

**CLARISSA CALIL BONIFACIO**

**ESTUDO DA RESISTÊNCIA ADESIVA DE CIMENTOS DE IONÔMERO  
DE VIDRO À DENTINA: MICROTRAÇÃO X MICROCISALHAMENTO**

São Paulo

2008

**Clarissa Calil Bonifácio**

**Estudo da resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro à  
dentina: microtração x microcisolamento**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da  
Universidade de São Paulo, para obtenção do título de  
Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Rubens Côrte Real de Carvalho

São Paulo

2008

Catálogo-na-Publicação  
Serviço de Documentação Odontológica  
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Bonifácio, Clarissa Calil

Estudo da resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro à dentina: microtração x microcisolamento / Clarissa Calil Bonifácio; orientador Rubens Corte Real de Carvalho. -- São Paulo, 2008.

103p.: tab., fig.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Dentística) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Cimentos de ionômeros de vidro – Resistência adesiva 2.  
Dentística

CDD 617.675

BLACK D2

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Assinatura:

  
Clarissa Calil Bonifácio

E-mail: clarissacalil@usp.br

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Bonifácio CC. Estudo da resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro à dentina: microtração x microcisolamento [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo, \_\_\_\_/\_\_\_\_/ 2008

### Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

2) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

3) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

**“Abra seus braços para mudanças, sem abrir mão de seus valores”.**  
Dalai Lama

## DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Sônia e Jairo**, meus maiores fãs e incentivadores. Tenho muito orgulho de ser fruto de duas pessoas tão humanas, sensíveis, lutadoras... tão sensacionais! Amo vocês infinitamente e agradeço todos os gestos, palavras e olhares. Obrigada por me permitirem voar, sem o amor e apoio de vocês alguns sonhos não estariam no “mundo das idéias”.

Ao **Luiz Fernando**, que me mostra diariamente que nada é maior que o nosso amor, nem mesmo os 9.795 km que nos separaram. Obrigada pelo seu constante incentivo, paciência, companheirismo e compreensão.

Ao meu companheiro de berço **André** e a iluminada **Adriana**, exemplos de amor e esperança! Sempre acreditando e torcendo por mim.

“A inteligência sem amor, te faz perverso (...)  
A vida sem amor... não tem sentido”  
*Madre Tereza de Calcutá*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Rubens Côrte Real de Carvalho**. Desde a Iniciação Científica acreditou em mim, dando liberdade para que eu escolhesse meu caminho e buscasse o amadurecimento! Seu acolhimento foi fundamental para transformar um sonho em realidade. Sem perder a qualidade, demonstra diariamente como é possível fazer tudo ao mesmo tempo agora, um grande mestre. Agradeço muito pelo crescimento proporcionado. Onde quer que eu vá sempre levarei seus ensinamentos comigo.

À **Profa. Dra. Daniela Prócida Raggio**, minha amiga acima de tudo! Sempre me apoiando, incentivando e abrindo caminhos. Obrigada pela confiança, carinho, amizade e pelas experiências compartilhadas. Foi e ainda é um modelo para mim: na sala de aula, na Holanda e na maneira de lidar com as adversidades da vida. Agradeço de coração todo o seu tempo despendido em me ajudar, toda paciência em me ensinar, dos momentos mais áridos aos mais felizes! Ainda tenho muito que aprender com você!

“Mestre não é aquele que aprende a ensinar mas aquele que ensina a aprender”  
*Marcelo Soriano*

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. **José Carlos Pettorossi Imparato**, responsável por despertar meu interesse em pesquisa clínica. Agradeço às oportunidades à minha carreira acadêmica, aos ensinamentos e ao eterno apoio, independente dos caminhos que eu escolhesse, sempre pensando no que fosse melhor para o meu futuro. Obrigada do fundo do meu coração!

Ao Prof. Dr. **Marcelo Bönecker**, pela confiança depositada, oportunidades oferecidas, ensinamentos, conversas e carinho. Seu acolhimento foi fundamental para que eu continuasse quando encontrei a primeira barreira. Agradeço por você ser muito mais do que “só meu amigo” como diz. Obrigada por acompanhar meu desenvolvimento, com toda a atenção e cuidado que lhe é peculiar. As pessoas importantes sempre ficam, mesmo que a vida passe!

À **Ângela Mayumi Shimaoka**, amiga querida, companheira e sempre muito verdadeira! Obrigada pela incansável disposição, pelos toques, momentos e risadas compartilhadas. Sem você esse trabalho não seria o mesmo, nem eu.

À amiga e sempre professora **Alessandra Pereira de Andrade** me ensinando, desde a graduação, sem medo de compartilhar. Agradeço muito pelo seu carinho e por tudo que aprendi nesses anos de intensa convivência. Admiro muito sua competência, persistência e determinação.

Ao **Marcio Vivan Cardoso**, por me escutar e aconselhar com muita humildade e sabedoria. Uma pessoa que mesmo de longe se faz presente! Quando a gente sente não é preciso explicar.

A **Daniela Hesse**, a mais esforçada de todas, inigualável! Pessoa fundamental para a finalização deste trabalho, mesmo que indiretamente.

Ao **Prof. Dr. Ricardo S. Navarro**, pelas oportunidades, confiança e amizade!

Ao **Prof. Marcio Garcia dos Santos**, que me ensinou a engatinhar pelos laboratorios da Dentistica.

Aos companheiros da “turma” **Simone Moreto, Frederico Seidi Hori e Luciana Espejo** por ajudar e dividir, mesmo que por vezes ficássemos “perdidos” juntos!

Aos **colegas de Pós Graduação** dos Departamento de Dentística e Odontopediatria, em especial: **Sérgio Botta, Camilla Bengtson, Camila Guglielmi, Gabriela Bonini, Janaína Aldrigui, Lucila Camargo e Marcela Marquezan**. Obrigada por todos os momentos e conhecimentos compartilhados.

À **Profa. Dra. Adriana Bona Matos**, pela torcida e apoio desde a graduação!

À **Profa. Dra. Mirian Lacale Turbino**, sempre disponível e correta, condizente com seu papel.

Aos professores do Departamento de Dentística da FOU SP pelo convívio tão importante e enriquecedor.

Aos funcionários do departamento **David, Leandro, Ana, Sr Aldo e Arnaldo**, pelo auxílio, convívio e amizade.

A técnica do laboratório de pesquisa aplicada, a querida e doce **Soninha**, sempre prestativa e preocupada com meu bem estar. Obrigada de coração!

Aos amigos de outros departamentos: **Rosinha, Mirtes, Sr Antonio, Sr Silvio, Marize, Julio, Fátima e Clemência**, que me acompanharam nessa jornada. Aprendo muito com vocês também!!! Obrigada pelo carinho!

As secretárias da Pós-Graduação **Cátia** e **Alessandra**, pelo auxílio em todos os momentos.

Aos **amigos da clínica ART da FOU SP**, por ajudarem a manter um sonho vivo, mesmo que muitas vezes eu não pudesse estar presente.

A **Mayra**, minha prima-irmã, obrigada por tudo!

À **Glauci** pelo auxílio na normalização.

À Profa **Arlaine Pereira** e a **Gianni dos Santos** pelo auxílio na análise estatística.

À querida **Liz**, do Laboratório de Caracterização Tecnológica – POLI/USP.

As empresas **3M ESPE** e **G.C. Europe** pela gentileza na doação dos materiais.

A todos que direta ou indiretamente me ajudaram na realização deste trabalho.

Aos meus **amigos e familiares**, que entenderam a minha ausência em tantos momentos importantes e nunca deixaram de me apoiar!

À **CAPES** pela bolsa de Mestrado a mim concedida.

To **Dr. W. E. van Amerongen** to make another dream come true. I am very happy to work with you at ACTA. More than a supervisor you became a very good friend, always stimulating and keeping my feet on the ground. Thank you for all our moments together.

Life is much more than work, we know it! Dank je wel!

**MUITO OBRIGADA!**

Bonifácio CC. Estudo da resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro à dentina: microtração x microcislamento [Dissertação de Metrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

## RESUMO

Este estudo objetivou avaliar quantitativamente e qualitativamente a resistência adesiva de três diferentes tipos de cimentos de ionômero de vidro (CIV) por meio dos ensaios mecânicos de microtração e microcislamento. Quarenta superfícies planas de dentina foram divididas aleatoriamente em dois grupos, segundo o ensaio mecânico: microtração (n=24) e microcislamento (n=16). Posteriormente, cada grupo foi novamente dividido em quatro subgrupos, segundo o material restaurador utilizado: CIV de alta viscosidade (Ketac™ Molar Aplicap - 3M/ESPE), CIV modificado por resina (Fuji II LC encapsulado - CG Corporation), nano-ionômero (Ketac™ N100 - 3M/ESPE) e resina composta (Z100 - 3M/ESPE). Para o teste de microtração os dentes foram seccionados perpendicularmente a interface de união obtendo-se espécimes com área de superfície aderida de aproximadamente 1mm<sup>2</sup>. Para o teste de microcislamento foram confeccionados três cilindros de material restaurador em cada superfície de dentina. Todos os grupos foram armazenados em água destilada por 24h. Os ensaios foram realizados em Mini Instron a velocidade de 1mm/min. Os valores obtidos, expressos em MPa, foram submetidos à Análise de Variância (p<0,05) e o método de comparações múltiplas LSD. Foi encontrada diferença estatisticamente significativa

entre testes e entre materiais, demonstrando que o comportamento dos valores de resistência adesiva dos quatro tipos de materiais estudados depende do tipo de ensaio mecânico utilizado. A análise qualitativa dos padrões de fratura em lupa estereoscópica revelou fraturas predominantemente adesivas e mistas quando da utilização do microcissalhamento para todos os materiais estudados, enquanto para a microtração, observou-se um grande número de fraturas coesivas em material para o Ketac™ Molar e para o Fuji II LC. Os valores de resistência adesiva do Ketac™ Molar e do Fuji II LC são semelhantes aos encontrados à resina Z100, quando o teste utilizado foi o microcissalhamento. Com o teste de microtração houve diferença entre os grupos, sendo que Ketac™ Molar se comportou de maneira semelhante a N100 que foram estatisticamente inferiores a Fuji II LC, que por sua vez também foi inferior a Z100. Com base nesses resultados conclui-se que o ensaio mecânico de microcissalhamento foi o que melhor avaliou a resistência adesiva dos materiais ionoméricos.

Palavras-Chaves: microcissalhamento, microtração, resistência adesiva, cimentos de ionômero de vidro

Bonifácio CC. Bond strength of glass-ionomer cements to dentin: microtensile x microshear [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

## **ABSTRACT**

The present study aim to quantitatively and qualitatively evaluate the adhesive resistance of three types of Glass Ionomer Cements (GIC) through microtensile and microshear tests. Forty flat dentine surfaces were randomly divided between the two types of mechanical test: microtensile (n=24) and microshear (n=16). Furthermore, each group was divided into four subgroups, according the material used: High Viscosity GIC (Ketac™ Molar Aplicap - 3M/ESPE), Resin Modified GIC (Fuji II LC encapsulated - CG Corporation), nano-ionomer (Ketac™ N100 - 3M/ESPE) and composite resin (Z100 - 3M/ESPE) resin. For the microtensile test, the teeth were sectioned perpendicularly to the adhesive interface so 1mm<sup>2</sup> surface specimens could be obtained. For the microshare test three cylinder shaped restorative material were produced per each dentine surface. All groups were stored in distillated water for 24h. All tests were performed with a Mini Instron machine at a crosshead speed of 1mm/min. The results obtained, expressed in MPa, were submitted to variance - ANOVA ( $p < 0,05$ ) and least significant differences (LSD) analysis. Test and materials were statistically different, indicating that the values for adhesive resistance obtained per material depend on the test used. The qualitative analysis of the fractures, carried out by light microscope at 40x

magnification, revealed that fracture produced by the microshear test were mainly adhesives or mixed. Microtensile fractures were mainly cohesive within the material for Ketac™ Molar and for Fuji II LC. According to the microshear test, the adhesive resistance figures found for Ketac™ Molar and for Fuji II LC were similar to the ones found in Z100 resin. Nevertheless, the microtensile test demonstrated that there was difference between the groups, as Ketac™ Molar behaved in line with N100, which were statistically inferior to Fuji II LC that was poorer than Z100. The conclusion, base on these results, was that the microshear was the mechanical test that better evaluated the adhesive resistance of the studied ionomer-based materials.

Keywords: microshear, microtensile, bond strength, glass ionomer cements

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 4.1 - Sequência de preparo dos dentes.....41
- Figura 4.2 - Esquema da formação dos grupos experimentais .....43
- Figura 4.3 - Seqüência do preparo dos espécimes para microtração .....47
- Figura 4.4 - Seqüência do preparo dos espécimes para microcisalhamento.....50
- Figura 5.1 - Fotomicrografias em MEV com aumento de 200x: (a) Ketac™ Molar Aplicap, fratura mista; CIV falha coesiva em material; (A) falha adesiva;(b) Ketac™ N100, fratura adesiva; (c) Z100, fratura mista; (A) falha adesiva, (S) falha coesiva em substrato, pode-se observar presença de material na superfície (flechas).....58
- Figura 5.2 - Fotomicrografias em MEV: Fuji II LC, fratura mista (a) aumento de 200x; (A) falha adesiva; (CIV) falha coesiva em material. Pode-se observar a presença de bolhas no corpo do material (flecha). (b) aumento de 1000x da interface, região de bolha em material.....58
- Figura 5.3 - Fotomicrografias em MEV, aumento de 200x: (a) Fuji II LC, fratura coesiva em material; (b) Ketac™ Molar, fratura adesiva; (c) Z100, fratura mista; (RC) falha coesiva em material; (A) falha adesiva; (d) Z100 fratura mista; (CA) falha coesiva em adesivo; (S) falha coesiva em substrato ..59
- Figura 5.4 - Fotomicrografias em MEV, aumento de 6000x. Superfícies de dentina

|   |    |
|---|----|
| após fratura adesiva (a) Ketac™ Molar; (b) Fuji II LC; (c) Ketac™ N100; (d) Resina Composta Z100 .....  | 60 |
| Figura 5.5 - Fotomicrografias em MEV. Fuji II LC, fratura mista; (A) falha adesiva; (Cp) falha coesiva em <i>primer</i> ; (a) aumento de 200x; (b) aumento de 6000x. Pode-se observar a presença de <i>smear layer</i> sobre a superfície dentinária..... | 60 |
| Gráfico 5.1 - Médias dos valores de resistência adesiva (MPa), segundo material e teste.....  | 54 |
| Gráfico 5.2 - Médias dos valores de resistência adesiva (MPa), segundo teste e material .....   | 55 |
| Gráfico 5.3 - Análise do padrão de fratura .....  | 57 |
| Quadro 4.1 - Materiais utilizados neste estudo.....   | 42 |
| Quadro 4.2 - Composição e protocolo de aplicação dos materiais restauradores, segundo a orientação dos respectivos fabricantes .....  | 45 |
| Quadro 4.3 - Pré-tratamento de dentina e proteção do material segundo os respectivos fabricantes.....   | 46 |

## LISTA DE TABELAS

|   |    |
|---|----|
| Tabela 5.1 - Tabela da análise de variância .....                                   | 53 |
| Tabela 5.2 - Resultados da resistência adesiva e diferenças estatísticas obtidas .. | 55 |

# SUMÁRIO

|   | p. |
|---|----|
| <b>1 INTRODUÇÃO</b> .....   | 18 |
| <b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....  | 22 |
| 2.1 Cimentos de Ionômero de Vidro (CIV) .....                               | 22 |
| 2.2 União entre cimentos de ionômero de vidro e os substratos dentais ..... | 26 |
| 2.3 Resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro .....              | 28 |
| 2.4 Teste de microtração .....  | 31 |
| 2.5 Teste de microcisalhamento .....  | 35 |
| <b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....   | 38 |
| <b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....   | 39 |
| 4.1 Aspectos éticos .....   | 39 |
| 4.2 Delineamento experimental .....   | 39 |
| 4.3 Preparo dos dentes .....  | 40 |
| 4.4 Ensaio mecânico de microtração .....                                    | 43 |
| 4.5 Ensaio mecânico de microcisalhamento .....                              | 48 |
| 4.6 Análise dos padrões de fratura .....                                    | 51 |
| 4.7 Microscopia eletrônica de varredura .....                               | 51 |
| 4.8 Tratamento estatístico dos dados .....                                  | 52 |
| <b>5 RESULTADOS</b> .....   | 53 |
| 5.1 Resistência adesiva .....   | 53 |
| 5.2 Análise dos padrões de fratura .....                                    | 57 |
| <b>6 DISCUSSÃO</b> .....  | 61 |
| <b>7 CONCLUSÕES</b> .....   | 79 |

|                          |     |
|--------------------------|-----|
| <b>REFERÊNCIAS</b> ..... | 80  |
| <b>APÊNDICES</b> .....   | 90  |
| <b>ANEXOS</b> .....      | 103 |

## 1 INTRODUÇÃO

Para atender as filosofias contemporâneas de tratamento restaurador com mínima intervenção, atualmente existe uma crescente procura por materiais restauradores capazes não apenas de selar as cavidades, mas também de induzir a reparação da dentina afetada remanescente. O cimento de ionômero de vidro (CIV) é um material que pode suprir essa necessidade, por ter reação de presa química, liberar íons flúor, alumínio e zinco, apresentando grande potencial indutor de remineralização e características preventivas, reduzindo a velocidade da progressão de lesões de cárie (AMARAL; GUEDES-PINTO; CHEVITARESE, 2006; BERG, 2002; FRANCCI et al., 1999; NGO et al., 2006; SILVA et al., 2007; SMALES; GAO, 2000).

As técnicas de preparo e restauração de cavidades passaram por grandes modificações na última década com a difusão da Mínima Intervenção e o aprimoramento dos sistemas adesivos e dos cimentos de ionômero de vidro. Concomitantemente houve a disseminação do Tratamento Restaurador Atraumático (ART) desenvolvido para o tratamento de lesões cáries em dentes decíduos e permanentes em que as sofisticadas infra-estruturas ou equipamentos odontológicos não estavam disponíveis. O material de escolha para as restaurações ART é o cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade. No entanto, ainda há pouca informação quanto a força de adesão deste material à dentina humana.

O interesse em estudar CIVs tem sido renovado devido a boa performance desses materiais em recentes pesquisas clínicas (FRENCKEN et al., 2004; FRENCKEN; TAIFOUR; VAN'T HOF, 2006; PEUMANS et al., 2005; SCHOLTANUS; HUYSMANS,

2007). Van't Hof et al. (2006) concluíram baseados em uma meta-análise, que restaurações de uma face realizadas pela técnica do ART, utilizando cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade em dentes decíduos e permanentes, mostraram altas taxas de sobrevivência quando comparados ao amálgama. O estudo também conclui que os CIVs de baixa viscosidade não devem ser utilizados para restaurações com cunho definitivo.

O CIV é um material de relativo baixo custo quando comparado aos sistemas adesivos e às resinas compostas, além de apresentar menores dificuldades no que se refere à aplicação clínica. A Odontologia baseada em restaurações com CIVs é considerada, em princípio, mais acessível à população mundial.

O CIV é indicado para restauração de cavidades nas quais não haja a interferência direta de forças oclusais, devido as suas propriedades de adesão química às estruturas dentais, baixa condutibilidade térmica e baixa contração durante a presa. Por possuir uma técnica menos sensível, é o material de escolha para restaurações cervicais, pois nessa região o isolamento absoluto é dificultado, o que não favorece a utilização de materiais resinosos.

Com a evolução da ciência observa-se um aumento da expectativa de vida da população mundial. Dessa forma, a tendência atual na Odontologia é o tratamento minimamente invasivo, que busca evitar a primeira intervenção para se evitar um ciclo restaurador repetitivo. Seguindo essa tendência busca-se, portanto, uma manutenção da estrutura dental, o que faz prever uma maior concentração nos estudos de prevenção e odontogeriatrics para as próximas décadas. Nesse sentido, o CIV poderá ser um material promissor.

O alto peso molecular do ácido poliacrílico presente nos CIVs, faz com que a penetração desse ácido não ocorra em profundidade e, dessa forma, a hipersensibilidade dentinária seja evitada, o que favorece o uso desse material em lesões cervicais não cariosas, casos em que muitas vezes um material restaurador é indicado para que se controle a sensibilidade dentinária.

Os ensaios mecânicos para avaliação da resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro convencionais às estruturas dentárias apresentam geralmente fraturas coesivas em material, indicando que os valores apresentados não representam uma real resistência da interface (CHO; CHENG, 1999; LIN; MCINTYRE; DAVIDSON, 1992; POWIS et al., 1982).

Para os CIVs modificados por resina os testes de adesão têm tido maior sucesso devido, provavelmente, à natureza não apenas química, mas também micromecânica da adesão desses materiais à estrutura dentinária (PEREIRA et al., 1997) A melhora de algumas propriedades mecânicas também pode ter favorecido os resultados dos testes de adesão para esses materiais (PEREIRA et al., 2002).

As metodologias mais utilizadas para avaliação da resistência adesiva dos CIVs ao esmalte e à dentina são os testes de tração e cisalhamento. Recentemente alguns pesquisadores têm utilizado também os testes de microtração e microcisalhamento. Devido às variações nas metodologias, torna-se difícil a comparação entre os resultados. Atualmente verifica-se pouco estímulo para realização desse tipo de estudo em CIVs convencionais devido a dificuldade de avaliar isoladamente sua resistência adesiva, mas a dúvida em relação a força de adesão desses materiais às estruturas dentárias ainda permanece.

Este estudo justifica-se dada à dificuldade de se avaliar a resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro. Torna-se necessário, portanto, obter maiores esclarecimentos em relação à utilização dos ensaios de microcisalhamento e microtração, para avaliar e comparar a resistência adesiva de CIVs à dentina.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Cimentos de Ionômero de Vidro (CIV)

Wilson e Kent (1972) trouxeram ao mercado odontológico os cimentos de ionômero de vidro, material desenvolvido a partir da união dos cimentos de carboxilato de zinco e do cimento de silicato, com reação de presa química (ácido-base). Os CIVs apresentavam propriedades indicativas de um bom selamento, auxiliando nos procedimentos restauradores.

As principais vantagens desse material são: a adesão química ao esmalte e à dentina, liberação e reincorporação de íons flúor para o meio e estruturas adjacentes à restauração (ATTAR; ONEN, 2002), biocompatibilidade às estruturas dentais, atividade antibacteriana, ausência de estresse de contração durante a presa, coeficiente de expansão térmico-linear similar ao dente e baixa condutibilidade térmica. Outras propriedades, no entanto, como baixa resistência ao desgaste e aos ácidos, longo tempo de presa e suscetibilidade à fratura fizeram com que esse material não fosse indicado para cavidades submetidas às forças oclusais (MARSHALL; 1990; MOUNT, 1999; NICHOLSON; BRAYBROOK; WASSON, 1991; PEREIRA; INOKISHI; TAGAMI, 1998; SILVA et al., 2007; WILSON; KENT, 1972). Desde então essa classe de material vem sendo modificada para atender às necessidades mercadológicas, funcionais e estéticas (IMPARATO et al., 2007).

Os CIVs são geralmente apresentados pelos fabricantes como sistemas encapsulados ou na forma de pó e líquido (WALLS; MCCABE; MURRAY, 1988). A composição do pó geralmente consiste em vidro de fluor-alumínio-silicato, sódio e sílica. O líquido é composto por ácidos fracos de alto peso molecular, geralmente uma solução aquosa de ácido poliacrílico, maleico e itacônico (MJÖR, 1999).

A reação de presa inicial ocorre durante as primeiras 24 horas após a manipulação. Nesse período o material é suscetível à incorporação e perda de água, o que pode alterar suas propriedades (CEFALY et al., 2001; MOUNT, 1991). Desta forma é indicado o uso de protetores de superfície. Os materiais mais utilizados para esse fim são o verniz contido no próprio kit do material, verniz copal, esmalte de unha, glazeadores ou adesivos dentais (SERRA et al., 1994).

Ao longo do desenvolvimento dos CIVs, os fabricantes concentraram-se, inicialmente, nas características mecânicas do material, buscando aumentar as indicações clínicas. Uma significativa modificação nesse sentido foi a adição de grupos metacrilato aos CIVs, dando origem aos chamados CIVs modificados por resina (WHITE, 1994). Essa modificação aumentou a versatilidade desses materiais, auxiliando no controle dos tempos de trabalho e presa (CROLL; HELPIN, 1995). A adesão desses materiais ao dente também foi modificada em relação aos CIVs convencionais (MOUNT, 1995). Nos CIVs modificados por resina, a adesão é baseada em ligações cruzadas dos grupos metacrilatos assim como na reação ácido-base entre as partículas de flúor-alumino-silicato de vidro e os grupos dos ácidos poliacrílico e itacônico caracterizando uma real presa dual (HOLTAN et al., 1990; MATHIS; FERRACANE, 1989; MITRA, 1991; NAKANUMA et al., 1998).

Recentemente foi lançado no mercado odontológico o nano-ionômero (Ketac™ N100 - 3M/ESPE), combinando a tecnologia das nanopartículas com um cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Esse produto é apresentado na forma de *clicker*, com duas pastas, o que visa minimizar falhas na dosagem e posterior manipulação. Ainda não há na literatura trabalhos que avaliem a adesão desse material ao dente.

Os chamados cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade foram originalmente desenvolvidos para a aplicação do Tratamento Restaurador Atraumático (ART) em dentes posteriores (RUTAR; MCALLAN; TYAS, 2000). Por possuírem maior proporção pó/líquido, os CIVs de alta viscosidade apresentam melhores propriedades mecânicas, sendo indicados como materiais restauradores definitivos (FRANKENBERGER; SINDEL; KRAMER, 1997; FRENCKEN et al., 1996; VAN DUINEN et al., 2005). A grande vantagem dessa modificação no material é permitir a sua utilização em locais com carga mastigatória, reduzindo o desgaste superficial e o tempo de presa (BERG, 2002); o que, por sua vez, proporcionaria sua utilização em locais onde não existe a infra-estrutura odontológica tradicional (BURROW; NOPNAKEEPONG; PHRUKKANON, 2002; RAGGIO, 2004).

Os CIVs de alta viscosidade apresentam uma reação de presa rápida, ideais para condições nas quais o isolamento absoluto não pode ser utilizado (BERG, 2002; PEEZ; FRANK, 2006). Por liberarem íons flúor e alumínio, os CIVs reduzem a viabilidade de bactérias e permitem que a remoção do tecido cariado mantenha a dentina afetada, com capacidade de se remineralizar (KUBOKI; OHGUSHI; FUSAYAMA, 1977; NGO et al., 2006; PEREIRA; INOKOSHI; TAGAMI, 1998; SILVA et al., 2007; SMALES; FANG, 1999).

O sucesso das restaurações ART de uma face já é considerado como evidência científica, com altas taxas de sobrevivência para as restaurações realizadas com CIVs de alta viscosidade em comparação com o amálgama, comprovado por metanálises (FRENCKEN et al., 2004; VAN'T HOF et al., 2006). Esse material, no entanto, não é indicado apenas para situações onde não há a possibilidade do uso de energia elétrica ou não é indicado o isolamento absoluto, como na técnica do ART. Grupos específicos de pacientes, como os pacientes com alta atividade de cárie, pacientes com necessidades especiais e idosos são beneficiados com o uso deste material. Outras aplicações dos CIVs são as lesões cervicais não cariosas, restaurações provisórias ou base de restaurações tipo sanduíche (MATIS; COCHRAN; CARLSON, 1996; MOUNT, 1997; SCHOLTANUS; HUYSMANS, 2007; SWIFT JR; PERDIGÃO; HEYMANN, 1995).

Lo et al. (2006) compararam a aplicação do ART em lesões de cárie cervicais com o tratamento convencionalmente aplicado a essas lesões, com uso de brocas e CIV modificado por resina. Em avaliação após 12 meses encontraram 86,4% de sucesso para as restaurações ART e 92,1% para as convencionais, sem diferença estatística entre os métodos.

Avaliando clinicamente o sucesso de restaurações em lesões cervicais não cariosas realizadas com diferentes sistemas adesivos e um CIV modificado por resina durante um período de 13 anos, van Dijken e Pallesen (2008) observaram que todos os sistemas adesivos apresentaram uma porcentagem de falhas, independente da estratégia adesiva utilizada. Os maiores índices de retenções foram encontrados para o CIV modificado por resina e para um sistema adesivo de 3 passos com condicionamento total.

Com o intuito de minimizar falhas na dosagem e manipulação são indicados os cimentos de ionômero de vidro na forma encapsulada, uma vez que o material vem pré-dosado e a manipulação é realizada mecanicamente. A dificuldade de se utilizar esses materiais em campo existe, pois se faz necessário o uso de energia elétrica e o custo é muito mais alto quando comparado ao apresentado na forma de pó e líquido, inviabilizando o uso em larga escala (RAGGIO, 2004).

## **2.2 União entre cimentos de ionômero de vidro e os substratos dentais**

A adesão química ao esmalte e à dentina talvez seja a propriedade mais importante dos CIVs. Alguns autores citam essa adesão como mérito do material (POWIS et al., 1982; TYAS, 2003; VAN MEERBEEK et al., 2006), mas a efetiva validade dessas ligações ainda é pouco compreendida, com algumas teorias explicativas.

Wilson e Kent (1972) sugeriram que íons metálicos dentro do cimento poderiam formar pontes entre o poliácido e grupos carboxila na superfície do esmalte. Wilson; Prosser e Powis (1983) demonstraram que poliânions do cimento penetram na superfície de apatita, com grupos carboxílicos deslocando grupos fosfato da matriz de apatita.

Estudos têm demonstrado que os CIVs aderem naturalmente às superfícies dentárias (MOUNT; PATEL; MAKINSON, 2002; WILSON; KENT, 1972) formando uma camada enriquecida de íons do cimento na superfície de esmalte ou dentina, o que é de

importância primordial na retenção dos CIVs (MOUNT, 1991; NGO et al; 2006). Uma zona de interação entre o CIV e as superfícies de esmalte e dentina foi encontrada por Ngo; Mount e Peters (1997), que segundo os autores contribui para a adesão e a resistência à microinfiltração do material, também citada por Ferrari e Davidson (1997) que a nomearam zona de interdifusão. A adesão química é formada por atrações iônicas e polares (AKINMADE; NICHOLSON, 1993) entre a hidroxiapatita e os íons poliacrílicos, de maneira que esses deslocam íons fosfato e cálcio da superfície dentária (WILSON; PROSSER; POWIS, 1983), formando assim a camada de interdifusão que também é considerada benéfica em termos de resistência à degradação hidrolítica, favorecendo a longevidade das restaurações (DE MUNCK et al., 2005).

A força de união é influenciada, basicamente, por dois fatores: morfologia do aderente e tratamento da superfície (condicionamento). A presença de agentes contaminantes pode alterar a energia de superfície e, portanto, a molhabilidade do material à superfície dentária (BARAKAT; POWERS; YAMAGUCHI, 1988; LIN; MCINTYRE; DAVIDSON, 1992; TAO; PASHLEY, 1988; TYAS, 2003). A *smear layer* ou lama dentinária interfere na adesão do CIV às estruturas dentárias (NAKANUMA et al., 1998), motivo pelo qual o pré-tratamento dessas superfícies é preconizado (PEREIRA et al., 1997; POWIS et al., 1982; TYAS, 1994; VAN MEERBEEK et al., 2006).

Diferentes agentes e concentrações são indicadas para o condicionamento da superfície previamente à aplicação do CIV. O ácido poliacrílico, por ser uma substância de alto peso molecular, não permitindo que ele atue em profundidade mas pela sua característica ácida consegue remove parcialmente a *smear layer*, aumentando a área de contato sem provocar desmineralização ou significativa abertura dos túbulos

dentinário que possa levar à sensibilidade dentinária (INOUE et al., 2001; MOUNT, 1991; PEREIRA et al., 2002; POWIS et al., 1982).

Os CIVs são, atualmente, citados na literatura como um material que apresenta auto adesão à estrutura dentária, o que ocorre, em princípio, sem qualquer pré-tratamento superficial. No entanto, sabe-se que o pré-tratamento com um ácido poliacrílico fraco melhora significativamente a eficiência da adesão (PEREIRA et al., 2000). Essa melhora pode ser atribuída à limpeza da superfície e à uma desmineralização parcial, aumentando a energia superficial e criando microporosidades que facilitarão o processo de adesão (INOUE et al., 2001; MOUNT et al., 1991; VAN MEERBEEK et al., 2006). Outro fator importante é a interação química do ácido poliacrílico com a hidroxiapatita, formando uma camada de troca de íons (TYAS, 2003).

### **2.3 Resistencia adesiva de cimentos de ionômero de vidro**

A mensuração da resistência adesiva de CIVs ao esmalte e à dentina é dificultada pela natureza friável desse tipo de material (TYAS; BURROW, 2004). A grande maioria dos estudos de resistência adesiva de CIVs convencionais ao esmalte e à dentina pode não representar a real resistência da interface. Isso porque em muitos desses estudos observa-se a permanência do CIV na superfície dentária, indicando que as fraturas entre cimento e substrato são predominantemente coesivas em material, o que sugere que os resultados apresentados limitam-se à resistência coesiva do material e não a resistência adesiva (CHOI et al., 2006; HOSOYA; GARCIA-GODOY, 1998;

PEREIRA et al., 2002; VAN MEERBEEK et al., 2006). Alguns autores sugerem que a força de adesão dos CIVs, portanto, deve ser maior do que os valores de resistência coesiva apresentados (CHO; CHENG, 1999; LIN; MCINTYRE; DAVIDSON, 1992; MOUNT, 1991; NGO; MOUNT; PETERS, 1997; POWIS et al., 1982).

Procurando avaliar a interferência da clorexidina na adesão de CIVs indicados para ART, Nassif (2003) realizou testes de resistência adesiva à tração e ao cisalhamento. Na análise qualitativa das fraturas em lupa estereoscópica observou que 95% das fraturas foram coesivas em material indicando que os valores obtidos representavam a resistência coesiva do material e não a força de adesão do material ao dente.

Com a melhora das propriedades mecânicas do material, era esperado que a quantidade de fraturas coesivas em material fosse reduzida mas mesmo com os CIVs de alta viscosidade, as fraturas coesivas continuaram a ser freqüentes (BANOMYONG et al., 2007; NASSIF, 2003; RAGGIO, 2001; TANUMIHARJA; BURROW; TYAS, 2000).

Na tentativa de reduzir a ocorrência de falhas internas durante o preparo de copos de prova para testes mecânicos, foram propostos os micro-testes, seguindo a teoria de que espécimes menores, com menores áreas de adesão aparentemente contêm menos defeitos e apresentam uma distribuição mais uniforme das tensões durante o teste (EL ZHAIRY et al., 2004; PASHLEY et al., 1999; PLACIDO et al., 2007; SANO et al., 1994; SHIMADA; KIKUSHIMA; TAGAMI, 2002; SHIMAOKA; ANDRADE; CARVALHO, 2007).

Estudos que utilizaram testes de microtração para avaliar a resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade e modificados por resina encontraram maior número de falhas mistas e interfaciais quando comparado aos testes

convencionais, chamados de macro testes (BURROW; NOPNAKEEPPONG; PHRUKKANON, 2002; PEREIRA et al., 2000; YIP et al., 2001).

No que se refere à distribuição de estresse durante o teste, nos testes de cisalhamento, os materiais restauradores sofrem forças predominantemente compressivas no corpo do material e forças de arrancamento apenas em torno da concentração da carga (VERSLUIS; TANTBIROJN; DOUGLAS, 1997). Há muitas críticas sobre os testes de cisalhamento em geral, principalmente em relação à suscetibilidade de que a fratura se inicie em substrato. Numa análise por elementos finitos Placido et al. (2007) verificaram que essa suscetibilidade é menor para o microcisalhamento em comparação ao cisalhamento. Por apresentar tais características, esse teste pode ser especialmente válido para materiais vítreos ou que apresentam menores valores de resistência adesiva como os CIVs, na tentativa de se evitar as fraturas coesivas em material.

Com os micro-testes a aferição da resistência de união é mais fiel, sendo menor a probabilidade da presença de defeitos e concentrações desiguais de tensões na interface dente/material restaurador (MCDONOUGH et al., 2002).

A análise dos padrões de fratura é geralmente realizada por meio de microscópio óptico ou lupas com aumentos por volta de 40 vezes, devido à facilidade e baixo custo desta técnica. Apenas as amostras mais significativas de cada grupo de fratura são preparadas para análise em microscopia eletrônica de varredura (BANOMYONG et al., 2007; CHOI et al., 2006; YIP et al., 2001). Hashimoto et al. (2001) observaram todas as superfícies fraturadas após teste de microtração com diferentes adesivos dentais e calcularam uma área para cada modo de fratura. Neste estudo foram utilizados doze dentes e de cada dente apenas quatro espécimes foram obtidos o que resultou em

número total de quarenta e oito espécimes, viabilizando assim a observação de todos em microscopia eletrônica de varredura.

Armstrong, Boyer e Keller (1998) acreditam que a observação em microscopia eletrônica de varredura é essencial para a avaliação correta dos modos de fratura e consideram que uma das versatilidades do teste de microtração é a possibilidade de observação de muitos espécimes ao mesmo tempo no microscópio eletrônico de varredura, dado o tamanho diminuto desses espécimes.

#### **2.4 Teste de microtração**

O teste de microtração proposto por Sano et al. (1994) tem sido amplamente utilizado para avaliar a resistência de união de diferentes materiais aos substratos dentários. Para a realização deste teste, a cavidade ou superfície preparada recebe os procedimentos de pré-tratamento, sucedidos pela confecção de um bloco com o material restaurador escolhido. Em seguida uma seqüência de cortes é realizada para a obtenção dos corpos de prova, com dimensões aproximadas de 1 mm x 1 mm x 8 mm (SANO et al., 1994).

Maiores valores de resistência adesiva são obtidos neste teste, pois a resistência da interface é inversamente proporcional à área da superfície aderida (PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1998; SANO et al., 1994) e, no caso da microtração os espécimes utilizados têm uma área aproximada entre 0,8 e 1mm<sup>2</sup>.

Esse método possibilita também a aferição dos valores de resistência de união em diferentes regiões dentinárias dentro de um mesmo dente (PASHLEY et al., 1999; PEREIRA et al., 2000; PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999).

A técnica para obtenção dos espécimes para microtração, quando comparada à do teste de tração convencional, é muito mais laboriosa (LOGUERCIO et al., 2005). O preparo dos espécimes demanda mais tempo e treinamento do operador, pois há um número maior de passos operatórios. Há, no entanto, uma significativa vantagem proposta por alguns autores que afirmam que esse maior tempo laboratorial despendido permite também um número maior e mais preciso de dados por dente. Isto faz com que esta técnica seja mais indicada do que a tração tradicional (PASHLEY et al., 1999).

Diferentes formatos de espécimes são utilizados nos testes de microtração. Para materiais que apresentam valores de resistência adesiva relativamente baixos, como é o caso dos CIVs, o uso de alta rotação para confeccionar corpos de prova em forma de ampulhetas ou palitos redondos pode causar falhas prematuras devido ao fato de que pequenos movimentos excêntricos da broca geram grandes vibrações nos espécimens levando ao insucesso da técnica (PASHLEY et al., 1999; SHONO et al., 1999).

Considerando os modos de fratura como coesivos ou interfaciais, Pereira et al. (2000) avaliaram a resistência a microtração de três diferentes CIVs modificados por resina à dentina hígida com ou sem simulação da pressão pulpar. Os resultados encontrados mostraram que, para o Fuji II LC aderido à dentina sem pressão pulpar, a porcentagem de ocorrência atribuída a cada tipo de fratura foi de 50%. Isto demonstra ainda uma grande porcentagem de permanência de material restaurador na superfície dentinária após o teste.

Diferenças na distribuição do estresse na interface adesiva, assim como diferentes materiais, podem também levar a diferentes modos de fratura (PASHLEY et al., 1995). Assim é esperado que haja diferença entre os tipos de fratura quando do uso de diferentes estratégias adesivas assim como quando da utilização de diferentes ensaios mecânicos. Idealmente, para se avaliar a resistência adesiva, independente do teste utilizado, os padrões de fraturas deveriam ser mistos e adesivos (ROCHA et al., 2007).

Ao estudar a resistência a microtração de três CIVs utilizando quatro diferentes agentes de pré-tratamento dentinário, Tanumiharja, Burrow e Tyas (2000) avaliaram todos os espécimes testados em microscópio eletrônico de varredura (MEV) e encontraram que 80% dos espécimes apresentavam fraturas coesivas em material. Esse estudo utilizou o formato de ampulhetas e apenas 10 ampulhetas pra cada grupo, o que possibilitou que todas as fraturas fossem avaliadas em MEV.

Ao avaliar a resistência a microtração de CIVs de alta viscosidade, Yip et al. (2001), encontraram valores entre 11,4 e 15 MPa. Neste estudo foram utilizados 3 dentes para cada grupo e três materiais sendo dois encapsulados (Fuji IX e Ketac™ Molar Aplicap) e um manipulado manualmente (ChemFlex). O material manipulado manualmente apresentou melhores valores de adesão quando comparados aos encapsulados, com diferença estatisticamente significativa em relação ao Ketac™ Molar Aplicap. Na avaliação dos modos de fratura, a falha predominante encontrada pelos autores foi a interfacial, e em análise com microscopia eletrônica de transmissão foi observada uma camada intermediária na superfície dentinária indicando a interação iônica entre o CIV e a dentina. Para o Ketac™ Molar Aplicap foi observada também, a presença de tags de cimento dentro dos túbulos dentinários. Os autores discutem que,

mesmo tendo encontrado mais de 50% das falhas entre interfaciais e mistas, os resultados ainda suportam a idéia de que os valores de adesão de CIVs submetidos a testes de resistência adesiva não refletem a verdadeira força adesiva dos CIVs à dentina.

Comparando a resistência a microtração de diferentes materiais adesivos a dentina de dentes decíduos e permanentes, Burrow, Nopnakeepong e Phrukkanon (2002) encontraram diferença entre o tipo de material estudado e entre os diferentes substratos. Para os CIVs convencional e modificado por resina (respectivamente Fuji IX e Fuji II LC) o modo de fratura predominante foi coesiva em material enquanto para os adesivos resinosos (Prime & Bond NT e Single Bond) as fraturas foram predominantemente adesivas. As médias de resistência adesiva do CIV de alta viscosidade foram estatisticamente inferiores aos demais materiais, que não diferiram entre si.

Burrow et al. (2003) compararam a adesão de um CIV convencional de alta viscosidade, um CIV modificado por resina e dois sistemas adesivos à dentina sadia e afetada por cárie, depois de tratamento com Carisolv. Encontraram diferença na resistência adesiva entre os diferentes substratos apenas para o CIV modificado por resina (Fuji II LC). Em relação ao modo de fratura não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre a dentina sadia e a afetada para cada material. Para a dentina sadia restaurada com CIV modificado por resina o padrão de fratura predominante mista (60%) e para a afetada mista (50%) e coesiva (50%). Para o CIV convencional de alta viscosidade, na dentina sadia a predominância foi de fraturas coesivas (62,5%) e na infectada não houve predominância entre os três tipos de fratura.

Ao avaliar a resistência adesiva em dentina sadia e afetada por cárie de um cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer) e um sistema adesivo de condicionamento total (Adper™ Single Bond 2) seguido de resina composta (Z100), Marquezan (2008) encontrou valores semelhantes para o CIV modificado por resina nos dois substratos. Assim, o autor concluiu que a resistência adesiva do CIV estudado não foi atingida pelo desafio cariogênico *in vitro*.

## **2.5 Teste de microcisolamento**

O teste de microcisolamento para avaliação da resistência adesiva de materiais dentários às estruturas dentais foi introduzido em 2002 por Shimada, Kikushima e Tagami. A metodologia proposta consiste na adesão de cilindros de material restaurador com dimensões de 0,8 mm de diâmetro por 0,5 mm de altura sobre a superfície dentária a ser testada. Um fio metálico com 0,2 mm de diâmetro é acoplado a célula de carga da máquina e justaposto ao corpo de prova, aplicando uma força de afastamento a velocidade de 1 mm/min até o momento da fratura. A carga aplicada tem contato íntimo com a interface a ser estudada, sugerindo a ocorrência de menor número de falhas coesivas.

Este teste tem sido amplamente usado para avaliar a resistência adesiva de diferentes sistemas adesivos aplicados às estruturas dentárias (ADEBAYO; BURROW; TYAS, 2007; MCDONOUGH et al., 2002; SANTOS; BONIFÁCIO; CARVALHO, 2006; SENAWONGSE et al., 2004; YOO; OH; PEREIRA, 2006). Comparado ao teste de

cisalhamento convencional, a distribuição do estresse é mais concentrada na interface no caso do microcisalhamento (MCDONOUGH et al., 2002), reduzindo a chance de falhas coesivas em material ou substrato, o que não representa valores “reais” de resistência adesiva do material, pois nesses casos não se atinge a interface (BANOMYONG et al., 2007).

Ao estudar a delimitação da área adesiva para o teste de microcisalhamento, Shimaoka, Andrade e Carvalho (2007) encontraram diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,01$ ) entre os grupos com e sem delimitação da área, concluindo que a delimitação da área interfere nos resultados de resistência adesiva. Isso se verifica uma vez que no grupo em que a área foi delimitada os valores de resistência adesiva apresentados são inferiores aos do grupo controle. No grupo controle a área de adesão é maior do que aquela usada para os cálculos de resistência adesiva devido ao escoamento do adesivo, sugerindo, portanto, que a delimitação da área aumenta a fidelidade dos resultados.

Ao avaliar o efeito de agentes para pré-tratamento na permeabilidade dentinária e na resistência adesiva ao microcisalhamento, Banomyong et al. (2007) encontraram que a resistência adesiva não foi afetada pelo tipo de pré-tratamento dentinário ou pela pressão intrapulpar durante o processo adesivo dos CIVs. Foram utilizados dois condicionadores de dentina previamente à aplicação do CIV Fuji IX, que também foi aderido sem nenhum pré-tratamento de superfície. Os outros grupos utilizaram os adesivos dentais Adper™ Single Bond 2 e Clearfil SE bond previamente à aplicação da resina composta nanoparticulada Filtek™ Supreme XT. Na avaliação dos modos de fratura dos grupos restaurados com CIV, quando foi utilizada pressão pulpar de 1,3kPa, os padrões predominantes de fratura foram coesiva em material e mista para o grupo

sem condicionamento de superfície, enquanto para os grupos que receberam condicionamento da dentina as fraturas apresentaram um padrão predominante misto, entre falhas coesivas e falhas adesivas. Para os grupos restaurados com CIV na ausência de pressão pulpar as falhas foram predominantemente mistas, independente do pré-tratamento da dentina. Nos grupos que utilizaram adesivos resinosos as falhas foram predominantemente adesivas e mistas quando havia pressão pulpar; enquanto quando essa pressão estava ausente, as falhas foram predominantemente mistas e coesivas.

Diversos são os fatores que podem afetar os resultados dos testes, entre eles estão a variabilidade do substrato, a variabilidade dos testes e aparatos auxiliares e a variabilidade dos operadores. Adebayo, Burrow e Tyas (2008) observaram um aumento gradual nas médias e um decréscimo no desvio padrão e coeficiente de variação conforme o operador se tornava mais experiente, mostrando a importância da familiaridade do operador com os materiais e métodos a serem utilizados.

### 3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos do presente trabalho são:

**3.1** comparar os valores de resistência adesiva de um cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade, um cimento de ionômero de vidro modificado por resina, um nano-ionômero e uma resina composta microhíbrida à dentina de dentes permanentes humanos por meio dos ensaios de microtração;

**3.2** comparar os valores de resistência adesiva de um cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade, um cimento de ionômero de vidro modificado por resina, um nano-ionômero e uma resina composta microhíbrida à dentina de dentes permanentes humanos por meio dos ensaios de microcisalhamento;

**3.3** comparar, por meio da análise dos padrões de fratura, qual o ensaio mecânico mais adequado para avaliação da interface adesiva de cimentos de ionômero de vidro;

**3.4** Verificar se existe uma correlação entre os resultados obtidos pelos dois ensaios mecânicos para os materiais estudados.

## **4 MATERIAL E MÉTODOS**

### **4.1 Aspectos Éticos**

Para a realização deste estudo foram selecionados quarenta (40) terceiros molares permanentes humanos hígidos, cedidos pelo ao Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da USP, após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas da FOUSP (Protocolo do parecer de aprovação 187/07 – Anexo A) e mantidos sob refrigeração (5° C) em água destilada até o momento de sua utilização.

### **4.2 Delineamento experimental**

Neste estudo a variável de resposta, resistência adesiva, foi avaliada quantitativamente por meio dos ensaios mecânicos de microcissalhamento e microtração. Os fatores de variação foram: ensaio mecânico, em 2 níveis (microcissalhamento e microtração), e o material restaurador utilizado, em 4 níveis (cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade - Ketac™ Molar Aplicap™; cimento de ionômero de vidro modificado por resina - Fuji II LC, nano-ionômero - Ketac™ N100

e resina composta microhíbrida Z100™ precedida pelo sistema adesivo Adper™ Single Bond 2), totalizando 8 níveis de variação.

### 4.3 Preparo dos dentes

Uma base plana de resina composta foi construída para facilitar a colagem do dente em dispositivo auxiliar para corte em cortadeira de precisão (Isomet 1000/Buehler Ltd., Lake Bluf, IL, EUA – Processo Fapesp 05/04701-7), onde receberam um corte no sentido transversal da coroa, paralelamente à superfície oclusal (figura 4.1 A), com o intuito de remover a porção oclusal de esmalte utilizando-se um disco de diamante (Isomet Buehler Ltd., Lake Bluf, IL, EUA) acoplado em cortadeira de precisão. Um segundo corte, paralelo ao primeiro, foi realizado na altura do terço médio da raiz (figura 4.1 B).

Após os cortes, a porção referente à face oclusal das amostras foi desgastada em lixadeira (Politriz Ecomet 3 - Buehler Ltd, Lake Bluf, IL, EUA) com lixa de granulação 120, sob refrigeração, mantendo o paralelismo entre as superfícies por meio de um aparato auxiliar para lixar espécimes (figura 4.1 D). Essa superfície foi desgastada até que toda porção de esmalte fosse removida e a dentina mais superficial exposta, padronizando dessa forma a profundidade de dentina de todas as amostras (figura 4.1 D). A padronização da *smear layer* foi obtida com o auxílio de lixa de granulação 600 (BURROW; NOPNAKEEPONG; PHRUKKANON, 2002; HASHIMOTO et al., 2001; PEREIRA et al., 2000), sob refrigeração, durante 1 minuto. Esse acabamento foi feito

manualmente e sem o aparato auxiliar, para que não houvesse nenhuma possibilidade de que partículas metálicas do aparato penetrassem na superfície de dentina. Foram realizados movimentos em forma de oito, visto que a força aplicada para esse movimento é melhor distribuída do que quando o espécime é mantido manualmente em máquina lixadeira ou em com movimentos de vai e vem, visando dessa forma minimizar a possibilidade de perda do paralelismo entre as faces.

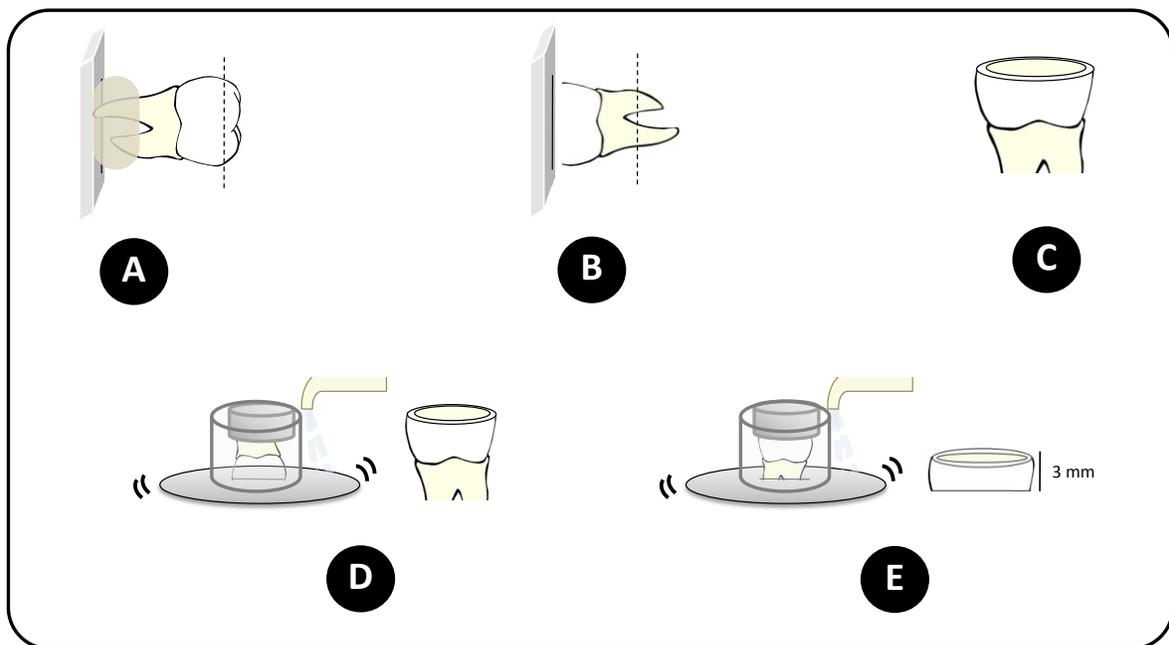


Figura 4.1 - Sequência de preparo dos dentes

Deste modo foram obtidas 40 fatias planas de dentina divididas aleatoriamente em dois grupos segundo o ensaio mecânico a ser realizado. Para os 16 dentes do grupo microcissalhamento, a porção radicular foi desgastada em lixadeira politriz com lixa de granulação 120, até que fosse obtida uma espessura de dentina de aproximadamente 3 mm (figura 4.1 E). Essa espessura foi determinada a partir do afastador do dispositivo adaptado em máquina de testes universal para a realização do ensaio mecânico de microcissalhamento. Esse afastador possui uma espessura de 3 mm

e, para que no momento do teste o fio que traciona o espécime esteja posicionado verticalmente e desta forma a possibilidade de decomposição de forças seja reduzida, é importante que a base onde são aderidos os espécimes, no caso a dentina, também tenha 3 mm.

Os fragmentos de cada grupo foram novamente divididos de modo aleatório em quatro grupos segundo o material utilizado para a confecção dos espécimes.

| <b>Material</b>                       | <b>Nome Comercial</b>                | <b>Fabricante</b>             | <b>Cor, Lote, Validade</b> |
|---------------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------|----------------------------|
| CIV de Alta Viscosidade Encapsulado   | Ketac™ Molar Aplicap™ (KM)           | 3M/ESPE, Seefeld, Alemanha    | A3, 315579, 08/2010        |
| CIV Modificado por Resina Encapsulado | Fuji II LC (FII)                     | G. C. Europe, Leuven, Bélgica | A3, 0711165, 11/2009       |
| Nano CIV Modificado por Resina        | Ketac™ N100 Nano Light-Curing (N100) | 3M/ESPE, Seefeld, Alemanha    | A3, AE7AF, 30/2009         |
| Resina composta microhíbrida          | Z100™ (Z100)                         | 3M/ESPE, Seefeld, Alemanha    | A3, 7HU, 08/2010           |

Quadro 4.1 - Materiais utilizados neste estudo

Desta forma, a divisão dos dentes foi realizada da seguinte maneira:



Figura 4.2 - Esquema da formação dos grupos experimentais

Todos os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes (quadro 4.2), incluindo o pré-tratamento das superfícies e a proteção das restaurações (quadro 4.3). A fotopolimerização, quando necessária, foi realizada pelo Fotopolimerizador de lâmpada halógena (Jetlite 4000 Plus, J. Morita USA Inc., CA, USA), com potência aferida por radiômetro do próprio aparelho de aproximadamente 600 mW/cm<sup>2</sup>.

#### 4.4 Ensaio mecânico de microtração

Para o ensaio mecânico de microtração foram selecionados 6 dentes para cada grupo (n=6). Após os preparos de superfície específicos (quadro 4.3) foram confeccionadas as amostras com os respectivos materiais para cada grupo, seguindo as instruções dos fabricantes. Os materiais foram inseridos em camadas de 2 mm de

espessura até atingir uma espessura total de 4 a 5 mm. Foi utilizada uma banda matriz de aço inox (Injecta Produtos Odontológicos, Diadema, SP, BR) acoplada a um porta matriz (Toflemire, Golgran Ind. E Com. de Instrumental Odontológico LTDA, São Paulo, SP, BR) para auxiliar na confecção das amostras.

As amostras dos grupos KM e FII receberam proteção do material indicado pelo fabricante (quadro 4.3). Decorridas 24h de armazenamento a 37°C em estufa (Orion 502, Fanem, Guarulhos, SP, BR) em água destilada, as amostras foram levadas à cortadeira metalográfica, onde receberam cortes longitudinais seriados, tanto no sentido mesio-distal, como no sentido vestibulo-lingual, utilizando-se um disco diamantado, sob irrigação constante. Os cortes seriados se distanciavam entre si cerca de 1 mm. Os espécimes resultantes foram removidos da base radicular com um corte transversal obtendo-se palitos com base quadrada de aproximadamente 1 mm de lado e altura aproximada de 6 a 8 mm (figura 4.4).

Os espécimes foram observados por meio de lupa estereoscópica com 40 vezes de aumento para certificação de ausência de defeitos na interface adesiva previamente ao ensaio mecânico e aqueles que apresentavam defeitos na interface ou próximos dela foram excluídos. Cada espécime foi mensurado na interface adesiva, em seus dois lados, com o auxílio de um paquímetro digital (série 500, Mitutoyo Sul Americana, São Paulo, SP, BR) para posterior cálculo de área. Os espécimes em forma de palitos foram fixados a dispositivos desenvolvidos para o teste de microtração – JIG de Geraldelli (Perdigão et al., 2002) com o auxílio de adesivo a base de cianoacrilato (Loctite 454, Henkel Loctite Corp., Rocky Hill, CT, USA) e tracionados em máquina universal de ensaios de materiais (Mini Instron 4442 - Canton, MA, EUA) a velocidade de 1 mm/min, até o momento da fratura.

| <b>Material</b>   | <b>Composição</b>   | <b>Protocolo de Aplicação</b>  |
|---|---|--|
| KM  | Pó: Vidro de flúor-alumino-lantânio-silicato, copolímeros dos ácidos acrílico e maleico, pigmentos; Líquido: Água, copolímero dos ácidos acrílico e maleico, ácido tartárico.     | Após pré-tratamento de dentina com Ketac™ Conditioner, ativar a cápsula no Ativador Aplicap por 2s. Misturar num misturador de cápsula de alta frequência por 15s. Com auxílio do aplicador de cápsulas do kit do material inserir o material. Aguardar 4min e 30s de tempo de presa e aplicar Ketac Glaze para proteção.  |
| F II  | Pó: vidro de alumínio-silicato; Líquido: copolímeros dos ácidos acrílico e maleico, HEMA, água, canforoquinona, ativador.   | Após pré-tratamento da dentina com GC cavity conditioner, ativar a cápsula. Misturar num misturador de alta frequência por 10s. Com auxílio do aplicador de cápsulas do kit do material inserir o material e fotopolimerizar por 20s. Proteger.  |
| N100  | Água deionizada, metacrilato modificado por ácido polialquenoico, HEMA, Bis-GMA, TEGDMA, vidro de flúor-alumino-silicato, nanonômeros e nanoaglomerados de superfície modificada. | Após pré-tratamento de dentina com Ketac™ Nano Primer, dispensar uma pequena porção sobre o bloco de manipulação, a pasta é dispensada automaticamente em volumes iguais. Misturar com uma espátula por 20s até que uma cor uniforme seja atingida. Inserir o material com instrumentos apropriados ou com o auxílio de uma seringa em camadas de até 2mm. Fotopolimerizar durante 20s.. |
| Z100  | Bis-GMA, TEGDMA, Zircônia e Sílica.   | Após aplicação do sistema adesivo, inserir a resina em camadas de no máximo 2mm e fotopolimerizar cada camada por 40s.   |
| HEMA: 2-Hidroxietilmetacrilato; Bis-GMA: Bisfenol A-Di-Glicidil-Metacrilato; TEGDMA: Tri-Etileno Glicol Di-Metacrilato. |   |  |

Quadro 4.2 - Composição e protocolo de aplicação dos materiais restauradores, segundo orientações dos respectivos fabricantes

| <b>Material</b> | <b>Pré-Tratamento da dentina</b>  | <b>Material Protetor</b>  |
|-----------------|---|---|
| KM              | Ketac™ Conditioner (ácido poliacrílico a 25%) 10s.<br>(lote 299169, validade 08/2011)   | Ketac™ Glaze,<br>fotopolimerização<br>por 10s., lote<br>304773, validade<br>02/2011 |
| FII             | GC cavity conditioner (ácido poliacrílico a 20%) 10s.<br>(lote 0710261, validade 10/2010)   | G-Coat PLUS,<br>fotopolimerização<br>por 20s, lote 070411,<br>validade 04/2009      |
| N100            | Ketac™ Nano <i>Primer</i> (água, HEMA, copolímeros dos<br>ácidos acrílico e itacônico), 15s, ar – 10s,<br>fotopolimerização 10s. (lote 7AF, validade 05/2009)   | Não tem   |
| Z100            | Ácido fosforico a 35% por 10s' (lote 7JW, validade<br>05/2010). Adesivo Dental Adper™ Single Bond 2<br>(lote 7MR, validade 09/2010), aplicar 2 camadas<br>consecutivas de adesivo com pincel saturado de<br>material agitando-o gentilmente na superfície por<br>15s'. Secar gentilmente para evaporar o solvente.<br><br>Fotopolimerizar por 10s | Não tem   |

Quadro 4.3 - Pré-tratamento de dentina e proteção do material segundo os respectivos fabricantes

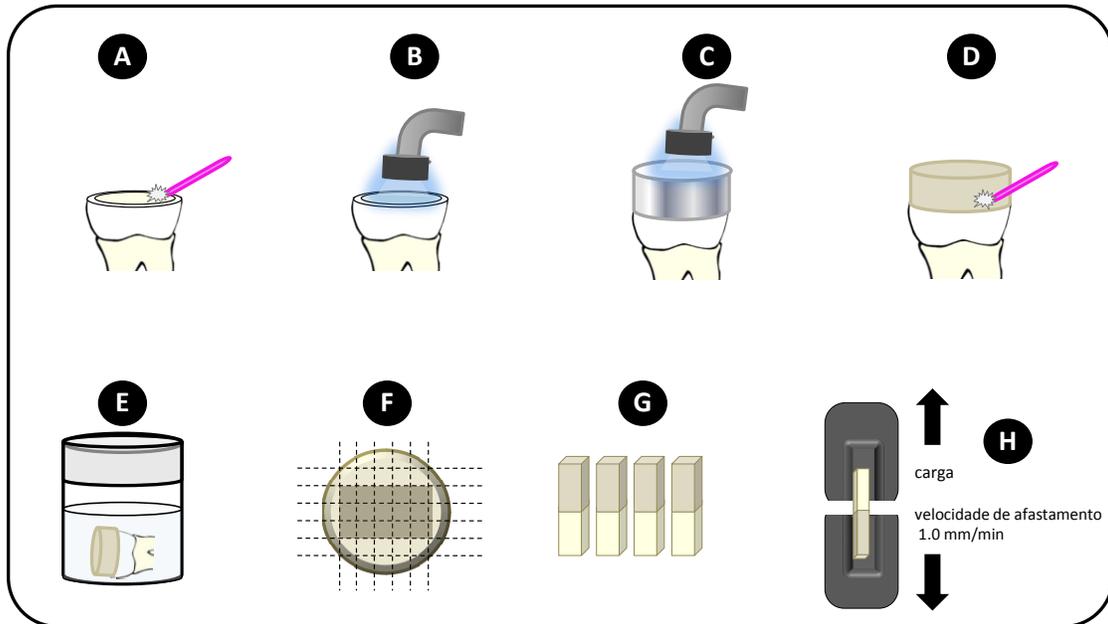


Figura 4.3 - Seqüência do preparo dos espécimes para microtração: (A) preparo de superfície; (B) fotopolimerização quando necessário; (C) inserção do material restaurador (fotopolimerização, quando necessária); (D) proteção da restauração, quando necessária; (E) armazenamento; (F) seqüência de cortes; (G) seleção dos espécimes; (H) realização do teste

Os valores de carga máxima suportada pela união dentina/material restaurador foram anotados em Newton e posteriormente convertidos a MegaPascal, dividindo-se a força máxima atingida no momento da fratura (N) pela área da interface adesiva ( $\text{mm}^2$ ). Aos espécimes (palitos) que se romperam antes do teste de microtração foi atribuído o valor zero, e esses valores foram incluídos no cálculo das médias de resistência adesiva de cada dente.

#### 4.5 Ensaio mecânico de microcisalhamento

Para o ensaio mecânico de microcisalhamento foram selecionados 4 dentes para cada grupo. Na porção central de cada superfície dentinária foram confeccionados 3 espécimes, totalizando um  $n = 12$  para cada grupo.

Os espécimes foram realizados com delimitação da área adesiva (SHIMAOKA; ANDRADE; CARVALHO, 2007) utilizando-se fita adesiva dupla face ácido resistente de 0,05 mm de espessura (Tectape, Manaus, AM, BR) com 3 perfurações alinhadas (diâmetro de 1,0 mm) feitas por um perfurador de lençol de borracha (modelo Ainsworth, Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, BR).

Um micro tubo de plástico (Tygon, Norton Performance Plastic Co, Cleveland, OH, USA) com dimensões de 1,0 mm de diâmetro interno e 0,5mm de altura foi utilizado como matriz para a construção dos espécimes e posicionado de forma que seu diâmetro interno fosse coincidente com a perfuração da fita. As matrizes foram adaptadas sobre as superfícies de dentina antes da inserção do material restaurador e após os pré-tratamentos de superfície. Após a lavagem da dentina, nos grupos KM, FII e Z100, a mesma foi gentilmente seca com jato de ar livre de óleo por 5 segundos a uma distância aproximada de 5 cm do dente (figura 4.4 A). A manipulação dos materiais foi realizada conforme as indicações dos respectivos fabricantes e a inserção nas matrizes realizada com o auxílio de calcador ward n°.1 infantil (Ice-Stainless, São Paulo, SP, Brasil). Os espécimes dos grupos KM e FII receberam proteção do material indicado pelo fabricante (quadro 4.3). Após armazenamento a 37°C em água destilada durante 24 horas, as matrizes de Tygon foram removidas com o auxílio de uma lâmina

de bisturi número 15 (Embramed, Jurubatuba, SP, BR) e em seguida os corpos de prova foram observados em lupa estereoscópica com 40 vezes de aumento para certificação de ausência de defeitos na interface adesiva.

Os fragmentos dentais foram fixados ao dispositivo para execução do teste de microcisalhamento em máquina universal de ensaios de materiais com o auxílio de adesivo a base de cianoacrilato de modo que os espécimes estivessem alinhados ao prolongamento da célula de carga da máquina. Um fio metálico de 0,2 mm de diâmetro em contato com o semicírculo inferior dos cilindros laçava simultaneamente esse cilindro e o prolongamento da célula de carga (figura 4.4 H). O ensaio mecânico de microcisalhamento no mesmo equipamento que foi realizada a microtração a velocidade de 1 mm/s (SHIMADA; KIKUSHIMA; TAGAMI, 2002).

Os valores de carga máxima suportada pela união dentina/material restaurador foram anotados em Newton e posteriormente convertidos a MegaPascal.

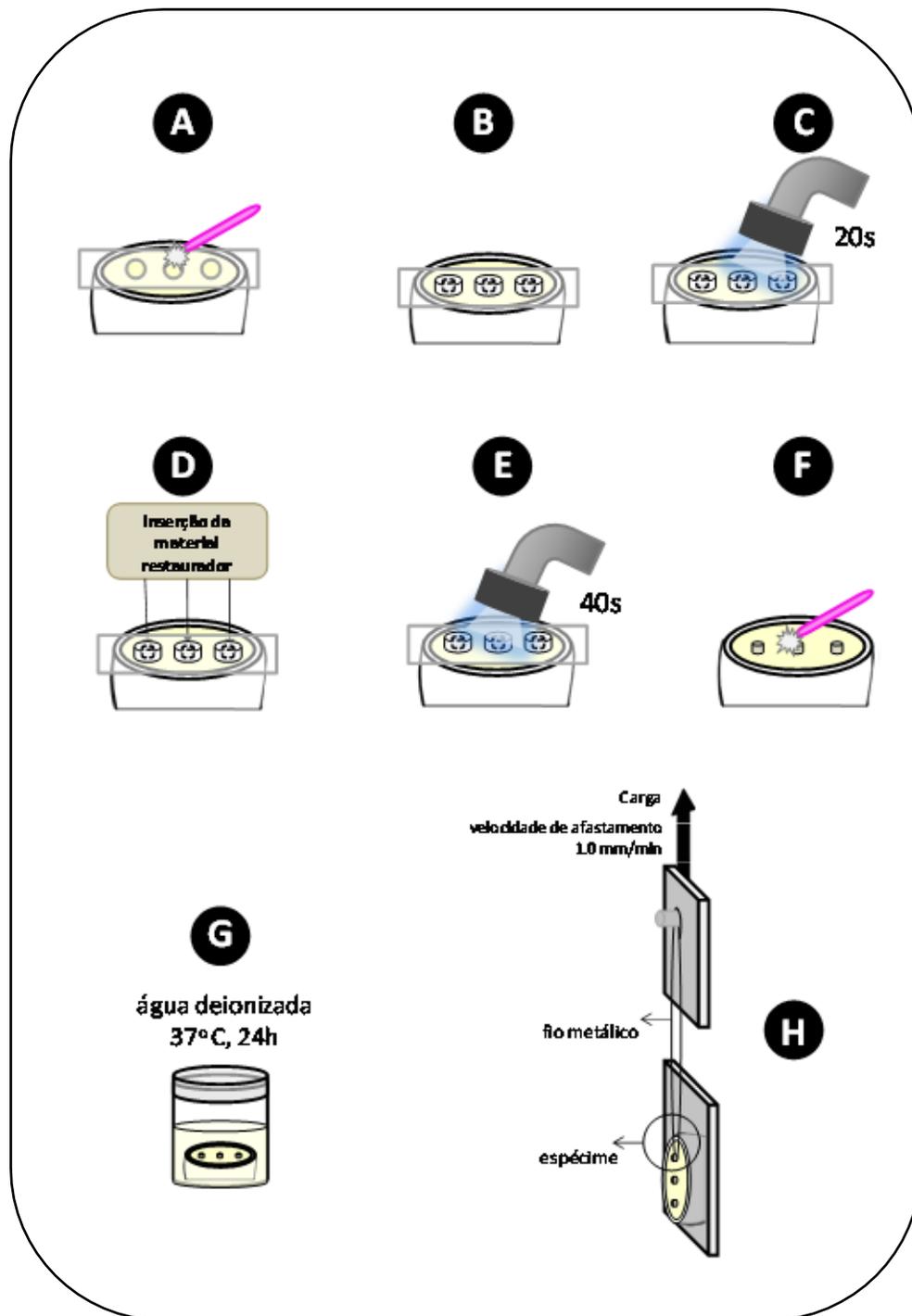


Figura 4.4 - Seqüência do preparo dos espécimes para microcisalhamento. (A) preparo de superfície; (B) posicionamento dos tubos de tygon; (C e E) fotopolimerização (quando necessária); (D) inserção do material restaurador; (F) proteção do material (quando necessária); (G) armazenamento; (H) execução do teste

#### **4.6 Análise dos padrões de fratura**

Após os testes de microcisalhamento e microtração, o padrão de fratura de cada espécime foi avaliado com o auxílio de lupa estereoscópica, com aumento de 40 vezes. As fraturas foram classificadas como adesivas - A (falha interfacial entre substrato e material restaurador), coesivas em dentina – CS ou coesivas em material - CM (falha em substrato ou em material) e mistas - M (combinação de adesivas e coesivas).

Os padrões predominantes de fratura foram comparados entre os dois métodos para cada um dos materiais.

#### **4.7 Microscopia eletrônica de varredura**

Para uma observação das falhas ocorridas, os espécimes mais representativos de cada padrão de fratura foram processados para análise em Microscópio Eletrônico de Varredura. Os espécimes foram fixados em glutaraldeído 2,5% (SPI CHEN – Spi Supplies, PA, EUA) durante 18 horas, lavados em solução tampão de Fosfato de Sódio 0,1M (Sigma, St. Louis, MO, EUA) com três lavagens de 5 minutos cada. A desidratação foi feita por banhos em crescente concentração de etanol - 30%; 50%; 70%; 90%; 96% com 2 banhos de 5 minutos em cada concentração seguidas de 4 banhos de 5 minutos no álcool absoluto (100%). Os espécimes foram então imersos em HMDS - Hexametildisilazona (Sigma, St. Louis, MO, EUA) por 20 min e secos a

temperatura ambiente em capela de fluxo laminar equipada com exaustor. Procedeu-se a montagem em um porta-amostra ou *stub* de alumínio e recobrimento com filme de platina (aproximadamente 15-20 nm de espessura). A análise das imagens foi realizada em microscópio eletrônico de varredura FEI, modelo Quanta 600 FEG, operado em modo alto vácuo, com aceleração de 10kV.

#### **4.8 Tratamento estatístico dos dados**

Para uma comparação entre os diferentes materiais e diferentes testes (Microtração e Microcisalhamento), utilizou-se o teste estatístico paramétrico ANOVA (Análise de Variância) para dois fatores de variação e LSD (Least Square Difference) para que diferenças estatísticas significantes fossem detectadas entre os grupos testados, considerando-se um nível de significância de 5%.

Para uma análise qualitativa dos diferentes métodos de estudo (inter-método), a porcentagem de cada tipo de fratura para os diferentes materiais em cada uma das duas metodologias utilizadas foi calculada.

As análises estatísticas foram realizadas com o Software Statistical Package for Social Science (SPSS) versão 11.0 for Windows e Statistica versão 5.0.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Resistência adesiva

Aplicou-se Análise de Variância (ANOVA) de dois fatores para comparar a força de adesão média dos oito níveis de variação, dados pela combinação dos níveis de dois fatores: ensaio mecânico (Microcislhamento - MC e Microtração - MT) e material (KM, FII, N100 e Z100).

Tabela 5.1 - Tabela da Análise de Variância

| Fonte de variação | Soma de quadrados | GL | Quadrado Médio | F       | P      |
|-------------------|-------------------|----|----------------|---------|--------|
| Teste             | 0,613             | 1  | 0,613          | 10,811  | 0,002  |
| Material          | 179,953           | 3  | 5,998          | 105,797 | <0,001 |
| Teste*Material    | 44,358            | 3  | 1,479          | 26,079  | <0,001 |
| Resíduo           | 36,286            | 64 | 0,057          |         |        |
| Total             | 266,728           | 71 |                |         |        |

Os resultados inferenciais da ANOVA revelaram a existência do efeito de interação entre Teste e Material ( $p < 0,001$ ), o que significa dizer que o comportamento dos valores de resistência adesiva dos quatro materiais depende do tipo de teste realizado (Gráficos 5.1 e 5.2).

A tabela 5.2 apresenta as médias de resistência adesiva (em MPa) e respectivos desvios-padrão e erros-padrão para os ensaios mecânicos de microcislhamento e microtração.

Foi empregado o método LSD (Least Square Difference) para as comparações múltiplas. É importante ressaltar que pela falta de homocedasticidade (igualdade de variâncias entre materiais e testes) foi necessária a utilização da transformação matemática logarítmica dos valores de resistência adesiva para reduzir essa variabilidade.

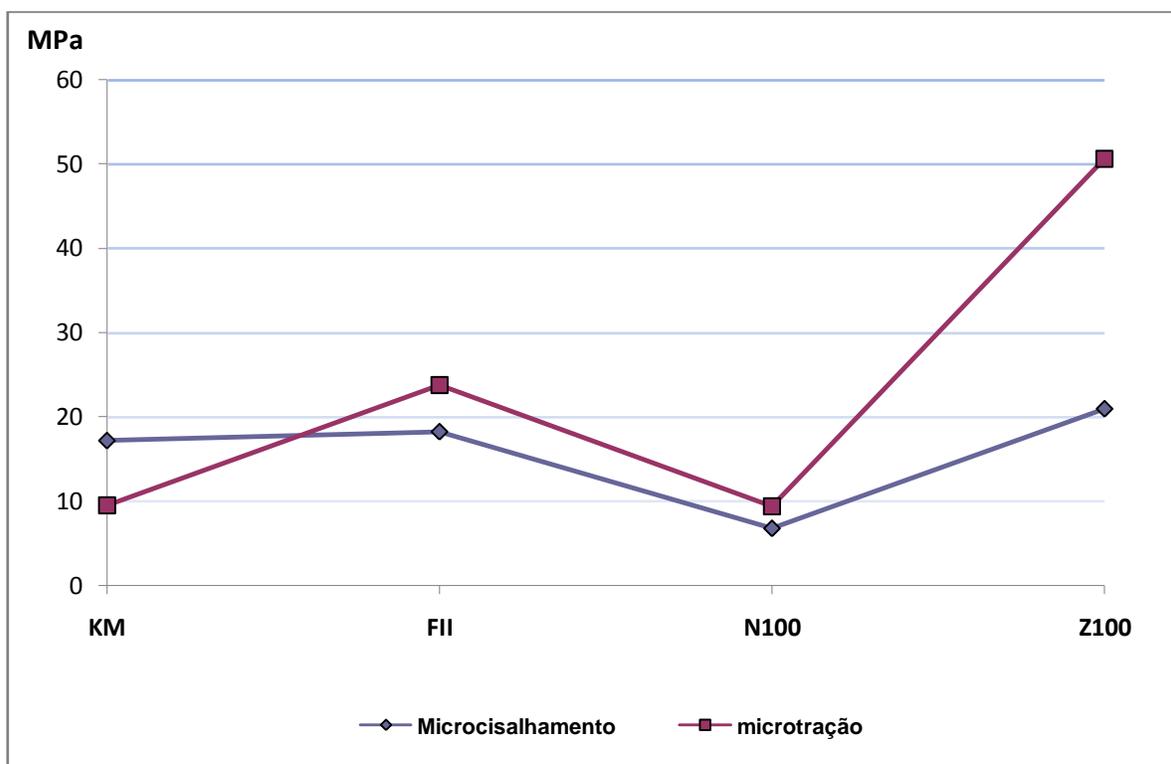


Gráfico 5.1 - Médias dos valores de resistência adesiva (MPa), segundo material e teste

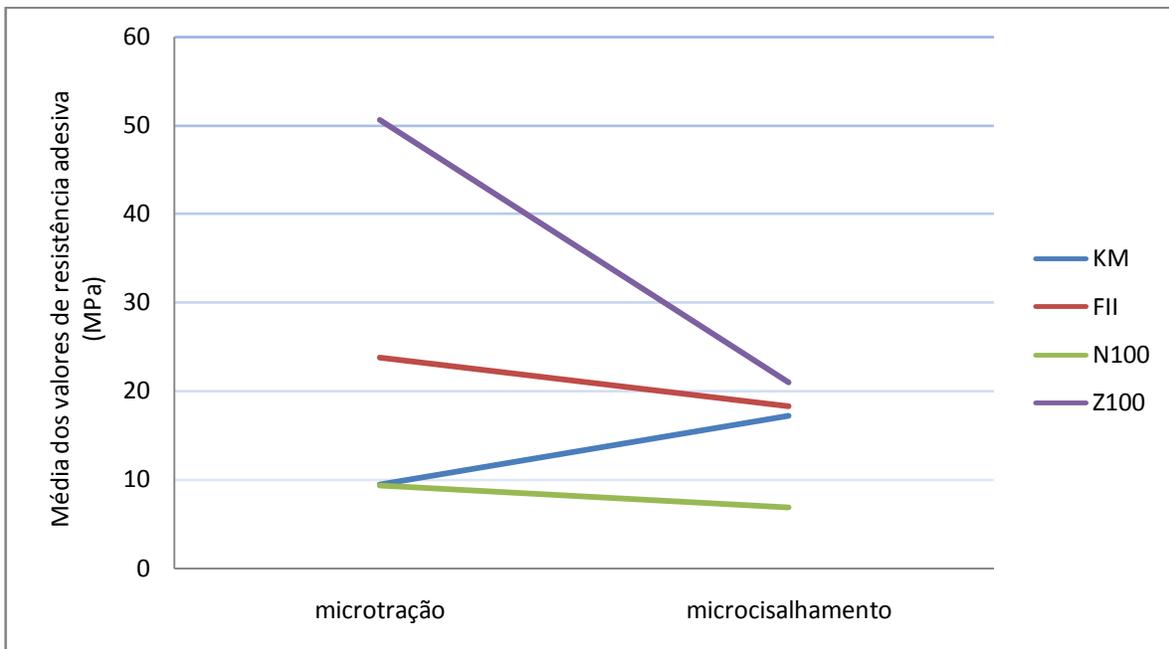


Gráfico 5.2 - Médias dos valores de resistência adesiva (MPa), segundo teste e material

Na tabela 5.2, as letras maiúsculas ao lado das médias representam as diferenças de cada material nos dois diferentes ensaios mecânicos (inter-teste) com  $p < 0,05$  e as letras minúsculas representam a diferença entre os materiais dentro de cada ensaio mecânico (intra-teste) com  $p < 0,001$ .

Tabela 5.2 - Resultados da resistência adesiva e diferenças estatísticas obtidas

| Material | Ensaio mecânico | Média em Mpa (Desvio-padrão) | Erro Padrão |
|----------|-----------------|------------------------------|-------------|
| KM       | MT              | 9,47 ( $\pm 1,93$ ) A, a     | 0,79        |
|          | MC              | 17,22 ( $\pm 3,02$ ) B, b    | 0,87        |
| FII      | MT              | 23,77 ( $\pm 4,69$ ) B, b    | 1,91        |
|          | MC              | 18,28 ( $\pm 2,83$ ) A, b    | 0,82        |
| N100     | MT              | 9,36 ( $\pm 3,77$ ) B, a     | 1,54        |
|          | MC              | 6,83 ( $\pm 1,41$ ) A, a     | 0,41        |
| z100     | MT              | 50,65 ( $\pm 14,54$ ) B, c   | 5,94        |
|          | MC              | 21,00 ( $\pm 5,53$ ) A, b    | 1,6         |

Os valores originais obtidos nos ensaios mecânicos estão apresentados nos Apêndices A e B.

Pela análise dos resíduos (Apêndice C) demonstra-se que as suposições para o uso da análise de variância estão satisfeitas e que a normalidade pode ser assumida.

O teste de correlação de Pearson foi realizado entre as médias, sendo portanto utilizados apenas 4 pares de valores. O valor de  $r$  encontrado foi igual a 0,6872 indicando que há uma correlação moderada, mas não significativa, dado que o valor da probabilidade de  $H_0 = 49,9\%$ .

Comparando-se os valores de resistência adesiva de cada material nos dois diferentes ensaios mecânicos verifica-se que há diferença entre os dois testes para cada um dos quatro materiais ao nível de 5%.

Quando o fator resistência adesiva foi avaliado por meio do ensaio mecânico de microtração observou-se diferença estatística entre os materiais ao nível de 0,001% de forma que KM e N100 não diferiram entre si, e apresentaram valores significativamente menores do que FII, que por sua vez apresentou valores significativamente menores que Z100 (sugestão Ale: mudar para tipo de material e não nome comercial).

Quando o mesmo fator foi avaliado por meio do ensaio mecânico de microcisalhamento observou-se diferença estatística entre os materiais ao nível de 0,001% de forma que KM, FII e Z100 não diferiram entre si e foram significativamente maiores que N100.

## 5.2 Análise dos padrões de fratura

O gráfico 5.3 apresenta os resultados da análise dos padrões de fratura observados para cada grupo experimental.

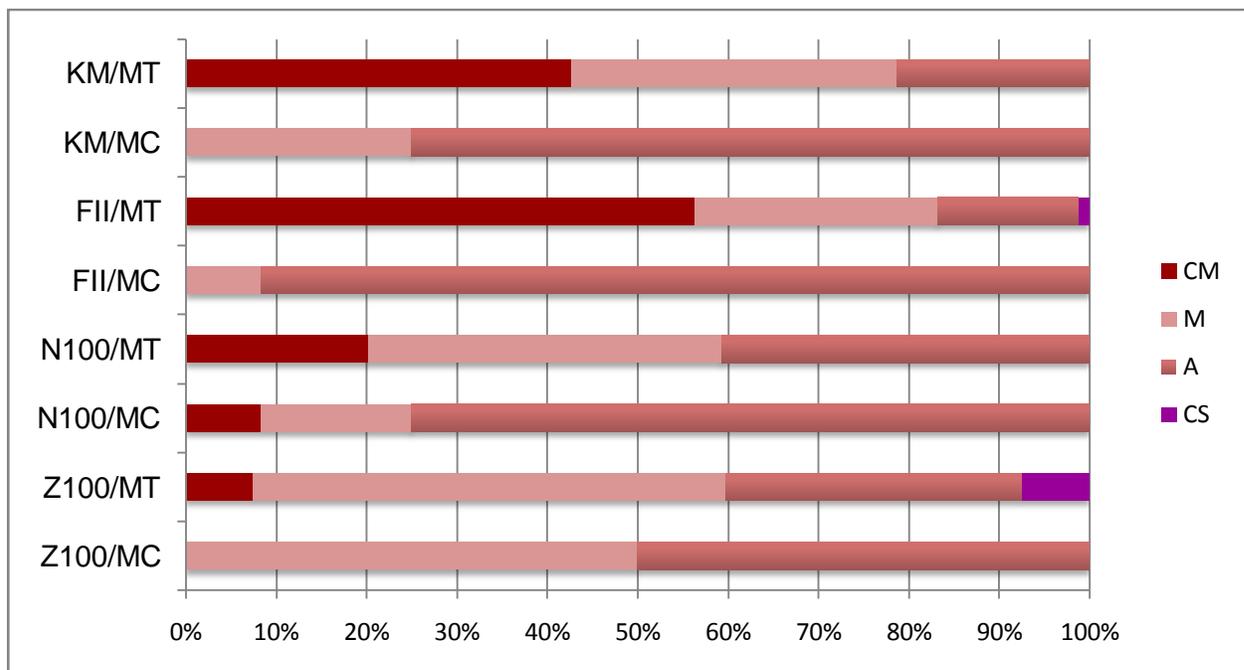


Gráfico 5.3 - Análise do padrão de fratura

Observa-se um grande número de fraturas coesivas em material quando realizado o ensaio mecânico de microtração para KM e FII. Para os mesmos materiais, quando o ensaio mecânico de microcisalhamento foi realizado a predominância do padrão de fraturas foi do tipo adesiva. Para N100, quando submetido ao ensaio de microcisalhamento, a porcentagem de fraturas adesivas foi maior e a de fraturas coesivas em material foi menor quando comparado ao ensaio de microtração, mas de uma forma geral os dois testes apresentaram grande parte das falhas adesivas e mistas para esse material. Para Z100 o ensaio de microcisalhamento resultou em fraturas

mistas (50%) e adesivas (50%) enquanto o ensaio de microtração resultou em predominância de fraturas mistas (52,34%), seguidas das adesivas (32,71%). Também foram observadas fraturas coesivas em material e em dentina no grupo Z100 quando realizado o ensaio de microtração.

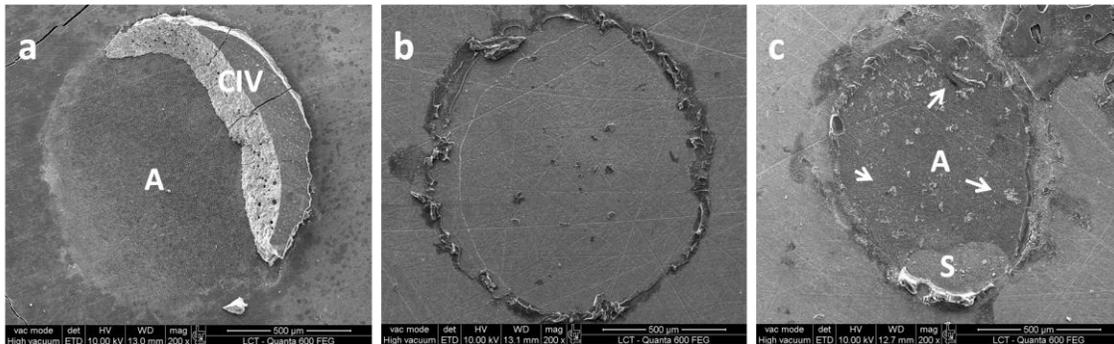


Figura 5.1 - Fotomicrografias em MEV com aumento de 200x: (a) Ketac™ Molar Aplicap, fratura mista; CIV falha coesiva em material; (A) falha adesiva; (b) Ketac™ N100, fratura adesiva; (c) Z100, fratura mista; (A) falha adesiva, (S) falha coesiva em substrato, pode-se observar presença de material na superfície (flechas)

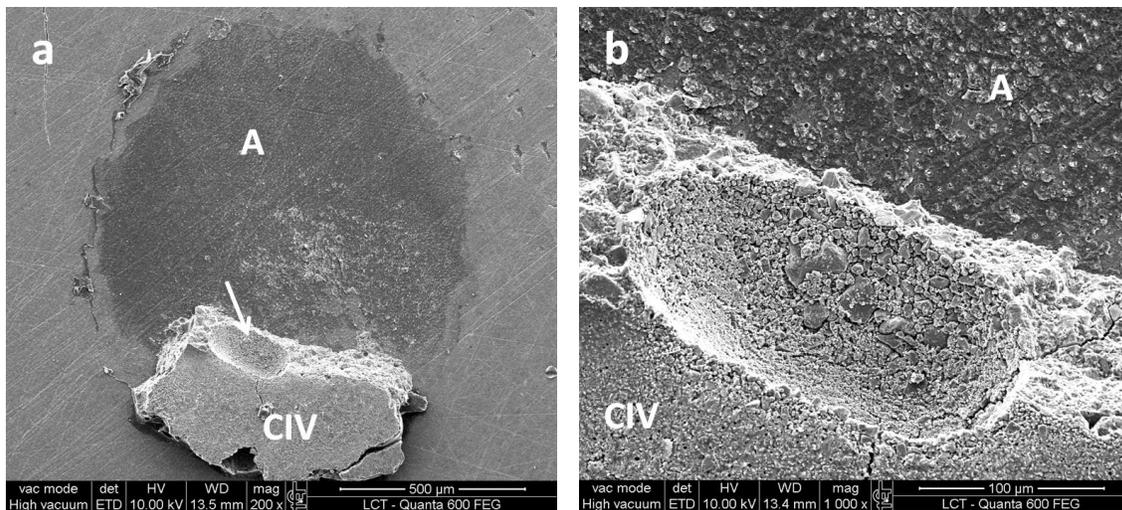


Figura 5.2 - Fotomicrografias em MEV: Fuji II LC, fratura mista (a) aumento de 200x; (A) falha adesiva; (CIV) falha coesiva em material. Pode-se observar a presença de bolhas no corpo do material (flecha). (b) aumento de 1000x da interface, região de bolha em material

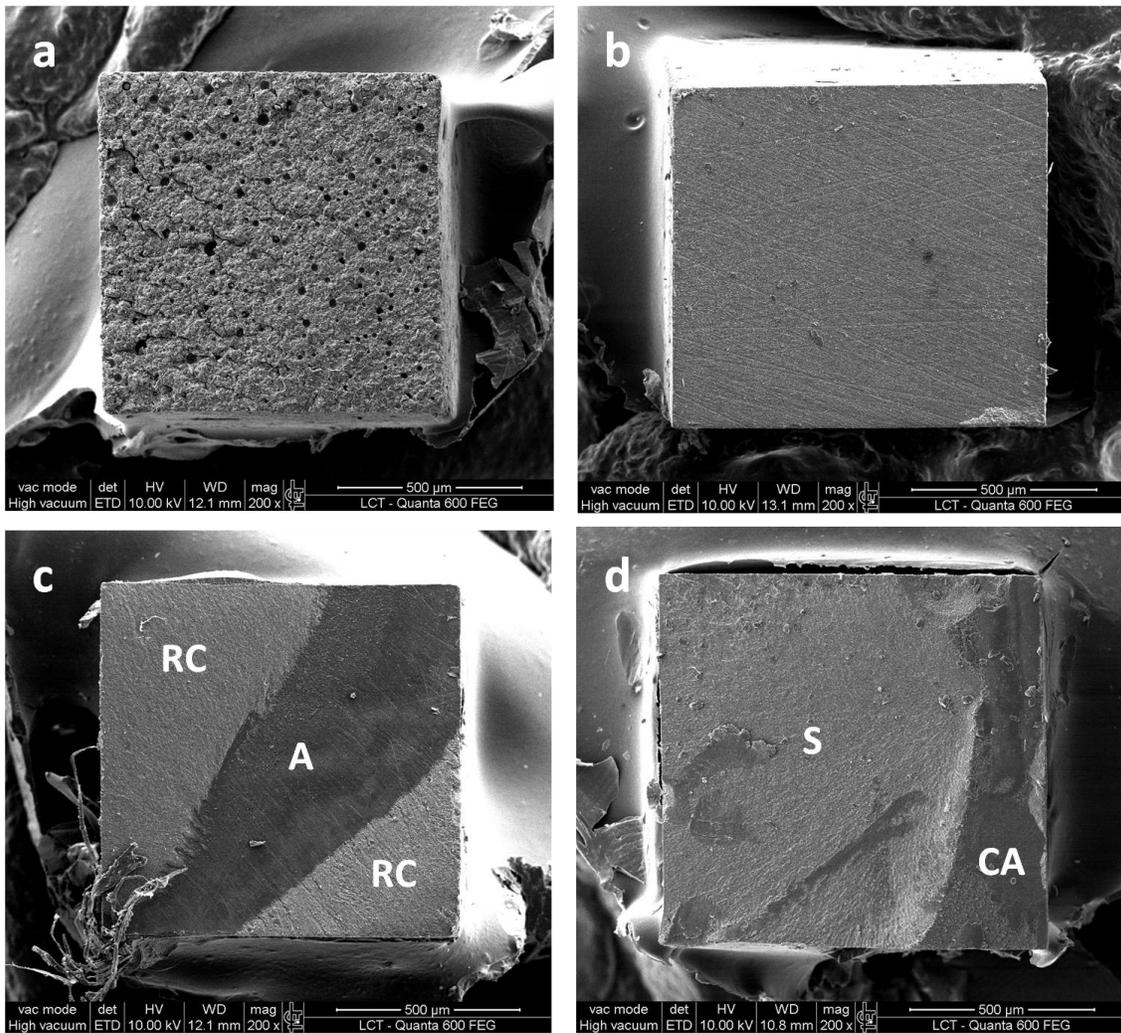


Figura 5.3 - Fotomicrografias em MEV, aumento de 200x: (a) Fuji II LC, fratura coesiva em material; (b) Ketac™ Molar, fratura adesiva; (c) Z100, fratura mista; (RC) falha coesiva em material; (A) falha adesiva; (d) Z100 fratura mista; (CA) falha coesiva em adesivo; (S) falha coesiva em substrato

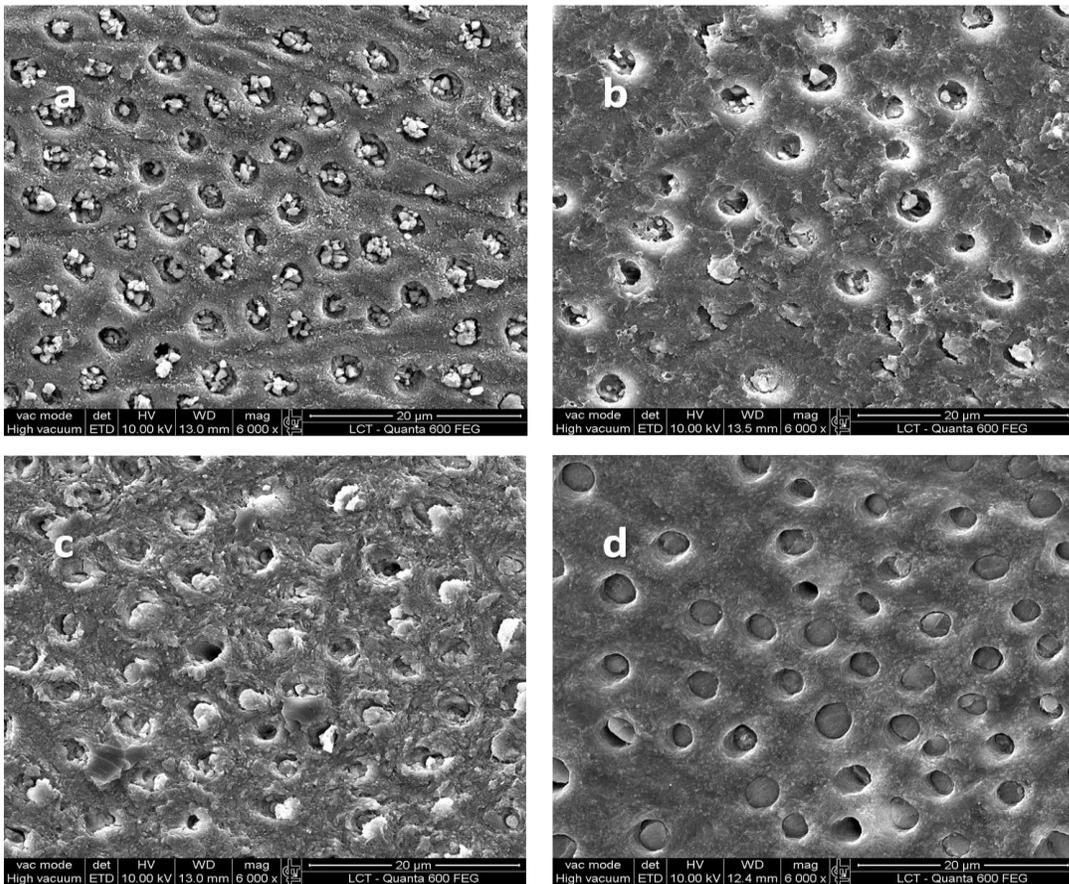


Figura 5.4 - Fotomicrografias em MEV, aumento de 6000x. Superfícies de dentina após fratura adesiva (a) Ketac™ Molar; (b) Fuji II LC; (c) Ketac™ N100; (d) Resina Composta Z100

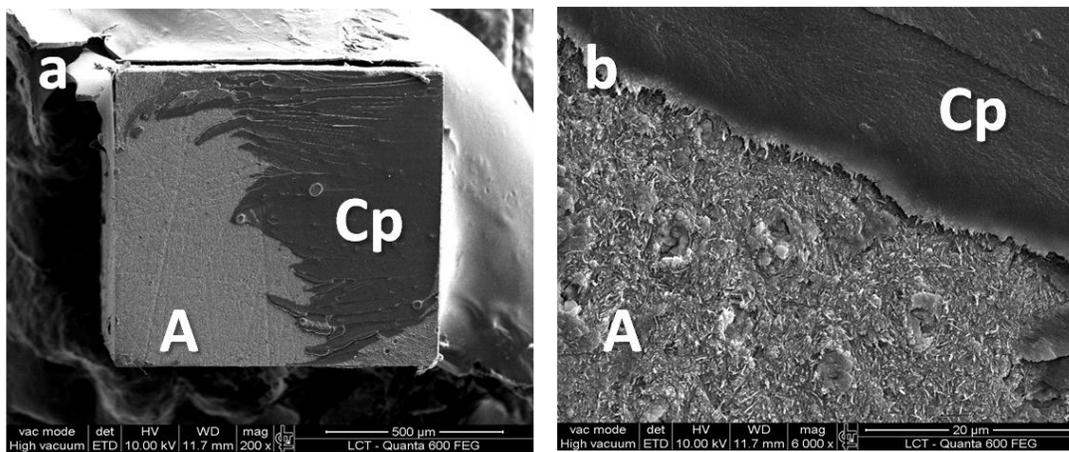


Figura 5.5 - Fotomicrografias em MEV. Fuji II LC, fratura mista; (A) falha adesiva; (Cp) falha coesiva em *primer*; (a) aumento de 200x; (b) aumento de 6000x. Pode-se observar a presença de *smear layer* sobre a superfície dentinária

## 6 DISCUSSÃO

Mensurações de resistência adesiva de CIVs ao esmalte e/ou à dentina são dificultadas dada a natureza friável desses materiais (TYAS; BURROW, 2004). Grande parte dos estudos que versam sobre a resistência adesiva dos CIVs aos tecidos dentários observam que, após os testes, existe ainda presença de material na superfície dentária, tendo como padrão de fratura predominante o tipo coesiva em material. A partir deste fato pode-se concluir que os valores apresentados por esses estudos representam a resistência coesiva do material (CHOI et al., 2006; HOSOYA; GARCIA-GODOY, 1998). Baseando-se na característica de união química a estrutura dental dos CIVs, alguns autores sugerem que a força de adesão desse material é maior do que os valores de resistência coesiva apresentados (CHO; CHENG, 1999; LIN; MCINTYRE; DAVIDSON, 1992; MOUNT, 1991; NGO; MOUNT; PETERS, 1997; POWIS et al., 1982).

Para examinar essa hipótese, a resistência adesiva à dentina de três cimentos de ionômero de vidro que utilizam diferentes estratégias adesivas foi avaliada nesse estudo por meio de dois ensaios mecânicos: a microtração e o microcisalhamento. Esses ensaios têm sido amplamente utilizados para a mensuração de resistência adesiva de adesivos dentais à dentina (ARMSTRONG; BOYER; KELLER, 1998; BURROW; NOPNAKEEPPONG; PHRUKKANON, 2002; SANTOS; BONIFÁCIO; CARVALHO, 2006; SHIMAOKA; ANDRADE; CARVALHO, 2007; PASHLEY et al.,

1999), motivo pelo qual o grupo controle foi um sistema adesivo seguido de resina composta.

A utilização dos testes de microtração e microcisalhamento nesse estudo foi feita na tentativa de encontrar um teste que melhor avalie a resistência adesiva de CIVs, seguindo a teoria de que o tamanho reduzido dos espécimes possibilita um menor número de falhas em geral (EL ZOHAIRY et al., 2004; PASHLEY et al., 1999; PLACIDO et al., 2007).

As duas metodologias utilizadas para avaliação da resistência adesiva diferem não apenas na maneira que a força é aplicada ao espécime até o momento da fratura, mas também na confecção dos espécimes, tamanho e forma. Outra diferença a ser considerada é a quantidade de dentes necessários para a execução dos testes. Alguns autores defendem a idéia de que o teste de microtração é mais econômico em relação ao número de dentes, por permitir que múltiplos espécimes sejam preparados de cada dente, sendo necessário, desta forma, menor número de dentes (PASHLEY et al., 1999). Ainda assim, há divergências no que se refere à unidade experimental para o teste de microtração. Há autores que consideram os palitos como unidades experimentais (INOUE et al., 2004; PASHLEY et al., 1999; TANUMIHARJA; BURROW; TYAS, 2000; TOLEDANO et al., 2007) enquanto outros consideram o dente e, dessa forma, utilizam o valor da média dos palitos de cada dente (HASHIMOTO et al., 2001; LOGUERCIO et al., 2005; YIP et al., 2001). No presente estudo, optou-se por utilizar a média dos palitos de cada dente, nos quais o mesmo “procedimento adesivo” foi aplicado para a confecção de todos os palitos. Loguercio et al. (2005) sugerem que para correta análise estatística não se deve considerar cada palito como unidade experimental, pois a variabilidade encontrada por esses autores intra-dente foi maior do

que a inter-dentes. Dessa forma, a aparente vantagem de se ter número maior de espécimes, ou economia de dentes no caso da microtração não pode ser aplicada. O preparo mais crítico dos espécimes passa, no entanto, a ser uma desvantagem.

Para o microcisolamento, cada espécime é considerado uma unidade experimental, dado que com a delimitação da área adesiva, cada um recebe um procedimento adesivo independente do outro, permitindo assim, que cada dente possibilite a execução de mais de uma unidade experimental.

Estudos que avaliam a resistência adesiva nas diferentes regiões de dentina encontraram diferentes valores para o mesmo dente, fato que é atribuído ao posicionamento dos túbulos dentinários, à distância da câmara pulpar e à espessura de dentina. Os trabalhos indicam ainda que essa diferença entre as diferentes regiões pode ser inclusive maior do que a diferença entre dentes (LOGUERCIO et al., 2005; PEREIRA et al., 2000; PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999; SHONO et al., 1999). No intuito de se conseguir valores representativos de cada dente, foram considerados no presente estudo todos os palitos uniformes e livres de defeitos próximos à interface obtidos, excluindo apenas os palitos da periferia que possuíam formatos irregulares ou a presença de esmalte na área adesiva.

As bolhas ou outros defeitos presentes na interface dente/material ou mesmo no corpo do material possibilitam a concentração desigual de tensões, as quais são percebidas somente após a realização do teste. Para que os valores apresentados sigam uma padronização, todos os espécimes com defeitos deveriam ser desprezados (PLACIDO et al., 2007). No caso dos CIV, a presença de bolhas é muito freqüente (RAGGIO, 2004). Os espécimes que apresentaram pequenas bolhas no interior do material não puderam ser desprezados, dado que esses defeitos só foram identificados

quando da observação em microscópio (figura 5.2). Os espécimes que apresentavam falhas na interface ou na região próxima a essa interface foram descartados antes da realização do teste.

É muito comum o descolamento de alguns palitos durante os procedimentos de obtenção dos espécimes para microtração, antes mesmo de serem submetidos ao ensaio. Embora alguns autores incluam essas chamadas falhas pré-teste na interpretação dos dados (CARVALHO et al., 2005; ROCHA et al., 2007; SHONO et al., 1999), a maioria ainda despreza ou não comenta sobre esses valores (BANOMYONG et al., 2007; TOLEDANO et al., 2007). No presente estudo os espécimes que descolaram durante o corte foram desprezados enquanto que os palitos colados aos jigs que se fraturaram antes do ensaio mecânico foram considerados como falhas pré-teste e a esses foi atribuído valor igual a zero, sendo incluídos na análise estatística dos valores de resistência adesiva e na análise dos padrões de fraturas.

Para o teste de microtração, a escolha de corpos de prova em forma de palitos se deu devido ao fato de essa técnica produzir menor estresse na interface de adesão durante o preparo dos espécimes (PASHLEY et al., 1999) quando comparada às técnicas das ampulhetas ou dos palitos com interface circular. Métodos esses que são indicados como ideais para avaliação da resistência a microtração de materiais resinosos à dentina por permitir uma distribuição de forças na interface adesiva durante o teste (BURROW, NOPNAKEEPOONG; PHRUKKANON, 2002; PASHLEY et al., 1995; SANO et al., 1994).

A vantagem do teste de microcisalhamento nesse ponto é a ausência de procedimentos de corte ou desgaste após a realização da colagem, o que pode afetar os resultados obtidos (PLACIDO et al., 2007). Outra vantagem é que o

microcisalhamento por apresentar uma secção transversal circular, pode ser considerado um teste com uma distribuição mais homogênea de forças ao longo da interface adesiva (MCDONOUGH et al., 2002). No caso de materiais friáveis como os CIVs, ele pode ser melhor indicado também pelo menor estresse a que é submetido o espécime durante o seu preparo e execução do teste, quando comparado ao teste de microtração.

A escolha dos materiais para esse estudo foi delimitada pelo fato de se buscar estudar a resistência adesiva de um CIV convencional de alta viscosidade (Ketac™ Molar) e um modificado por resina (Fuji II LC), materiais frequentemente citados na literatura tanto em testes *in vitro* como em estudos clínicos (BURROW; NOPNAKEEPONG; PHRUKKANON, 2002; BURROW et al., 2003; FRENCKEN; TAIFOUR; VAN'T HOF, 2006; PEEZ; FRANK, 2006; SILVA et al., 2007).

O CIV convencional de alta viscosidade Ketac™ Molar foi especialmente desenvolvido para suportar maiores cargas e é indicado como material restaurador definitivo, como na técnica do ART (PEEZ; FRANK, 2006).

Os CIVs convencionais têm sido substituídos pelos CIVs de alta viscosidade, ou condensáveis (FRANKENBERGER; SINDEL; KRAMER, 1997; FRENCKEN et al., 1996; VAN DUINEN et al., 2005). Esses materiais, por apresentarem melhores propriedades mecânicas, favorecem o aumento das indicações dos CIVs e facilitam a execução de testes laboratoriais como os de resistência adesiva. O CIV modificado por resina Fuji II LC é o mais utilizado em literatura internacional, sendo, portanto possível de se estabelecer comparações com os resultados do presente estudo (BURROW; NOPNAKEEPONG; PHRUKKANON, 2002; BURROW et al., 2003; INOUE et al., 2004; TANUMIHARJA; BURROW; TYAS, 2000).

O nano-ionômero Ketac™ N100 foi selecionado por ser um CIV modificado por resina recentemente lançado no mercado, sem registros de publicações na literatura. O fabricante divulga esse material como sendo vantajoso em relação aos outros, com associação de nanopartículas, o que poderia trazer benefícios para a estética e para o polimento.

A resina composta foi utilizada como grupo controle. O sistema adesivo Adper™ Single Bond 2 juntamente com a resina composta microhíbrida Z100 são freqüentemente utilizados como padrão de comparação em estudos de resistência adesiva (HASHIMOTO et al., 2001; MARQUEZAN, 2008; NAKORNCHAI et al., 2005; SILVA et al., 2006).

Materiais encapsulados foram escolhidos para esse trabalho com o objetivo de assegurar uma padronização da proporção e da mistura. Além disso, os CIVs encapsulados permitem que haja uma maior incorporação de pó dada à mistura automática, resultando em melhores propriedades mecânicas (MOUNT, 1991).

Há na literatura uma discussão sobre a longevidade das restaurações (DE MUNCK et al., 2005; TOLEDANO et al., 2007; VAN DIJKEN; PALLESEN, 2008). A reação de presa dos CIVs de alta viscosidade ocorre em até 3 minutos, mas o tempo de maturação do material leva de 24 horas, ou até mesmo meses (ALGERA et al., 2005; TYAS, 2003). Segundo alguns autores, a presa final do CIV ocorre 24 horas após o final da mistura (BANAMYONG et al., 2007). Ainda assim alguns autores preconizam o armazenamento dos espécimes durante 4 a 7 dias antes dos testes de resistência adesiva para que haja tempo suficiente para permitir a finalização da reação ácido-base, maior maturação do cimento e trocas iônicas na camada CIV-dente (INOUE et al., 2004; NGO; MOUNT; PETERS, 1997). No entanto, Pereira et al. (1997) não

encontraram diferença estatisticamente significantes entre os resultados do teste de cisalhamento de CIV modificado por resina em esmalte e dentina realizados após 24 horas ou uma semana de armazenamento em água. Para os CIVs modificados por resina, a fotopolimerização permite uma presa clínica rápida por meio de ligações cruzadas dos grupos metacrilato enquanto a reação de presa ácido-base, segundo os fabricantes, continua ocorrendo mesmo depois da presa clínica inicial, de maneira muito mais lenta (MITRA, 1991; TYAS, 2003).

Os ensaios mecânicos deste estudo foram realizados após 24 horas, pois o objetivo era determinar o teste que melhor represente a resistência adesiva de CIVs.

Os valores de resistência adesiva encontrados no presente estudo para o CIV de alta viscosidade Ketac™ Molar foram significativamente maiores no microcisalhamento do que na microtração, padrão que não foi repetido para os outros materiais estudados, que apresentaram maior valores de resistência adesiva quando submetidos ao teste de microtração. Ao analisar os padrões de fratura para o CIV de alta viscosidade observa-se que para o teste de microcisalhamento as fraturas foram predominante adesivas (75%) e mistas (25%), enquanto para o teste de microtração as fraturas coesivas em material ocorrem em grande número (42,59%), seguidas pelas mistas (36,11%) e pelas adesivas (21,30%). Esse padrão de fraturas pode indicar que o teste de microcisalhamento foi mais eficiente na mensuração da resistência adesiva da interface, onde todas as fraturas ocorreram entre substrato e material. O fato de grande número de fraturas coesivas ter ocorrido no teste de microtração sugere que os valores mais baixos encontrados por este teste para o CIV de alta viscosidade não representam a verdadeira resistência adesiva deste material à dentina. Estudos que avaliam a tração diametral do Ketac™ Molar apresentam valores entre 8,65 e 11,13 MPa (PEREIRA et

al., 2002). Devido à diferença na padronização dos espécimes, máquina, velocidade, dispositivo para execução do teste e operador, é difícil a comparação de valores absolutos, mas pode-se inferir, com base principalmente na análise dos padrões de fratura, que a média obtida pelo CIV de alta viscosidade Ketac™ Molar quando submetido ao teste de microtração pode ter sido influenciada por valores que representam a resistência coesiva do material.

O comportamento do cimento de ionômero de vidro modificado por resina Fuji II LC foi diferente nos diferentes testes no que se refere à análise dos padrões de fratura. Para o teste de microcisalhamento 91,67% das fraturas foram classificadas como adesivas enquanto as outras 8,33% foram classificadas como mistas. Para o teste de microtração foi encontrada uma porcentagem de 56,29% de fraturas coesivas em material, seguida por 26,95% de fraturas mistas, 15,57% de fraturas adesivas e 1,2% de fraturas coesivas em substrato. No entanto os valores apresentados indicam médias significativamente maiores para esse material quando realizado o teste de microtração. São relatados na literatura valores de tração diametral para o Fuji II LC entre 23,91 e 28,67 MPa (CEFALY et al., 2001). As fraturas coesivas em material podem ter interferido novamente no cálculo dessas médias, sendo que algumas fraturas representaram a resistência coesiva do material. Contudo, para o CIV modificado por resina Fuji II, esse tipo de fraturas aumentou o valor da média, ao contrário do que aconteceu para o CIV de alta viscosidade Ketac™ Molar.

Ainda não são encontrados na literatura trabalhos que avaliem o desempenho *in vitro* ou *in vivo* do nano-ionômero Ketac™ N100, utilizado neste estudo. Os resultados mostram que esse material apresentou os menores valores de resistência adesiva, quando comparado aos outros materiais estudados e que seu comportamento foi

diferente nos dois testes. A análise dos padrões de fratura, no entanto, mostrou comportamento semelhante nos dois testes, com maior porcentagem de fraturas adesivas e mistas para o teste de microcisalhamento (91,67%) em relação aos mesmos padrões de fratura no teste de microtração (78,54%).

O grupo controle, onde foi utilizado adesivo dental e resina composta microhíbrida, apresentou valores significativamente maiores quando submetido ao teste de microtração, quando comparado aos valores do microcisalhamento. O padrão de fraturas não diferiu muito para os dois testes, sendo predominantemente adesivo e misto. No entanto, na microtração foram encontradas algumas fraturas coesivas em material e em substrato, o que sugere que a distribuição das tensões durante o teste não foi uniforme. Observa-se ainda que em estudo desenvolvido com a mesma metodologia, utilizando o ensaio de microcisalhamento com delimitação de área e o adesivo dental Adper™Single Bond 2 em dentina bovina, Shimaoka, Andrade e Carvalho (2007) encontraram valores de resistência adesiva inferiores (15,24 MPa). No mesmo estudo, quando não foi realizada a delimitação da área adesiva (24,83 MPa) esses valores foram mais próximos do que os encontrados no presente experimento (21MPa). Também para o teste de microtração, os valores de resistência adesiva do adesivo dental Adper™Single Bond 2 são relatados entre 26,40 e 62,1 MPa (HASHIMOTO et al., 2001; LOGUERCIO et al., 2005; MARQUEZAN, 2008), condizentes com a média encontrada no presente estudo (50,65 MPa).

A correlação de Pearson foi aplicada entre as médias de cada material em cada um dos testes obtendo-se um valor de  $r = 0,678$ , indicando que há uma correlação moderada. Entretanto, ela deve ser vista com reservas pois a diferença observada pode ser devido à mecânica do teste ou aos padrões de fratura observados e não à diferente

resistência da interface, uma vez que os preparos de substrato e de materiais seguiram os mesmos protocolos. É interessante observar que o ranqueamento dos materiais é diferente quando se comparam os dois tipos de ensaios mecânicos. Para a microtração tem-se que  $Z100 > FII > KM = N100$  e para microcisalhamento tem-se que  $Z100 = FII = KM > N100$ .

Os valores de desvio padrão encontrados para cada grupo nos testes de microtração e microcisalhamento mostram que, em geral, houve menor dispersão entre as amostras de microcisalhamento. Isto indica que esse teste permite uma maior confiabilidade, uma vez seus resultados se concentram mais em torno da média que os resultados da microtração.

É difícil a comparações dos ranqueamentos bem como dos valores diante da diversidade metodológica, incluindo desde o tipo de ensaio mecânico, a máquina utilizada para os ensaios, os aparatos auxiliares, a velocidade de arrastamento da máquina, a direção da força aplicada e principalmente o operador (ADEBAYO; BURROW; TYAS, 2008; PLACIDO et al., 2007; PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1998). Dessa forma, as comparações entre diferentes trabalhos ou mesmo entre as diferentes metodologias apenas pelos valores médios obtidos é questionável. A análise qualitativa dos padrões de fratura foi realizada neste estudo objetivando uma melhor elucidação dos dois testes para verificar se ambos são eficientes para uma fiel estudo da resistência adesiva à dentina.

Idealmente os espécimes que apresentaram falhas coesivas (em resina ou em material) deveriam ser excluídos do cálculo das médias de resistência adesiva, pois esses não representam a resistência da união adesiva e sim da resistência coesiva do material ou da dentina (ROCHA et al., 2007). No presente estudo, para alguns grupos,

o número de fraturas coesivas prevaleceu, o que tornou inviável a exclusão desses espécimes. Se considerando apenas os espécimes que apresentaram fraturas mistas e adesivas, para se performar uma análise estatística correta, na qual apenas valores de resistência adesiva seriam incluídos, o número de dentes deveria ser aumentado substancialmente.

A análise dos tipos de fraturas encontradas indica que o microcisalhamento é o ensaio mecânico mais indicado para a avaliação da resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro convencionais e modificados por resina.

No entanto, no caso do nano-ionômero, não se pode sugerir um teste mais efetivo para avaliação da resistência adesiva, dado que os valores de adesão foram menores do que todos os outros materiais em ambos os testes, podendo suger que o material não possui resistência adesiva suficiente para ambos os ensaios mecânicos. Na figura 5.5 pode-se observar que a interface entre o *primer* desse material e a dentina não representa uma retenção micromecânica devido a presença de *smear layer* sobre os túbulos dentinários.

Nas fraturas coesivas, a propagação da fratura ocorre entre as partículas de vidro, deixando a interface entre CIV e dentina intacta (figura 5.3 a). Nas fraturas mistas, é difícil afirmar onde foi que se iniciou a fratura, mas pode-se supor que a presença de bolhas no interior do material pode favorecer a propagação da fratura nesses locais (figura 5.2). Nas fraturas adesivas não se observa presença de material na superfície dentinária quando da observação com lupa estereoscópica em aumento de 40 vezes. No entanto, na observação em microscopia eletrônica de varredura é possível observar a presença de material no interior dos túbulos dentinários (figura 5.4), o que indica que houve alguma adesão e que a fratura ocorreu na interface de união.

O método de avaliação de fraturas mais utilizado é a visualização por meio de lupas com aumentos por volta de 40 vezes e apenas os espécimes mais significativos de cada grupo de fratura são preparados para análise em microscopia eletrônica de varredura (BANOMYONG et al., 2007; CHOI et al., 2006; YIP et al., 2001). Esse método permite que alguns enganos sejam incorporados aos resultados e sabe-se também que há variação entre observadores na visualização das fraturas com aumentos relativamente pequenos como o da lupa em 40 vezes. Em alguns espécimes, ao serem avaliados em microscópio eletrônico de varredura, detectou-se a presença de material sobre a superfície de dentina, o que não foi possível de se observar com o aumento de 40 vezes da lupa. Em outros espécimes, em lupa estereoscópica a fratura era classificada como coesiva em material e ao microscópio eletrônico de varredura verificava-se que se tratava de uma fratura mista, fato que já foi observado por outros autores (CHOI et al., 2006; MARQUEZAN, 2008). A classificação das fraturas apresentada no capítulo resultados seguiu as observações feitas em lupa estereoscópica por um único operador, com aumento de 40 vezes, devido à inviabilidade da observação de todos os 526 espécimes em maior aumento com microscópio eletrônico de varredura.

Utilizando o ensaio mecânico de microtração para avaliar a resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade à dentina, Yip et al. (2001) encontraram valores entre 11 e 15 MPa. Após observação com microscopia eletrônica de transmissão os autores encontraram uma camada intermediária de CIV na superfície dentinária, o que sugere que as fraturas não ocorreram na interface de união e que a adesão dos CIVs a dentina não é tão fraca quanto os valores dos testes de resistência adesiva representam. No presente estudo, o ensaio que apresentou maior número de

fraturas adesivas e mistas foi o ensaio de microcislamento. Comparando-se os valores de resistência adesiva por meio do teste de microcislamento obtidos pelos diferentes materiais estudados verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,001$ ) entre KM, FII e Z100, o que concorda com as afirmações de que a adesão dos materiais ionoméricos não é tão fraca (CHO; CHENG, 1999; LIN; MCINTYRE; DAVIDSON, 1992; MOUNT, 1991; NGO; MOUNT; PETERS, 1997; POWIS et al., 1982).

A variação dos valores de adesão para os diferentes materiais pode estar relacionada às composições individuais dos materiais e não apenas aos respectivos mecanismos de adesão (TANUMIHARJA; BURROW; TYAS, 2000). O mecanismo de adesão de CIV auto polimerizáveis às estruturas dentais tem sido atribuído às atrações iônicas e polares entre os grupos carboxilatos e superfície dentária (AKINMADE; NICHOLSON, 1993). Essas interações são iniciadas por uma fraca ligação hidrogênica, gradualmente fortificadas devido a uma interação do tipo polar/iônica. Cadeias de ácido polialquênico irão se difundir no esmalte e dentina deslocando íons cálcio e fosfato dos cristais de apatita (TANUMIHARJA; BURROW; TYAS, 2000). Outro mecanismo de adesão atribuído aos CIVs auto-polimerizáveis é o da retenção micromecânica, estabelecida pela difusão dos componentes do CIV entre as fibras colágenas expostas pelo ácido poliacrílico, formando uma camada semelhante a camada híbrida (DE MUNCK et al., 2005; VAN MEERBEEK et al., 2006).

Em uma análise química da interface adesiva de CIV convencional e CIV modificado por resina à dentina Lin, McIntyre e Davidson (1992) observaram que diferentes mecanismos são responsáveis pela adesão de CIV ativados quimicamente quando comparados aos ativados pela luz. Um menor número de grupos carboxilatos é

encontrado na camada de adesão entre CIV convencional e a dentina devido à presença de outros grupos o que, segundo os autores, pode explicar os menores valores encontrados para os CIV convencionais, concordando com o que foi observado no presente estudo.

A viscosidade dos CIV modificados por resina facilita sua inserção quando a cavidade tem paredes definidas. No caso dos CIVs utilizados nesse estudo a viscosidade é crescente do CIV modificado por resina para o nano-ionômero e finalmente o CIV de alta viscosidade. Os princípios de adesão sugerem que materiais mais fluidos penetram melhor nas microporosidades e canais do substrato, favorecendo a adesão micromecânica (SWIFT JR; PERDIGÃO; HEYMANN, 1995), que é naturalmente aumentada pelo fato de haver um maior contato do material com as irregularidades e porosidades do substrato (LIN; MCINTYRE; DAVIDSON, 1992). Essa hipótese foi parcialmente confirmada pelos resultados do presente estudo, onde o material mais fluido (CIV modificado por resina) foi o que apresentou os menores valores de adesão para ambos os testes. No entanto, a viscosidade do CIV de alta viscosidade foi superior à do nano-ionômero e o primeiro apresentou valores superiores ao último. Para a inserção do nano-ionômero, a superfície é preparada com o *primer* do material e em seguida recebe o material em camadas. Durante a inserção do material observou-se que a viscosidade do mesmo era grande, dificultando a molhabilidade e o escoamento na superfície preparada. Após a confecção dos blocos de materiais para o preparo dos espécimes para microtração observou-se que entre as camadas havia bolhas e o material não teve uma perfeita adaptação. Essa característica do material contribuiu para o menor número de palitos obtidos nesse grupo, pois muitos desses fraturaram no início do corte, antes mesmo do disco atingir a interface adesiva.

Uma diferença que deve ser destacada entre os quatro materiais estudados é que por possuírem diferentes estratégias adesivas, o substrato dentinário recebe diferentes pré-tratamentos. O pré-tratamento das superfícies com ácido poliacrílico é indicado para aumentar a eficiência adesiva por meio de uma limpeza superficial, provocar uma parcial desmineralização aumentando as possibilidades de uma interação química e micromecânica e aumentar a interação química do ácido poliacrílico com a hidroxiapatita (VAN MEERBEEK et al., 2006). Para o KM é indicada uma solução de ácido poliacrílico a 25% e para o FII uma solução de ácido poliacrílico a 20%, ambas aplicadas durante 10 segundos. Essas soluções são indicadas para promover uma limpeza da superfície sem provocar grande desmineralização pelo fato de o ácido poliacrílico ser um ácido fraco. A pouca desmineralização é especialmente importante no caso dos CIVs pois a adesão desses materiais baseia-se também conteúdo mineral do dente (INOUE et al., 2004). Na figura 5.4 a e b pode-se observar a aparência dessa superfície após os testes de resistência adesiva em áreas onde a fratura seguiu um padrão adesivo. Para o nano-ionômero o *primer* utilizado é composto de copolímeros dos ácidos acrílico e itacônico, mas o fabricante não informa qual a concentração. Esse *primer* ácido tem a função de modificar a camada de *smear layer* e umedecer adequadamente a superfície para facilitar a adesão do material. Pode-se observar pelas figuras 5.4 c e 5.5 que há uma presença significativa de *smear layer* na superfície dentinária após as fraturas o que pode ter dificultado a adaptação do material. Essa dificuldade na adaptação pode ter reduzido a capacidade de adesão química e a penetração do material no interior dos túbulos para formar uma “camada híbrida” ou uma retenção micromecânica, dada a pouca agressividade do *primer*, resultando em valores reduzidos de resistência adesiva.

O uso de microscopia eletrônica de varredura para estudar CIVs é questionado dados os artefatos inerentes a essa técnica (NGO; MOUNT; PETERS, 1997). Um alto vácuo é necessário primeiramente no preparo das amostras para a cobertura com uma fina camada de um material condutor, geralmente ouro, e novamente durante a observação no microscópio. Pelo fato de os CIVs serem materiais que contêm água eles se desidratam e trincam, podendo danificar as amostras. O alto vácuo talvez não seja o maior problema, mas sim a desidratação prévia ao recobrimento. No presente trabalho foram observadas trincas nos espécimes antes mesmos dos procedimentos de metalização. Essas dificuldades limitam o potencial de se descrever a microestrutura, a topografia de superfície e principalmente a interface entre CIV e dente. Em 1991, Mount descreveu a interface entre CIV e tecidos duros dentais utilizando a técnica direta e a técnica da réplica com o objetivo de prevenir artefatos resultantes da desidratação. As fotomicrografias mostraram que com a técnica da réplica a observação da interface foi mais fiel.

No presente estudo a técnica da réplica não foi aplicada, pois a interface não estava sendo observada com o objetivo de se estudar a interação entre o CIV e a superfície dentinária. O objetivo da MEV no presente estudo foi verificar a presença ou não do CIV na superfície após o teste, a título ilustrativo. O maior empecilho para a utilização da técnica da réplica foi a dificuldade de se replicar uma superfície de  $1 \text{ mm}^2$ , nos casos das amostras de microtração.

Mesmo com valores relativamente baixos muito para testes físico-mecânicos quando comparados às resinas compostas (CEFALY et al., 2001; PEEZ; FRANK, 2006; VAN DUINEN et al., 2005), os CIVs têm demonstrado excelente retenção clínica em lesões cervicais (LO et al., 2006; MATIS; COCHRAN; CARLSON, 1996; TYAS, 2003;

VAN DIJKEN; PALLESEN, 2008) e em cavidades de uma face com a técnica do ART (FRENCKEN et al., 2004; VAN'T HOF et al., 2006), o que nos faz questionar a relação entre os testes *in vitro* e o comportamento clínico dos materiais.

Com as vantagens de liberar flúor às estruturas adjacentes (RAGGIO, 2001), o que reduz a velocidade de progressão de cárie secundária (SMALES; GAO, 2000) e por apresentar uma técnica de aplicação menos sensível, os CIVs são o material de escolha para o tratamento de dentes decíduos em diversos países. A grande desvantagem desse material é a baixa resistência à fratura, quando submetido à cargas oclusais (CEFALY et al., 2001; SCHOLTANUS; HUYSMANS, 2007). A indicação dos CIVs, no entanto, deve ser usada para restaurações onde não há a incidência de forças oclusais, como as restaurações cervicais (LO et al., 2006; VAN DIJKEN; PALLESEN, 2008). Outra grande indicação dos CIVs é como um material para substituir a dentina, seguido por uma resina composta que substituiria o esmalte. Algumas vantagens podem ser atribuídas a essa indicação: primeiramente menor espessura de resina necessária o que resultaria em menor contração de polimerização e provável menor microinfiltração reduzindo as chances de cárie secundária. Além disso, a resina composta é um material que possui melhores propriedades estéticas, mecânicas e resistência ao desgaste do que os CIVs. Outra vantagem é a possibilidade da remoção parcial do tecido cariado, removendo-se apenas da dentina infectada, mantendo a afetada, que apresenta capacidade de se remineralizar (KUBOKI; OHGUSHI; FUSAYAMA, 1977; NGO et al., 2006), principalmente quando em contato com um material biocompatível, que libera íons flúor, cálcio e alumínio, o que facilitaria a remineralização além de dificultar a reprodução e viabilidade bacteriana (PEREIRA; INOKOSHI; TAGAMI, 1998; SILVA et al., 2007; SMALES; FANG, 1999). Em estudo *in*

*vitro* Marquezan (2008) verificou que frente ao desafio cariogênico houve uma degradação da interface de união da resina composta e o mesmo não ocorreu com o CIV modificado por resina.

Para todos os materiais dentários, é necessário que haja entendimento das propriedades químicas e físicas assim como da velocidade com que essas propriedades são atingidas, antes de se chegar a decisões de indicação.

Estudos *in vitro* permitem que as variáveis sejam isoladas e controladas, o que auxilia no entendimento e na previsão do comportamento dos materiais, para que, posteriormente, os resultados possam ser aplicados *in vivo*. Estudos clínicos são ainda mais robustos no que diz respeito ao sucesso desses materiais restauradores, que em última análise é o que buscam as pesquisas.

Baseando-se nos resultados desse estudo, novas investigações sobre a adesão de materiais restauradores capazes de liberar de flúor e unirem-se quimicamente à estrutura dental, como os cimentos de ionômero de vidro, serão de grande valia para verificar a durabilidade e estabilidade dessa adesão bem como a interação desses materiais com a dentina afetada.

## 7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste estudo, pode-se concluir que:

**7.1** para o ensaio mecânico de microtração o CIV de alta viscosidade Ketac™ Molar apresentou valores semelhantes ao nano-ionômero Ketac™ N100, sendo que ambos foram estatisticamente inferiores ao CIV modificado por resina Fuji II LC, que por sua vez foi inferior a resina composta Z100;

**7.2** para o ensaio mecânico de microcislamento os valores de resistência adesiva do CIV de alta viscosidade Ketac™ Molar, do cimento de ionômero de vidro modificado por resina Fuji II LC e da resina composta microhíbrida Z100 não apresentaram diferença estatística entre eles mas foram estatisticamente superiores ao nano-ionômero Ketac™ N100;

**7.3** por apresentar uma maior proporção de fraturas interfaciais, o ensaio mecânico de microcislamento foi o que melhor avaliou a resistência adesiva dos materiais ionoméricos;

**7.4** não se pode estabelecer uma correlação entre os dois ensaios mecânicos estudados.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

- Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Effects of conditioners on microshear bond strength to enamel after carbamide peroxide bleaching and/or casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (CPP-ACP) treatment. *J Dent* 2007;35(11):862-70.
- Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: role of operator skill. *Aust Dent J* 2008;53(2):145-50.
- Akinmade AO, Nicholson JW. Glass-ionomer cements as adhesives. Part I. Fundamental aspects and their clinical relevance. *J Mater Sci Mater Med* 1993;4(2):95-101.
- Algera TJ, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Pahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. *Eur J Orthod* 2005;27(5):472-6.
- Amaral MT, Guedes-Pinto AC, Chevitarese O. Effects of a glass-ionomer on the remineralization of occlusal caries – an in situ study. *Braz Oral Res* 2006;20(2):91-6.
- Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater* 1998;14(1):44-50.
- Attar N, Onen A. Fluoride release and uptake characteristics of aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil* 2002;29(8):791-8.
- Banamyong D, Palamara JEA, Burrow MF, Messer HH. Effect of dentin conditioning on dentin permeability and micro-shear bond strength. *Eur J Oral Sci* 2007;115(6):502-9.
- Barakat MM, Powers JM, Yamaguchi R. Parameters that affect in vitro bonding of glass-ionomer liners to dentin. *J Dent Res* 1988;67(9):1161-3.

---

De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatr Dent* 2002;24(5):430-8.

Burrow MF, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strength of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater* 2002;18(3):239-45.

Burrow MF, Bokas J, Tanumiharja M, Tyas MJ. Microtensile bond strengths to caries-affected dentine treated with Carisolv. *Aust Dent J* 2003;48(2):110-4.

Carvalho RM, Garcia FCP, Silva SMA, Manso AP, Castro FLA, Carrilho MRO. Métodos de análise de interfaces adesivas. Avaliação da resistência de união e observações por microscopia óptica e eletrônica. In: Carlos Estrela. (Org.). *Metodologia Científica*. 2 ed. São Paulo: Artes Médicas; 2005. cap. 17, p. 373-97.

Cefaly DFG, Valarelli FP, Seabra BGM, Mondelli RFL, Navarro MFL. Effect of time on the diametral tensile strength of resin-modified restorative glass ionomer cements and compomer. *Braz Dent J* 2001;12(3):201-4.

Cho SY, Cheng AC. A review of glass ionomer restorations in the primary dentition. *J Can Dent Assoc* 1999;65(9):491-5.

Choi K, Oshida Y, Platt JA, Cochran MA, Matis BA, Yi K. Microtensile bond strength of glass ionomer cements to artificially created carious dentin. *Oper Dent* 2006;31(5):590-7.

Croll TP, Helpin ML. Class II Vitremer restoration of primary molars. *ASDC J Dent Child* 1995;62(1):17-21.

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

El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res* 2004;83(5):420-4.

Ferrari M, Davidson CL. Interdiffusion of a traditional glass ionomer cement into conditioned dentin. *Am J Dent* 1997;10(6):295-7.

Francci C, Deaton TG, Arnold RR, Swift EJ Jr, Perdigão J, Bawden JW. Fluoride release from restorative materials and its effect on dentin demineralization. *J Dent Res* 1999; 78(10):1647-54.

Frankenberger R, Sidel J, Kramer N. Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence Int* 1997;28(10):667-75.

Frencken JE, Pilot T, Songpaisan Y, Phantumvanit P. Atraumatic restorative treatment (ART): rationale, technique, and development. *J Public Health Dent* 1996;56(3 Spec No):135-40.

Frencken JE, Van't Hof MA, Van Amerongen WE, Holmgren CJ. Effectiveness of single-surface ART restorations in the permanent dentition: a meta-analysis. *J Dent Res* 2004;83(2):120-3.

Frencken JE, Taifour D, van't Hof MA. Survival of ART and amalgam restorations in permanent teeth of children after 6.3 years. *J Dent Res* 2006;85(7):622-6.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. Fractographical analysis of resin-dentin bonds. *Am J Dent* 2001;14(6):355-60.

Holtan JR, Nystrom GP, Olin PS, Rudney J, Douglas WH. Bond strength of a light-cured and two auto-cured glass ionomer liners. *J Dent* 1990;18(5):271-5.

Hosoya Y, Garcia-Godoy F. Bonding mechanism of Ketac-Molar Aplicap and Fuji IX GP to enamel and dentin. *Am J Dent* 1998;19(6):479-83.

Imparato JCP, Garcia A, Bonifácio CC, Scheidt L, Raggio DP, Mendes FM, et al. Color stability of esthetic ion-releasing restorative materials subjected to pH variations. *J Dent Child (Chic)* 2007;74(3):189-93.

Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater* 2001; 17(5):445-55.

Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, De Munck J, Sano H, Suzuki K, et al. Effect of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. *Oper Dent* 2004;29(6):685-92.

Kuboki Y, Ohgushi K, Fusayama T. Collagen biochemistry of the two layers of carious dentin. *J Dent Res* 1977; 56:1233-7.

Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res* 1992;71(11):1836-41.

Lo ECM, Luo Y, Tan HP, Dyson JE, Corbet EF. ART and conventional root restorations in elders after 12 months. *J Dent Res* 2006;85(10):929-32.

Loguercio AD, Barroso LP, Grande RHM, Reis A. Comparison of intra- and intertooth resin-dentin bond strength variability. *J Adhes Dent* 2005;7(2):151-8.

Marquezan M. Resistência à degradação de restaurações em dentina sadia e afetada por cárie de dentes decíduos submetidas a desafios mecânico e cariogênico [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

Marshall TD. Glass ionomers in the restoration of root surface caries, Class 5 caries and Class 5 erosion/abrasion lesions. *Tex Dent J* 1990;107(3):23-8.

Matis BA, Cochran M, Carlson T. Longevity of glass ionomer restorative materials: results of a 10-year evaluation. *Quintessence Int* 1996;27(6):373-82.

Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater* 1989;5(5):355-8.

McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002;23(17):3603-8.

Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 1991;70(1):72-4.

Mjör IA. Biological side effects to materials used in dentistry. *J R Coll Surg Edinb* 1999;44(3):146-9.

Mount GJ. Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment. *Oper Dent* 1991;16(4):141-8.

Mount GJ. Some physical and biological properties of glass ionomer cement. *Int Dent J* 1995;45(2):135-40.

Mount GJ. Longevity in glass ionomer cements: Review of a successful technique. *Quintessence Int* 1997;28:643-50.

Mount GJ. Glass ionomers: a review of their current status. *Oper Dent* 1999;24(2):115-24.

Mount GJ, Patel C, Makinson OF. Resin modified glass-ionomers: strength, cure depth and translucency. *Aust Dent J* 2002;47(4):339-43.

Nakanuma K, Hayakawa T, Tomita T, Yamazaki M. Effect of the application of dentin primers and a dentin bonding agent on the adhesion between the resin-modified glass-ionomer cement and dentin. *Dent Mater* 1998;14(4):281-6

Nakornchai S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. *J Am Dent Assoc* 2005;136(4):477-83.

Nassif ACSN. Estudo in vitro da interferência da clorexidina na resistência e morfologia de união de dois cimentos ionoméricos, indicados para restauração atraumática, à dentina de dentes decíduos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Ngo H, Mount GJ, Peters MC. A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. *Quintessence Int* 1997;28(1):63-9.

Ngo HC, Mount GJ, Mc Intyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentin in permanent molars: an in vitro study. *J Dent* 2006;34(8):608-13.

Nicholson JW, Braybrook JH, Wasson EA. The biocompatibility of glass-poly(alkenoate) (Glass-Ionomer) cements: a review. *J Biomat Sci* 1991;2(4):277-85.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;11(2):17-25.

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

Peez R, Frank S. The physical-mechanical performance of the new Ketac Molar Easymix compared to commercially available glass ionomer restoratives. *J Dent* 2006;34(8):582-7.

Perdigão J, Geraldeli S, Carmo AR, Dutra HR. In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J Esthet Restor Dent* 2002;14(1):31-8.

Pereira PN, Yamada T, Tei R, Tagami J. Bond strength and interface micromorphology of an improved resin-modified glass ionomer cement. *Am J Dent* 1997;10(3):128-32.

Pereira PN, Inokoshi S, Tagami J. In vitro secondary caries inhibition around fluoride releasing restorative materials. *J Dent* 1998; 26(5-6):505-10.

Pereira PN, Sano H, Ogata M, Zheng L, Nakajima M, Tagami J, et al. Effect of region and dentin perfusion on bond strength of resin-modified glass ionomer cements. *J Dent* 2000; 28(5):347-54.

Pereira LCG, Nunes MCP, Palma-Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MFL. Mechanical Properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent* 2002; 4(1):73-80.

Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van landuyt K, Lambrechts P, Van Merrbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21:864-81.

Placido E, Meira JBC, Lima RG, Muench A, Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. *Dent Mater* 2007;23(9):1086-92.

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

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

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of dentin location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentin. *J Dent* 1999;1(2-4):127-33.

Raggio DP. Avaliação "in vitro" da microinfiltração, liberação de fluoreto e resistência adesiva de cinco cimentos de ionômero de vidro utilizados no Tratamento Restaurador Atraumático (TRA) [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Raggio DP. Dureza Knoop de cimentos de ionômero de vidro indicados para o tratamento restaurador atraumático (TRA) [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Rocha RO, Soares FZMS, Rodrigues Filho LE, Rodrigues CRMD. Influence of aging treatments on microtensile bond strength of adhesive systems to primary dentin. *ASDC J Dent Child* 2007;74(2):109-12.

Rutar J, McAllan L, Tyas MJ. Three-year clinical performance of glass ionomer cement in primary molars. *Int J Paediatr Dent* 2002; 12(2):146-7.

Santos MG, Bonifácio CC, Carvalho RCR. Avaliação da resistência de união de resina composta ao esmalte bovino clareado com peróxido de carbamida. *RPG Rev Pós-Grad* 2006;13(1):56-62.

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

Scholtanus JD, Huysmans MCDNJM. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: A retrospective study. *J Dent* 2007;35(2):156-62.

Senawongse P, Harnirattisai C, Shimada Y, Tagami J. Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. *Oper Dent* 2004;29(2):196-202.

Serra MC, Navarro MF, Freitas SF, Carvalho RM, Cury JA, Retief DH. Glass-ionomer cement surface protection. *Am J Dent* 1994;7(4):203-6.

Silva NR, Calamia CS, Harsono M, Carvalho RM, Pegoraro LF, Fernandes CA, et al. Bond angle effects on microtensile bonds: laboratory and FEA comparison. *Dent Mater* 2006;22(4):314-24.

Silva RC, Zuanon ACC, Spolidorio DMP, Campos JADB. Antibacterial activity of four glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. *J Mater Sci Mater Med* 2007;18(9):1859-62.

Shimada Y, Kikushima D, Tagami J. Micro-shear bond strength of resin-bonding systems to cervical enamel. *Am J Dent* 2002;15(6):373-7.

Shimaoka AM, Andrade AP, Carvalho RCR. Influência da delimitação da área adesiva em estudos laboratoriais para mensuração de resistência adesiva. *RPG Rev Pós-Grad* 2007;14(2):174-8.

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

Smales RJ, Fang DTS. In vitro effectiveness of hand excavation of caries with the ART technique. *Caries Res* 1999;33(6):437-40.

Smales RJ, Gao W. In Vitro caries inhibition at the enamel margins of glass ionomer restoratives developed for ART approach. *J Dent* 2000; 28(4):249-56.

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

Tanumiharia M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strength of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners. *J Dent* 2000; 28(5):361-6.

Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater* 1988;4(6):371-8.

Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH, et al. Durability of resin-dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater* 2007;23(7):885-92.

Tyas MJ. The effect of dentin conditioning with polyacrylic acid on the clinical performance of glass ionomer cement – 3 years results. *Aust Dent J* 1994; 39(4):220-1.

Tyas MJ. Milestones in Adhesion: Glass-ionomer Cements. *J Adhes Dent*. 2003;5(4):259-66.

Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J* 2004;49(3):112-21.

Van Dijken JWV, Pallesen U. Long-term dentin retention of etch-and-rinse and self-etch adhesives and a resin-modified glass ionomer cement in non-carious cervical lesion. *Dent Mater* 2008;24(7):915-22.

Van Duinen RN, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Werner A, Feilzer AJ. Early and long-term wear of 'fast-set' conventional glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2005;21(8):716-20.

Van't Hof MA, Frencken JE, van Palenstein Helderma WH, Homgren CJ. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for managing dental caries: a meta-analysis. *Int Dent J* 2006;56(6):345-51.

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Muck J, van Landuyt K, Lambrechts P. Glass-ionomer adhesion: the mechanism at the interface. *J Dent* 2006; 34: 615-6.

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 1997;76(6):1298-307.

Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH. Bonding of contemporary glass-ionomer cements to dentin. *Dent Mater* 2001;17(5):456-70

Yoo HM, Oh TS, Pereira PN. Effect of saliva contamination on the microshear bond strength of one-step self-etching adhesive systems to dentin. *Oper Dent* 2006;31(1):127-34.

Walls AW, McCabe JF, Murray JJ. Factors influencing the setting reaction of glass polyalkenoate (ionomer) cements. *J Dent* 1988;16(1):32-5.

White SN. Light-cured glass ionomers. *J Calif Dent Assoc* 1994;22(8):39-40.

Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972;132(4):133-5.

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

APÊNDICE A - Dados obtidos pelo teste de microtração. Resistência adesiva (em MPa); padrões de fratura - PF (CM – coesiva em material; M – mista; A – adesiva; CS – coesiva em substrato)

| <b>KM 1</b>  | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|--------------|--------------|-----------|
| 1            | 30,08        | CM        |
| 2            | 11,17        | CM        |
| 3            | 2,51         | CM        |
| 4            | 29,20        | CM        |
| 5            | 13,85        | CM        |
| 6            | 15,24        | M         |
| 7            | 13,38        | CM        |
| 8            | 20,43        | CM        |
| 9            | 10,45        | A         |
| 10           | 4,86         | CM        |
| 11           | 14,66        | M         |
| 12           | 0,00         | A         |
| 13           | 0,00         | A         |
| 14           | 7,79         | CM        |
| 15           | 0,00         | CM        |
| 16           | 11,22        | CM        |
| 17           | 4,61         | CM        |
| 18           | 0,00         | A         |
| 19           | 9,74         | M         |
| 20           | 15,71        | A         |
| 21           | 0,00         | A         |
| <b>Média</b> | <b>10,23</b> |           |

| <b>KM 3</b>  | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|--------------|--------------|-----------|
| 1            | 4,48         | CM        |
| 2            | 13,69        | M         |
| 3            | 1,23         | CM        |
| 4            | 16,83        | M         |
| 5            | 7,31         | A         |
| 6            | 31,13        | M         |
| 7            | 6,57         | M         |
| 8            | 16,22        | CM        |
| 9            | 22,00        | CM        |
| 10           | 9,22         | A         |
| 11           | 16,59        | M         |
| 12           | 5,78         | M         |
| 13           | 2,35         | A         |
| 14           | 11,09        | M         |
| 15           | 2,58         | M         |
| 16           | 27,89        | M         |
| 17           | 6,42         | CM        |
| 18           | 7,70         | CM        |
| 19           | 14,00        | M         |
| 20           | 7,72         | A         |
| 21           | 8,91         | M         |
| 22           | 0,94         | A         |
| <b>Média</b> | <b>10,94</b> |           |

| <b>KM 2</b>  | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|--------------|--------------|-----------|
| 1            | 8,34         | M         |
| 2            | 3,17         | CM        |
| 3            | 4,89         | A         |
| 4            | 31,11        | M         |
| 5            | 6,25         | CM        |
| 6            | 20,86        | CM        |
| 7            | 4,92         | CM        |
| <b>Média</b> | <b>11,37</b> |           |

| <b>KM 4</b>  | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|--------------|--------------|-----------|
| 1            | 19,52        | CM        |
| 2            | 2,98         | CM        |
| 3            | 0,00         | A         |
| 4            | 2,47         | A         |
| 5            | 1,23         | CM        |
| 6            | 18,46        | A         |
| 7            | 12,58        | M         |
| 8            | 8,68         | M         |
| 9            | 0,00         | A         |
| 10           | 6,93         | A         |
| 11           | 3,91         | CM        |
| 12           | 26,18        | CM        |
| 13           | 23,32        | M         |
| 14           | 8,73         | A         |
| 15           | 5,09         | M         |
| 16           | 6,77         | M         |
| 17           | 8,64         | M         |
| 18           | 11,49        | CM        |
| 19           | 23,51        | CM        |
| 20           | 13,12        | CM        |
| 21           | 9,19         | M         |
| <b>Média</b> | <b>10,13</b> |           |

| <b>KM 5</b>  | <b>MPa</b>  | <b>PF</b> |
|--------------|-------------|-----------|
| 1            | 8,38        | CM        |
| 2            | 11,61       | CM        |
| 3            | 12,44       | CM        |
| 4            | 5,74        | M         |
| 5            | 14,45       | CM        |
| 6            | 5,37        | M         |
| 7            | 3,31        | CM        |
| 8            | 5,31        | M         |
| 9            | 5,97        | A         |
| 10           | 2,37        | A         |
| 11           | 1,85        | M         |
| 12           | 9,49        | M         |
| 13           | 7,65        | CM        |
| 14           | 4,60        | M         |
| 15           | 10,83       | CM        |
| 16           | 3,47        | CM        |
| 17           | 10,91       | A         |
| 18           | 4,29        | CM        |
| 19           | 18,48       | CM        |
| 20           | 4,74        | CM        |
| 21           | 6,50        | M         |
| <b>Média</b> | <b>7,51</b> |           |

| <b>KM 6</b>  | <b>MPa</b>  | <b>PF</b> |
|--------------|-------------|-----------|
| 1            | 4,80        | M         |
| 2            | 7,94        | M         |
| 3            | 5,86        | CM        |
| 4            | 7,26        | M         |
| 5            | 1,91        | CM        |
| 6            | 2,26        | A         |
| 7            | 4,68        | CM        |
| 8            | 17,19       | A         |
| 9            | 3,17        | CM        |
| 10           | 9,57        | CM        |
| 11           | 1,17        | M         |
| 12           | 2,68        | M         |
| 13           | 13,43       | M         |
| 14           | 2,30        | M         |
| 15           | 11,41       | M         |
| 16           | 10,49       | M         |
| <b>Média</b> | <b>6,63</b> |           |

| <b>Padrão de Fratura – KM</b> |            |             |
|-------------------------------|------------|-------------|
| CM                            | 46         | 42,59%      |
| M                             | 39         | 36,11%      |
| A                             | 23         | 21,30%      |
| CS                            | 0          |             |
| <b>Total</b>                  | <b>108</b> | <b>100%</b> |

| <b>Média Grupo KM (MPa)</b> |       |             |
|-----------------------------|-------|-------------|
| Dente 1                     | 10,23 | <b>9,47</b> |
| Dente 2                     | 11,37 |             |
| Dente 3                     | 10,94 |             |
| Dente 4                     | 10,13 |             |
| Dente 5                     | 7,51  |             |
| Dente 6                     | 6,63  |             |

| <b>FII 1</b> | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|--------------|--------------|-----------|
| 1            | 19,39        | CM        |
| 2            | 21,98        | M         |
| 3            | 11,36        | CM        |
| 4            | 8,19         | M         |
| 5            | 27,13        | M         |
| 6            | 30,03        | A         |
| 7            | 13,93        | M         |
| 8            | 25,34        | CM        |
| 9            | 32,26        | M         |
| 10           | 11,17        | CM        |
| 11           | 49,84        | CM        |
| 12           | 16,27        | CM        |
| 13           | 25,12        | M         |
| 14           | 10,70        | M         |
| 15           | 18,09        | A         |
| 16           | 31,12        | M         |
| 17           | 11,76        | M         |
| 18           | 26,68        | M         |
| 19           | 27,55        | M         |
| 20           | 14,86        | M         |
| 21           | 27,14        | M         |
| 22           | 15,49        | M         |
| 23           | 24,01        | M         |
| <b>Média</b> | <b>21,71</b> |           |

| <b>FII 2</b> | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|--------------|--------------|-----------|
| 1            | 42,79        | A         |
| 2            | 28,27        | A         |
| 3            | 28,12        | M         |
| 4            | 13,07        | A         |
| 5            | 44,03        | M         |
| 6            | 8,86         | M         |
| 7            | 17,89        | A         |
| 8            | 25,03        | CM        |
| 9            | 17,09        | A         |
| 10           | 35,89        | CM        |
| 11           | 24,48        | CM        |
| 12           | 11,07        | A         |
| 13           | 30,66        | A         |
| 14           | 8,20         | CM        |
| 15           | 1,93         | CD        |
| 16           | 19,82        | A         |
| 17           | 30,69        | CM        |
| 18           | 44,90        | CM        |
| 19           | 12,65        | CM        |
| 20           | 39,35        | A         |
| 21           | 27,69        | A         |
| 22           | 24,27        | CM        |
| 23           | 24,34        | M         |
| 24           | 8,65         | CM        |
| 25           | 20,31        | CM        |
| 26           | 32,09        | CM        |
| 27           | 32,95        | CM        |
| 28           | 36,59        | M         |
| <b>Média</b> | <b>24,70</b> |           |

| <b>FII 3</b> | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|--------------|--------------|-----------|
| 1            | 14,02        | CM        |
| 2            | 40,58        | M         |
| 3            | 31,32        | CM        |
| 4            | 28,78        | CM        |
| 5            | 26,47        | CM        |
| 6            | 36,09        | M         |
| 7            | 27,21        | CM        |
| 8            | 10,60        | M         |
| 9            | 39,72        | A         |
| 10           | 10,30        | CM        |
| 11           | 43,55        | CM        |
| 12           | 13,66        | M         |
| 13           | 0,00         | A         |
| 14           | 36,76        | M         |
| 15           | 42,09        | CM        |
| 16           | 47,12        | CM        |
| 17           | 33,29        | CM        |
| 18           | 10,58        | CM        |
| 19           | 36,56        | CM        |
| 20           | 45,25        | CM        |
| 21           | 28,72        | CM        |
| 22           | 43,42        | CM        |
| 23           | 38,68        | CM        |
| 24           | 18,06        | CM        |
| 25           | 26,16        | M         |
| 26           | 57,33        | CM        |
| <b>Média</b> | <b>30,24</b> |           |

| <b>F II 4</b> | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 20,97        | CM        |
| 2             | 0,00         | A         |
| 3             | 33,79        | M         |
| 4             | 32,21        | CM        |
| 5             | 30,52        | CM        |
| 6             | 21,99        | CS        |
| 7             | 13,35        | CM        |
| 8             | 30,10        | M         |
| 9             | 14,59        | A         |
| 10            | 27,31        | A         |
| 11            | 31,09        | CM        |
| 12            | 34,26        | CM        |
| 13            | 15,44        | M         |
| 14            | 43,26        | M         |
| 15            | 37,40        | A         |
| 16            | 43,24        | A         |
| 17            | 35,61        | M         |
| 18            | 26,32        | A         |
| 19            | 22,72        | CM        |
| 20            | 29,53        | CM        |
| 21            | 18,56        | CM        |
| 22            | 18,16        | CM        |
| 23            | 18,79        | M         |
| 24            | 44,11        | M         |
| 25            | 50,62        | CM        |
| <b>Média</b>  | <b>27,76</b> |           |

| <b>FII 5</b> | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|--------------|--------------|-----------|
| 1            | 31,14        | CM        |
| 2            | 26,41        | CM        |
| 3            | 14,05        | A         |
| 4            | 33,59        | M         |
| 5            | 21,72        | M         |
| 6            | 14,20        | CM        |
| 7            | 27,34        | CM        |
| 8            | 18,41        | CM        |
| 9            | 30,50        | CM        |
| 10           | 26,32        | CM        |
| 11           | 26,19        | M         |
| 12           | 9,03         | CM        |
| 13           | 11,67        | CM        |
| 14           | 16,34        | M         |
| 15           | 27,05        | CM        |
| 16           | 16,83        | CM        |
| 17           | 36,34        | CM        |
| 18           | 22,81        | M         |
| 19           | 4,57         | CM        |
| 20           | 9,70         | A         |
| 21           | 33,40        | CM        |
| 22           | 0,00         | CM        |
| 23           | 25,74        | A         |
| 24           | 15,57        | CM        |
| 25           | 29,78        | M         |
| 26           | 17,69        | A         |
| 27           | 4,55         | CM        |
| 28           | 5,54         | CM        |
| 29           | 6,20         | CM        |
| 30           | 0,00         | CM        |
| 31           | 8,61         | CM        |
| 32           | 14,85        | CM        |
| 33           | 5,34         | CM        |
| 34           | 20,44        | CM        |
| 35           | 9,58         | CM        |
| 36           | 17,44        | CM        |
| <b>Média</b> | <b>17,75</b> |           |

| <b>FII 6</b> | <b>MPa</b>   | <b>PF</b> |
|--------------|--------------|-----------|
| 1            | 22,63        | M         |
| 2            | 0,00         | CM        |
| 3            | 12,69        | CM        |
| 4            | 15,70        | CM        |
| 5            | 23,22        | CM        |
| 6            | 14,34        | CM        |
| 7            | 13,50        | CM        |
| 8            | 17,28        | CM        |
| 9            | 15,48        | M         |
| 10           | 0,00         | CM        |
| 11           | 20,22        | A         |
| 12           | 27,28        | M         |
| 13           | 12,41        | CM        |
| 14           | 33,38        | CM        |
| 15           | 17,73        | CM        |
| 16           | 15,43        | CM        |
| 17           | 25,30        | CM        |
| 18           | 31,74        | CM        |
| 19           | 32,71        | CM        |
| 20           | 32,44        | CM        |
| 21           | 35,98        | CM        |
| 22           | 16,96        | A         |
| 23           | 17,84        | M         |
| 24           | 32,50        | CM        |
| 25           | 23,25        | CM        |
| 26           | 25,18        | M         |
| 27           | 35,99        | CM        |
| 28           | 0,00         | CM        |
| 29           | 22,60        | M         |
| <b>Média</b> | <b>20,48</b> |           |

| <b>Padrão de Fratura FII</b> |     |        |
|------------------------------|-----|--------|
| CM                           | 94  | 56,29% |
| M                            | 45  | 26,95% |
| A                            | 26  | 15,57% |
| CS                           | 2   | 1,2%   |
| Total                        | 167 | 100%   |

| <b>Média Grupo FII (Mpa)</b> |       |       |
|------------------------------|-------|-------|
| Dente 1                      | 21,71 | 23,77 |
| Dente 2                      | 24,79 |       |
| Dente 3                      | 30,24 |       |
| Dente 4                      | 27,76 |       |
| Dente 5                      | 17,75 |       |
| Dente 6                      | 20,48 |       |

| <b>N100 1</b> | <b>Mpa</b>  | <b>MF</b> |
|---------------|-------------|-----------|
| 1             | 7,85        | M         |
| 2             | 4,43        | A         |
| 3             | 5,66        | A         |
| 4             | 16,70       | M         |
| 5             | 2,20        | M         |
| 6             | 12,59       | CM        |
| 7             | 0,40        | A         |
| 8             | 12,66       | A         |
| 9             | 11,01       | A         |
| 10            | 0,00        | M         |
| 11            | 0,00        | A         |
| 12            | 13,01       | CM        |
| 13            | 12,95       | M         |
| 14            | 7,75        | M         |
| 15            | 10,10       | A         |
| 16            | 6,82        | M         |
| 17            | 11,34       | A         |
| 18            | 10,29       | M         |
| 19            | 0,00        | A         |
| 20            | 26,59       | CM        |
| 21            | 4,46        | A         |
| 22            | 14,42       | A         |
| 23            | 12,61       | A         |
| 24            | 3,86        | A         |
| <b>Média</b>  | <b>8,65</b> |           |

| <b>N100 2</b> | <b>Mpa</b>   | <b>MF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 10,76        | CM        |
| 2             | 14,21        | CM        |
| 3             | 18,83        | A         |
| 4             | 0,00         | A         |
| 5             | 11,70        | M         |
| 6             | 10,69        | A         |
| 7             | 27,17        | M         |
| 8             | 14,90        | A         |
| 9             | 13,69        | CM        |
| 10            | 13,98        | A         |
| 11            | 13,72        | A         |
| 12            | 28,05        | CM        |
| 13            | 18,55        | CM        |
| 14            | 15,91        | A         |
| 15            | 0,00         | A         |
| <b>Média</b>  | <b>14,14</b> |           |

| <b>N100 4</b> | <b>Mpa</b>   | <b>MF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 11,93        | M         |
| 2             | 0,00         | M         |
| 3             | 12,03        | M         |
| 4             | 13,79        | M         |
| 5             | 7,90         | M         |
| 6             | 7,77         | A         |
| 7             | 7,11         | A         |
| 8             | 14,48        | M         |
| 9             | 7,44         | M         |
| 10            | 12,89        | CM        |
| 11            | 10,42        | M         |
| 12            | 4,37         | A         |
| 13            | 1,62         | M         |
| 14            | 19,18        | A         |
| 15            | 18,89        | CM        |
| 16            | 19,22        | CM        |
| 17            | 6,18         | M         |
| <b>Média</b>  | <b>10,31</b> |           |

| <b>N100 3</b> | <b>Mpa</b>   | <b>MF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 6,40         | A         |
| 2             | 15,41        | M         |
| 3             | 7,61         | M         |
| 4             | 6,20         | M         |
| 5             | 11,67        | M         |
| 6             | 20,82        | CM        |
| 7             | 9,03         | A         |
| 8             | 9,41         | A         |
| 9             | 13,07        | CM        |
| 10            | 1,27         | M         |
| 11            | 11,61        | M         |
| 12            | 3,93         | M         |
| 13            | 11,12        | CM        |
| 14            | 20,17        | M         |
| 15            | 16,88        | A         |
| 16            | 14,55        | M         |
| 17            | 33,74        | M         |
| 18            | 15,87        | M         |
| 19            | 15,98        | A         |
| 20            | 0,52         | M         |
| 21            | 17,89        | CM        |
| 22            | 16,56        | M         |
| <b>Média</b>  | <b>12,71</b> |           |

| <b>N100 6</b> | <b>Mpa</b>  | <b>MF</b> |
|---------------|-------------|-----------|
| 1             | 2,88        | CM        |
| 2             | 6,16        | M         |
| 3             | 0,69        | A         |
| 4             | 10,46       | M         |
| 5             | 5,15        | M         |
| 6             | 2,66        | A         |
| 7             | 5,15        | A         |
| 8             | 3,65        | M         |
| <b>Média</b>  | <b>4,60</b> |           |

| <b>N100 5</b> | <b>Mpa</b>  | <b>MF</b> |
|---------------|-------------|-----------|
| 1             | 11,3        | CM        |
| 2             | 0,0         | A         |
| 3             | 8,0         | A         |
| 4             | 5,9         | CM        |
| 5             | 16,1        | M         |
| 6             | 3,2         | M         |
| 7             | 11,4        | A         |
| 8             | 0,0         | A         |
| 9             | 1,0         | CM        |
| 10            | 0,7         | M         |
| <b>Média</b>  | <b>5,77</b> |           |

| <b>Modos de Fratura - N100</b> |     |       |
|--------------------------------|-----|-------|
| CM                             | 94  | 56,29 |
| M                              | 45  | 26,95 |
| A                              | 26  | 15,57 |
| CS                             | 2   | 1,2   |
| Total                          | 167 | 100%  |

| <b>Média Grupo N100 (MPa)</b> |       |      |
|-------------------------------|-------|------|
| Dente 1                       | 8,65  | 9,36 |
| Dente 2                       | 14,14 |      |
| Dente 3                       | 12,71 |      |
| Dente 4                       | 10,31 |      |
| Dente 5                       | 5,77  |      |
| Dente 6                       | 4,6   |      |

| <b>Z100 1</b> | <b>Mpa</b>   | <b>MF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 11,38        | A         |
| 2             | 42,36        | A         |
| 3             | 10,26        | M         |
| 4             | 22,34        | M         |
| 5             | 27,24        | M         |
| 6             | 37,46        | A         |
| 7             | 52,60        | A         |
| 8             | 50,74        | A         |
| 9             | 40,33        | M         |
| 10            | 39,20        | M         |
| 11            | 24,92        | M         |
| 12            | 38,59        | A         |
| 13            | 23,15        | A         |
| <b>Média</b>  | <b>32,35</b> |           |

| <b>Z100 5</b> | <b>Mpa</b>   | <b>MF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 23,49        | A         |
| 2             | 40,05        | CS        |
| 3             | 16,63        | M         |
| 4             | 57,69        | M         |
| 5             | 24,33        | M         |
| 6             | 35,94        | A         |
| 7             | 60,59        | M         |
| 8             | 20,93        | M         |
| 9             | 80,19        | M         |
| 10            | 79,24        | A         |
| 11            | 80,52        | A         |
| 12            | 71,42        | M         |
| 13            | 78,11        | CS        |
| 14            | 85,73        | CM        |
| 15            | 85,01        | A         |
| <b>Média</b>  | <b>55,99</b> |           |

| <b>Z100 2</b> | <b>Mpa</b>   | <b>MF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 52,75        | M         |
| 2             | 40,65        | A         |
| 3             | 19,17        | A         |
| 4             | 11,28        | M         |
| 5             | 12,24        | M         |
| 6             | 47,24        | A         |
| 7             | 34,71        | M         |
| 8             | 15,64        | M         |
| 9             | 26,31        | M         |
| 10            | 22,92        | M         |
| 11            | 24,92        | M         |
| 12            | 17,88        | M         |
| 13            | 45,36        | M         |
| 14            | 55,62        | A         |
| 15            | 37,82        | M         |
| 16            | 66,69        | M         |
| 17            | 50,10        | A         |
| 18            | 39,78        | M         |
| <b>Média</b>  | <b>34,50</b> |           |

| <b>Z100 4</b> | <b>Mpa</b>   | <b>MF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 13,99        | M         |
| 2             | 84,13        | A         |
| 3             | 71,08        | CS        |
| 4             | 68,95        | M         |
| 5             | 68,50        | A         |
| 6             | 27,59        | M         |
| 7             | 59,33        | A         |
| 8             | 63,78        | A         |
| 9             | 28,89        | A         |
| 10            | 87,89        | A         |
| 11            | 67,47        | A         |
| 12            | 45,71        | M         |
| 13            | 52,69        | M         |
| <b>Média</b>  | <b>56,92</b> |           |

| <b>Z100 3</b> | <b>Mpa</b>   | <b>MF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 28,89        | M         |
| 2             | 35,46        | A         |
| 3             | 41,13        | M         |
| 4             | 78,04        | CD        |
| 5             | 33,14        | M         |
| 6             | 77,60        | CM        |
| 7             | 93,11        | CS        |
| 8             | 62,85        | A         |
| 9             | 78,50        | A         |
| 10            | 22,14        | M         |
| 11            | 42,23        | M         |
| 12            | 50,32        | A         |
| 13            | 72,13        | A         |
| 14            | 50,44        | CM        |
| 15            | 67,19        | A         |
| 16            | 17,01        | A         |
| 17            | 54,67        | A         |
| 18            | 84,96        | CM        |
| 19            | 28,19        | M         |
| 20            | 77,02        | A         |
| 21            | 44,19        | A         |
| 22            | 45,35        | CS        |
| 23            | 50,87        | CS        |
| 24            | 57,27        | A         |
| <b>Média</b>  | <b>53,86</b> |           |

| <b>Z100 6</b> | <b>Mpa</b>   | <b>MF</b> |
|---------------|--------------|-----------|
| 1             | 83,20        | CM        |
| 2             | 83,45        | M         |
| 3             | 50,13        | CM        |
| 4             | 68,60        | M         |
| 5             | 31,14        | M         |
| 6             | 56,06        | M         |
| 7             | 45,57        | M         |
| 8             | 45,75        | M         |
| 9             | 81,72        | M         |
| 10            | 20,56        | M         |
| 11            | 69,48        | M         |
| 12            | 77,55        | M         |
| 13            | 48,42        | M         |
| 14            | 84,68        | M         |
| 15            | 76,63        | M         |
| 16            | 105,91       | A         |
| 17            | 73,28        | M         |
| 18            | 103,74       | CM        |
| 19            | 71,42        | M         |
| 20            | 85,63        | M         |
| 21            | 79,40        | CM        |
| 22            | 89,12        | M         |
| 23            | 76,63        | CS        |
| 24            | 77,66        | M         |
| <b>Média</b>  | <b>70,24</b> |           |

| <b>Média Grupo Z100 (Mpa)</b> |       |       |
|-------------------------------|-------|-------|
| Dente 1                       | 32,35 | 50,64 |
| Dente 2                       | 34,50 |       |
| Dente 3                       | 53,86 |       |
| Dente 4                       | 56,92 |       |
| Dente 5                       | 55,99 |       |
| Dente 6                       | 70,24 |       |

| <b>Modos de Fratura - Z100</b> |    |        |
|--------------------------------|----|--------|
| CM                             | 8  | 7,48%  |
| M                              | 56 | 52,34% |
| A                              | 35 | 32,71% |
| CS                             | 8  | 7,48%  |
| Total                          |    | 100%   |

APÊNDICE B - Dados obtidos pelo teste de microtração incluindo resistência à fratura (em MPa) e padrões de fratura (CM – coesiva em material; M – mista; A – adesiva)

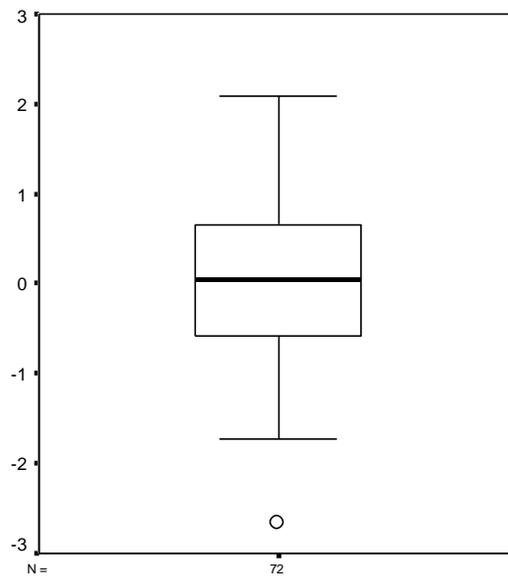
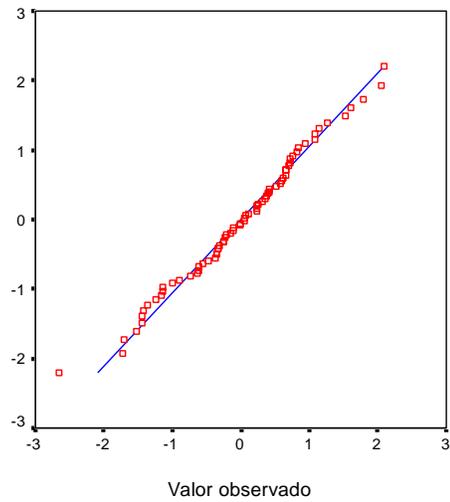
| Microcislamento |          |       |                 |          |          |       |                 |
|-----------------|----------|-------|-----------------|----------|----------|-------|-----------------|
| Especime        | Material | Mpa   | Modo de fratura | Especime | Material | Mpa   | Modo de fratura |
| 1               | KM       | 14,23 | A               | 1        | FII      | 19,49 | A               |
| 2               |          | 21,99 | A               | 2        |          | 13,79 | A               |
| 3               |          | 17,46 | A               | 3        |          | 17,08 | A               |
| 4               |          | 22,33 | A               | 4        |          | 19,09 | A               |
| 5               |          | 17,20 | A               | 5        |          | 18,39 | A               |
| 6               |          | 14,61 | A               | 6        |          | 19,71 | A               |
| 7               |          | 14,69 | A               | 7        |          | 18,03 | A               |
| 8               |          | 15,21 | A               | 8        |          | 15,61 | M               |
| 9               |          | 20,38 | A               | 9        |          | 13,75 | A               |
| 10              |          | 17,97 | M               | 10       |          | 21,93 | A               |
| 11              |          | 13,40 | M               | 11       |          | 22,63 | A               |
| 12              |          | 17,22 | M               | 12       |          | 19,88 | A               |
| Média           |          | 17,22 |                 | Média    |          | 18,28 |                 |
| 1               | N100     | 6,33  | A               | 1        | Z100     | 14,65 | M               |
| 2               |          | 6,41  | A               | 2        |          | 23,55 | M               |
| 3               |          | 6,23  | CM              | 3        |          | 19,61 | A               |
| 4               |          | 6,55  | A               | 4        |          | 21,54 | A               |
| 5               |          | 6,33  | M               | 5        |          | 14,37 | A               |
| 6               |          | 6,23  | A               | 6        |          | 15,11 | M               |
| 7               |          | 6,57  | M               | 7        |          | 23,75 | M               |
| 8               |          | 6,19  | A               | 8        |          | 27,45 | A               |
| 9               |          | 6,19  | A               | 9        |          | 22,97 | A               |
| 10              |          | 6,15  | A               | 10       |          | 23,75 | A               |
| 11              |          | 11,09 | A               | 11       |          | 14,15 | M               |
| 12              |          | 7,74  | A               | 12       |          | 31,09 | M               |
| Média           |          | 6,83  |                 | Média    |          | 21,00 |                 |

| Padrão de Fratura - Microcislamento |       |            |      |       |             |
|-------------------------------------|-------|------------|------|-------|-------------|
| KM                                  | CM    | 0          | FII  | CM    | 0           |
|                                     | M     | 3 (25%)    |      | M     | 1(8,33%)    |
|                                     | A     | 9 (75%)    |      | A     | 11 (91,67%) |
|                                     | Total | 12 (100%)  |      | Total | 12 (100%)   |
| N100                                | CM    | 1 (8,33%)  | Z100 | CM    | 0           |
|                                     | M     | 2 (16,67%) |      | M     | 6 (50%)     |
|                                     | A     | 9 (75%)    |      | A     | 6 (50%)     |
|                                     | Total | 12(100%)   |      | Total | 12(100%)    |

## APÊNDICE C - Diagnóstico dos resíduos

Segundo os resultados do teste estatístico de normalidade de Shapiro-Wilk, os resíduos padronizados apresentam distribuição Normal ( $p=0,764$ ).

Diagrama de dispersão entre os valores observados dos resíduos padronizados e os valores esperados supondo que os mesmos têm distribuição Normal.



Boxplot dos resíduos padronizados.

Histograma dos resíduos padronizados com a curva Normal.

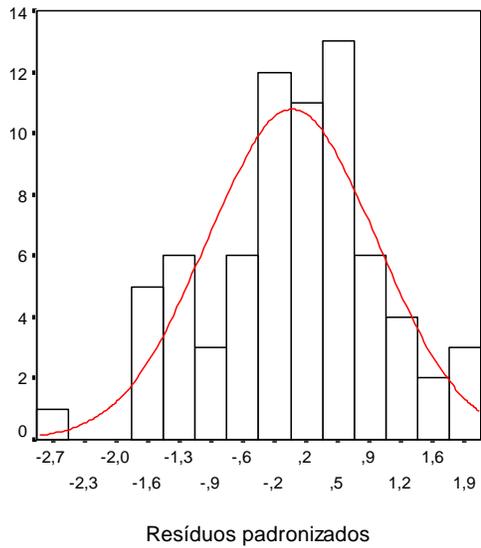
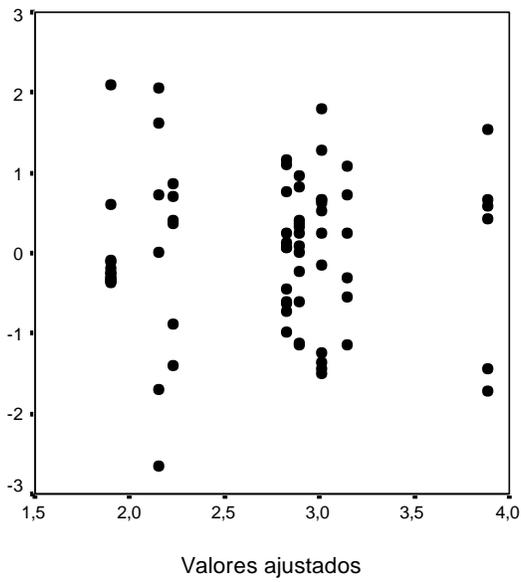


Diagrama de dispersão entre os resíduos padronizados e os Valores ajustados do logaritmo dos Valores de resistência de união.



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

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA****PARECER DE APROVAÇÃO**  
**Protocolo 187/07**

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa APROVOU o protocolo de pesquisa: "**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA ADESIVA DE DIFERENTES CIMENTOS IONÔMERO DE VIDRO À DENTINA HUMANA**", de responsabilidade da Pesquisadora **CLARISSA CALIL BONIFÁCIO**, sob orientação do Professor Doutor **RUBENS CÔRTE REAL DE CARVALHO**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 04 de março de 2008

  
Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz  
Coordenador do CEP-FOUSP