Grupos	Substratos			
	Esmalte		Dentina	
	(N)	(nFP)	(N)	(nFP)
Grupo I – Rely X Unicem 2	26	7	102	11
Grupo II – Maxcem Elite	37	7	22	10
Grupo III –Multilink	38	3	79	7
Grupo IV – Rely X Unicem 2 + Single Bond Universal	51	0	73	4

N= número de espécimes; FP= número de espécimes com falha prematura.

Tabela 2 – Valores médios e desvio-padrão () da resistência da união à tração (MPa) dos cimentos autoadesivos e autocondicionantes unidos ao esmalte e dentina.

Grupos	Substratos	
	Esmalte	Dentina
Grupo I – Rely X Unicem 2	13,0 (4,2) a, C	14,3 (6,8) a, C
Grupo II – Maxcem Elite	12,2 (5,9) a, C	5,4 (3,1) b, D
Grupo III –Multilink	20,5 (10,4) a, B	20,7 (10,5) a, B
Grupo IV – Rely X Unicem 2 + Single Bond Universal	29,7 (12,1) b, A	50,6 (18,2) a, A

Médias seguidas por letras minúsculas diferentes, em linha, indicam diferença significativa entre os substratos (teste de Tukey ($p < 0,05$)).

Médias seguidas por letras maiúsculas diferentes, na coluna, indicam diferenças significativas entre os grupos experimentais (teste de Tukey, $p < 0,05$).

Conforme a Tabela 2, o cimento autoadesivo RelyX Unicem 2 (Grupo I) apresentou valor de resistência de união estatisticamente superior ao cimento autoadesivo Maxcem Elite (Grupo II) quando unidos sobre a superfície da dentina. Entretanto, os valores médios foram estatisticamente inferiores quando comparados com o próprio cimento autoadesivo RelyX Unicem 2 associado ao adesivo Scotchbond Universal (Grupo IV) e o cimento Multilink Automix (Grupo III) da categoria autocondicionante. Nesta classificação autocondicionante, o cimento RelyX Unicem 2 associado ao adesivo Scotchbond Universal apresentou maior valor de resistência de união e diferiu estatisticamente em relação ao cimento Multilink automix ($p < 0.05$).

Em relação ao esmalte, o valor de resistência de união se manteve estatisticamente significativo e superior para Grupo IV em relação ao Grupo III e ambos foram diferentes estatisticamente quando comparados aos outros grupos (I e II). No entanto, os Grupos I (Rely X Unicem 2) e II (Maxcem Elite) não diferiram entre si ($p > 0,05$).

Na interação entre os dois substratos (esmalte X dentina), o cimento autoadesivo RelyX Unicem 2 não diferiu estatisticamente. Entretanto, o cimento Maxcem Elite apresentou valor estatisticamente superior quando aplicado sobre o esmalte ($p < 0.05$). Na condição autocondicionante o Rely X Unicem 2 associado ao Scotchbond Universal apresentou valor significativamente superior quando aplicado sobre dentina, enquanto que o cimento Multilink Automix não mostrou diferenças nos valores de resistência de união entre esmalte e dentina.

5.1 ANÁLISE DO PADRÃO DE FRATURA

O percentual dos padrões de fratura dos espécimes em dentina e esmalte unidos aos cimentos resinosos Multilink, RelyX Unicem 2 + Scotchbond Universal, RelyX Unicem 2 e Maxcem Elite, foram observados em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) e estão discriminados na tabela 3.

Tabela 3 - Porcentagens dos padrões de fratura observados para os cimentos resinosos contemporâneos unidos à dentina.

Cimento/Padrão de Fratura	Parcial//te coesiva em cimento	Coesiva em cimento	Mista (Adesiva/Coesiva em cimento)	Mista (adesiva/ coesiva em adesivo)	Mista (Coesiva em adesivo/Coesiva em cimento)
RelyX Unicem 2	5,88%	84,71%	9,41%	0	0
Maxcem	75%	0	25%	0	0
Multilink	20,59%	52,94%	26,47%	0	0
RelyX Unicem+ Scotchbond Universal	13,64%	42,42%	0	22,73%	21,21%

Conforme a tabela 3, em dentina, o cimento Multilink, assim como o cimento Rely X Unicem 2 e Rely X Unicem 2 associado ao adesivo Scotchbond Universal, apresentaram maior porcentagem de fraturas coesivas em cimento, diferentemente do cimento Maxcem Elite, que por sua vez, apresentou predominância de fraturas parcialmente coesivas em cimento. As imagens A e C presentes nas figuras (6-9) mostram homólogos do corpos-de-prova em menor aumento (85x) dos espécimes fraturados após ensaio de tração. As imagens B e D representam estes homólogos em maior aumento (2000x).

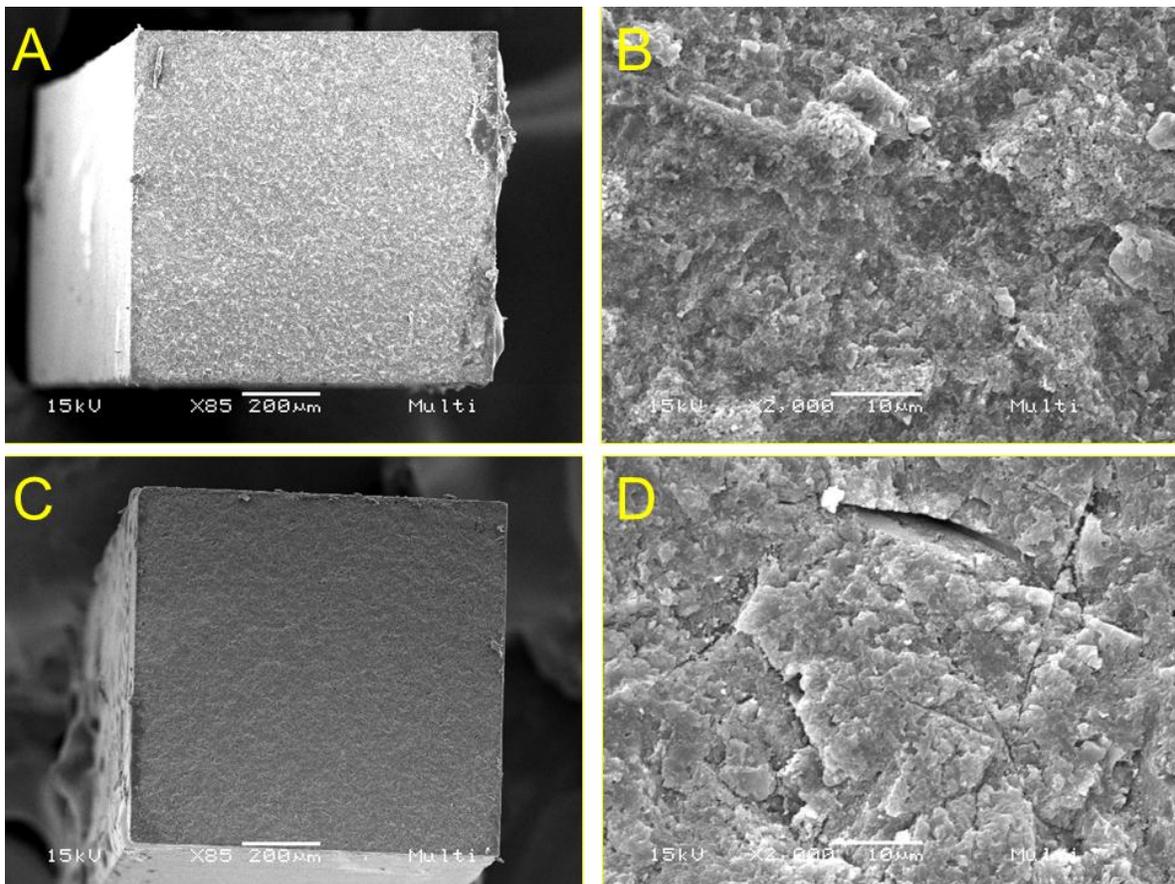


Figura 6 - Ilustração fotográfica em MEV da região da união entre dentina e cimento resinoso autocondicionante Multilink Automix. As imagens A e C (85X) representam os homólogos de um espécime fraturado ilustrando o padrão de fratura predominante, tipo II (coesiva em cimento). As imagens B e D apresentam um maior aumento das imagens A e C, referentes ao padrão de fratura (2000X). Notou-se o aspecto morfológico da região da fratura localizada no corpo do cimento resinoso mostrando a matriz resinosa densa e caracterizando uma morfologia em relevos.

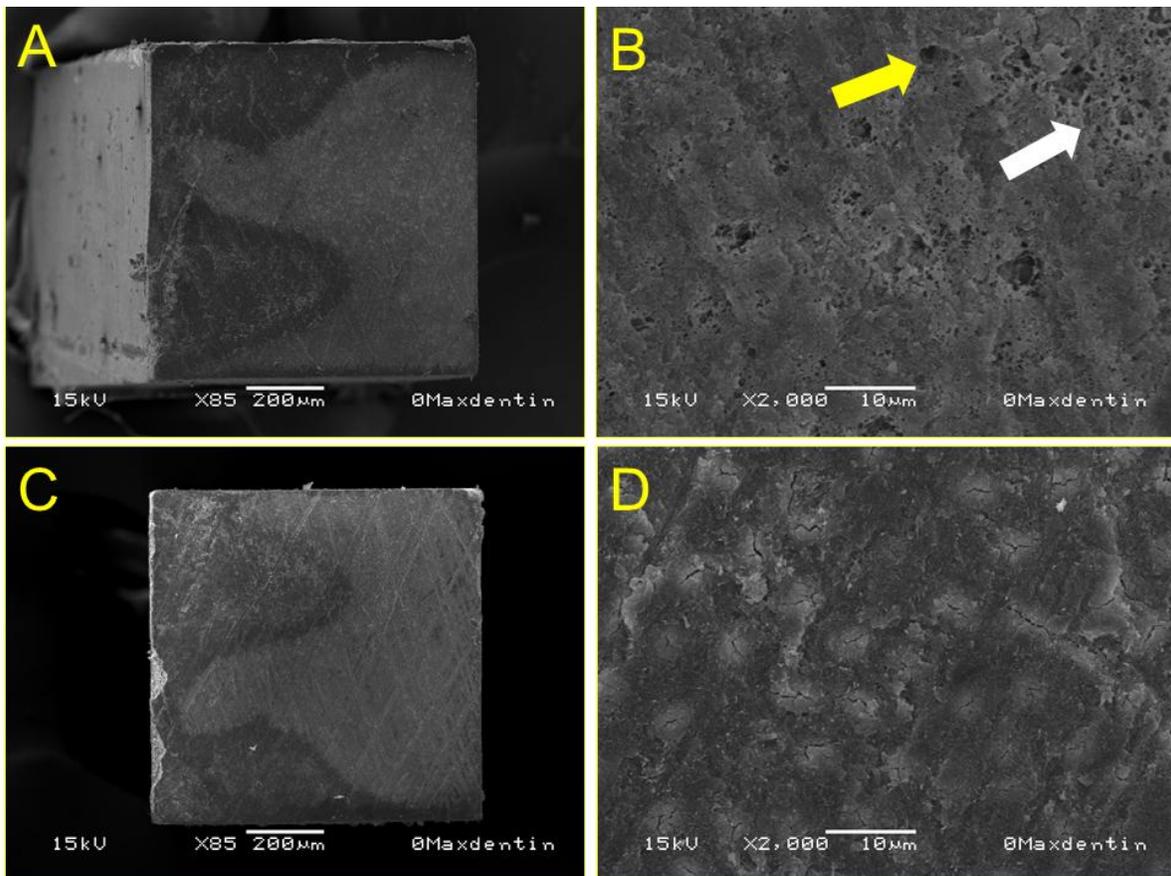
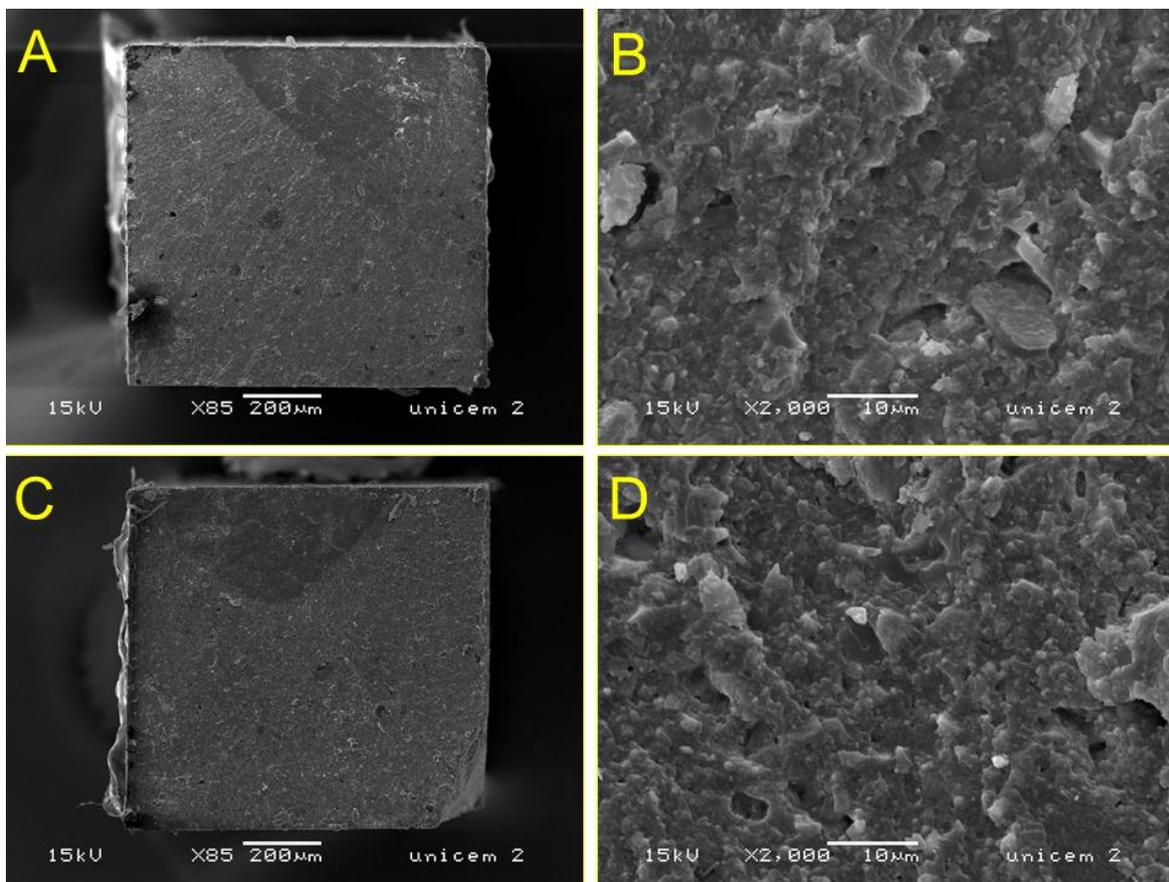


Figura 7 - Ilustração fotográfica em MEV da região de união entre dentina e cimento resinoso autoadesivo Maxcem Elite. As figuras A e C (85X) representam os homólogos de um espécime fraturado ilustrando o padrão de fratura predominante, tipo I. É perceptível uma região delimitada por áreas escura e clara nos homólogos (Fotografias A e C). A região mais escura são resíduos do cimento ainda aderidos sobre a dentina. A região mais clara exibida em maior aumento na figura D (2000X) mostra a dentina coberta por *smear layer* indicando ausência de união pelo cimento. No corpo-de-prova homólogo observou-se áreas porosas sobre a dentina (seta branca) (Figura B). Próximo das porosidades aparecem alguns túbulos dentinários parcialmente abertos (seta amarela).



Fotografia 8 - Ilustração fotográfica em MEV da região de união entre dentina e cimento resinoso autoadesivo RelyX Unicem 2. As imagens A e C (85 X) representam os homólogos de um espécime fraturado ilustrando o padrão de fratura predominante, tipo II (coesivo no material). As figuras B e D apresentaram em maior aumento os homólogos em A e C, referentes ao padrão de fratura (2000 X). Notou-se nas figuras B e D a morfologia típica de fratura coesiva na massa do cimento resinoso, com matriz orgânica e a partículas inorgânicas aprisionadas.

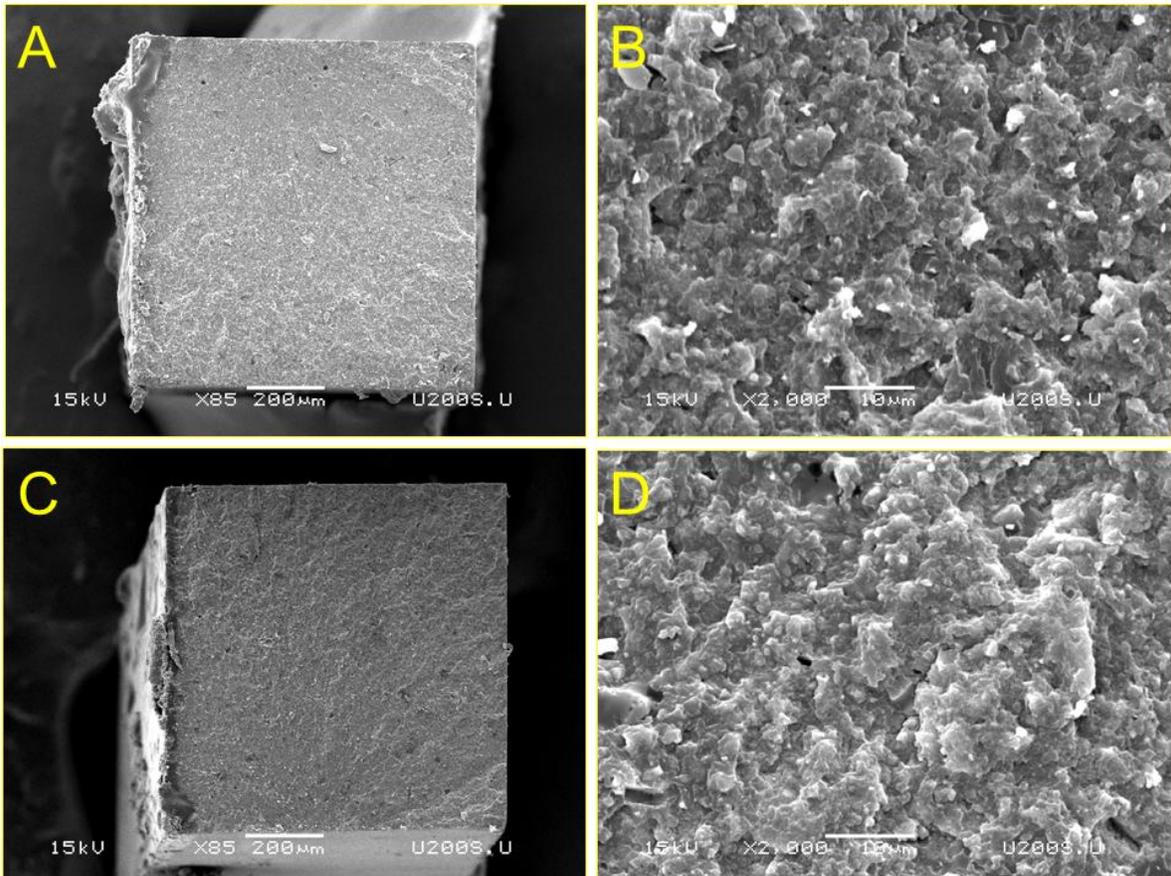


Figura 9 - Ilustração fotográfica em MEV da interface de união entre dentina e cimento resinoso autoadesivo RelyX Unicem 2 + Scotchbond Universal. As imagens A e C (85 X) representam homólogos de um espécime fraturado ilustrando o padrão de fratura predominante, tipo II (coesiva no cimento). As imagens B e D apresentaram em maior aumento regiões pelo em A e C, referentes ao padrão de fratura (2000 X). Pode ser observado nas fotografias B e D, a morfologia da densa matriz do cimento resinoso, com aspecto superficial irregular, além de partículas inorgânicas aprisionadas no cimento.

Tabela 4 - Porcentagens dos padrões de fratura observados para os cimentos resinosos contemporâneos unidos em esmalte.

Cimento/Padrão de fratura	Parcial//te coesiva em cimento	Coesiva em cimento	Mista(Adesiva /Coesiva em Cimento)	Mista(Adesiva/ Coesiva em adesivo	Mista(Coesiva em adesivo/coesiva em cimento)
RelyX Unicem 2	8,33%	75%	16,67%	0	0
Maxcem	3,33%	79,99%	16,68%	0	0
Multilink	28,58%	34,28%	37,14%	0	0
RU2+SBU	10%	35%	15%	22,5%	32,5%

Conforme a Tabela 4, em esmalte, o cimento RelyX Unicem 2, assim como o cimento Maxcem Elite, apresentaram uma maior porcentagem de fraturas coesivas em cimento. Apesar do padrão de fratura ser coesiva no cimento, foram observados dois locais diferentes de fratura. O primeiro deles foi no corpo do material (Figura 12) e no segundo, a fratura ocorreu junto a região de união e a aparência morfológica evidencia os riscos produzidos pela lixa d'água de granulação 600 usado para deixar a superfície plana. Entretanto, o relevo deixado pela lixa d'água aparece impregnado pelo material tanto no Grupo do RelyX Unicem 2 como no Grupo do Maxcem Elite (Figura 11). Em outra região do corpo-de-prova o material aparece em maior quantidade unido ao esmalte (Figura 12). O cimento Multilink apresentou maior predominância de fraturas mistas do tipo Adesiva/Coesiva em Cimento e o cimento RelyX Unicem 2 associado ao sistema adesivo Scotchbond Universal também apresentou predominância de fraturas mistas, porém do tipo Coesiva em cimento e Coesiva em adesivo.

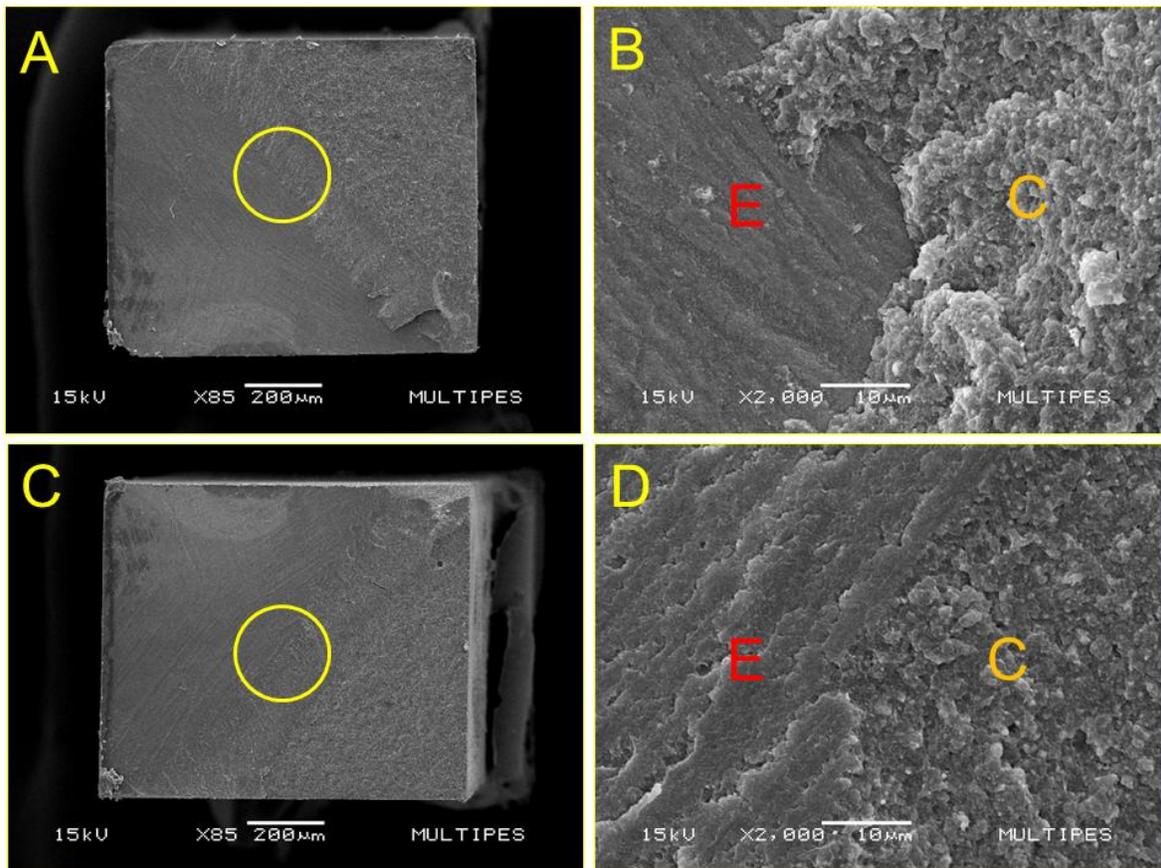


Figura 10 - Ilustração fotográfica em MEV da região de união entre esmalte e cimento resinoso autocondicionante Multilink Automix. As figuras A e C (85X) representam os homólogos de um espécime fraturado ilustrando o padrão de fratura predominante, tipo III. É perceptível uma região delimitada pela fratura, onde existe remanescentes de cimento e esmalte impregnado por adesivo (círculo amarelo) (Figuras A e C). As regiões exibidas em maior aumento nas figuras B e D (2000X) mostram o esmalte com morfologia irregular devido aos riscos do desgaste (Figura B), e no homólogo a mesma região está coberta pelo adesivo (Figura D). Fazendo limite está o remanescente de cimento fraturado coesivamente (Figuras B e D). E = esmalte; C = Cimento resinoso.

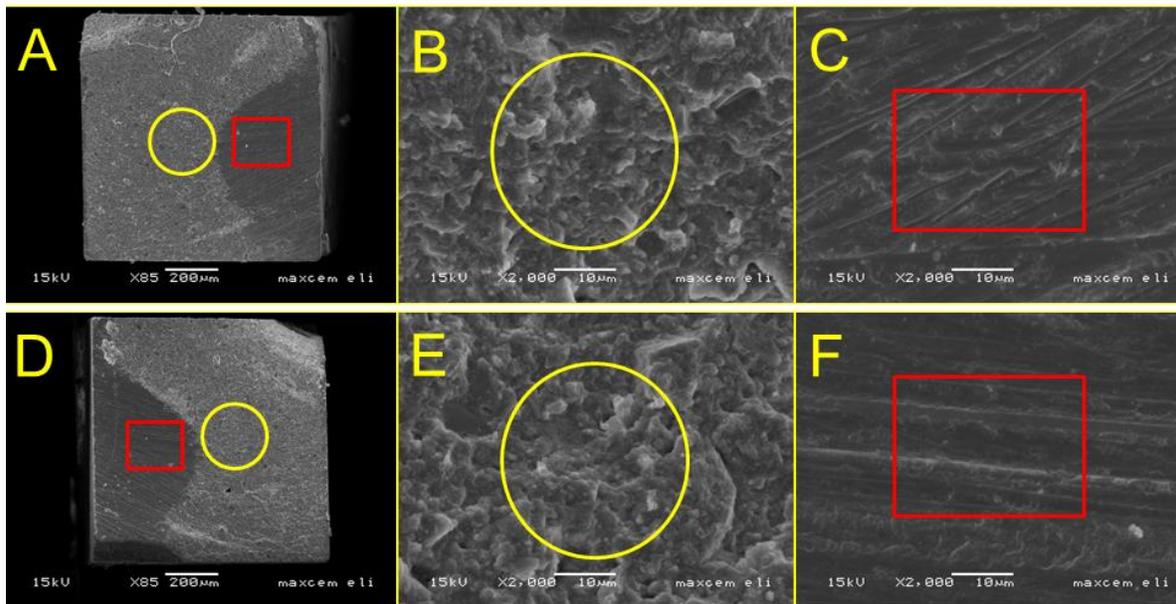


Figura 11 - Ilustração fotográfica em MEV da interface de união entre esmalte e cimento resinoso autoadesivo Maxcem Elite. As figuras A e D (85X) representam os homólogos de um espécime fraturado ilustrando o padrão de fratura predominante, tipo II. As figuras B e E (2000x) apresentaram em maior aumento as regiões demarcadas pelo círculo amarelo em A e D, assim como as figuras C e F apresentaram em maior aumento as regiões demarcadas pelo retângulo vermelho em A e D, referentes ao padrão de fratura. Pôde ser observado nas fotografias B e E, a morfologia da densa matriz do cimento resinoso, com aspecto superficial irregular, além de partículas inorgânicas aprisionadas no cimento. As regiões exibidas em maior aumento nas figuras C e F (2000X) mostram o esmalte com morfologia irregular devido aos riscos do desgaste. Esses riscos foram provenientes da ação de padronização da smear layer produzidos pela lixa de carbeto de silício de granulação #600.

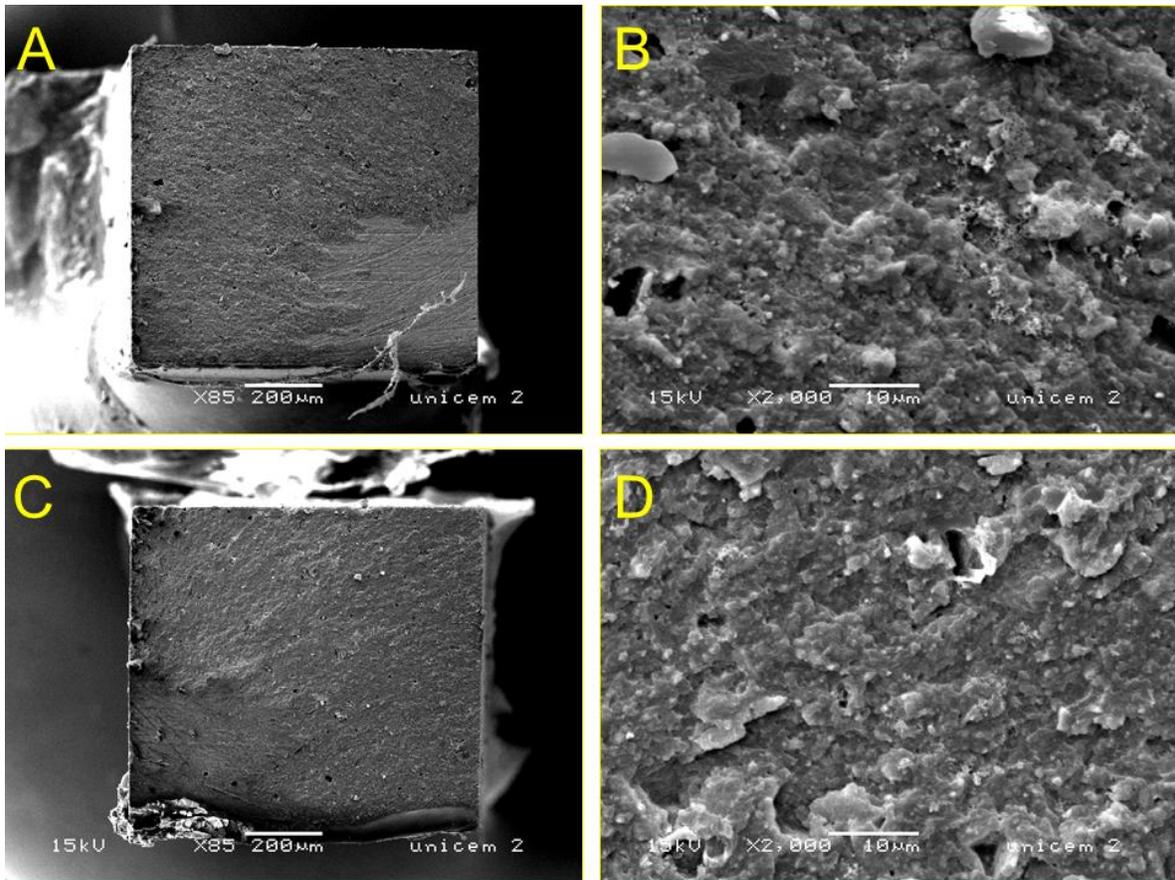


Figura 12 - Ilustração fotográfica em MEV da região de união entre esmalte e cimento resinoso autoadesivo RelyX Unicem 2. As imagens A e C (85 X) representam os homólogos de um espécime fraturado ilustrando o padrão de fratura predominante, tipo II (coesivo no material). As figuras B e D apresentaram em maior aumento as imagens em A e C, referentes ao padrão de fratura (2000 X). Notou-se nas figuras B e D a morfologia típica de fratura coesiva na massa do cimento resinoso.

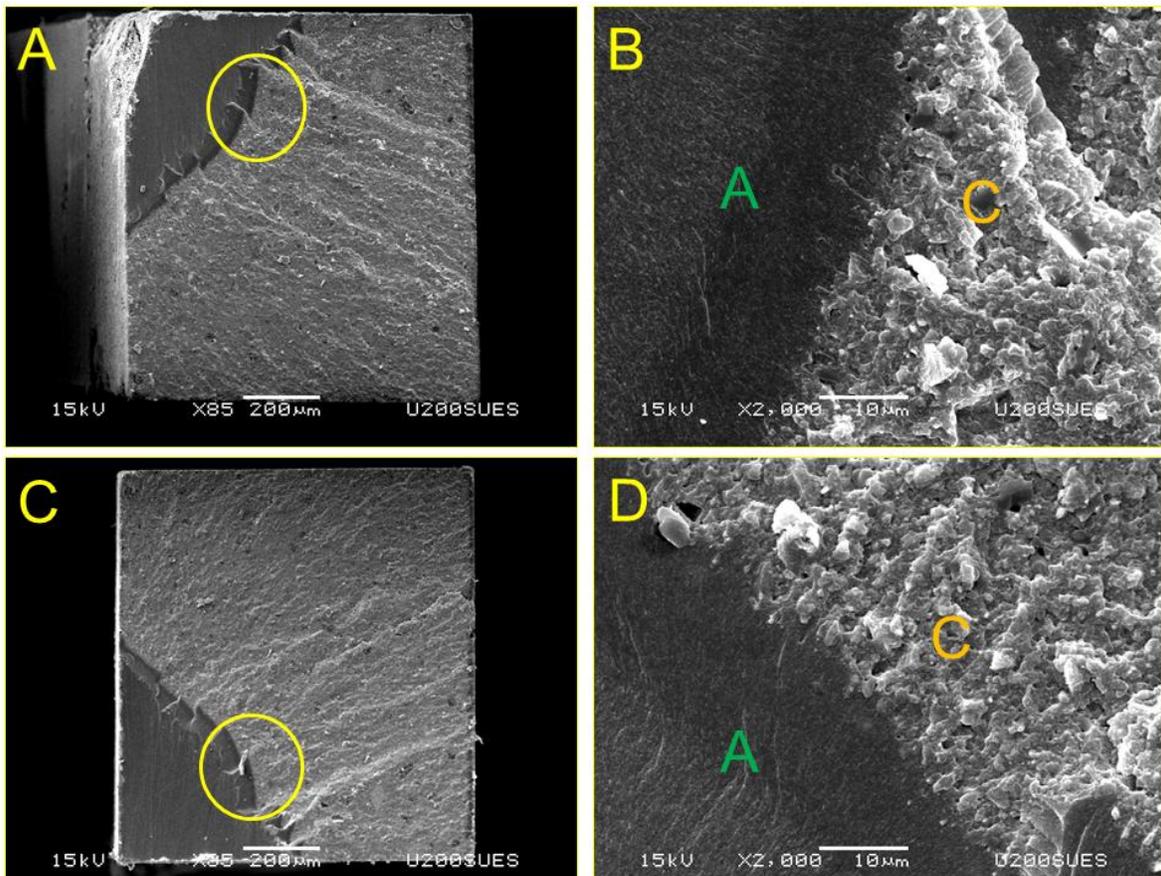


Figura 13 - Ilustração fotográfica em MEV da região de união entre esmalte e cimento resinoso autoadesivo Rely X Unicem 2 associado ao adesivo autocondicionante Scotchbond Universal. As figuras A e C (85X) representam os homólogos de um espécime fraturado ilustrando o padrão de fratura predominante, tipo II. É perceptível uma região delimitada pela fratura, onde existe remanescentes de cimento e esmalte impregnado por adesivo (círculo amarelo) (Fotografias A e C). As regiões exibidas em maior aumento nas figuras B e D (2000X) mostram o esmalte impregnado pelo adesivo (Figuras B e D) fazendo limite em A, e em relevo está o remanescente de cimento C fraturado coesivamente (Figuras B e D). A = adesivo, C= cimento resinoso.

6 DISCUSSÃO

Neste estudo, utilizamos os cimentos resinosos na condição autoadesiva e autocondicionante. Neste último caso, o cimento está associado a um adesivo autocondicionante. Nesta condição, os cimentos autoadesivos RelyX Unicem 2 e Maxcem Elite apresentaram valores de resistência de união tanto em esmalte como em dentina inferiores e estatisticamente diferentes quando comparados com o mesmo cimento resinoso (Rely X Unicem 2) usado em associação com o adesivo autocondicionante Scotchbond Universal e também com o cimento resinoso Multilink e respectivo primer. A diferença pode ser atribuída a maior viscosidade dos cimentos em relação aos adesivos e sua menor capacidade de umedecimento da superfície do esmalte e dentina (De Munck *et al.*, 2004). Assim, a adaptação das restaurações indiretas às estruturas do dente depende da propriedade tixotrópica quando este tipo de cimento é aplicado sob pressão durante o procedimento de fixação (Goracci *et al.*, 2006). Neste estudo, foi utilizado um peso de 5 Newtons (500g) sobre o conjunto dente/restauração durante o ato de cimentação. Esta pressão foi menor que aquela aplicada por Goracci *et al.*, 2006 (15 e 30 N). Apesar disso, o valor da resistência de união obtido neste estudo (13,0 MPa para o esmalte e 14,3 MPa para a dentina) foi equivalente aos obtidos por Goracci *et al.* (2006) (11,1 MPa para esmalte e 14,5 MPa para a dentina), usando 30N de pressão e sobre o cimento autoadesivo Rely X Unicem. Desta forma, a força usada neste estudo (5N) foi mais próxima da pressão digital usada nos procedimentos clínicos de cimentação, considerada clinicamente relevante, e valida a melhoria na característica de escoamento do RelyX Unicem 2 promovida pelo fabricante.

A capacidade autoadesiva do cimento é atribuída à presença de diferentes monômeros na composição, apesar de apresentarem em comum o grupo funcional fosfato que quimicamente interage com a hidroxiapatita da dentina e esmalte (Yoshida *et al.*, 2004; Gerth *et al.*, 2006). Isso ocorre por meio da ionização dos monômeros ácidos que entram em contato com a água presente no

tecido dental, liberando íons H^+ que promovem o condicionamento. Durante a reação de polimerização do cimento resinoso, os monômeros ácidos são neutralizados pelo cálcio do tecido dental, e o pH do material se torna neutro (De Munck *et al.*, 2004). Assim, tanto o Maxcem como o RelyX Unicem exibem baixos valores de pH poucos minutos após a manipulação. Porém, durante a reação química o Rely X Unicem é capaz de neutralizar o pH (pH=7), enquanto o Maxcem permanece com baixo pH (pH=2,4), após 48h, segundo Gerth *et al.*, (2006). Neste estudo, os valores de resistência de união do Rely X Unicem 2 não diferiram estatisticamente quando aplicados sobre a superfície do esmalte ou dentina. Entretanto, o cimento Maxcem Elite apresentou valor de resistência de união superior e diferente estatisticamente para o esmalte em relação à dentina e também foi inferior estatisticamente ao Rely X Unicem 2 aplicado sobre a dentina. Isto significa que o baixo pH inicial é importante para condicionar superficialmente o esmalte e dentina. No entanto, a permanência deste baixo pH influenciou a resistência de união do cimento Maxcem manipulado quando aplicado sobre a dentina, seguindo o que afirmaram Gerth *et al.* (2007). A permeação de fluídos durante a presa inicial do cimento e a absorção de água, em função do baixo pH, deteriora a resistência de união (Hiraishi *et al.*, 2009). Estas observações explicam o tipo de fratura mista, com maior área de falha adesiva do que coesiva em cimento revelado pelo cimento Maxcem Elite. Isto também confirma que apesar da interação química deste material com a superfície do esmalte e dentina, não existe formação de uma região de difusão e penetração do cimento para o interior dos substratos (Monticelli *et al.*, 2008). E, talvez explique a razão do maior percentual de espécimes com fratura prematura no grupo do cimento Maxcem Elite, em dentina. Entretanto, a falha prematura ocorreu em todos os grupos experimentais, corroborando com estudos prévios (Goracci *et al.*, 2006; Viotti *et al.*, 2009) que também mostraram grande número de espécimes que falharam antes do ensaio de tração. Neste estudo, os espécimes que falharam prematuramente não foram incluídos na análise estatística. Isto porque se for atribuído o valor zero, a resistência de união será subestimada e sempre uma certa quantidade de tensão

foi aplicada para produzir a falha prematura (Pashley *et al.*, 1999; Reis *et al.*, 2004).

Apesar do cimento autoadesivo que contém monômeros à base de metacrilato modificado por grupos funcionais fosfato, especificamente, o Rely X Unicem, ter apresentado desempenho laboratorial e clínico aceitável (Peumans *et al.*, 2012), no caso de preparos não retentivos os cimentos autoadesivos deveriam ser evitados, segundo Viotti *et al.*, 2009, ou então associados a adesivos autocondicionantes, como viabilizado neste estudo. Nesta condição, o adesivo autocondicionante foi aplicado sobre o esmalte ou dentina antes do agente cimentante. Conforme a tabela 3, os cimentos autoadesivos RelyX Unicem 2 associado ao adesivo Scotchbond Universal e o cimento resinoso Multilink e respectivo adesivo Monobond apresentaram valores de resistência de união tanto em esmalte como em dentina superiores e estatisticamente diferentes quando comparados com o mesmo cimento resinoso RelyX Unicem 2 usado de acordo com a recomendação do fabricante, assim como o cimento autoadesivo Maxcem Elite. De acordo com Koshiro *et al.* (2006) e Sarr *et al.* (2009), os adesivos considerados menos ácidos (pH=2,7) somente interagem superficialmente com os tecidos dentários. Neste estudo, o adesivo Scotchbond Universal que contém a molécula MDP na composição foi usado sobre o esmalte e dentina antes da aplicação do cimento Rely X Unicem 2. De acordo com Yoshida *et al.* (2000), existe uma interação química do MDP com o cálcio da estrutura dental formando sal estável (monofosfato de cálcio) unido ionicamente com a molécula do MDP. Estes dados foram confirmados por Yoshida *et al.* (2012), na qual o MDP contido na formulação do adesivo forma uma nanocamada na região da união e estabelece valores de resistência de união superiores estatisticamente quando comparado com o sistema Multilink associado com o adesivo Monobond, tanto em esmalte quanto em dentina. Novamente, a diferença está baseada no tipo e peso molecular do monômero usado em cada um dos adesivos. É interessante notar que o Multilink não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao substrato (esmalte ou dentina), enquanto que o Scotchbond Universal

apresentou valor de resistência de união superior e estatisticamente diferente para a dentina quando comparado ao valor obtido para o esmalte. Provavelmente, o adesivo com alto pH não foi capaz de dissolver a *smear layer* produzida pela lixa de papel de granulação 600 usada para padronização da superfície o esmalte. Assim, a interação da resina adesiva não foi uniforme e deixou bolhas e falhas sem ser impregnada pelo adesivo (Mine *et al.*, 2010). Dessa forma, a inter e intra desmineralização dos cristais de hidroxiapatita e subsequente infiltração do adesivo é mais difícil na superfície do esmalte do que na dentina, segundo Mine *et al.*, 2010. Isto provavelmente explica o maior valor de resistência de união obtida na superfície da dentina, neste estudo, bem como a predominância do tipo de fratura coesiva no cimento Rely X Unicem 2. Por outro lado, o cimento Multilink utiliza um primer (MonoBond) que possui como base um monômero metacrilato fosfatado, provavelmente com pH menor que 2 e sua ação na superfície do esmalte e dentina foi similar e nos dois casos a predominância do tipo de fratura foi coesiva no cimento.

Desta forma, a primeira hipótese do estudo foi parcialmente confirmada e apenas o cimento autoadesivo Maxcem Elite apresentou diferença estatística em relação à dentina, enquanto que o cimento RelyX Unicem 2 na condição autocondicionante apresentou diferença estatística quando aplicado sobre o esmalte. Por outro lado, os cimentos autoadesivos associados ao adesivo autocondicionante foram diferentes em relação aos cimentos na condição autoadesiva, rejeitando assim a segunda hipótese. Assim sendo, este estudo mostrou que a composição do cimento influenciou no desempenho mecânico do material tanto em esmalte como em dentina e que a utilização de adesivos autocondicionantes antes da aplicação dos cimentos autoadesivos pode ser uma alternativa viável para os casos de preparações cavitárias com menores características retentivas.

Cimentos resinosos autoadesivos possuem capacidade de unir-se aos tecidos dentais (esmalte e dentina) sem o procedimento prévio de condicionamento ou aplicação de sistemas adesivos. Entretanto, a utilização

destes cimentos em preparações não retentivas deveria ser evitada em função dos baixos valores de resistência de união registrados e comparados com os cimentos que utilizam sistemas adesivos associados no procedimento de cimentação (Viotti *et al.*, 2009).

7 CONCLUSÃO

De acordo com as condições deste estudo, pode-se concluir que:

1 - Cimentos resinosos associados a adesivos autocondicionantes apresentaram valores de resistência de união estatisticamente superiores aos dos cimentos autoadesivos.

2 - Entre os cimentos autocondicionantes, o cimento RelyX Unicem 2 associado ao sistema adesivo Scotchbond Universal apresentou valor significativamente diferente e maior que o cimento Multilink Automix.

3 - Entre os cimentos autoadesivos, RelyX Unicem diferiu significativamente de Maxcem Elite, apresentando maiores valores em relação a resistência de união obtida em dentina, porém, não houve diferença estatística entre eles para os valores em esmalte.

4 - Nas duas condições (autocondicionante ou autoadesiva), o melhor desempenho mecânico (resistência de união) do cimento ocorreu quando aplicados sobre a superfície da dentina, exceto o grupo Maxcem Elite.

5 - O padrão de fratura em dentina foi do tipo coesivo em cimento para todos os grupos, exceto para o grupo do Maxcem Elite, na qual o maior percentual foi para o padrão de fratura do tipo I (parcialmente coesiva em cimento).

6 - No esmalte, os padrões de predominante para os cimentos, RelyX Unicem 2, Maxcem Elite e RelyX Unicem 2 associado ao sistema adesivo Scotchbond foi do tipo coesiva em cimento. O grupo Multilink Automix apresentou maior porcentagem de padrão de fratura do tipo mista (adesiva e coesiva em cimento)

REFERÊNCIAS

3M ESPE. Technical data sheet: Espertise RelyX Unicem 2

Aguiar T.R., Di Francescantonio M., Bedran-Russo A.K., Giannini M. Inorganic Composition and Filler Particles Morphology of convencional and self-adhesive resin cements by SEM/EDX. *Microsc Res Tech.* 2012; 75(10): 1348-52.

American Dental Association. Direct and indirect restorative materials. *JADA.* 2003; 134: 463-472.

Anusavice KJ. *Materiais dentários.* 11ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

Armstrong SR., Jessop JLP., Vargas MA., Zou Y., Qian F., Campbell J.A. Effects os exogenous collagenase and cholesterol esterase on the durability of the resin-dentin bond. *J. Adhes. Dent.* 2006; 8(3): 151-160.

Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA ,Pashley DH. Effect of curing mode on microtensile bond strength to dentin of two dual-cured adhesive systems in combination with resin luting cements for indirect restorations. *Oper Dent.* 2007; 32(1): 37-44

Arrais CA, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *J Dent.* 2008; 36(6): 418-26.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Bonding of dual-curing resin cements to dentin. *J Adhes Dent.* 2006; 8(5): 299-304.

Barcellos DC., Batista GR., da Silva MA., Rangel PM., Torres CRG., Fava M. Evaluation of bond strength of self-adhesive cements to dentin with or without application of adhesive systems. *J Adhes Dent.* 2011; 13(3): 261-265 [*apud* Arnold D., Vargas AM, Haselton MA. Current status of luting agents for fixed

prosthodontics. J Prosthet Dent. 1991; 66: 614-618; *apud* Zheng L., Pereira N., Nakajima M., Sano H., Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. Oper Dent. 2001; 26:97-104].

Benetti P., Junior VVBF., Torres CRG., Pagani C. Bonding efficacy of new self-etching, self-adhesive dual-curing resin cements to dental enamel. J.Adhes.Dent. 2011; 13(3): 231-234.

Behr M., Hansmann M., Rosentritt G., Handel. Marginal adaptation of three self-adhesive resin cements vs. a well-tried adhesive luting agent. Clin Oral Investig. 2009; 13(4): 459-464.

Berkovitz BKB. Anatomia, Embriologia e Histologia Bucal. In: Berkovitz BKB, Holland GR., Moxham BJ. Porto Alegre: Editora S.A. Artmed; 2004. v.3. p. 101-116. p. 125-144.

Bowen RL., Rodrigues MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. J Am Dent Assoc. 1962; (64): 379-387.

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): 285-289.

Braga RR, César PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. J Oral Rehabil. 2002; 29(3): 257-62.

Breschi L., Mazzoni A., Ruggeri A., Cadenaro M., Di Lenarda R., Dorigo EDE., Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. Dent Mater. 2008; 24(1): 90-101.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955; 34(6): 849-53.

Carvalho RM., Pegoraro TM., Tay FR., Pegoraro LF., Silva NRFA., Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilize self-etching primers to dentine. *J Dent.* 2004; 32(1): 55-65.

Cate T. Histologia oral. Desenvolvimento, estrutura e função. In: Nanci A.; [tradução Danielle Pereira de Oliveira]. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008. V.7. p 141-147; p 191-211.

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): 328-336.

D'Arcangelo C., De Angelis F., Minnoni A., Vitalone LM., Carluccio F., Vadini M. Bond strength evaluation of three self-adhesive luting systems used for cementing composite and porcelain. *Oper Dent.* 2011; 36(6): 626-34.

De Goes MF. Cimentos resinosos. *In: Baratieri LN & Chain M. Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores.* São Paulo: Artes Médicas, 1998. v.12. p.169-76.

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

De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J. Dent. Res.* 2005; 84(2): 118-132.

Duarte S., Botta AC., Meire M., Sadan A. Microtensile bond strength 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.

Feilzer AJ., De Gee AJ., Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J. Dent. Res. 1987; 66(11): 1636-1639.

Frankenberger R, Sindel J, Kramer N, Petschelt A. Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. Oper Dent. 1999; 24(3): 147-55.

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res. 1979; 58(4): 1364-70.

Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. Dent Mater. 2006; 22(10): 934-41.

Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. J Adhes Dent. 2006; 8(5): 327-35 [apud Black S., Amoores JN. Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crown. Physiol Meas. 1993; 14(3): 387-392].

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

Hanadi Y. Marghalani. Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements. Dental Materials. 2012; (28): e187-e198.

Hanning M, Rahlf B, Schlichting B. Marginal behavior of “Kulzer” composite inlays under simultaneous mechanical and thermal loading. Dtsch Zahnärztl Z. 1991; 46(9): 618-20.

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

Hiraishi N, Yiu CK, King NM, Tay FR. Effect of pulpal pressure on the microtensile bond strength of luting resin cements to human dentin. *Dental Materials.* 2009; 25(1): 58-66.

Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(11): 1022-8.

James DF, Yahrovesky U. Na esthetic inlay technique for posterior teeth. *Quintessence Int Dent Dig.* 1983; 14(7): 725-731.

Koshiro K, Sidhu SK., Inoue S., Ikeda T, Sano H. New concept of dentin-resin interfacial adhesion: The nanointeraction zone. Wiley Interscience. 2006; 401-408

Krejci I, Lutz R., Gautschi L. Reiner M. Wear and marginal adaptation of composite resin inlays. *J. Prosthet. Dent.* 1993; 72(3): 233-44.

Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(3): 357-63.

Kumiko Yoshihara, Yasuhiro Yoshida, Satoshi Hayakawa, Noriyuki Nagaoka, Masao Irie, Tatsuyuki Ogawa. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomaterialia.* 2011; (7): 3187-3195.

Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *JADA.* 1997; 128(5): 573-81.

Loguercio AD, Reis A., Mazzocco KC, Dias AL, Busato ALS, Singer JM. Microleakage in class II composite resin restorations: total bonding and open sandwich technique. *J Adhes Dent.* 2002; 4(2): 137-44.

Luhrs AK., Guhr H., Gunay H., Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig.* 2010; 14(2): 193-199.

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

Marghalani HY. Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2012; 28(10): e187-198.

Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate structure and properties related to bonding. *J Dent.* 1997; 25(6): 441-58.

Mazzitelli C, Monticelli F, Osorio R, Casucci A, Toledano M, Ferrari M. Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. *Dent Mater.* 2008; 24(9): 1156-63.

Mine A, De Munck J., Vivan Cardoso M., Van Landuyt K.L., Poitevin A., Kuboki T. Enamel smear compromises bonding by mild self-etch adhesives. *J. Dent. Res.* 2010; 89(12): 1505-9.

Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli M, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements. *J Dent Res.* 2008; 87(10): 974-979.

Nakabayashi N, Pashley D. Hybridization of dental hard tissues. Tokyo: Quintessence Publishing; 1998.

Nandini Suresh. Indirect resin composite. J Conserv Dent. 2010; 13(4): 184-194.

Nobuo Nakabayashi, David H. Pashley. Hibridização dos Tecidos Dentais Duros. 1ª ed. São Paulo: Quintessence Editora Ltda, 2000.

Palaniappan S., Bharadwaj D., Mattar D.L., Peumans M., Van Meerbeek B., Lambrechts P. Nanofilled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. 2011; 27(7): 692-700.

Pashley D.H. Dentin: a dynamic substrate in dentistry. Scan Microsc. 1989; 3(1): 161-76.

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 D.H., Tay F.R., Yiu C., Hashimoto M., Breschi L., Carvalho R.M. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. J. Dent. Res. 2004; 83(3): 216-221.

Pegoraro TA, Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for Use in Esthetic Dentistry. Dent Clin North Am. 2007; 51(2): 453–71.

Peumans M., Voet M., De Munck J., Van Landuyt K., Van Ende A., Van Meerbeek B. Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. Clin Oral Invest. 2012: 1-12.

Peutzfeldt A. Indirect resin and ceramic systems. *Oper. Dent.* 2001; Suppl 6 : 153-76.

Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RH. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater.* 2004; 20(7): 669-76.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(3): 280-301.

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

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

Sarr M., Mine A., De Munck J., Cardoso M.V., Kane A.W., Vreven J. *Clin. Oral. Invest.* 2010; 14: 569-577.

Shimada Y, Harnirattisai C, Inokoshi S, Burrow MF, Takatsu T. In vivo adhesive interface between resin and dentin. *Oper Dent.* 1995; 20(5): 204-10.

Soares CJ, Giannini M, Oliveira MT, Paulillo LAMS, Martins LRM. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci.* 2004; 12(1): 45-50.

Tay F.R., Pashley D.H. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*. 2001; 17: 296-308.

Tyas MJ. Milestones in adhesion: glass-ionomer cements. *J Adhes Dent*. 2003; 5(4); 259-66.

Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent*. 1997; 9(3): 108-18.

Van Meerbeek B., De Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Margas M., Vijay P. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003; 28(3): 215-235.

Van Meerbeek B., Yoshihara K., Yoshida Y., Mine A., De Munck J., Van Landuyt K.L. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011; 27(1): 17-28.

Viotti R.G., Kasaz A., Pena C.E., Alexandre R.S., Arrais A.C., Reis A.F. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J. Prosthet. Dent*. 2009; 102: 306-312.

Wang Y., Spencer P., Yao X., Brenda B. Effect of solvent content on resin hybridization in wet dentin bonding. *J Biomed Mater. Res*. 2007; 82A: 975-983.

Xu C., Wang Y.. Chemical composition and structure of peritubular and intertubular human dentin revisited. *Arch Oral Biol*. 2012; 57(4): 383-391.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellems L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*. 2000; 79(2): 709-14.

Yoshida, Y.; Nagakane, K.; Fukuda, R.; Nakayama, Y.; Okazaki, M.; Shintani, H. Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J. Dent. Res.* 2004; 83(6): 454-458.

Yoshida Y., Yoshihara K., Nagaoka N., Hayakawa S., Torii Y., Ogawa T. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J. Dent. Res.* 2012; 91(4): 376-81.

Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N., Irie M., Ogawa T. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomater.* 2011; 7(8): 3187-95.

ANEXO

Tabela 5 - Resultados da resistência de união em MPa após o teste de microtração para o grupo Maxcem Elite em dentina.

Dentina		Palito	Dimensões		Área	Força	Resistência de união (Mpa)	
Maxcem	Dente 1	1	0,85	0,87	0,7395	0,571	7,6	
		2	0,89	0,9	0,801	0,246	3,0	
		3	0,89	0,92	0,8188	0,28	3,4	
		4	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 2	Dente 2	1	0,94	0,95	0,893	0,389	4,3	
		2	0,94	0,95	0,893	0,227	2,5	
		3	0,82	0,94	0,7708	0,247	3,1	
		4	0,87	0,94	0,8178	0,155	1,9	
		5	0,97	0,99	0,9603	0,588	6,0	
		6	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
		7	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 3	Dente 3	1	0,85	0,92	0,782	0,228	2,9	
		2	0,84	0,92	0,7728	0,363	4,6	
		3	0,88	0,92	0,8096	0,324	3,9	
		4	0,9	0,92	0,828	0,498	5,9	
		5	0,89	0,89	0,7921	0,701	8,7	
		6	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
		7	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
		8	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
		9	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 4		Não obteve palitos						
Dente 5	Dente 5	1	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
		2	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 6	Dente 6	1	0,87	0,9	0,783	0,542	6,8	
		2	0,89	0,92	0,8188	0,188	2,3	
		3	0,89	0,9	0,801	0,427	5,2	
		4	0,94	0,92	0,8648	0,525	5,9	
		5	0,89	0,95	0,8455	0,393	4,6	
		6	0,88	0,9	0,792	0,331	4,1	
		7	0,91	0,95	0,8645	0,674	7,6	
		8	0,91	0,92	0,8372	1,037	12,1	
		9	0,91	0,95	0,8645	1,247	14,1	
		10	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					

Tabela 6 - Resultados da resistência de união em MPa após o teste de microtração para o grupo Maxcem Elite em esmalte.

Esmalte	Dente	Palito	Dimensões		Área	Força	Resistência de união (Mpa)
Maxcem	Dente 1	1	0,86	0,94	0,8084	0,583	7,1
		2	0,87	0,9	0,783	0,966	12,1
		3	0,91	1	0,91	1,124	12,1
		4	0,98	0,92	0,9016	0,208	2,3
		5	0,8	0,9	0,72	1,317	17,9
	6	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
	7	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
	8	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 2	1	0,87	0,88	0,7656	0,729	9,3	
	2	0,93	0,92	0,8556	0,399	4,6	
	3	0,86	0,97	0,8342	0,534	6,3	
	4	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 3	1	0,87	0,94	0,8178	1,302	15,6	
	2	0,9	0,93	0,837	2,346	27,5	
	3	0,89	0,86	0,7654	0,545	7,0	
	4	0,89	0,94	0,8366	1,537	18,0	
	5	0,86	0,9	0,774	1,032	13,1	
	6	0,86	0,86	0,7396	0,664	8,8	
	7	0,96	0,9	0,864	0,849	9,6	
	8	0,94	0,88	0,8272	0,3	3,6	
Dente 4	1	0,86	0,97	0,8342	0,985	11,6	
	2	0,85	0,95	0,8075	1,247	15,1	
	3	0,87	0,92	0,8004	1	12,2	
	4	0,87	0,93	0,8091	1,313	15,9	
	5	0,87	0,93	0,8091	0,944	11,4	
	6	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
	7	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 5	1	0,91	0,92	0,8372	0,884	10,3	
	2	0,91	0,94	0,8554	0,883	10,1	
	3	0,91	0,93	0,8463	1,942	22,5	
	4	0,88	0,92	0,8096	0,849	10,3	
	5	0,98	0,97	0,9506	2,641	27,2	
	6	0,89	0,96	0,8544	0,626	7,2	
	7	0,88	0,9	0,792	0,917	11,3	
	8	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 6	1	0,93	0,87	0,8091	0,414	5,0	
	2	0,96	0,77	0,7392	0,803	10,6	
	3	0,94	1,14	1,0716	2,144	19,6	
	4	0,94	0,94	0,8836	0,774	8,6	
	5	0,96	0,94	0,9024	0,822	8,9	
	6	0,83	0,95	0,7885	1,303	16,2	
	7	1,17	0,93	1,0881	1,722	15,5	
	8	0,9	0,95	0,855	1,64	18,8	
	9	0,84	1,16	0,9744	0,818	8,2	

Tabela 7 - Resultados da resistência de união em MPa após o teste de microtração para o grupo Multilink Automix em dentina.

Dentina	Palito	Dimensões	Área	Força	Resistência de união (Mpa)		
Multilink Automix	Dente 1	1	0,83	0,89	0,7387	2,275	30,2
		2	0,83	0,95	0,7885	3,501	43,5
		3	0,83	0,95	0,7885	2,736	34,0
		4	0,91	0,96	0,8736	3,069	34,4
		5	0,75	0,77	0,5775	2,054	34,9
		6	0,8	0,84	0,672	2,079	30,3
		7	0,79	0,81	0,6399	2,109	32,3
		8	0,9	0,95	0,855	3,978	45,6
		9	0,85	0,9	0,765	1,704	21,8
		10	0,79	0,96	0,7584	3,784	48,9
		11	0,76	0,87	0,6612	3,743	55,5
		12	0,94	0,97	0,9118	2,998	32,2
		13	0,89	0,97	0,8633	3,85	43,7
		14	0,9	0,92	0,828	3,136	37,1
		15	0,92	0,95	0,874	1,335	15,0
		16	0,95	0,96	0,912	1,537	16,5
		17	0,95	1	0,95	1,935	20,0
		18	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
		19	Palito com presença de esmalte-descartado				
		20	Palito com presença de esmalte-descartado				
	Dente 2	1	0,9	0,94	0,846	1,439	16,7
		2	0,89	0,9	0,801	0,642	7,9
		3	0,88	0,88	0,7744	0,894	11,3
		4	0,88	1,2	1,056	1,179	10,9
		5	0,87	0,91	0,7917	1,752	21,7
		6	0,9	0,91	0,819	0,885	10,6
		7	0,88	0,92	0,8096	0,785	9,5
		8	1,3	0,93	1,209	1,365	11,1
		9	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
		10	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
	Dente 3	1	0,92	0,93	0,8556	0,869	10,0
		2	0,85	0,86	0,731	0,894	12,0
		3	0,92	0,93	0,8556	0,918	10,5
		4	0,83	0,87	0,7221	1,241	16,8
		5	0,82	0,96	0,7872	1,374	17,1
		6	0,84	0,96	0,8064	1,446	17,6
		7	0,8	0,88	0,704	1,623	22,6
		8	0,86	0,88	0,7568	1,758	22,8
		9	0,85	0,93	0,7905	1,981	24,6
		10	0,85	0,96	0,816	1,9	22,8
		11	0,96	0,96	0,9216	1,831	19,5
		12	0,93	0,96	0,8928	1,74	19,1
		13	0,91	0,96	0,8736	1,747	19,6
		14	0,87	0,96	0,8352	2,133	25,0
		15	0,87	0,93	0,8091	2,33	28,2
		16	0,93	0,96	0,8928	2,83	31,1
		17	0,85	0,93	0,7905	0,432	5,4
		18	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
	Dente 4	1	0,93	0,89	0,8277	1,091	12,9
		2	0,87	0,96	0,8352	1,969	23,1
		3	0,89	0,91	0,8099	1,434	17,4
		4	0,89	0,9	0,801	0,999	12,2
		5	0,88	0,92	0,8096	2,267	27,4
		6	0,87	0,91	0,7917	1,933	23,9
		7	0,89	0,92	0,8188	0,889	10,6
		8	0,91	0,92	0,8372	1,513	17,7
		9	0,92	0,95	0,874	1,591	17,8
		10	0,9	0,94	0,846	0,698	8,1
		11	0,96	0,95	0,912	0,375	4,0
		12	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
	Dente 5	1	0,87	0,92	0,8004	0,714	8,7
		2	0,87	0,91	0,7917	0,777	9,6
		3	0,93	0,94	0,8742	0,724	8,1
		4	0,98	0,88	0,8624	0,401	4,6
		5	0,92	0,92	0,8464	0,836	9,7
		6	0,92	0,99	0,9108	1,157	12,4
		7	0,94	0,96	0,9024	1,208	13,1
		8	0,91	0,97	0,8827	1,284	14,3
		9	0,92	0,94	0,8648	1,424	16,1
		10	0,89	0,92	0,8188	1,659	19,9
		11	0,88	0,93	0,8184	1,494	17,9
		12	0,9	0,92	0,828	1,771	21,0
		13	0,93	0,97	0,9021	2,038	22,1
		14	0,87	0,94	0,8178	2,087	25,0
		15	0,89	0,94	0,8366	2,571	30,1
16	0,92	0,96	0,8832	2,272	25,2		
	Dente 6	1	0,84	0,87	0,7308	1,47	19,7
		2	0,95	0,92	0,874	1,993	22,3
		3	0,84	0,9	0,756	1,187	15,4
		4	0,87	0,89	0,7743	1,746	22,1
		5	0,85	0,97	0,8245	1,015	12,1
		6	0,84	0,92	0,7728	2,073	26,3
		7	0,84	0,87	0,7308	2,166	29,0
		8	0,87	0,88	0,7656	1,027	13,1
		9	0,86	0,93	0,7998	2,434	29,8
		10	0,89	0,93	0,8277	0,879	10,4

Tabela 8 - Resultados da resistência de união em MPa após o teste de microtração para o grupo Multilink Automix em esmalte.

Esmalte	Dente	Palito	Dimensões		Área	Força	Resistência de união (Mpa)
Multilink Automix	Dente 1	1	1,1	0,94	1,034	0,887	8,4
		2	0,97	0,98	0,9506	0,411	4,2
		3	0,9	0,93	0,837	0,594	7,0
		4	0,88	0,89	0,7832	1,799	22,5
		5	1,02	0,93	0,9486	2,199	22,7
	Dente 2	1	0,84	0,95	0,798	3,285	40,3
		2	0,88	0,88	0,7744	0,708	9,0
		3	0,88	0,84	0,7392	0,866	11,5
		4	0,94	0,95	0,893	0,965	10,6
		5	0,95	0,88	0,836	2,863	33,6
		6	0,84	0,96	0,8064	2,586	31,4
		7	0,85	0,92	0,782	1,844	23,1
		8	0,83	0,84	0,6972	2,555	35,9
		9	0,87	0,84	0,7308	1,499	20,1
		10	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
	11	Palito descolou do dispositivo por 2 vezes					
	Dente 3	1	0,93	0,93	0,8649	2,636	29,9
		2	0,9	0,94	0,846	1,652	19,1
		3	0,94	0,96	0,9024	0,941	10,2
		4	0,84	0,9	0,756	0,631	8,2
		5	0,93	0,96	0,8928	0,563	6,2
		6	0,9	0,95	0,855	1,372	15,7
		7	0,83	0,96	0,7968	0,93	11,4
		8	0,91	0,94	0,8554	2,761	31,6
		9	0,84	0,93	0,7812	2,01	25,2
	Dente 4	1	0,87	0,88	0,7656	1,027	13,1
		2	0,92	0,92	0,8464	0,839	9,7
		3	0,86	0,95	0,817	2,957	35,5
		4	0,85	0,86	0,731	2,604	34,9
		5	0,97	0,94	0,9118	1,34	14,4
6		0,87	0,96	0,8352	0,825	9,7	
Dente 5	1	0,85	1,1	0,935	2,619	27,5	
	2	0,73	0,92	0,6716	2,379	34,7	
	3	1,15	0,93	1,0695	1,535	14,1	
	4	0,6	1,17	0,702	1,306	18,2	
	5	0,95	1,08	1,026	3,761	35,9	
	6	0,85	1	0,85	1,845	21,3	
	7	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 6	1	0,9	0,91	0,819	2,555	30,6	
	2	0,86	0,9	0,774	2,036	25,8	
	3	0,9	0,94	0,846	1,601	18,5	

Tabela 9 - Resultados da resistência de união em MPa após o teste de microtração para o grupo RelyX Unicem 2 em dentina.

Dentina	Palito	Dimensões	Área	Força	Resistência de união (Mpa)				
Unicem 200	Dente 1	1	0,86	0,88	0,7568	0,858			
		2	0,91	0,93	0,8463	2,124	24,6		
		3	0,93	0,97	0,9021	1,738	18,9		
		4	0,94	0,98	0,9212	1,171	12,5		
		5	0,93	0,89	0,8277	0,466	5,5		
		6	0,92	0,8	0,736	1,766	23,5		
		7	0,87	0,82	0,7134	0,993	13,6		
		8	0,99	0,91	0,9009	0,916	10,0		
		9	0,91	0,86	0,7826	0,938	11,7		
		10	0,87	0,87	0,7569	1,087	14,1		
		11	0,86	0,91	0,7826	1,832	22,9		
		12	0,9	0,88	0,792	2,213	27,4		
		13	0,88	0,87	0,7656	1,772	22,7		
		14	0,86	0,97	0,8342	1,718	20,2		
		15	0,83	0,88	0,7304	0,739	9,9		
		16	Palito com presença de esmalte-descartado						
		17	Palito com presença de esmalte-descartado						
		18	Palito descolou do dispositivo por 2 vezes						
	Dente 2	1	0,85	0,89	0,7565	1,392			
		2	0,89	0,93	0,8277	2,142	25,4		
		3	0,91	0,93	0,8463	2,591	30,0		
		4	0,89	0,89	0,7921	3,392	42,0		
		5	0,88	0,9	0,792	0,881	10,9		
		6	0,96	0,93	0,8928	2,039	22,4		
		7	0,89	0,89	0,7921	1,578	19,5		
		8	0,86	0,89	0,7654	1,071	13,7		
		9	0,94	0,89	0,8366	2,342	27,4		
		10	0,91	0,94	0,8554	1,445	16,6		
		11	0,89	0,9	0,801	1,855	22,7		
		12	0,89	0,92	0,8188	0,939	11,2		
		13	0,87	0,93	0,8091	0,887	10,7		
		14	0,9	0,95	0,855	0,841	9,6		
		15	0,9	0,94	0,846	2,221	25,7		
		16	0,88	0,89	0,7832	0,786	9,8		
		17	0,88	0,93	0,8184	1,71	20,5		
		18	0,93	0,96	0,8928	2,61	28,6		
19	0,88	0,86	0,7568	0,669	8,7				
20	0,91	0,95	0,8645	1,498	17,0				
21	0,8	0,9	0,72	1,686	22,9				
22	0,93	0,94	0,8742	2,639	29,6				
23	0,86	0,93	0,7998	2,05	25,1				
24	Palito descolou do dispositivo por 2 vezes								
25	Palito descolou do dispositivo por 2 vezes								
	Dente 3	1	0,89	1	0,89	0,713			
		2	0,82	1	0,82	0,711	8,5		
		3	0,89	0,9	0,801	0,882	10,8		
		4	0,87	0,88	0,7656	0,815	10,4		
		5	0,87	0,87	0,7569	0,813	10,5		
		6	0,87	0,88	0,7656	0,83	10,6		
		7	0,84	0,89	0,7476	1,24	16,3		
		8	0,89	0,89	0,7921	1,565	19,4		
		9	0,89	1	0,89	1,042	11,5		
		10	0,88	0,89	0,7832	1,13	14,1		
		11	0,91	1	0,91	1,276	13,7		
		12	0,82	0,89	0,7298	1,244	16,7		
		13	0,88	0,9	0,792	1,021	12,6		
		14	0,88	1	0,88	2,315	25,8		
		15	0,83	0,87	0,7221	0,417	5,7		
		16	0,88	0,89	0,7832	0,458	5,7		
		17	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test						
		18	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test						
	Dente 4	1	0,89	0,9	0,801	0,868			
		2	0,84	0,87	0,7308	0,733	9,8		
		3	0,84	0,89	0,7476	1,752	23,0		
		4	0,87	0,87	0,7569	1,132	14,7		
		5	0,83	0,86	0,7138	0,884	12,1		
		6	0,87	0,89	0,7743	1,054	13,3		
		7	0,89	0,9	0,801	0,65	8,0		
		8	0,82	0,86	0,7652	0,967	13,4		
		9	0,86	0,87	0,7482	0,914	12,0		
		10	0,87	0,89	0,7743	0,743	9,4		
		11	0,87	0,89	0,7743	1,112	14,1		
		12	0,82	0,89	0,7298	0,951	12,8		
		13	0,84	0,85	0,714	0,701	9,6		
		14	0,84	0,82	0,6888	1,278	19,6		
		15	0,86	0,93	0,7998	1,184	14,5		
		16	0,84	0,89	0,7476	1,094	14,3		
		17	1	0,82	0,82	0,309	3,7		
		18	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test						
	Dente 5	1	0,95	0,94	0,893	0,685			
		2	0,86	0,98	0,8428	0,648	7,5		
		3	0,93	0,99	0,9207	0,668	7,1		
		4	0,98	0,93	0,9114	0,694	7,5		
		5	0,9	0,98	0,882	0,663	7,4		
		6	0,84	0,93	0,7812	0,76	9,5		
		7	0,94	0,93	0,8742	0,796	8,9		
		8	0,84	0,93	0,7812	0,703	8,8		
		9	0,91	0,99	0,9009	0,82	8,9		
		10	0,94	0,98	0,9212	0,962	10,2		
		11	0,88	0,95	0,836	1,032	12,1		
		12	0,87	0,95	0,8265	1,141	13,5		
		13	0,88	0,99	0,8712	1,301	14,6		
		14	0,87	0,93	0,8091	1,781	21,6		
		15	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test						
			Dente 6	1	0,9	0,94	0,846	0,609	
				2	0,9	0,93	0,837	0,651	7,6
				3	0,9	0,91	0,819	0,726	8,7
4	0,9			0,94	0,846	0,773	9,0		
5	0,9			0,91	0,819	0,639	7,6		
6	0,9			1,07	0,963	0,879	8,9		
7	0,89			0,9	0,801	1,041	12,7		
8	0,88			0,89	0,7832	1,139	14,3		
9	0,92			0,9	0,828	1,348	16,0		
10	0,9			1,07	0,963	1,478	15,0		
11	0,88			0,9	0,792	1,529	18,9		
12	0,93			1,08	1,034	1,542	15,0		
13	0,9			0,89	0,801	0,946	11,6		
14	0,95			1	0,95	0,704	7,3		
15	0,9			0,95	0,855	0,777	8,9		
16	0,9			0,93	0,837	0,814	9,5		
17	0,9			1,03	0,927	0,854	9,0		
18	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test								
19	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test								

Tabela 10 - Resultados da resistência de união em MPa após o teste de microtração para o grupo RelyX Unicem 2 em esmalte.

Esmalte		Palito	Dimensões		Área	Força	Resistência de união (Mpa)
Unicem 200	Dente 1	1	0,9	0,9	0,81	0,729	8,8
		2	0,94	0,85	0,799	0,848	10,4
		3	0,9	0,85	0,765	1,328	17,0
		4	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
	Dente 2	1	0,81	0,98	0,7938	1,951	24,1
		2	0,84	0,89	0,7476	1,081	14,2
		3	0,96	0,84	0,8064	0,817	9,9
		4	0,9	0,96	0,864	1,134	12,9
		5	0,96	0,91	0,8736	1,424	16,0
		5	0,99	0,98	0,9702	1,918	19,4
		6	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
	7	Palito descolou do dispositivo por 2 vezes					
	Dente 3	1	0,9	0,91	0,819	0,561	6,7
		2	0,93	0,86	0,7998	0,864	10,6
		3	0,91	0,91	0,8281	0,848	10,0
		4	0,87	0,91	0,7917	0,899	11,1
		5	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
	Dente 4	1	0,88	1	0,88	1,515	16,9
		2	0,88	1,06	0,9328	1,778	18,7
		3	0,92	0,93	0,8556	1,078	12,3
		4	1,03	0,86	0,8858	1,524	16,9
		5	0,88	0,95	0,836	0,637	7,5
		6	Palito fraturou antes de colocar na Ez-test				
	Dente 5	1	0,9	0,9	0,81	0,772	9,3
2		0,89	0,91	0,8099	0,992	12,0	
3		0,89	0,9	0,801	0,942	11,5	
4		0,92	1,02	0,9384	1,672	17,5	
5		Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
6		Palito fraturou antes de colocar na Ez-test					
Dente 6	1	0,84	0,89	0,7476	0,888	11,6	
	2	0,91	0,92	0,8372	0,633	7,4	
	3	0,88	0,9	0,792	1,041	12,9	
	4	0,86	0,89	0,7654	1,146	14,7	

Tabela 11 - Resultados da resistência de união em MPa após o teste de microtração para o grupo RelyX Unicem 2 associado ao sistema adesivo Scotchbond Universal em dentina.

Dentina	Palito	Dimensões	Área	Força	Resistência de união (Mpa)				
Unicem 200 + S.U.	Dente 1	1	0,84	0,7896	4,606	57,2			
		2	0,89	0,91	0,8099	5,555	67,2		
		3	0,88	0,92	0,8096	2,63	31,8		
		4	0,88	0,91	0,8008	6,65	81,4		
		5	0,87	0,95	0,8265	1,782	21,1		
		6	0,84	0,86	0,7224	4,96	67,3		
		7	0,82	0,88	0,7216	5,08	69,0		
		8	0,85	0,87	0,7395	5,584	74,0		
		9	0,85	0,91	0,7735	4,317	54,7		
		10	0,91	0,96	0,8736	1,556	17,5		
		11	0,87	0,9	0,783	4,629	57,9		
		12	0,86	0,88	0,7568	3,727	48,3		
		13	0,84	0,89	0,7476	3,87	50,7		
		14	0,81	0,95	0,7695	0,678	8,6		
		15	0,82	0,9	0,738	4,763	63,2		
		16	0,95	0,91	0,8645	4,546	51,5		
		17	0,84	0,88	0,7392	2,612	34,6		
		18	0,9	0,92	0,828	3,619	42,8		
			19	Palito descolou do dispositivo por 2 vezes					
			20	Palito descolou do dispositivo por 2 vezes					
	Dente 2	1	0,9	0,9	0,71	7,7			
		2	0,86	0,91	0,7826	2,98	37,3		
		3	0,9	0,93	0,837	3,916	45,9		
		4	0,89	0,94	0,8366	3,952	46,3		
		5	0,89	0,91	0,8099	4,28	51,8		
		6	0,82	0,91	0,7462	5,97	78,4		
		7	0,91	0,91	0,8281	5	59,5		
		8	0,9	0,9	0,81	5,088	61,6		
		9	0,82	0,89	0,7298	6,097	81,9		
		10	0,91	0,93	0,8463	3,898	45,1		
		11	0,9	0,91	0,819	5,711	68,3		
		12	0,9	0,92	0,828	5,154	61,0		
		13	1	1,04	1,04	3,918	36,9		
		14	0,82	1	0,82	6,64	79,4		
			15	Palito descolou do dispositivo por 2 vezes					
			Dente 3	1	0,85	0,89	0,7565	1,556	20,2
				2	0,88	0,92	0,8096	4,005	48,5
				3	0,8	0,85	0,68	3,659	52,7
				4	0,86	0,86	0,7396	5,293	70,1
				5	0,93	0,93	0,8649	4,34	49,2
6	0,92			0,95	0,874	4,538	50,9		
7	0,88			0,91	0,8008	3,247	39,7		
8	0,92			0,95	0,874	4,284	48,0		
9	0,85			0,98	0,833	4,588	54,0		
10	0,9			0,91	0,819	4,544	54,4		
11	0,88			0,92	0,8096	3,933	47,6		
12	0,8			0,84	0,672	6,26	91,3		
13	0,81			0,85	0,6885	5,087	72,4		
14	0,9			0,95	0,855	4,711	54,0		
15	0,92			0,95	0,874	3,402	38,1		
	16			Palito descolou do dispositivo por 2 vezes					
	Dente 4			1	0,86	0,91	0,7826	2,598	32,5
				2	0,85	0,91	0,7735	4,675	59,2
				3	0,85	0,93	0,7905	4,221	52,3
				4	0,91	0,96	0,8736	4,684	52,5
		5	0,89	0,93	0,8277	1,232	14,6		
		6	0,88	0,91	0,8008	1,779	21,8		
		7	0,85	0,91	0,7735	4,137	52,4		
		8	0,85	0,92	0,782	3,504	43,9		
		9	0,85	0,92	0,782	2,178	27,3		
		10	0,9	0,92	0,828	1,15	13,6		
		11	0,91	0,91	0,8281	4,005	47,4		
		12	0,85	0,98	0,833	4,534	53,3		
		13	0,93	0,93	0,8649	4,844	54,9		
		14	0,87	0,94	0,8178	2,238	26,8		
		15	0,94	0,94	0,8836	5,074	56,3		
		16	0,93	0,94	0,8742	4,092	45,9		
			Dente 5	1	0,87	0,9	0,783	6,27	78,5
				2	0,89	0,92	0,8188	5,738	68,7
				3	0,84	0,9	0,756	3,368	43,7
				4	0,86	0,9	0,774	5,137	65,0
5	0,85			0,87	0,7395	2,82	37,4		
6	0,87			0,89	0,7743	5,427	68,7		
7	0,85			0,79	0,6715	4,16	60,7		
8	0,86			0,88	0,7568	3,424	44,3		
9	0,81			0,85	0,6885	3,571	50,8		
10	0,85			0,86	0,731	5,349	71,7		
11	0,85			0,92	0,782	4,928	61,8		
12	0,85			0,87	0,7395	3,922	52,0		
13	0,85			0,93	0,7905	5,78	71,7		
14	0,87			0,87	0,7569	2,134	27,6		
15	0,8			0,85	0,68	4,773	68,8		
16	0,8			0,9	0,72	4,547	61,9		
17	0,85			0,92	0,782	1,733	21,7		
18	0,82			0,92	0,7544	6,52	84,7		
	Dente 6			1	0,87	0,92	0,8004	3,072	37,6
				2	0,85	0,93	0,7905	5,701	70,7
		3	0,93	0,94	0,8742	5,485	61,5		
		4	0,84	0,93	0,7812	1,734	21,8		
		5	0,87	0,92	0,8004	2,142	26,2		
		6	0,84	0,94	0,7896	4,553	56,5		
		7	0,85	0,92	0,782	4,79	60,0		
		8	0,85	0,93	0,7905	2,846	35,3		
		9	0,84	0,92	0,7728	1,378	17,5		
		10	0,87	0,93	0,8091	2,696	32,7		
		11	0,88	0,94	0,8272	3,592	42,6		
		12	0,84	0,92	0,7728	4,338	55,0		
		13	0,92	0,96	0,8832	0,345	3,8		
		14	0,85	0,93	0,7905	1,353	16,8		

Tabela 12 - Resultados da resistência de união em MPa após o teste de microtração para o grupo RelyX Unicem 2 associado ao sistema adesivo Scotchbond Universal em esmalte.

Esmalte		Palito	Dimensões		Área	Força	Resistência de união (Mpa)
Unicem 200 + S.U.	Dente 1	1	0,85	0,85	0,7225	2,615	35,5
		2	0,88	1	0,88	3,602	40,1
		3	0,86	0,88	0,7568	3,723	48,2
		4	0,9	0,97	0,873	3,219	36,1
		5	0,85	0,97	0,8245	3,243	38,5
		6	0,9	1	0,9	4,217	45,9
		7	0,85	0,9	0,765	2,696	34,5
		8	0,88	0,97	0,8536	1,679	19,3
	Dente 2	1	0,92	0,92	0,8464	1,613	18,7
		2	0,86	0,99	0,8514	1,547	17,8
		3	0,84	0,9	0,756	2,421	31,4
		4	0,92	0,9	0,828	2,659	31,5
		5	0,91	0,85	0,7735	0,704	8,9
		6	0,94	0,97	0,9118	2,789	30,0
		7	0,89	0,91	0,8099	3,844	46,5
	Dente 3	1	0,84	0,9	0,756	0,933	12,1
		2	0,84	0,9	0,756	1,004	13,0
		3	0,85	0,89	0,7565	1,573	20,4
		4	0,89	0,89	0,7921	1,719	21,3
		5	0,84	0,9	0,756	2,246	29,1
		6	0,9	0,9	0,81	2,537	30,7
		7	0,88	0,89	0,7832	3,326	41,6
		8	0,89	0,9	0,801	4,258	52,1
	Dente 4	1	0,84	0,95	0,798	3,607	44,3
		2	0,88	0,94	0,8272	3,099	36,7
		3	0,88	0,94	0,8272	2,067	24,5
		4	0,88	0,88	0,7744	1,842	23,3
		5	0,94	0,95	0,893	2,393	26,3
		6	0,83	0,87	0,7221	1,828	24,8
		7	0,92	0,87	0,8004	1,198	14,7
		8	0,98	0,95	0,931	1,446	15,2
		9	0,89	0,97	0,8633	2,807	31,9
		10	0,89	0,92	0,8188	1,857	22,2
		11	0,85	0,96	0,816	0,784	9,4
	Dente 5	1	0,88	0,89	0,7832	1,555	19,5
		2	0,87	0,98	0,8526	2,689	30,9
		3	0,88	0,88	0,7744	1,127	14,3
		4	0,88	0,9	0,792	2,536	31,4
		5	0,87	0,9	0,783	1,402	17,5
		6	0,9	0,97	0,873	3,268	36,7
		7	0,87	0,89	0,7743	2,202	27,9
		8	0,9	0,89	0,801	2,499	30,6
	Dente 6	9	0,87	0,93	0,8091	3,464	42,0
		1	0,9	0,93	0,837	4,505	52,7
		2	0,84	0,9	0,756	1,605	20,8
		3	0,88	0,94	0,8272	3,24	38,4
		4	0,92	0,96	0,8832	4,63	51,4
		5	0,88	0,91	0,8008	2	24,5
		6	0,95	0,96	0,912	5,222	56,1
		7	0,86	0,95	0,817	1,403	16,8
		8	0,89	0,97	0,8633	2,591	29,4

```

*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*   Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado   *
*                               Tiemi Matsuo               *
*           CALCULO DE ESTATISTICAS - ARQUIVO: RENALAC      *
*****

```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: MARIO GOES

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: MICROTRACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

ANALISE FIXANDO O NIVEL ESMALTE DO FATOR SUBSTRAT E NIVEL MAXCEM DO FATOR MATERIAL

ESTATISTICAS	MPA
NUM. OBS.	37
VALOR MIN.	2.900000
VALOR MAX.	27.500000
AMPLITUDE	24.600000
TOTAL	452.000000
MEDIA	12.216216
VARIANCIA	34.902508
D. PADRAO	5.907835
D.P.MEDIA	0.971242
COEF.VAR.%	48.360600
COEF.ASSIM.	0.841769
COEF. CURT.	3.449577
MEDIANA	11.300000
QUARTIL INF	8.400000
QUARTIL SUP	15.750000
IC 5% L.S.	14.185895
IC 5% L.I.	10.246537
IC 1% L.S.	14.857994
IC 1% L.I.	9.574438

```

*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*   Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado   *
*                               Tiemi Matsuo               *
*           CALCULO DE ESTATISTICAS - ARQUIVO: RENALAC      *
*****

```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: MARIO GOES

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: MICROTRACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

ANALISE FIXANDO O NIVEL ESMALTE DO FATOR SUBSTRAT E NIVEL MULTILIN DO FATOR MATERIAL

ESTATISTICAS	MPA
NUM. OBS.	38
VALOR MIN.	4.200000
VALOR MAX.	40.299999
AMPLITUDE	36.099998
TOTAL	781.700010
MEDIA	20.571053
VARIANCIA	110.014549
D. PADRAO	10.488782
D.P.MEDIA	1.701505
COEF.VAR.%	50.988068
COEF.ASSIM.	0.210447
COEF. CURT.	1.729484
MEDIANA	19.600000
QUARTIL INF	10.600000
QUARTIL SUP	30.600000
IC 5% L.S.	24.018303
IC 5% L.I.	17.123802
IC 1% L.S.	25.190640
IC 1% L.I.	15.951467

```

*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*   Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado   *
*                               Tiemi Matsuo               *
*           CALCULO DE ESTATISTICAS - ARQUIVO: RENALAC       *
*****

```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: MARIO GOES

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: MICROTRACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

ANALISE FIXANDO O NIVEL ESMALTE DO FATOR SUBSTRAT E NIVEL U200 DO FATOR MATERIAL

ESTATISTICAS	MPA
NUM. OBS.	26
VALOR MIN.	6.700000
VALOR MAX.	24.100000
AMPLITUDE	17.400002
TOTAL	340.299990
MEDIA	13.088462
VARIANCIA	17.981861
D. PADRAO	4.240502
D.P.MEDIA	0.831631
COEF.VAR.%	32.398785
COEF.ASSIM.	0.633268
COEF. CURT.	2.951588
MEDIANA	12.150000
QUARTIL INF	10.000000
QUARTIL SUP	16.900000
IC 5% L.S.	14.801621
IC 5% L.I.	11.375302
IC 1% L.S.	15.408712
IC 1% L.I.	10.768211

```

*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*   Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado   *
*                               Tiemi Matsuo               *
*           CALCULO DE ESTATISTICAS - ARQUIVO: RENALAC       *
*****

```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: MARIO GOES

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: MICROTRACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

ANALISE FIXANDO O NIVEL ESMALTE DO FATOR SUBSTRAT E NIVEL U200+SU DO FATOR MATERIAL

ESTATISTICAS	MPA
NUM. OBS.	51
VALOR MIN.	8.900000
VALOR MAX.	56.099998
AMPLITUDE	47.199997
TOTAL	1517.400020
MEDIA	29.752941
VARIANCIA	147.764938
D. PADRAO	12.155859
D.P.MEDIA	1.702161
COEF.VAR.%	40.855991
COEF.ASSIM.	0.299553
COEF. CURT.	2.273738
MEDIANA	30.000000
QUARTIL INF	19.500000
QUARTIL SUP	38.400002
IC 5% L.S.	33.174286
IC 5% L.I.	26.331598
IC 1% L.S.	34.314732
IC 1% L.I.	25.191151

```

*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*   Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado   *
*                               Tiemi Matsuo                 *
*           CALCULO DE ESTATISTICAS - ARQUIVO: RENALAC       *
*****

```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: MARIO GOES

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: MICROTRACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

ANALISE FIXANDO O NIVEL DENTINA DO FATOR SUBSTRAT E NIVEL MAXCEM DO FATOR MATERIAL

ESTATISTICAS	MPA
NUM. OBS.	22
VALOR MIN.	1.900000
VALOR MAX.	14.100000
AMPLITUDE	12.200001
TOTAL	120.500000
MEDIA	5.477273
VARIANCIA	9.613269
D. PADRAO	3.100527
D.P.MEDIA	0.661035
COEF.VAR.%	56.607132
COEF.ASSIM.	1.338089
COEF. CURT.	4.368713
MEDIANA	4.600000
QUARTIL INF	3.100000
QUARTIL SUP	6.800000
IC 5% L.S.	6.852225
IC 5% L.I.	4.102321
IC 1% L.S.	7.348001
IC 1% L.I.	3.606545

```

*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*   Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado   *
*                               Tiemi Matsuo                 *
*           CALCULO DE ESTATISTICAS - ARQUIVO: RENALAC       *
*****

```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: MARIO GOES

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: MICROTRACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

ANALISE FIXANDO O NIVEL DENTINA DO FATOR SUBSTRAT E NIVEL MULTILIN DO FATOR MATERIAL

ESTATISTICAS	MPA
NUM. OBS.	79
VALOR MIN.	4.000000
VALOR MAX.	55.500000
AMPLITUDE	51.500000
TOTAL	1639.699950
MEDIA	20.755695
VARIANCIA	111.790962
D. PADRAO	10.573125
D.P.MEDIA	1.189569
COEF.VAR.%	50.940834
COEF.ASSIM.	0.961223
COEF. CURT.	3.875679
MEDIANA	19.500000
QUARTIL INF	12.200000
QUARTIL SUP	26.299999
IC 5% L.S.	23.127697
IC 5% L.I.	18.383694
IC 1% L.S.	23.905676
IC 1% L.I.	17.605715

```

*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*   Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado   *
*                   Tiemi Matsuo                           *
*           CALCULO DE ESTATISTICAS - ARQUIVO: RENALAC       *
*****

```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: MARIO GOES

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: MICROTRACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

ANALISE FIXANDO O NIVEL DENTINA DO FATOR SUBSTRAT E NIVEL U200 DO FATOR MATERIAL

ESTATISTICAS	MPA
NUM. OBS.	102
VALOR MIN.	3.700000
VALOR MAX.	42.000000
AMPLITUDE	38.299999
TOTAL	1464.000000
MEDIA	14.352942
VARIANCIA	46.958752
D. PADRAO	6.852646
D.P.MEDIA	0.678513
COEF.VAR.%	47.743843
COEF.ASSIM.	1.183608
COEF. CURT.	4.475590
MEDIANA	12.550000
QUARTIL INF	9.400000
QUARTIL SUP	18.900000
IC 5% L.S.	15.700695
IC 5% L.I.	13.005188
IC 1% L.S.	16.139240
IC 1% L.I.	12.566643

```

*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*   Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado   *
*                   Tiemi Matsuo                           *
*           CALCULO DE ESTATISTICAS - ARQUIVO: RENALAC       *
*****

```

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: MARIO GOES

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: MICROTRACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

ANALISE FIXANDO O NIVEL DENTINA DO FATOR SUBSTRAT E NIVEL U200+SU DO FATOR MATERIAL

ESTATISTICAS	MPA
NUM. OBS.	73
VALOR MIN.	7.700000
VALOR MAX.	91.300003
AMPLITUDE	83.600006
TOTAL	3695.200000
MEDIA	50.619179
VARIANCIA	332.284640
D. PADRAO	18.228678
D.P.MEDIA	2.133505
COEF.VAR.%	36.011406
COEF.ASSIM.	-0.329202
COEF. CURT.	2.894105
MEDIANA	51.799999
QUARTIL INF	41.250000
QUARTIL SUP	62.400002
IC 5% L.S.	54.877655
IC 5% L.I.	46.360703
IC 1% L.S.	56.277233
IC 1% L.I.	44.961124

 * SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA *
 * Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *
 * Tiemi Matsuo *
 * ANALISE DA VARIAVEL MPA - ARQUIVO: RENALAC *

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: MARIO GOES

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: MICROTRACAO

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	SUBSTRAT
B	MATERIAL

QUADRO DA ANALISE DA VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
SUBSTRAT AJUST.	1	3532.3219937	3532.3219937	29.2308	0.00001
MATERIAL NAO AJUST.	3	66074.1378484	22024.7126161	182.2600	0.00001
SUB*MAT AJUST.	3	10200.7503086	3400.2501029	28.1379	0.00001
RESIDUO		420	50753.7656962	120.8422993	
TOTAL		427	130560.9758469		

MEDIA GERAL AJUSTADA = 20.954590

COEFICIENTE DE VARIACAO = 52.460 %

S.Q. SUBSTRAT NAO AJUSTADA = 2194.9117956

ANALISE DA VARIANCIA FIXANDO NIVEIS

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
SUB/MAT 1	1	626.5505511	626.5505511	5.1849	0.00197
SUB/MAT 2	1	0.8773614	0.8773614	0.0073	0.99884
SUB/MAT 3	1	33.1260502	33.1260502	0.2741	0.84548
SUB/MAT 4	1	13072.5183396	13072.5183396	108.1783	0.00001
MAT/SUB 1	3	8329.8553603	2776.6184534	22.9772	0.00001
MAT/SUB 2	3	69282.4429949	23094.1476650	191.1098	0.00001
RESIDUO		420	50753.7656962	120.8422993	

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE SUBSTRAT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS AJ.	MEDIAS ORIG. AJ.	5%	1%
1	2	DENTINA	276	24.083567	24.083567	a	A
2	1	ESMALTE	152	17.825611	17.825611	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE SUBSTRAT
 DENTRO DE MAXCEM DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS AJ.	MEDIAS ORIG. AJ.	5%	1%
1	1	ESMALTE	37	12.216217	12.216217	a	A
2	2	DENTINA	22	5.477273	5.477273	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE SUBSTRAT
 DENTRO DE MULTILIN DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS AJ.	MEDIAS ORIG. AJ.	5%	1%
1	2	DENTINA	79	20.755693	20.755693	a	A
2	1	ESMALTE	38	20.571056	20.571056	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE SUBSTRAT
DENTRO DE U200 DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS AJ.	MEDIAS ORIG.	AJ.	5%	1%
1	2	DENTINA	102	14.352940	14.352940	a	A	
2	1	ESMALTE	26	13.088462	13.088462	a	A	

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE SUBSTRAT
DENTRO DE U200+SU DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS AJ.	MEDIAS ORIG.	AJ.	5%	1%
1	2	DENTINA	73	50.619175	50.619175	a	A	
2	1	ESMALTE	51	29.752941	29.752941	b	B	

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS AJ.	MEDIAS ORIG.	AJ.	5%	1%
1	4	U200+SU	124	42.037095	42.037095	a	A	
2	2	MULTILIN	117	20.695725	20.695725	b	B	
3	3	U200	128	14.096093	14.096093	c	C	
4	1	MAXCEM	59	9.703390	9.703390	c	C	

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE ESMALTE DO FATOR SUBSTRAT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS AJ.	MEDIAS ORIG.	AJ.	5%	1%
1	4	U200+SU	51	29.752941	29.752941	a	A	
2	2	MULTILIN	38	20.571056	20.571056	b	B	
3	3	U200	26	13.088462	13.088462	c	BC	
4	1	MAXCEM	37	12.216217	12.216217	c	C	

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL
DENTRO DE DENTINA DO FATOR SUBSTRAT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS AJ.	MEDIAS ORIG.	AJ.	5%	1%
1	4	U200+SU	73	50.619175	50.619175	a	A	
2	2	MULTILIN	79	20.755693	20.755693	b	B	
3	3	U200	102	14.352940	14.352940	c	C	
4	1	MAXCEM	22	5.477273	5.477273	d	D	

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Avaliação da morfologia e resistência de união de cimentos auto-adesivos sobre a superfície de esmalte e dentina**", protocolo nº 140/2011, dos pesquisadores Mario Fernando de Goes, Marcela Santiago Freitas e Renata Fernandes de Souza Lacerda, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 20/01/2012.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Morphology and bond strenght evaluation of self adhesive resin cement on enamel and dentin**", register number 140/2011, of Mario Fernando de Goes, Marcela Santiago Freitas and Renata Fernandes de Souza Lacerda, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 01/20/2012.



Prof. Dra. Livia Maria Andalo Tenuta
Secretária
CEP/FOP/UNICAMP



Prof. Dr. Jacks Jorge Junior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.