

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

*Tatiany de Mendonça Neto*

**Avaliação da resistência adesiva, por meio do teste de microtração, da interface pino de fibras de vidro /cimento / dentina radicular variando-se cimentos, adesivos dentinários e tempo de armazenamento**

BAURU  
2007

*Tatiany de Mendonça Neto*

**Avaliação da resistência adesiva, por meio do teste de microtração, da interface pino de fibras de vidro /cimento / dentina radicular variando-se cimentos, adesivos dentinários e tempo de armazenamento**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para o título de Doutor em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral.

**Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**

BAURU

2007

Mendonça Neto, Tatiany

M523a Avaliação da resistência adesiva, por meio do teste de microtração, da interface pino de fibras de vidro /cimento / dentina radicular variando-se cimentos, adesivos dentinários e tempo de armazenamento/ Tatiany de Mendonça Neto - Bauru, 2007.

94p.:il.; 31 cm.

Tese. (doutorado) - Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial dessa tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura do autor:

Data:

Comitê de ética da FOB – USP.

Protocolo n. 140 / 2004.

Data: 2004





*Dedicatória*

---

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho:

**A Deus,**

*Peço a Deus, que seja meu parceiro incansável, que me dê ousadia para olhar de frente o caminho e alegria para cumprir todos os Seus desejos com dignidade.*

*Te louvo, Senhor por tudo em minha vida. Te agradeço por ter colocado em meu caminho tantas pessoas dispostas a me ajudar, incondicionalmente, obrigada por se mostrar tão presente em todas elas.*

*Que o Senhor seja o absoluto dos meus dias.*

Aos meus pais **Joaquim e Osvaldina:**

*Que sempre acreditaram na minha capacidade mesmo quando eu não acreditava,*

*Que me deram à oportunidade de construir e realizar cada um dos meus sonhos.*

*Obrigado por trilharem comigo essa vitória, por serem meus exemplos de caráter, coragem, determinação, companheirismo, fé e amor.*

*Obrigado por tudo, Eu Amo Vocês!*

*Agradecimentos*

---



## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao meu orientador Professor Dr. **Luiz Fernando Pegoraro**,

*Com você eu aprendi o real significado da verdadeira sabedoria, da força de vontade, da humildade, da generosidade, do ser professor.*

*Sinto-me honrada por ter sido sua orientada.*

*Obrigada por ter me guiado, por ter sido tão meu amigo, tão presente e por ter confiado na minha capacidade. Obrigado por tudo!*

*“A grandeza não consiste em receber honras, mas em merecê-las”*

*Aristóteles*

Ao Professor Dr. **Ricardo Marins de Carvalho**:

*Obrigado pelo carinho, amizade, compreensão e disposição com que sempre solucionou as minhas dúvidas.*

*Ensinar significa se dar por inteiro em nome do conhecimento.*

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus irmãos **Patrícia, Júnior, Ricardo, Elias, Elisa e Marcus**

*Devemos ter feito algo de muito bom nesta vida para que Deus nos permitisse estarmos juntos ainda.*

*“Cada qual sabe amar a seu modo; o modo pouco importa; o essencial é que saiba amar”.*

*Machado de Assis*

Ao **William,**

*Obrigado pelos momentos que compartilhamos juntos e pela paciência que sempre demonstrou nos momentos de intensas dúvidas e dificuldades na execução deste trabalho. Obrigado por ser sempre meu fiel companheiro nos caminhos do conhecimento.*

*“Sigo em frente, com uma pequena ajuda dos meus amigos. Posso voar alto, com uma pequena ajuda dos meus amigos. Volto a tentar, com uma pequena ajuda dos meus amigos”*

*John Lennon*

Ao Prof. **Pegoraro, Leilha, Tiago e Thais**

*Pela amizade e carinho que transformaram esta batalha em inúmeros e inesquecíveis momentos agradáveis.*

*“Amigos são para sempre, mesmo que o sempre não exista.”*

Ao Prof. **Accácio e Tânia, Mauro e Karina, Caio e Larissa**

*Com carinho e amizade que recebi, pude transformar minha estadia em Bauru em inúmeros e inesquecíveis momentos agradáveis. Obrigado por terem sido minha família.*

*“A gente não faz amigos, reconhece-os”.*

A **Ana Paula**

*Obrigado por estar presente em inúmeros e inesquecíveis momentos da minha vida.*

*“Existem pessoas em nossas vidas que nos deixam felizes pelo simples fato de terem cruzado o nosso caminho”.*

A Dra. **Fernanda**

*Pelo apoio e incentivo demonstrados em todos os momentos da minha vida profissional, principalmente pela amizade e respeito que estamos construindo juntas.*

**À Universidade de São Paulo, à Faculdade de Odontologia de Bauru e aos Professores do Departamento de Prótese.**

*Pelos ensinamentos, aumentando meus conhecimentos e expandindo meus horizontes.*

*Pelo carinho e amizade com que sempre me atenderam.*

**À Universidade Federal de Goiás e à Faculdade de Odontologia da UFG.**

*Por ter sido o alicerce firme da minha educação profissional.*

Aos **colegas** de mestrado e doutorado.

*Pela amizade valiosa nos momentos difíceis e pelos conhecimentos, transmitidos sem interesse, mas responsáveis pelo meu crescimento profissional.*

Aos **Funcionários da FOB e da Biblioteca.**

*Por terem me recebido com um sorriso especial, de braços abertos e sempre prontos a ajudar.*

Aos **Funcionários do Departamento e da Pós Graduação**

*Pela ajuda e carinho que sempre me receberam, sempre demonstrando dedicação, paciência e amizade. Sem vocês jamais teria concluído este trabalho.*

Ao **Marcus**, pela ajuda na endodontia de todos os dentes e ao **Rangel** pelo cálculo de todas as tensões dos espécimes, vocês fizeram mais que irmãos.

Ao professor **Lauris**, pela ajuda na estatística e paciência com que sempre me atendeu.

A **CAPES** e **FAPESP**,

*Pelo apoio financeiro, sem o qual não poderia ter desenvolvido este trabalho.*

*Resumo e Abstract*

---

## **RESUMO**

Avaliou-se, por meio do teste de microtração, a resistência adesiva da interface pino de fibras de vidro /cimento/ dentina radicular, variando-se cimentos, adesivos dentinários e tempo de armazenamento. Foram utilizados dentes caninos humanos permanentes, extraídos por razões periodontais, que tiveram suas coroas seccionadas e as raízes preparadas para receber pinos de fibras de vidro (Fibrekor). Os dentes foram aleatoriamente divididos em grupos de dez, variando a técnica de cimentação adesiva e o tempo de armazenamento. Os cimentos utilizados foram (1) Panavia F, (2) Variolink II, (3) Enforce, com seus respectivos adesivos. Avaliou-se também a influência da aplicação de uma camada do adesivo hidrofóbico Scotchbond Multi-Purpose Plus [SBMP] com o cimento Panavia F e Enforce. Espécimes cimentados com Variolink II, Panavia F com SBMP e Enforce com SBMP foram armazenados em água destilada por três meses. Após a cimentação, as raízes foram seccionadas (longitudinalmente e horizontalmente) com disco diamantado obtendo-se espécimes de 1mm de espessura, dois por terço da raiz. Os espécimes foram submetidos ao teste de microtração e o modo de fratura analisado em microscópio óptico. Os valores médios de resistência (MPa) foram submetidos aos testes ANOVA e Tukey ( $p < 0,05$ ). A análise estatística mostrou (1) diferenças significativas na resistência adesiva entre cimentos e terços sendo que na média total dos terços, o cimento Variolink II foi superior aos outros cimentos; (2) na análise por terços, o cimento Variolink II mostrou valores estatisticamente superiores para o terço cervical. Os cimentos Panavia F e Enforce apresentaram valores significativamente menores no terço cervical; (3) diferenças significativas na resistência adesiva, com a aplicação do adesivo hidrofóbico, independente da região avaliada; (4) diminuição significativa na resistência adesiva para os cimentos Variolink II e Enforce, após armazenamento em água; (5) após o armazenamento, o cimento Variolink II apresentou diminuição na resistência adesiva no terço cervical e o cimento Enforce nos terços médio e apical. O cimento Panavia F exibiu aumento significativo da resistência adesiva nos terços cervical e médio, e diminuição no terço apical; (6) em microscopia óptica, um padrão de fraturas predominantemente do tipo adesiva para todos os experimentos.

Palavras-chave: Pinos de fibras. Sistemas adesivos. Adesão. Canal Radicular, Cimento resinoso. Degradação

## **ABSTRACT**

### **Microtensile bond strength of the post-resin / resin cement/ root dentin, varying resin cement, dentin bonding system and term water storage**

This study evaluated the microtensile bond strengths of the fiber post-resin / resin cement/ root dentin when were varied the resin cement, dentin bonding system and long-term water storage. Were used for this study, human canines teeth extracted for periodontal reasons. The crown was sectioned and root canals were prepared for fiber post-resin (Fibrekor). The teeth were randomly assigned into experimental groups (n = 10) when were varied the resin luting technique and term water storage. The resin cements were (1) Panavia F, (2) Variolink II, (3) Enforce mediated by their respective adhesives. Experimental groups, using Panavia F and Enforce, were prepared in the same way, except that the additional layer of a low-viscosity bonding resin (Scotchbond Multi-Purpose Plus [SBMP]) was placed on the bonded root dentin surface before luting the fiber post-resin. The teeth were stored for 3 months and subsequently prepared for microtensile bond strength testing. Beams of approximately 1mm<sup>2</sup> were tested in tension at 0,5mm/mim in a universal testing machine. Fractured surfaces were examined under X 40 stereomicroscope to determine the mode of fracture. The data were divided into cervical, middle and apical regions and analyzed using ANOVA and Tukey's test (p<0,05). The results of tensile bonding strengths showed (1) significant differences among resin cements and root dentin regions, were presented higher mean bond strength values to Variolink II, when compared with others; (2) the cervical third of Variolink II demonstrated higher values, to Panavia F and Enforce demonstrated lower values for that regions; (3) the application of the additional layer of the hydrophobic adhesive resulted in significant improved in the tensile bonding strength; (4) water storage for 3 months produced bond strengths that were significant lower for Variolink II e Enforce; (5) after storage, the Variolink II reduced bond strengths in the cervical third and Enforce in the middle and apical regions. The cervical and middle third of Panavia F presented higher mean bond strength values and apical regions demonstrated lower values; (6) No cohesive fractures within resin cement, fiber-reinforced composite resin post, or root dentin were identified.

Keywords: Fiber-reinforced composite resin post. Adhesive. Bonding. Root canal, Resin cement. Degradation

*Listas*

---



## **LISTA DE ILUSTRAÇÕES**

### **FIGURAS**

|  |    |
|--|----|
| Figura 1 - Secção longitudinal da raiz tangenciando o pino.....  | 50 |
| Figura 2 - Identificação dos cortes (dois segmentos por terços da raiz).....   | 50 |
| Figura 3 - Vista dos espaços deixados pelo disco de corte preenchido com silicona de<br>condensação leve para estabilização dos espécimes..... | 50 |
| Figura 4 - Secção tangenciando o pino em relação ao seu longo eixo – vista lateral.....  | 50 |
| Figura 5 - Vista final após secção no seu longo eixo tangenciando o pino. ....   | 50 |
| Figura 6 - Adaptação do espécime na máquina de ensaios e execução do teste. ....   | 50 |

### **GRÁFICOS**

|  |    |
|--|----|
| Gráfico 1: Média total e dos terços.....                                     | 59 |
| Gráfico 2: Média total e dos terços na face externa da raiz. ....            | 61 |
| Gráfico 3: Comparação dos resultados das superfícies interna e externa. .... | 62 |
| Gráfico 4: Média dos resultados nos três terços.....                         | 69 |
| Gráfico 5: Média dos resultados nos três terços. ....                        | 75 |

## **LISTA DE TABELAS**

|   |    |
|---|----|
| Tabela 1: Composição química dos cimentos resinosos e sistemas adesivos.....  | 47 |
| Tabela 2: Cimentos e adesivos empregados e resumos dos procedimentos cimentação.....  | 48 |
| Tabela 3: Cimentos e adesivos empregados e resumos dos procedimentos cimentação.....  | 53 |
| Tabela 4: Cimentos e adesivos empregados e resumos dos procedimentos cimentação.....  | 55 |
| Tabela 5: Médias e desvio padrão da resistência adesiva total e nos terços (em MPa).....  | 58 |
| Tabela 6: Análise de variância a 1 critério.....  | 59 |
| Tabela 7: Tipo de fratura (%).....  | 60 |
| Tabela 8: Médias e desvio padrão da resistência adesiva (em MPa) total e nos terços da face externa da raiz.....                                    | 60 |
| Tabela 9: Tipo de fratura (%).....  | 61 |
| Tabela 10: Comparação da resistência adesiva (MPa) e respectivas diferenças (%),nas superfícies internas e externas das raízes nos três terços..... | 62 |
| Tabela 11: Médias e desvio padrão da resistência adesiva total e nos três terços (em MPa).  | 68 |
| Tabela 12: Análise de variância a três critérios.....   | 69 |
| Tabela 13: Diferenças (%) das médias de resistência (MPa) para os cimentos com e sem Scotchbond.....  | 70 |
| Tabela 14: Tipo de fratura.....   | 70 |
| Tabela 15: Médias e desvio padrão da resistência adesiva total e nos três terços (em MPa).....  | 74 |
| Tabela 16: Análise de variância a três critérios.....   | 75 |
| Tabela 17: Tipo de fratura.....   | 76 |

## SUMÁRIO

|  |    |
|--|----|
| 1 Introdução.....  | 21 |
| 2 Revisão de literatura.....   | 24 |
| 2.1 Considerações mecânicas sobre os dentes desvitalizados.....  | 24 |
| 2.2 Influência dos sistemas adesivos e cimentos resinosos na utilizados<br>cimentação dos pinos estéticos..... | 28 |
| 2.3 Testes utilizados para determinação da resistência adesiva.....  | 40 |
| 3 Proposição.....  | 43 |
| 3.1 Experimento 1.....   | 43 |
| 3.2 Experimento 2.....   | 43 |
| 3.3 Experimento 3.....   | 43 |
| 4 Material e Métodos.....  | 45 |
| 4.1 Material e Métodos.....  | 45 |
| 4.2 Experimento 1.....   | 46 |
| 4.3 Experimento 2.....   | 52 |
| 4.4 Experimento 3.....   | 54 |
| 4.5 Análise estatística.....   | 56 |
| 5 Resultados e Discussão.....  | 58 |
| 5.1 Resultados e Discussão do Experimento 1.....   | 53 |
| 5.1.1 Resultados.....  | 58 |
| 5.1.2 Discussão.....   | 63 |
| 5.2 Resultados e discussão do experimento 2.....   | 68 |
| 5.1.1 Resultados.....  | 68 |
| 5.1.2 Discussão.....   | 71 |
| 5.3 Resultados e discussão do experimento 3.....   | 74 |
| 5.3.1 Resultados.....  | 74 |
| 5.3.2 Discussão.....   | 76 |
| 5.4 Considerações finais.....  | 79 |
| 6 Conclusões.....  | 78 |
| 7 Referências bibliográficas.....  | 80 |

*Introdução*

---



## 1 INTRODUÇÃO

A técnica direta de confecção de pinos intrarradiculares com pinos de fibras de vidro para tratar dentes desvitalizados com grande perda de estrutura coronária ganhou popularidade nos últimos anos (DURET, REYNAUD, DURET, 1990) devido ao módulo de elasticidade dos pinos de fibras de vidro (16 - 40GPa) ser muito próximo ao da dentina (20GPa) (ASMUSSEN, PEUTZFELDT, HEITMANN, 1999), o que diminui o estresse nas paredes do canal radicular em função da cimentação adesiva reduzir ou impedir a atrição do pino com as paredes do canal radicular, (DURET, REYNAUD, DURET, 1990; TORBJÖRNER, KARLSSON, ÖDMAN, 1995; BURGESS, SUMMITT, ROBBINS, 1992) e da simplificação dos procedimentos clínicos, uma vez que o pino e núcleo podem ser confeccionados em uma única sessão (DURET; REYNAUD; DURET, 1990; BOUILLAGUET et al., 2003) e por razões estéticas.

Embora a aplicação clínica dos pinos de fibras de vidro encontre-se bem documentada em estudos retrospectivos (FERRARI et al., 2000b; FERRARI et al., 2001; FERRARI et al., 2002) e prospectivos (MONTICELLI et al., 2003; GLAZER, 2000), a resistência adesiva da interface cimento/dentina apresenta problemas que são inerentes à técnica de adesão no interior do canal radicular tais como: procedimentos endodônticos prévios à cimentação dos pinos (ARI et al., 2003; NGOH et al., 2001; MORRIS et al., 2001), variações anatômicas da raiz e acesso limitado ao canal radicular (BOUILLAGUET et al., 2003), incompatibilidade entre alguns sistemas adesivos e cimentos autopolimerizáveis ou de dupla polimerização (SANARES et al., 2001; SUH et al., 2003; TAY et al., 2003a, TAY et al., 2003b, CHEONG et al., 2003, TAY et al., 2004), controle da umidade (BOUILLAGUET et al., 2003), dificuldade de fotopolimerização nas áreas mais apicais do canal radicular (ROBERTS et al., 2004), alto nível de estresses gerados na interface adesiva provocada pela contração de polimerização (GORACCI et al., 2004), podendo exceder 20 MPa (ALSTER et al., 1977) que é um valor suficiente para romper a união com a parede dentinária que varia de 5,3 a 7,3MPa (CARVALHO et al., 1996), características próprias do substrato dentinário ao longo da raiz (FERRARI et al., 2000a; FERRARI et al., 2000b) e ao fator C, que é a proporção de superfície aderida pela superfície não aderida em uma restauração (TAY et al., 2003a; TAY et al., 2003b; BOUILLAGUET et al., 2003, FEILZER, 1987; FEILZER, 1993; GEE, 2001; DAVIDSON, 1987), que ao se aproximar de 5 pode romper a adesão dentinária. Estima-se que o fator C em

cimentação de pinos de fibras no interior do canal pode variar de 20 a 100 (MORRIS et al., 2001) ou exceder 200 (BOUILLAGUET et al., 2003), representando uma situação clínica desfavorável.

Para reduzir tais interferências um cimento ideal deveria possuir propriedades mecânicas adequadas para resistir à demanda funcional ao longo da vida útil da restauração, resistir à degradação no ambiente bucal e ser biocompatível (ROSENSTIEL, LAND, CRISPIN, 1998).

Baseado nestas considerações pode-se depreender que a cimentação adesiva intrarradicular ainda se constitui em um enorme desafio. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar quantitativamente, por meio do teste de microtração, a resistência adesiva da interface pino de fibras de vidro /cimento / dentina radicular e qualitativamente, por meio de microscopia óptica, o modo de fratura dos espécimes, variando-se os cimentos, os adesivos dentinários e tempo de armazenamento.

*Revisão de Literatura*

---



## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

Na Odontologia, os tratamentos endodônticos normalmente estão associados a lesões de cáries, infecções pulpares, traumas e necessidades protéticas. Essas situações invariavelmente levam a uma grande perda de estrutura dentária e, conseqüentemente, à necessidade de confecção de restaurações totais para reabilitar a estética e a função (COHEN et al.1992).

A evolução dos materiais adesivos e pinos de fibras de vidro tornou possível a indicação desses materiais como uma alternativa viável e rápida para restauração de dentes tratados endodonticamente. (GOODACRE; SPOLNIK, 1994; HEYDECKE; PETERS, 2002; MORGANO; BRACKETT, 1999).

Para facilitar à leitura a revisão da literatura abordará separadamente aspectos sobre considerações mecânicas dos dentes desvitalizados, sistemas adesivos, cimentos resinosos e testes utilizados para avaliar a resistência adesiva da interface pino de fibras de vidro /cimento / dentina radicular.

### **2.1 Considerações mecânicas sobre os dentes desvitalizados**

Para reconstituir a parte do remanescente coronário, que tem a finalidade de reter a restauração final, os dentes tratados endodonticamente necessitam de um pino intrarradicular para dar ancoragem à restauração (COHEN et al., 1992), ao núcleo e ao remanescente dentinário (COHEN et al.,1998; GUZY; NICHOLLS, 1978; MORGANO, 1996; STOCKTON, 1999), sem nenhuma pretensão ou probabilidade de reforço da estrutura radicular remanescente (BOUILLAGUET et al., 2003; HEYDECKE; PETERS, 2002; NAUMANN; PREUSS; FRANKENBERGER, 2006; SCOTTI; FERRARI, 2002). Cohen et al., (1996) em um estudo que media a resistência à fratura de diferentes combinações de núcleos e pinos endodônticos, entre eles um de fibras de carbono, afirmaram que os pinos não reforçavam as raízes, mas simplesmente proviam retenção para o núcleo e para a restauração.

Segundo Mannocci F, et al. (1973) e Martelli R (2000) a utilização dos pinos de fibras, associada às técnicas adesivas, possibilitaram o surgimento de uma unidade mecânica homogênea, formando um sistema integrado em monobloco, que diminui o risco de fraturas. Essa união criou uma nova classificação para os pinos de

fibras de vidro, colocando-os como pinos de quarta geração, os quais têm o potencial de reforçar a estrutura radicular. Pest et al. (2006) afirmaram que em suas investigações para se criar um monobloco, é preciso que os materiais envolvidos tenham um módulo de elasticidade semelhante entre si. Dos pinos endodônticos disponíveis atualmente, os que mais se aproximam da dentina (20GPa), dos cimentos à base de resina (6,8 – 10,8GPa) e das resinas compostas para confecção de núcleo (5,7 – 25GPa)<sup>9</sup>, são os pinos de fibras de vidro (16 – 40GPa) (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999).

A mudança nos conceitos sobre o mecanismo de ação dos pinos desencadeou, também, uma mudança nos conceitos de retenção dos mesmos e, conseqüentemente, na escolha do tipo de cimento (ABOU-RASS, 1992; FERRARI, et al., 2000; MANNING, et al. 1992). Considerando estas mudanças, alguns fatores devem ser observados durante a seleção do sistema de retenção, pois, idealmente, os pinos pré-fabricados associados às técnicas adesivas só deveriam ser indicados quando a seção transversal do canal fosse bem semelhante à do pino (PURTON; PAYNE, 1996). No entanto, essa técnica passou a ser utilizada em larga escala, independente das dimensões do canal, uma vez que se acreditava que a retenção dos pinos dependia mais do cimento adesivo do que da sua adaptação às paredes do canal (CHAN; HARCOURT; BROCKHURST, 1993).

Dentre os fatores determinantes na seleção dos pinos estão os inerentes à estrutura dentária como anatomia, comprimento, configuração, largura do canal radicular e quantidade de estrutura coronária remanescente, ao indivíduo como força mastigatória, e aqueles relacionados à restauração como o desenho e material do pino, biocompatibilidade, reversibilidade, capacidade de adesão ao agente cimentante, material de reconstrução do núcleo e do material de confecção da restauração final (FERNANDES; SHETTY; COUTINHO, 2003).

Mesmo observando todos estes fatores, existem dúvidas a respeito do tratamento ideal, e por isso a restauração dos dentes tratados endodonticamente é um tema atual, amplamente discutido pela literatura e que continua produzindo uma série de trabalhos *in vivo* (HEYDECKE; PETERS, 2002; DALLARI; ROVATTI, 1998) e *in vitro* (FERNANDES; SHETTY; COUTINHO, 2003; FERRARI et al., 2000; HAYASHI et al., 2006; HEYDECKE; PETERS, 2002; MONTICELLI et al., 2003; PEREZ et al., 2005; ROBBINS, 2002; TORBJORNER; FRANSSON, 2004; YOLDAS; ALACAM, 2005), que não são capazes de

justificar a preferência por um determinado sistema de retenção intrarradicular devido a grande variabilidade de materiais e metodologias.

Torbjörner, Karlsson, Ödman (1995), realizaram um estudo longitudinal de 4 a 5 anos, em 638 pacientes, que receberam 788 pinos fundidos ou pré-fabricados. Os resultados mostraram que as falhas mais comuns foram deslocamento ou descimentação, fratura do pino ou fratura do dente.

Em 2004, Torbjörner e Fransson concluíram que as causas de falhas foram canais radiculares excessivamente alargados com paredes finas e superfície de retenção friccional reduzida, que resultou em altos níveis de estresse sobre o cimento e conseqüentemente perda de retenção levando ao insucesso da prótese fixa. Os pinos pré-fabricados apresentaram uma taxa de insucesso de 8% contra 15% dos pinos fundidos (conseqüências fatais), por isso, os autores sugeriram que para aumentar a durabilidade dos dentes tratados endodonticamente deve-se preservar ao máximo a estrutura dentária e, se possível, evitar a instalação de pinos metálicos fundidos.

Assif e Gorfil (1994) afirmaram que as manobras que tentam aumentar o comprimento e o diâmetro dos pinos metálicos fundidos comprometem a resistência e o prognóstico dos dentes. Portanto, pinos metálicos só deveriam ser indicados quando não houvesse outro meio de retenção para a restauração coronal. Verificaram, também, que a presença de uma estrutura coronária hígida de 2mm ao redor do pino melhora o prognóstico do dente, qualquer que seja o pino utilizado.

É consenso entre os autores que as regras de indicação, escolha e confecção dos pinos intrarradiculares está na dependência da quantidade de remanescente coronário (efeito férula) e da utilização de técnicas de preparo conservadoras (CHRISTENSEN, 1998; GOTO et al., 2005, NAUMANN; PREUSS; FRANKENBERGER, 2006, PEROZ et al., 2005). Goto et al. (2005) verificaram também que o emprego de pinos não aumenta a resistência à fratura dos dentes restaurados, porém a quantidade de remanescente coronário influencia a estabilidade do conjunto. Christensen et al. (1998), destacaram que, se o dente tiver mais da metade de estrutura coronária íntegra, não é necessário a instalação de nenhum tipo de pino a menos que o dente seja retentor de prótese fixa ou que haja trincas visíveis. Quando o dente tiver menos da metade de sua estrutura comprometida, recomendaram a instalação de pino pré-fabricado.

Infelizmente, os pinos pré-fabricados metálicos apresentam os mesmos problemas de corrosão, fratura e manchamento observados nos pinos fundidos (MANNOCCI et al., 1999). Assim, os problemas apresentados pelos pinos metálicos, fundidos e pré-fabricados, e o avanço das técnicas adesivas associado à crescente preocupação estética e a não-utilização de metais na cavidade bucal, fizeram com que a indústria desenvolvesse novos tipos de pinos que oferecessem vantagens estéticas e funcionais.

Os requisitos estéticos dos pinos tornaram-se mais evidentes a partir da introdução dos materiais restauradores sem metal, que são mais translúcidos e mais parecidos com o esmalte (FERRARI, et al., 2000). Alguns estudos (FRADEANI; AQUILANO; BARDUCCI, 1999; FERRARI, et al., 2000) sugerem que a transmissão de luz através da raiz é parcialmente responsável pela coloração dos tecidos gengivais, portanto o uso de pinos que favoreçam essa transmissão está indicado, principalmente em pacientes com gengiva marginal delgada ou com a linha do sorriso alta.

Os pinos de cerâmica foram introduzidos na tentativa de solucionar os problemas relacionados aos pinos metálicos. Embora tenham um excelente desempenho estético, com potencial de mimetização, deixam a desejar com relação ao requisito mecânico, pois são extremamente rígidos, sem nenhum comportamento de plasticidade, com módulo de elasticidade de 200GPa, o qual é bem superior ao da dentina (18GPa).

A diferença entre o módulo de elasticidade da dentina e do material do pino é uma fonte de estresse para as estruturas radiculares, com risco de fratura (MANNOCCI et al., 1999). Para melhorar a retenção e minimizar o estresse na raiz, os pinos cerâmicos vêm sendo utilizados com cimentos que se aderem tanto à dentina radicular quanto à estrutura do pino, embora também possam ser utilizados com os cimentos convencionais (GALLO III et al., 2002). Os pinos cerâmicos apresentam, ainda, a desvantagem de dificuldade de remoção, uma vez que, no caso de retratamento, o acesso aos canais radiculares é extremamente difícil (FERRARI, et al., 2000).

Pest et al. (2002), verificaram que, nos últimos anos, a escolha dos materiais utilizados para restaurar dentes tratados endodonticamente tem mudado de materiais rígidos (aço inoxidável, ouro, óxido de zircônio, etc) para materiais com características mecânicas mais próximas da dentina (resina composta e pinos de fibras) podendo, dessa maneira, criar uma unidade mecânica homogênea que tem a vantagem de reduzir o risco de fratura. A presença de fibras em alguns materiais

pode representar uma vantagem extra, uma vez que as fibras distribuem o estresse por uma área de superfície mais ampla, aumentando consideravelmente o limiar de carga com o qual o material começa a apresentar microfraturas. Além disso, os materiais reforçados com fibras apresentam alta resistência a impactos e à fadiga, bem como atenuação de vibrações. Sugeriram, ainda, para os casos onde existia uma pequena quantidade de dentina coronária remanescente e o canal era pouco alargado, com a sua forma próxima do formato do núcleo, a utilização de pinos de fibras com cimentos adesivos e reconstrução do núcleo de resina composta. Através de um método de elemento finito, os autores mostraram que núcleos menos rígidos distribuem melhor o estresse do que os rígidos, uma vez que esses materiais não geram forças na área de interface, mas sim na dentina ao redor do terço central do canal radicular. Isso preserva a interface crítica entre dentina e material restaurador. Os núcleos não rígidos são programados para funcionar como um monobloco, portanto devem apresentar módulo de elasticidade (16-40GPa) similar ao da dentina (18,6GPa), cimentos à base de resina (6,8-10,8GPa) e resina composta (5,7-25GPa).

A obtenção de um conjunto mecanicamente estável depende da retenção micromecânica e adesão ao canal radicular, intimamente relacionada à morfologia da dentina dentro dos canais radiculares. Ferrari et al. (2000) acreditam que a adesão depende da morfologia da dentina dentro dos canais radiculares, estando relacionada com a orientação e densidade dos túbulos e com o aumento da área de superfície após o ataque ácido. Verificaram que, após o ataque ácido, existiam túbulos abertos dispostos por toda a extensão da raiz, porém o diâmetro e a densidade diminuía em direção ao terço apical, sendo que nos locais de baixa densidade a camada híbrida era significativamente mais fina. Com relação à área de superfície dos túbulos, verificaram que, após o ataque ácido, houve um aumento de 202% no terço cervical, de 156% no terço apical e de 113% no terço médio, mostrando que o ácido atua de maneira diferente ao longo do canal radicular.

## ***2.2 Influência dos sistemas adesivos e cimentos resinosos utilizados na cimentação dos pinos estéticos***

A cimentação de pinos de fibras de vidro com cimentos resinosos tem a finalidade de retenção e redução na concentração de estresse na interface

dente/cimento/restauração, em função da união promovida pelo sistema adesivo, tanto ao dente quanto ao pino (HOFMANN et al., 2001, CEBBALOS, 2007). Infelizmente, a seleção do sistema adesivo e do agente cimentante apropriados para a cimentação de pinos intrarradiculares permanece um grande desafio, uma vez que se desconhece o comportamento clínico a longo prazo destes materiais (BOUILLAGUET et al., 2003; CARVALHO, 2004; MONTICELLI et al. 2003).

Ferrari et al. (2000) fizeram um estudo retrospectivo clínico e radiográfico do desempenho de 1314 pinos de fibras divididos entre C posts, *Æstheti* posts e *Æstheti plus* posts, após um período de um a seis anos. As avaliações não mostraram diferenças entre os grupos, embora a duração dos C posts variasse de 18-68 meses (média de 46 meses), dos *Æstheti plus* posts de 12-18 meses (média de 14 meses) e dos *Aestheti plus* posts de 12-16 meses (média de 13 meses). Dos núcleos avaliados 3,2% falharam, sendo 25 por descimentação, onde todas as amostras tinham menos de 2mm de remanescente dentinário e 16 falharam por problemas endodônticos. Não foram observados fratura de raízes nem deslocamento da coroa. Os autores consideram a cimentação de pinos de fibras de vidro com cimentos resinosos um procedimento seguro e confiável.

Mesmo assim a perda de adesão da interface pino/ cimento / dentina radicular é ainda a principal razão de falha destas restaurações, que pode ser creditada as propriedades mecânicas dos cimentos (FERRARI, et al., 2000; MANNOCCI, et al. 2003). Estes cimentos apresentam diferenças de composição (tipo de matriz e carga) e propriedades (polimerização, resistência e dureza). Estas diferenças podem afetar a adesão ao substrato dentinário (AKSORNMUANG, 2007).

Hasegawa; Boyer e Chan (1991) relataram que a resistência adesiva de superfícies dentinárias planas foi significativamente influenciada pelas propriedades mecânicas das resinas compostas. Dentro do canal radicular, que tem um espaço confinado para o pino, a utilização de um cimento resinoso dual e diferentes materiais para confecção do núcleo compromete a previsibilidade da resistência adesiva (HOFMANN, 2001; AKSORNMUANG, 2007).

A composição e modo de presa são fatores que podem influenciar o grau de contração produzida após a polimerização. Para diminuir a viscosidade e facilitar os procedimentos clínicos, os cimentos têm baixo conteúdo de carga o que em contrapartida aumenta a contração de polimerização (BOUILLAGUET et al., 2003).

Isto mostra que os cimentos resinosos, uma adequada polimerização é fator essencial para prover propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade e dureza, suficientes para reforçar raízes debilitadas (YOLDAS; ALACAM, 2005) e assegurar uma retenção clinicamente adequada do pino. Estes materiais podem ser polimerizados por meio de uma reação química, foto ou a combinação de ambos os mecanismos (BOUILLAGUET et al., 2003).

O uso de cimentos autopolimerizáveis garante uma polimerização total sem a influência do fator profundidade, no entanto este cimento oferece piores características de manuseio pela ausência de controle do tempo de presa no assentamento do pino no canal radicular (YOLDAS; ALACAM, 2005). Os cimentos fotopolimerizáveis permitem o controle de assentamento do pino, entretanto a luz não alcança as partes mais profundas do canal radicular, reduzindo a dureza destes cimentos (FERRARI et al., 2001; ROBERTS et al., 2004; YOLDAS; SIGEMORI et al., 2005; ALACAM, 2005). Para os cimentos de polimerização dual, as propriedades dos cimentos de polimerização química e fotoativados devem ser associadas. No entanto, os estudos (FERRARI et al., 2000; FERRARI et al., 2001; ROBERTS et al., 2004; TAY et al., 2005; YOLDAS; ALACAM, 2005) mostram que a polimerização ocorre de forma diferente nas diferentes regiões da cavidade e que a fonte de luz não é suficiente para polimerizar o cimento em todo o canal radicular.

O tempo de presa também pode influenciar a quantidade de contração produzida após a polimerização. Os estresses de contração produzidos no interior do canal radicular são, especialmente, relevantes devido ao fator de configuração desfavorável que restringe o escoamento do cimento resinoso, fatores estes que podem afetar a integridade da interface adesiva (BOUILLAGUET et al., 2003; GORACCI et al. 2004; TAY et al., 2005; FEILZER; de GEE; DAVIDSON, 1987), principalmente nas regiões mais profundas do canal radicular onde são determinantes no grau de degradação que os cimentos e adesivos sofrerão em longo prazo (CARVALHO, 2004; YOLDAS; ALACAM, 2005).

Carvalho et al. (1996) observaram que a contração de polimerização de uma resina composta gera estresses capazes de romper a união com as paredes cavitárias. Desta forma, a competição entre estresse de contração e resistência adesiva é uma das principais causas de falha marginal e subsequente microinfiltração. Para controlar estes fatores o ideal seria que os sistemas adesivos apresentassem resistência de união inicial superior àquela gerada pelas forças de

contração ou o recobrimento da dentina hibridizada com um material elástico. Para Ferracane (2005) os estresses internos gerados nos compósitos são transmitidos para a interface dente-resina de maneira similar a uma força de tração. Assim, para aliviar estes estresses a contração do polímero ocorrerá a partir de uma superfície livre. Torna-se lógico deduzir que os estresses na interface serão reduzidos em cavidades com a menor área de superfície confinada, a exemplo das restaurações de classe IV. Uma vez que os estresses de contração excedem a resistência adesiva local, formam-se espaços na interface. Portanto, a geometria da cavidade e a espessura da camada de resina também são fatores determinantes do maior ou menor grau do estresse de contração (BRAGA; BALLESTER; FERRACANE, 2002; TAY et al., 2005).

O fator C, ou fator de configuração cavitária, é descrito como a razão entre o número de superfícies aderidas sobre o número de superfícies não aderidas de uma cavidade, o que resulta em altos valores para cavidades profundas ou vice e versa. Durante a polimerização, a resina pode se mover e escoar na superfície não aderida, o que promove o alívio dos estresses associados à contração de polimerização. Portanto, quanto maior o número de superfícies não aderidas, maior o escoamento e menor o estresse gerado (FERRACANE, 2005; TAY et al., 2005).

Feilzer; de Gee e Davidson (1987) verificaram o papel da configuração cavitária na geração de estresses de contração de polimerização e na manutenção da união adesiva. Para isso, inseriram um compósito quimicamente ativado entre 2 discos de um tensímetro a diferentes distâncias e configurações cavitárias que simulavam restaurações classe I, II, III, IV e V. Embora os valores de estresse de contração tivessem sido acompanhados por 30 minutos, era comum a presença de falhas espontâneas antes deste período. Todas as falhas foram coesivas, indicando que a união mais forte se dava nos discos silanizados, especialmente para os fatores de configuração maiores que dois. Estes mesmos autores afirmaram que o pior cenário do fator de configuração cavitária na resistência adesiva ocorre nos casos de cimentação intrarradicular.

Segundo Carvalho et al. (1996), o material resinoso quando inserido em cavidades estabelece uma competição entre as forças de contração de polimerização e a resistência de união à estrutura dentária. Dependendo da magnitude das tensões geradas, pode ocorrer a formação de fendas e subsequente infiltração e degradação. Segundo os autores, no caso de restaurações de resina



composta, pode-se tentar controlar a magnitude desses estresses por meio da configuração do preparo cavitário, do uso de materiais para base ou forramento e pela técnica de incrementos.

Na cimentação intrarradicular é praticamente impossível o controle desta variável. A cimentação de pinos intrarradiculares representa o pior cenário em relação ao fator de configuração cavitário. Uma vez que a superfície não aderida torna-se extremamente reduzida, como no caso de canais radiculares longos e estreitos, a diminuição dos estresses por escoamento torna-se insuficiente, podendo promover a perda de integridade da camada adesiva, ou seja, aumentando a probabilidade de descolamento do material das paredes dentinárias (CEBALLOS et al., 2006; CURY et al., 2006; TAY et al., 2005).

Bouillaguet et al. (2003) avaliaram se a resistência adesiva de cimentos resinosos à dentina radicular estaria diminuída em função do fator de configuração cavitário, do processo de polimerização e do tipo de agente cimentante, e seria menor em direção ao ápice. Os autores encontraram valores mais altos de resistência de união quando a cimentação de pinos era feita em raízes seccionadas e valores inferiores para as situações onde a adesão era feita em raízes íntegras, como ocorre clinicamente. Afirmaram que a força de contração ou a dificuldade inerente à cimentação intrarradicular podem ter sido responsáveis pelas falhas, uma vez que os estresses de polimerização gerados em canais radiculares podem ser tão intensos que os cimentos resinosos perdem a união com as paredes dentinárias. Especulam ainda que o fator C varia de 1 a 5 nas restaurações intracoronárias, mas pode exceder 200 no interior do canal radicular. Isto foi estimado por meio de cálculos matemáticos, dividindo-se a área de superfície livre de 150 $\mu$ m da espessura da película de cimento (área não aderida) ao redor do pino de 1.7mm de diâmetro pela área total aderida (área de superfície do pino somada à área de superfície dentinária). Uma das formas de contornar o problema seria a utilização de materiais que apresentam polimerização mais lenta, que permitem o escoamento e aliviam o estresse na interface adesiva, conforme foi observado neste estudo.

Tay et al. (2005) propuseram um modelo matemático para análise das variáveis geométricas que afetam a adesão no interior dos canais radiculares. Para isso, consideraram os canais radiculares como sendo cones afilados e calcularam os possíveis valores para o fator de configuração cavitária, dividindo a área total disponível para adesão pela área livre em mm<sup>2</sup>. O diâmetro apical dos cones variou

de 0.20 a 0.40mm e o comprimento dos canais radiculares variou de 10 a 28mm. Diferentes cenários foram simulados, desde o total preenchimento do canal radicular com cimento resinoso dual até espessuras de cimento variando de 1 a 500 $\mu$ m. O fator C calculado foi de aproximadamente 500 para canais radiculares medindo 10mm de comprimento. Quando a espessura de película do material resinoso diminuía de 20 $\mu$ m para 1 $\mu$ m, a superfície livre para o escoamento da resina também diminuía, fazendo com que o fator C aumentasse rapidamente. Quando o canal radicular foi completamente preenchido por resina, o fator C ainda permaneceu 32, extremamente alto quando comparado ao de uma cavidade classe I, que seria 5.

De uma maneira geral, um ótimo grau de conversão e uma mínima contração de polimerização são objetivos antagônicos (BRAGA; FERRACANE, 2002). Uma vez que um grau de conversão adequado é altamente desejável a qualquer material polimérico, outros fatores decorrentes ou não da conversão de monômeros em polímeros deveriam ser conhecidos e controlados, para a obtenção de um polímero de melhor qualidade (FERRACANE, 2005).

O grau de conversão dos cimentos resinosos e sua influência sobre o comportamento biomecânico do conjunto tem sido amplamente discutido na atualidade. A cimentação de pinos intrarradiculares com cimentos adesivos é um procedimento altamente sensível, sujeito às adversidades técnicas que se iniciam durante a desobturação do canal radicular e envolvem todos os passos operatórios, até a polimerização final do cimento (BOUILLAGUET et al., 2003; CARVALHO, 2004; CEBALLOS et al., 2006; CURY et al., 2006; FERRARI et al., 2000; FERRARI et al., 2000; SCOTTI; FERRARI, 2002).

A dificuldade de acesso da luz nas áreas mais apicais do conduto radicular mostra uma redução significativa no processo de polimerização de cimentos resinosos (HOFMANN et al., 2001; YIU, 2006). Uma inadequada polimerização atua diretamente em um grau de conversão deficiente (ROBERTS et al., 2004), que resulta em propriedades físico-mecânicas inferiores, como baixa resistência ao desgaste, instabilidade de cor, microinfiltração, reações teciduais adversas, aumento dos índices de sorção de água, maior solubilidade e maior probabilidade de falha (FERRACANE, 1985; ORTENGREN et al., 2001; ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998).

Com o objetivo de contornar estas limitações, os fabricantes introduziram na formulação dos cimentos resinosos fotoativados produtos cuja polimerização se dá por iniciação química ou induzida pela luz (cimento dual). Teoricamente, este tipo de

material reuniria em si as características benéficas dos cimentos auto e fotopolimerizáveis, e seu benefício se dá quando as porções submetidas a uma quantidade insuficiente de luz poderiam contar com uma polimerização química tardia (CEBALLOS et al., 2006; MILLER, 2004; RUEGGERBERG; CAUGHMAN, 1993).

Nos casos de cimentação adesiva de pinos intrarradiculares, o mecanismo de polimerização do cimento resinoso assume importância ainda maior, tendo em vista que a fotopolimerização atinge somente a porção da resina mais próxima da luz. A eficiência dos pinos de fibras de vidro na transmissão de luz às porções mais profundas do canal radicular tem sido analisada na tentativa de determinar sua real influência sobre o grau de conversão dos agentes cimentantes resinosos (CEBALLOS et al., 2006; LUI, 1994a; LUI, 1994b; ROBERTS et al., 2004; YOLDAS; ALACAM, 2005).

Hasegawa, Boyer e Chan (1991) avaliaram a dureza Knoop de cimentos resinosos de dupla cura usados para cimentação de “inlays” e observaram que nessas situações a dureza era menor que no grupo controle, onde a exposição à luz deu-se de forma direta. Afirmaram que a dureza diminuiu pela redução da luz no dente e restauração, afirmando ser direta a relação entre dureza máxima dos cimentos resinosos dual e a quantidade de exposição à luz.

Vichi, Grandini e Ferrari (2001) avaliaram o mecanismo de união de um sistema adesivo dual (Excite DSC) em conjunto a um cimento autopolimerizável (Multilink) no interior do canal radicular, utilizando pinos translúcidos. A análise em MEV mostrou presença de bolhas na camada de cimento de todas as amostras e ausência das mesmas nas interfaces pino/cimento e adesivo/dentina. Contudo, os prolongamentos de resina se formaram em todos os terços da raiz, exibindo a mesma morfologia de cone invertido, comprimentos e densidades semelhantes.

Roberts et al. (2004) analisaram o efeito do uso de um pino translumínico sobre a profundidade de presa de uma resina composta fotopolimerizável inserida dentro do canal radicular. Para isso, confeccionaram cilindros de 15mm de comprimento com resina Z100 e, na tentativa de simular a cimentação no canal radicular, um pino translumínico foi inserido no centro e fotopolimerizado por 2 minutos. Como controle utilizou espécimes idênticos em resina, porém sem o pino. Os valores de dureza Knoop aumentaram progressivamente nas distâncias mais profundas para os espécimes com pino, porém somente nas áreas adjacentes a ele. Nas profundidades superiores a 3mm, a relação entre profundidade de cura e dureza Knoop não alcançou a proporção de 80%, indicando polimerização

insuficiente em ambos os grupos. Este estudo sugere que experimentos prévios talvez tenham superestimado a habilidade dos pinos translumínicos em aumentar a profundidade de cura no interior dos canais radiculares.

Rueggeberg; Caughman (1993) avaliaram o grau de conversão do monômero de 4 cimentos resinosos de polimerização dual por meio de espectroscopia infravermelha. Afirmaram que, apesar dos clínicos acreditarem na autopolimerização dos cimentos nas regiões de pouco ou nenhum acesso à luz, nenhum dos materiais testados alcançou valores de polimerização equivalentes àquele obtido com intensidade máxima de luz. Encontraram ainda que, para a maioria dos sistemas testados, a polimerização observada 10 minutos após manipulação foi semelhante (90%) àquela obtida após 24 horas.

Para Silva e Souza Jr et al. (2001) os cimentos resinosos são compostos por monômeros metacrilatos (BIS-GMA, UEDMA, etc.), diluentes (TEGDMA, UDMA, HEMA, etc.) e partículas inorgânicas tratadas com silano (lítio, alumínio, sílica, etc.). Para os autores, o clínico deve considerar que nenhum sistema apresenta um grau de conversão de monômero para polímero de 100% e reforçam a importância da proporção correta das porções base/catalisador e fotoativação por tempo adequado em todas as faces acessíveis da restauração, para melhorar o processo de polimerização. Em relação aos cimentos de ativação dual, enfatizaram que embora as duas formas de polimerização estejam presentes, elas são suplementares e independentes, ou seja, a polimerização química não irá ativar a porção fotossensível do cimento, caso a exposição à luz seja insuficiente.

A escolha do sistema adesivo na cimentação dos pinos intrarradiculares é de extrema importância, pois o canal radicular é constituído de dentina, um substrato naturalmente úmido e que requer uma técnica úmida de adesão. Desta maneira, a hidrofilia do adesivo desempenha papel fundamental nos procedimentos adesivos intrarradiculares, e, pensando nisto, diluentes resinosos hidrofílicos e solventes foram adicionados pelos fabricantes às formulações. Entretanto, este fato exerce um efeito determinante sobre a degradação destes materiais a longo prazo (CARVALHO, 2004; YIU et al., 2006; YIU et al., 2004).

Inicialmente, os procedimentos de cimentação adesiva, sejam eles intrarradiculares ou não, utilizavam um sistema adesivo de 3 passos (FERRARI; MANNOCCI, 2000; FERRARI et al., 2002). O mecanismo de adesão desses sistemas é baseado no condicionamento ácido total e prévio da superfície dentinária, para

remover a lama dentinária e desmineralizar a dentina. Dessa forma, o mecanismo de adesão é descrito como uma união micromecânica, gerada pela infiltração de monômeros resinosos através de uma superfície dentinária desmineralizada (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000; BOUILLAGUET et al., 2003; DUARTE et al., 2006). Entretanto, Tay et al. (1996) e Pashley et al. (1993), mostraram que a deficiência no controle da umidade e a deficiente impregnação dos monômeros resinosos na fina rede de fibras colágenas podem comprometer a adesão. Tais problemas podem ser intensificados no interior do canal radicular, onde o controle da umidade é crítico. Neste sentido, os chamados sistemas adesivos “simplificados” têm sido propostos, na tentativa de diminuir o número de passos operatórios, simplificar os procedimentos clínicos e reduzir o tempo clínico, uma vez que esses sistemas podem ser utilizados sobre a dentina seca, e não requerem o enxágüe do condicionador ácido, minimizando as chances de insucesso (BOUILLAGUET et al., 2003).

Embora a simplificação destes sistemas seja uma tendência de mercado, trouxe prejuízos à estabilidade e durabilidade da união adesiva e do próprio polímero (FERRARI; MANNOCCI, 2000; FERRARI et al., 2002; CARRILHO et al., 2005; CARVALHO, 2004). Tais sistemas incorporam em sua formulação monômeros resinosos ácidos, que simultaneamente desmineralizam e infiltram os tecidos dentais.

As resinas de polimerização química e dual – incluem-se aqui os cimentos resinosos – podem sofrer influência da excessiva acidez dos sistemas adesivos simplificados ácidos – convencionais de 2 passos e autocondicionantes de passo único (CARVALHO, 2004; SANARES et al., 2001; SUH et al., 2003; TAY et al., 2003; TAY et al., 2003). Na camada superficial, que foi inibida pelo oxigênio, remanescem monômeros ácidos, que ao entrarem em contato com as aminas terciárias básicas presentes como componentes do catalisador de resinas de polimerização química e dual, inativam tais aminas. A falha por incompatibilidade ocorre na interface entre o agente cimentante e o sistema adesivo, podendo provocar a falha do sistema adesivo como um todo (SANARES et al., 2001; TAY et al., 2003).

Cheong et al. (2003) fizeram análise em MET e testes de microtração com os adesivos Clearfil SE Bond e Tyrian SPE/One-Step Plus (autocondicionante de 2 passos) e Xeno III e Brush&Bond (autocondicionante de passo único) na união de resinas foto e autopolimerizáveis em terceiros molares humanos e testaram a hipótese nula de que não havia diferença entre os adesivos autocondicionantes de 1 e 2 passos quanto à compatibilidade com as resinas químicas e dual. A hipótese

nula foi rejeitada uma vez que encontraram valores de microtração, para os adesivos autocondicionantes de 1 passo, maiores quando se utilizou resina fotopolimerizável, quando comparado a resina química. Por outro lado, não houve diferença entre estes valores para os adesivos autocondicionantes de 2 passos. A interface adesivo de passo único/resina química revelou falhas e áreas de polimerização incompleta, assim como a presença de água na camada híbrida. Concluíram que a incompatibilidade dos adesivos autocondicionantes de passo único com as resinas de polimerização dual/química impossibilita seu uso para os procedimentos adesivos.

Tay et al. (2003) avaliaram os possíveis fatores responsáveis pela incompatibilidade entre os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único e as resinas autopolimerizáveis e dual, por meio de teste de microtração e análise em MET. Foram aplicados adesivo auto-condicionante de um passo Xeno CF Bond em superfícies dentinárias planas. A resina composta dual Bis-Core foi aplicada nos modos de polimerização foto, foto com polimerização retardada (20 minutos) e autopolimerizável. Ainda, em alguns espécimes, aplicou-se um co-iniciador químico (Bond Link), que supostamente melhoraria a união de adesivos simplificados de 2 passos. Quatorze dentes foram utilizados para a realização dos testes de microtração e outros 14 para exame em MET. Para esta última análise o compósito dual foi substituído por um foto e outro autopolimerizável de mesma composição. A fotopolimerização retardada resultou em queda significativa de resistência à tração na dentina hidratada, quando comparada à fotopolimerização imediata. Já para a dentina desidratada a queda não foi significativa. Porém, o valor mais baixo foi encontrado para dentina hidratada combinada ao cimento autopolimerizável. O valor aumentou ligeiramente para este cimento quando a dentina estava desidratada. Na adição do Bond Link à dentina hidratada, a resistência à tração aumentou, mas ainda foi significativamente inferior à dentina hidratada com fotopolimerização imediata. Este valor somente foi equiparado quando o Bond Link foi unido ao compósito autopolimerizável na dentina desidratada. A presença de água predominou nos espécimes de dentina hidratada e fotopolimerização retardada e autopolimerização. Concluíram que não só as reações químicas adversas entre os monômeros ácidos do adesivo e as aminas terciárias básicas das resinas autopolimerizáveis e dual, mas também o fato de os adesivos autocondicionantes de

passo único se comportar como membranas permeáveis, após a polimerização, são responsáveis pela incompatibilidade destes sistemas.

Os mesmos autores (TAY et al., 2003) testaram se a utilização de adesivos convencionais de 2 passos (simplificados) combinados a co-iniciadores químicos, para união a resinas autopolimerizáveis ou dual seria afetada pelo estado de hidratação da dentina. Os espécimes foram divididos em 9 grupos: grupo controle: dentina hidratada (H) e fotopolimerização imediata da resina (FI); grupo 2: H e fotopolimerização retardada (FR); grupo 3: dentina desidratada (D) e FR; grupo 4: H e resina autopolimerizável (Q); grupo 5: D e Q; grupo 6: H e Q combinado a um co-iniciador; grupo 7: D e Q com o mesmo co-iniciador do grupo 6; grupo 8: H e Q com 2% de sulfonato benzínico de sódio (co-iniciador); grupo 9: E e Q com o mesmo co-iniciador do grupo 8. Os autores encontraram uma redução significativa nos valores de resistência adesiva no grupo 2 (H-FR) em relação ao grupo 1 (H-FI), que se recuperou com a desidratação da dentina (grupo 3). O grupo 4 (H-Q) apresentou os mais baixos valores, que aumentaram levemente no grupo 5 (D-Q) sem se diferir estatisticamente do grupo 6, onde foi utilizado um co-iniciador. Este mesmo co-iniciador aplicado sobre a dentina desidratada (grupo 7) promoveu aumento significativo da resistência adesiva, embora ainda inferior ao grupo 1. O uso do sulfonato benzínico de sódio somente elevou significativamente a resistência no grupo 9 (D-Q). Falhas adesivas foram exclusivamente observadas nos grupos 2, 4 e 8. A presença de nanoinfiltração foi observada na camada híbrida de todos os grupos, bem como um padrão de deposição de grãos de prata isolados na camada adesiva e híbrida. Os grupos 2, 6 e 8 apresentaram bolhas de água na interface adesivo-compósito ou no próprio compósito. Já os grupos 4 e 5 evidenciaram ausência total de união entre o adesivo e resina. Finalmente concluíram a permeação de água para interface adesiva independente do padrão de hidratação da dentina.

Sanares et al. (2001) observaram as interações adversas entre adesivos simplificados ácidos e resinas de polimerização química. Os autores compararam os valores de resistência adesiva (RA) de 4 adesivos convencionais de 2 passos (Prime&Bond NT, OptiBond Solo, Single Bond e One-Step) com diferentes graus de acidez, aplicados sobre dentina hígida e cobertos com resina foto ou quimicamente ativada. Após os testes, os espécimes foram analisados em MEV. Os valores de resistência adesiva foram semelhantes para os compósitos fotopolimerizáveis,

porém significativamente inferiores para os autopolimerizáveis. Neste último caso, observou-se uma relação entre o pH do adesivo e o valor de RA, ou seja, quanto menor o pH, menor era o valor de RA. A análise em MEV revelou falha predominantemente na interface resina química/adesivo, sendo que a área de fratura era comumente caracterizada por amplos espaços, sugerindo incompatibilidade entre os mesmos. Desta forma, tornou-se evidente que alguns adesivos convencionais de 2 passos afetam a polimerização de resinas autopolimerizáveis em decorrência de interações na interface.

Carvalho et al. (2004), avaliaram o efeito da permeabilidade do adesivo sobre a união de cimentos resinosos que utilizam adesivos autocondicionantes. Testaram se a aplicação de uma cobertura de resina hidrofóbica sobre adesivos auto-condicionantes de 1 e 2 passos aumentaria a resistência adesiva de cimentos resinosos à superfícies dentinárias planas e hidratadas. Quatro grupos experimentais foram testados por meio de teste de microtração, e em MEV e MET, sendo: grupo A – Panavia F e ED Primer; grupo B – Panavia F e ED Primer com uma camada de resina adesiva de baixa viscosidade (Scotchbond Multipurpose Plus), grupo C – Bistite II DC e respectivo adesivo (autocondicionante de 2 passos) e grupo D – Bistite II DC com o adesivo e cobertura de adesivo hidrofóbico. No caso do Panavia F, houve um aumento significativo no valor de microtração quando o ED primer foi coberto por uma camada de Scotchbond (grupo B), o que não ocorreu para o Bistite II DC. Este cimento, quando coberto pelo Scotchbond (grupo D), obteve resistência à microtração semelhante ao grupo B. A análise em MET revelou alterações na interface do grupo A (ED Primer) induzidas pela ação da água infiltrada. O adesivo auto-condicionante de 2 passos do Bistite II DC apresentou nanoinfiltração severa. Para ambos os cimentos a nanoinfiltração foi reduzida pela adição do Scotchbond Multipurpose Plus.

A permeabilidade dos sistemas adesivos foi avaliada por Chersoni et al. (2004) em um estudo *in vitro* e por Chersoni et al. (2005) em um estudo *in vivo*. No primeiro avaliaram os adesivos Prime&Bond NT (PB), Admira Bond (AB) e Clearfil SE Bond (SEB), aplicados sobre dentina condicionada com ácido fosfórico (grupo 1), condicionada com ácido fosfórico e irrigada com glutaraldeído a 10% por 120 segundos (grupo 2), e condicionada com ácido fosfórico e irrigada com hipoclorito de sódio a 5% por 120 segundos (grupo 3). Depois de seccionados e polidos, os espécimes foram moldados e réplicas foram confeccionadas imediatamente e após 3



e 12 horas para análise em MEV. Alguns espécimes foram também metalizados para serem comparados com as réplicas e encontrou-se que as características morfológicas de ambos (espécime e réplica) foram similares. Em todos os sistemas adesivos houve formação da camada híbrida, exceto quando tratado com NaOCl. Foram observadas bolhas de água na camada híbrida de todos os espécimes, exceto do grupo 2 (NaOCl), que foram similares após 3 e 12 horas de armazenagem. No segundo estudo avaliaram a passagem de fluídos na dentina intrarradicular após a polimerização de adesivos convencionais de 3 e 2 passos (All-Bond 2; Single Bond e One-Step Plus) e autocondicionantes de 1 e 2 passos (Tyrian SPE/One-Step Plus; Xeno III e One-Up Bond F). Vinte e oito dentes tratados endodonticamente foram utilizados, sendo 4 dentes para cada adesivo a ser testado. Para o grupo controle, 4 dentes foram selecionados, nos quais não foi aplicado nenhum sistema adesivo, sendo 2 submetidos ao condicionamento ácido e 2 não. Os canais radiculares foram moldados com sílica de adição para a obtenção de réplicas que foram observadas em MEV. Tanto no grupo controle quanto nos sistemas convencionais de 2 passos e autocondicionantes, foram observadas maior presença de bolhas de água na camada adesiva, comparado às réplicas onde se utilizou um sistema convencional de 3 passos. Este estudo mostrou que a adição de catalisadores terciários nos adesivos simplificados, para torná-los mais compatíveis com os cimentos autopolimerizáveis e dual, fez com estes funcionem como membranas permeáveis, após a polimerização, devido sua afinidade pela água.

Mallmann et al. (2007) avaliaram a resistência a microtração de 2 sistemas adesivos ao longo do canal radicular e 2 marcas diferentes de pinos de fibras de vidro, divididos em 4 grupos: (1) Scotchbond Multi-Purpose Plus (SBMP), autopolimerizável e Light Post (LP); (2) SBMP e Aestheti Post (AP); (3) Single Bond (SB), fotoativado e LP e (4) SB AP. Concluíram que não houve diferença entre o fator polimerização para os dois sistemas adesivos. No terço cervical a resistência adesiva foi maior que no terço médio e apical;

### ***2.3 Testes utilizados para determinação da resistência adesiva***

Testes laboratoriais convencionais, que determinam valores de retenção associados a estudos de microscopia eletrônica de varredura e que avaliam a qualidade da adesão, vêm sendo utilizados como uma maneira eficiente de comparar

vários tipos de núcleos e cimentos. Esses estudos mostram que, teoricamente, o conjunto com maior resistência *in vitro* teria menor possibilidade clínica de deslocamento como resultado de forças normais da oclusão (BROWN, MITCHEM, 1987; COHEN, 2000; DEUTSCH, 1983).

Diferentes testes têm sido utilizados para analisar a resistência de adesão de diferentes tipos de pinos e cimentos no interior dos canais os quais têm trazido dificuldades na interpretação dos resultados. Os testes de tração e compressão com carga oblíqua e extrusão de pinos no interior do canal, normalmente utilizados para avaliar a retenção de pinos intrarradiculares, podem ser altamente influenciados pela falta de padronização dos procedimentos adesivos dentro do canal radicular (BOUILLAGUET et al., 2003; ARI et al., 2003; NGOH et al., 2001; MORRIS et al., 2001; FEILZER, 1987; FEILZER, 1993; GEE, 2001), pelas diferenças existentes na anatomia dos canais radiculares e, conseqüentemente, diferenças na espessura da camada de cimento (PERDIGÃO, GOMES, AUGUSTO, 2007).

Para eliminar estes problemas, o emprego do teste de microtração, que tem sido utilizado para avaliar a resistência de união de adesivo/resina composta com o substrato dentinário, parece também ser o modelo ideal para avaliar o padrão de adesão dos cimentos adesivos dentro do canal radicular, embora poucos trabalhos tenham sido publicados empregando esta metodologia para avaliar a resistência de união cimento/dentina radicular (GORACCI et al., 2004; MANNOCCI, et al., 2001; BOUILLAGUET et al., 2003). Este teste tem a vantagem de diminuir o número de corpos-de-prova, pois mede a força de união de espécimes de até  $0,5\text{mm}^2$  (GASTON et al.2001; SANARES, et al.2001), possibilitando uma distribuição uniforme das forças durante a aplicação da carga, o que evita fraturas coesivas na dentina radicular sob cargas, permitindo uma correta mensuração da resistência de união da interface. Esse teste também mostrou que a força de união dos adesivos à dentina é inversamente proporcional à área de adesão (SANO et al. 1994) o que permite uma menor variabilidade do substrato dentário em pequenas áreas de estudo, minimizando a influência de fatores inerentes aos procedimentos de adesão (PASHLEY et al., 1999, PASHLEY et al., 2003).

*Proposiçã*

---

### **3 PROPOSIÇÃO**

Diante dos aspectos discutidos na revisão de literatura, o objetivo deste trabalho foi avaliar quantitativamente, por meio do teste de microtração, a resistência adesiva da interface pinos de fibras de vidro/ cimento/ dentina radicular e qualitativamente, por meio de microscopia óptica, o modo de fratura dos espécimes, testando as seguintes hipóteses nulas:

#### **3.1 Experimento 1:**

Não existem diferenças na resistência adesiva da interface pino de fibras de vidro /cimento / dentina radicular para os cimentos Variolink II, Enforce e Panavia F, nos terços cervical, médio e apical;

#### **3.2 Experimento 2:**

A aplicação de uma camada de adesivo hidrofóbico (Scotchbond Multi-Purpose Plus) não altera os valores de união dos cimentos Enforce e Panavia F nos terços cervical, médio e apical;

#### **3.3 Experimento 3:**

O armazenamento dos espécimes por três meses em água deionizada não altera a resistência adesiva nos terços cervical, médio e apical para os cimentos Variolink II, Enforce e Panavia F.

*Material e Métodos*

---

## **4 MATERIAL E MÉTODOS**

Foram selecionados cem caninos superiores humanos, extraídos por razões periodontais que apresentavam raízes longas e retas, com pequenas cáries ou restaurações que não comprometessem a integridade pulpar. Os dentes extraídos permaneceram armazenados em solução salina por um período inferior a um ano. Em seguida os dentes selecionados foram mantidos em água destilada à temperatura ambiente por três semanas, previamente a qualquer tratamento (MANNOCCI, F. et al., 1999), para padronização da hidratação. Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Estudos em Seres Humanos da Faculdade de Odontologia de Bauru (Universidade de São Paulo), sob o protocolo de número 140/2004.

O tratamento endodôntico se deu com instrumentação mecânica, com comprimento de trabalho localizado 1 mm aquém do forame apical e o batente apical realizado com a lima 35. A técnica escalonada regressiva foi realizada com limas de aço inoxidável (K-files, Maillefer / Dentsply, New York, USA) de 25 a 55 e brocas Gates Glidden 2, 3 e 4 (Maillefer / Dentsply, New York, USA), com irrigação de hipoclorito de sódio a 2,5%. A obturação foi executada com guta percha e pasta obturadora à base de hidróxido de cálcio Sealapex (Kerr, Orange, USA). Radiografias periapicais auxiliaram na desobturação e determinação do comprimento de trabalho. Após uma semana de armazenamento em água destilada, o espaço para o pino foi confeccionado com brocas de Largo 3, 4 e 5 (Maillefer / Dentsply, New York, USA), a uma profundidade de 13 mm, tomando-se o cuidado de deixar um mínimo de 3mm de selamento apical (FERRARI, et al., 2000). As coroas foram seccionadas na máquina de corte (Isomet, Buehler, Lake Bluff, USA) e as raízes fixadas em uma base de resina acrílica (1,0x1.0x2,5cm) com o auxílio de um delineador para que o canal radicular ficasse perpendicular à base de resina. Em seguida foram divididas aleatoriamente em grupos de dez, de acordo com a técnica de cimentação específica para cada um dos 3 estudos, e armazenados em água destilada.

**4.1 Experimento 1:** Avaliou a resistência de união da interface cimento / dentina radicular / pinos de fibras de vidro.

Para a realização deste experimento foram utilizados os cimentos Panavia F, Variolink II e Enforce cuja composição e dos adesivos se encontram na Tabela 1. A divisão dos grupos e as orientações dos fabricantes para tratamento das paredes dos canais radiculares e das superfícies dos pinos são visualizadas na Tabela 2.

Tabela 1: Composição química dos cimentos resinosos e sistemas adesivos.

| <b>Cimento</b>   | <b>Sistema adesivo</b>   |
|--|--|
| <p><b>Panavia F</b><br/>Kuraray Medical Inc - Osaka, Japan</p> <p><i>Pasta A:</i> sílica silanizada, sílica coloidal, bisfenol A polietoxi dimetacrilato, 10-metacriloloxidecil dihidrogênio fosfato, dimetacrilato hidrofóbico e hidrofílico, peróxido de benzoíla e canforoquinona;</p> <p><i>Pasta B:</i> vidro silanizado de bário, óxido silanizado de titânio, fluoreto de sódio, sílica coloidal, bisfenol A polietoxi dimetacrilato, dimetacrilato hidrofílico, dimetacrilato hidrofóbico, n,n'-dietanol-p-toluidina, sulfinato de sódio 2,4,6-triisopropil benzeno. Oxiguard: polietileno glicol, glicerina, sulfinato benzínico de sódio, n,n'-dietanol p-toluidina.</p> | <p><b>ED Primer A &amp; B</b><br/>Kuraray Medical Inc - Osaka, Japan</p> <p><i>ED Primer A:</i> 2-hidroxietil metacrilato, 10-metacriloloxidecil dihidrogênio fosfato, ácido n-metacrilolil 5-aminosalicílico, n,n'-dietanol p-toluidina e água;</p> <p><i>ED Primer B:</i> ácido n-metacriolil 5-aminosalicílico, sulfinato benzínico de sódio, n,n'-dietanol p-toluidina e água.</p> |
| <p><b>Variolink II</b><br/>Ivoclar / Vivadent - Schaan, Liechtenstein</p> <p>Matriz de monômero (Bis-GMA, dimetacrilato de uretano e trietilenoglicol dimetacrilato) e carga inorgânica (vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de bário e alumínio e óxidos mistos esferoidais), catalisadores, estabilizadores e pigmentos.</p>  | <p><b>Excite DSC</b><br/>Ivoclar / Vivadent - Schaan, Liechtenstein</p> <p>HEMA, dimetacrilato, acrilato do ácido fosfônico, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores e estabilizadores em solução alcoólica. Micropinçel revestido com os iniciadores.</p>  |
| <p><b>Enforce</b><br/>Dentsply Ind. e Comércio - Rio de Janeiro</p> <p><i>Pasta base matizada:</i> TEGDMA, BDMA, vidro de boro silicato de alumínio e bário silanizado, sílica pirolítica silanizada, canforoquinona, EDAB, BHT, pigmentos minerais e DHEPT.</p> <p><i>Pasta catalizadora :</i> dióxido de titânio, sílica pirolítica silanizada, pigmento mineral, resina Bis-GMA, BHT, EDAB, TEGDMA, peróxido de benzoíla.</p>   | <p><b>Prime &amp; Bond 2.1</b><br/>Dentsply Ind. e Comércio - Rio de Janeiro</p> <p><i>Prime &amp; Bond 2.1:</i> resinas dimetacrilato elastoméricas, penta, fotoiniciadores, estabilizadores, hidrofluoretos de cetilamina e acetona.</p> <p><i>Self Cure Activator:</i> Sulfinato de Sódio Aromático, acetona, etanol.</p>   |
|  | <p><b>Scotchbond Multi-Purpose Plus</b><br/>3M – ESPE- São Paulo</p> <p>Bis-GMA, HEMA, copolímero do ácido polialcenóico, EDMAB</p>  |

HEMA – Hidroxietil metacrilato

Bis-GMA - Bisfenol-glicidil-Dimetacrilato

TEGDMA – Trietileno glicol dimetacrilato

BDMA – Butanodiol-dimetacrilato

EDAB - Etil-4-dimetilaminobenzoato

BHT - Hidroxitolueno butilado

DHEPT - Dihidroxy-etil-p-toluidine

EDMAB – Eti 4-dimetil amino benzoat



Tabela 2: Cimentos e adesivos empregados e resumos dos procedimentos cimentação.

| <b>Grupos</b>             | <b>Cimento</b>      | <b>Orientações dos fabricantes</b>  |
|---------------------------|---------------------|---|
| <b>Grupo 1<br/>(n=10)</b> | <b>Variolink II</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>-aplicar ácido fosfórico a 37% no interior do canal radicular por 15s;</li> <li>-lavar e secar, levemente, com jato de ar e cones de papel absorvente;</li> <li>-aplicar no pino uma camada de silano Monobond;</li> <li>-aplicar duas camadas do Excite DSC, por 30s, sobre o pino e nas paredes do canal;</li> <li>-secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar para retirar o excesso;</li> <li>-fotopolimerizar por 20s;</li> <li>-proporcionar partes iguais de pasta base e catalisadora e manipular</li> <li>-pincelar cimento no pino e levar ao interior do canal com broca Lentulo;</li> <li>-inserir o pino no interior do canal e manter em posição com pressão digital;</li> <li>-fotopolimerizar por 40s.</li> </ul>   |
| <b>Grupo 2<br/>(n=10)</b> | <b>Enforce</b>      | <ul style="list-style-type: none"> <li>-aplicar ácido fosfórico a 37% no interior do canal radicular por 15s;</li> <li>-lavar e secar, levemente, com jato de ar e cones de papel absorvente;</li> <li>-aplicar no pino uma camada de silano A e B;</li> <li>-aplicar duas camadas Prime &amp; Bond 2.1 e Self Cure Activator misturados por 30s, sobre o pino e nas paredes do canal;</li> <li>-secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar; para retirar o excesso;</li> <li>-fotopolimerizar por 10s;</li> <li>-proporcionar partes iguais de pasta base e catalisadora e manipular</li> <li>-pincelar cimento no pino e levar ao interior do canal com broca Lentulo;</li> <li>-inserir o pino no interior do canal e manter em posição com pressão digital;</li> <li>-fotopolimerizar por 40s</li> </ul>   |
| <b>Grupo 3<br/>(n=10)</b> | <b>Panavia F</b>    | <ul style="list-style-type: none"> <li>-lavar e secar levemente com jato de ar e cones de papel absorvente;</li> <li>-aplicar no pino uma camada de silano Clearfill Porcelain Bond Activator e Clearfill SE Bond Primer;</li> <li>-aplicar duas camadas do "primer" autocondicionante ED Primer A e B por 60s nas paredes do canal;</li> <li>-secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar para retirar o excesso;</li> <li>-proporcionar partes iguais de pasta base e catalisadora e manipular</li> <li>-pincelar cimento no pino e levar ao interior do canal com broca Lentulo;</li> <li>-inserir o pino no interior do canal e manter em posição com pressão digital;</li> <li>-fotopolimerizar por 40s;</li> <li>-aplicar o agente inibidor da presença de oxigênio (Oxiguard) por 3 minutos;</li> <li>-eliminar o agente inibidor e lavar abundante em água corrente.</li> </ul> |

Após a cimentação os espécimes foram mantidos em água destilada por 48 horas (MANNOCCI, F. et al., 1999) para completar a polimerização química dos cimentos.

Após o período de armazenamento, as raízes foram fixadas em uma máquina de corte (Isomet 2000 precision saw - Buehler, Lake Bluff, New York, EUA) e seccionadas com um disco (Diamond Wafering Blade – Extec, EUA) no sentido de seu longo eixo e tangenciando o pino (figura 1). Em seguida foram realizados cortes horizontais de 2mm de profundidade para dividir a raiz em seis fatias uniformes de 1.5mm de espessura, sem seccioná-la, correspondentes a dois segmentos para cada um dos terços: cervical, médio e apical da raiz (Figura 2). Os espaços deixados pelo disco de corte foram preenchidos com silicona de condensação leve (Figura 3) (Xantopren, Dentsply Ind. e Comércio, Rio de Janeiro) para estabilizar os espécimes durante o próximo o corte vertical no sentido do seu longo eixo tangenciando o pino, evitando assim que fraturassem durante este procedimento (figura 4). Ao final formavam-se seis espécimes de 1,0 x 1,5mm (figura 5).

Quando houve falha na interface adesiva durante a confecção do espécime, um valor de tensão igual à zero foi atribuído para fins de cálculos estatísticos (BOUILLAGUET et al., 2003; GORACCI et al., 2004; MALLMANN et al., 2007). Nos espécimes que não se romperam, a área de adesão foi mensurada com paquímetro digital (Mitutoyo, Mitutoyo, Tóquio-Japan) para cálculo da tensão.

Para a realização dos testes de tensão os espécimes foram adaptados no dispositivo da máquina de ensaios universal (EMIC DL500, São Paulo-Brasil) com cola à base de cianocrilato (Zapit, DVAInc), com a interface adesiva perpendicular ao sentido de deslocamento do dispositivo teste para que uma força de tração fosse exercida o mais paralela possível (figuras 6). O teste foi executado com um deslocamento de 0,5mm por minuto (SANO, et al., 1994), com a carga máxima de falha registrada em Kgf e depois convertida para tensão em MPa (Força/ Área).

Como os espécimes não apresentaram uma área plana, foi utilizada a seguinte fórmula para cálculo da área de adesão, onde  $S_L$  é a superfície de área aderida, L é altura, R é raio maior, r é raio menor e o valor de  $\pi$  é 3,1416.

$$S_L = \pi L (R + r)$$

Após a ruptura, os espécimes (figura 6), foram levados ao microscópio óptico (Nikon, Tokyo, Japan) com 40 vezes de aumento e classificados em três tipos de fraturas: coesiva (entre a dentina radicular ou cimento); adesiva (entre a interface adesiva) e mista (adesiva e coesiva) (MANNOCCI et al., 2000), as quais foram apresentadas em porcentagens.



Figura 1 - Secção longitudinal da raiz tangenciando o pino.

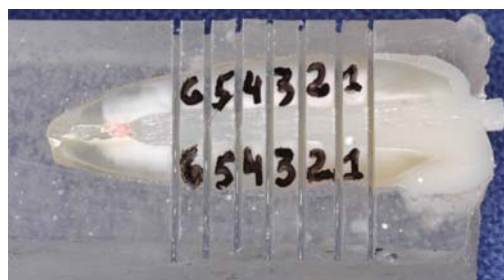


Figura 2 - Identificação dos cortes (dois segmentos por terços da raiz)



Figura 3 - Vista dos espaços deixados pelo disco de corte preenchido com silicona de condensação leve para estabilização dos espécimes



Figura 4 - Secção tangenciando o pino em relação ao seu longo eixo - vista lateral

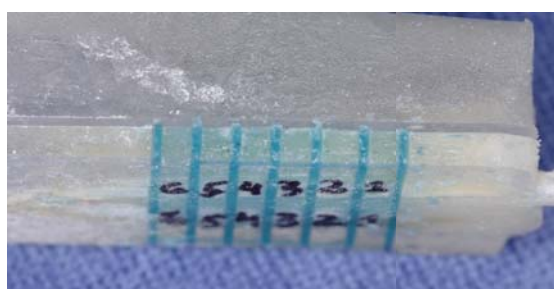


Figura 5 - Vista final após secção no seu longo eixo tangenciando o pino.



Figuras 6 - Adaptação do espécime na máquina de ensaios e execução do teste.

Para avaliar a influência de fatores inerentes à cimentação adesiva de pinos no interior dos canais radiculares tais como manipulação endodôntica prévia à cimentação dos pinos (ARI et al., 2003; NGOH et al., 2001), variações anatômicas e acesso limitado ao canal radicular (BOUILLAGUET et al., 2003), controle da umidade (BOUILLAGUET et al. 2003), dificuldade de fotopolimerização nas áreas mais apicais do canal radicular (ROBERTS et al., 2004), estresses gerados na interface adesiva provocada pela contração de polimerização (GORACCI et al., 2004), características do substrato dentinário ao longo da raiz (FERRARI et al., 2000) e ao fator C (MORRIS et al., 2001; BOUILLAGUET et al., 2003), foram realizados na parte externa de trinta raízes, os mesmos procedimentos de cimentação realizados no interior dos canais. Para isto foram utilizadas 30 raízes, cortadas longitudinalmente em sua face externa, sem expor o canal radicular. Sobre estas faces foram confeccionados blocos de resina acrílica (Jet - Clássico - São Paulo) nas dimensões de 0,5x0,5x1,5cm que foram cimentados com os cimentos VariolinK II, Enforce e Panavia F, conforme as orientações dos fabricantes. Em seguida, as raízes foram preparadas para a realização dos testes de microtração, conforme explicado anteriormente.

**4.2 Experimento 2:** Avaliou a influência da aplicação de uma camada de adesivo hidrofóbico na resistência de união da interface dentina radicular / cimentos / pinos de fibras de vidro.

A divisão dos grupos, cimentos e sistemas adesivos empregados e orientações de cimentação e tratamento das paredes dos canais radiculares e das superfícies dos pinos, podem ser visualizadas na Tabela 3.

Para efeito de comparação, os resultados destes experimentos foram comparados com os resultados obtidos no experimento 1, para os cimentos Enforce e Panavia F.

Tabela 3: Cimentos e adesivos empregados e resumos dos procedimentos cimentação.

| <b>Grupos</b>             | <b>Cimento</b>   | <b>Orientações de cimentação</b>  |
|---------------------------|--|---|
| <b>Grupo 1<br/>(n=10)</b> | <b>Enforce<br/>+<br/>Scotchbond<br/>Multi-Purpose<br/>Plus</b>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>- aplicar ácido fosfórico a 37% por 15s</li> <li>- lavar e secar, levemente, com jato de ar e cones de papel absorvente</li> <li>- aplicar no pino uma camada de silano A e B</li> <li>- aplicar duas camadas de Prime &amp; Bond 2.1 e Self Cure Activator, misturados, por 30s sobre o pino e nas paredes do canal</li> <li>- secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar, para retirar o excesso de adesivo</li> <li>- fotopolimerizar por 10s</li> <li>- aplicar uma camada de adesivo hidrofóbico Scotchbond Multi-Purpose Plus</li> <li>- secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar, para retirar o excesso de adesivo</li> <li>- fotopolimerizar por 10s</li> <li>-proporcionar partes iguais de pasta base e catalisadora e manipular</li> <li>- pincelar cimento no pino e levar ao interior do canal com broca Lentulo</li> <li>- inserir o pino no interior do canal e manter em posição com pressão digital</li> <li>- fotopolimerizar por 40s</li> </ul>  |
| <b>Grupo 2<br/>(n=10)</b> | <b>Panavia F<br/>+<br/>Scotchbond<br/>Multi-Purpose<br/>Plus</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>- lavar e secar o canal radicular levemente com jato de ar e cones de papel absorvente</li> <li>- aplicar no pino uma camada de silano Clearfill Porcelain Bond Activator e Clearfill SE Bond Primer</li> <li>- aplicar duas camadas do “primer” autocondicionante ED Primer A e B por 60s sobre as paredes do canal</li> <li>- secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar</li> <li>- aplicar uma camada de adesivo hidrofóbico Scotchbond Multi-Purpose Plus</li> <li>- secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar, para retirar o excesso de adesivo</li> <li>- fotopolimerizar por 10s</li> <li>-proporcionar partes iguais de pasta base e catalisadora e manipular</li> <li>- pincelar cimento no pino e levar ao interior do canal com broca Lentulo</li> <li>- inserir o pino no interior do canal e manter em posição com pressão digital</li> <li>- fotopolimerizar por 40s</li> <li>- aplicar o agente inibidor da presença de oxigênio (Oxiguard) por 3minutos</li> <li>- eliminar o agente inibidor e lavar abundante em água corrente.</li> </ul> |

Após a cimentação, todos os procedimentos para obtenção dos espécimes e realização dos testes foram os mesmos descritos no experimento 1.

**4.3 Experimento 3:** Avaliou a influência do armazenamento dos espécimes em água sobre a resistência de união da interface entre dentina radicular / cimentos / pinos de fibras de vidro.

A divisão dos grupos, cimentos e sistemas adesivos empregados, bem como as orientações de cimentação dos pinos, podem ser visualizadas na Tabela 4.

Tabela 4: Cimentos e adesivos empregados e resumos dos procedimentos cimentação.

| <b>Grupos</b>              | <b>Cimento</b>                                   | <b>Orientações dos fabricantes</b>   |
|----------------------------|--|--|
| <b>Grupos 1 e 2 (n=10)</b> | <b>Variolink II</b>                              | <ul style="list-style-type: none"> <li>-aplicar ácido fosfórico a 37% no interior do canal radicular por 15s</li> <li>-lavar e secar, levemente, com jato de ar e cones de papel absorvente</li> <li>-aplicar no pino uma camada de silano Monobond</li> <li>-aplicar duas camadas do Excite DSC, por 30s sobre o pino e nas paredes do canal</li> <li>-secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar, para retirar o excesso</li> <li>-fotopolimerizar por 10s</li> <li>-proporcionar partes iguais de pasta base e catalisadora e manipular</li> <li>-pincelar cimento no pino e levar ao interior do canal com broca Lentulo</li> <li>-inserir o pino no interior do canal e manter em posição com pressão digital</li> <li>-fotopolimerizar por 40s</li> </ul>   |
| <b>Grupos 3 e 4 (n=10)</b> | <b>Enforce + Scotchbond Multi-Purpose Plus</b>   | <ul style="list-style-type: none"> <li>- aplicar ácido fosfórico a 37% por 15s</li> <li>- lavar e secar, levemente, com jato de ar e cones de papel absorvente</li> <li>- aplicar no pino uma camada de silano A e B</li> <li>- aplicar duas camadas de Prime &amp; Bond 2.1 e Self Cure Activator, misturados, por 30s sobre o pino e nas paredes do canal</li> <li>- secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar, para retirar o excesso de adesivo</li> <li>- fotopolimerizar por 10s</li> <li>- aplicar uma camada de adesivo hidrofóbico Scotchbond Multi-Purpose Plus</li> <li>- secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar, para retirar o excesso de adesivo</li> <li>- fotopolimerizar por 10s</li> <li>-proporcionar partes iguais de pasta base e catalisadora e manipular</li> <li>- pincelar cimento no pino e levar ao interior do canal com broca Lentulo</li> <li>- inserir o pino no interior do canal e manter em posição com pressão digital</li> <li>- fotopolimerizar por 40s</li> </ul>   |
| <b>Grupos 5 e 6 (n=10)</b> | <b>Panavia F + Scotchbond Multi-Purpose Plus</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>- lavar e secar levemente com jato de ar e cones de papel absorvente</li> <li>- aplicar no pino uma camada de silano Clearfill Porcelain Bond Activator e Clearfill SE Bond Primer</li> <li>- aplicar duas camadas do "primer" autocondicionante ED Primer A e B por 60s sobre as paredes do canal</li> <li>- secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar</li> <li>- aplicar uma camada de adesivo hidrofóbico Scotchbond Multi-Purpose Plus</li> <li>- secar levemente com cones de papel absorvente e jatos de ar, para retirar o excesso de adesivo</li> <li>- fotopolimerizar por 10s</li> <li>-proporcionar partes iguais de pasta base e catalisadora e manipular</li> <li>- pincelar cimento no pino e levar ao interior do canal com broca Lentulo</li> <li>- inserir o pino no interior do canal e manter em posição com pressão digital</li> <li>- fotopolimerizar por 40s</li> <li>- aplicar o agente inibidor da presença de oxigênio (Oxiguard) por 3 minutos</li> <li>- eliminar o agente inibidor e lavar abundante em água corrente.</li> </ul> |



Os espécimes dos grupos 1, 3 e 5 foram mantidos em água destilada por 48 horas, e os dos grupos 2, 4 e 6 armazenados em água deionizada por três meses antes da realização dos testes.

Após o período de armazenamento, os espécimes conforme descrito no experimento 1.

#### **4.4 Análise estatística**

Os dados obtidos nos 3 experimentos foram agrupados e submetidos à análise de variância (ANOVA) para detectar diferenças estatisticamente significativas entre as variáveis utilizadas. O teste de Tukey verificou onde essas diferenças ocorriam. Os testes foram realizados com nível de significância de 5%.

## *Resultados e Discussão*

---

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 Resultados e Discussão do Experimento 1

#### 5.1.1 Resultados

Os valores das médias (MPa) e desvio padrão estão apresentados na Tabela 5 e no gráfico 1. O teste ANOVA a 1 critério revelou diferenças estatisticamente significativas entre cimentos e terços da raiz (Tabela 6).

O teste de Tukey mostrou que na média total (média dos terços) o cimento Variolink II foi superior estatisticamente superior aos outros cimentos. Na média por terços, o cimento Variolink II mostrou valores estatisticamente superiores para o terço cervical comparado aos outros cimentos. Por outro lado, os cimentos Panavia F e Enforce apresentaram valores significativamente menores no terço cervical ( $p < 0.05$ ), sendo que nas regiões média e apical não foram encontradas diferenças significativas entre os cimentos.

Tabela 5: Médias e desvio padrão da resistência adesiva total e dos terços (em MPa) .

| Grupo                  | Total             |      | Terço cervical     |      | Terço médio        |      | Terço apical       |      | n  |
|------------------------|-------------------|------|--------------------|------|--------------------|------|--------------------|------|----|
|                        | média             | dp   | média              | dp   | média              | dp   | média              | dp   |    |
| <b>1- Variolink II</b> | 3,49 <sup>a</sup> | 1,96 | 4,29 <sup>aA</sup> | 2,39 | 2,95 <sup>bB</sup> | 1,27 | 3,23 <sup>aB</sup> | 1,89 | 60 |
| <b>2- Enforce</b>      | 2,08 <sup>b</sup> | 2,07 | 1,45 <sup>bA</sup> | 2,52 | 2,30 <sup>bB</sup> | 1,93 | 2,49 <sup>aB</sup> | 1,58 | 60 |
| <b>3- Panavia F</b>    | 2,09 <sup>b</sup> | 1,73 | 1,56 <sup>bA</sup> | 1,72 | 2,27 <sup>bB</sup> | 2,20 | 2,42 <sup>aB</sup> | 1,01 | 60 |

Letras minúsculas comparam médias na vertical e letras maiúsculas comparam médias na horizontal  
 Grupos com mesma letra não apresentaram diferença estatisticamente significativa  
 $p < 0.05$

Gráfico 1: Média total e dos terços.

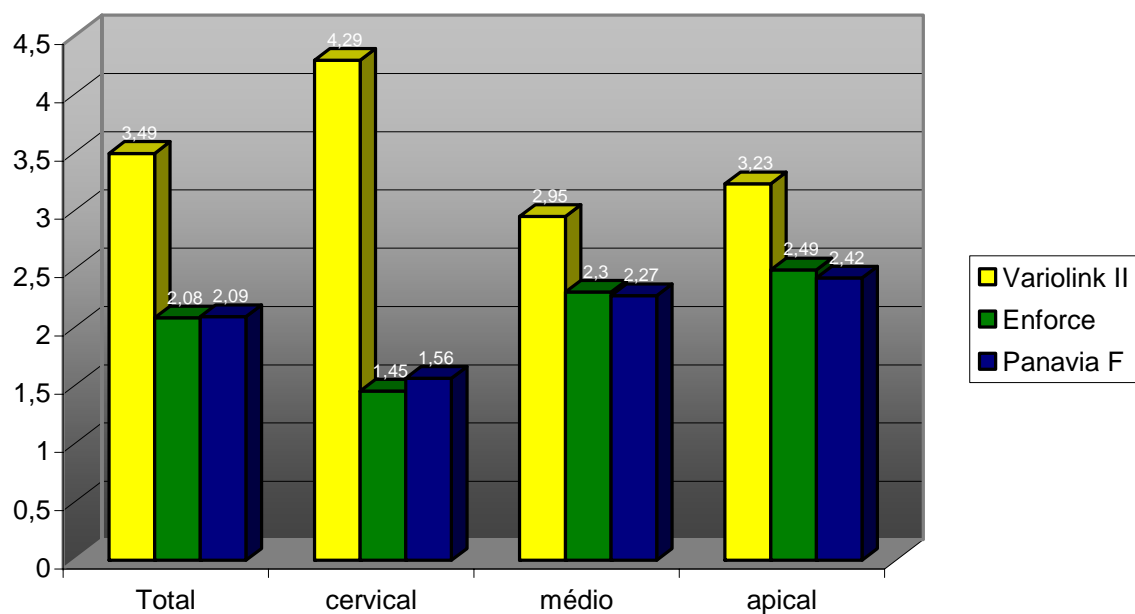


Tabela 6: Análise de variância a 1 critério.

| Parte avaliada  | Critério | gl Efeito | Qm Efeito | gl Erro | Qm Erro | F     | p         |
|-----------------|----------|-----------|-----------|---------|---------|-------|-----------|
| <b>Total</b>    | 1        | 2         | 39,63     | 177     | 3,70    | 10,70 | 0,000041* |
| <b>Cervical</b> | 1        | 2         | 51,69     | 57      | 5,01    | 10,3  | 0,000151* |
| <b>Médio</b>    | 1        | 2         | 2,91      | 57      | 3,4     | 0,85  | 0,430246  |
| <b>Apical</b>   | 1        | 2         | 4,07      | 57      | 2,36    | 1,71  | 0,188256  |

\*diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

Os tipos de fraturas estão expressos na Tabela 7. Uma análise descritiva evidenciou um padrão de fraturas predominantemente do tipo adesiva, para todos os grupos.

Tabela 7: Tipo de fraturas (%).

| Grupo           | Cervical |       |       |      | Médio   |       |       |       | Apical  |       |       |       |
|-----------------|----------|-------|-------|------|---------|-------|-------|-------|---------|-------|-------|-------|
|                 | Adesiva  |       | Mista |      | Adesiva |       | Mista |       | Adesiva |       | Mista |       |
| Fratura         | n        | %     | n     | %    | n       | %     | n     | %     | n       | %     | n     | %     |
| 1- Variolink II | 18       | 90%   | 2     | 10%  | 18      | 90%   | 2     | 10%   | 18      | 90%   | 2     | 10%   |
| 2- Enforce      | 20       | 100%  | -     | 0    | 19      | 95%   | 1     | 5%    | 18      | 90%   | 2     | 10%   |
| 3- Panavia F    | 17       | 85%   | 3     | 15%  | 13      | 65%   | 7     | 35%   | 14      | 70%   | 6     | 30%   |
| <b>Total</b>    | 55       | 91.6% | 5     | 8.4% | 50      | 83.3% | 10    | 16.7% | 50      | 83.3% | 10    | 16.7% |

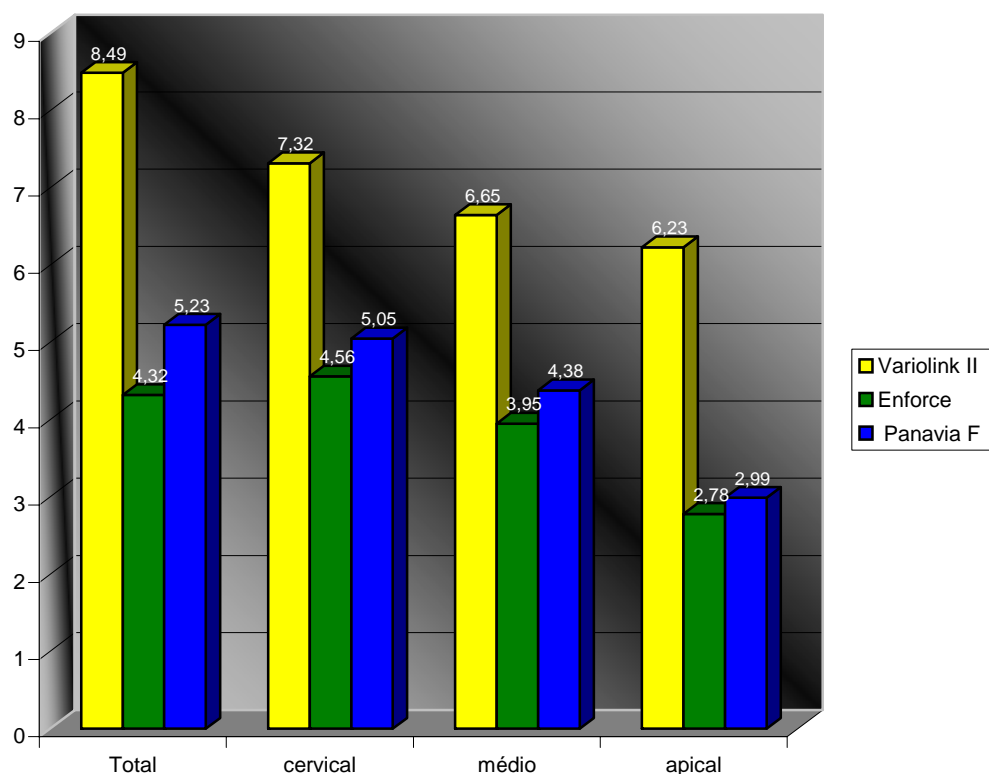
Os valores das médias (MPa) e desvio padrão obtidos para os espécimes cujos blocos de resina foram cimentados às superfícies externas das raízes estão representados na Tabela 8 e Gráfico 2. O teste ANOVA revelou diferenças significativas entre cimentos e entre terços ( $p < 0.05$ ). O teste de Tukey não evidenciou diferença significativa entre os três terços para o cimento Variolink II. Esse cimento foi estatisticamente superior aos demais cimentos em todos os terços. Ao considerar-se a média por terços, os valores obtidos com os cimentos Panavia F e Enforce no terço apical foram estatisticamente inferiores aos outros terços.

Tabela 8: Médias e desvio padrão da resistência adesiva (em MPa) total e nos terços da face externa da raiz.

| Grupo           | Total             |      | Terços cervical    |      | Terços médio       |      | Terços apical      |      | n  |
|-----------------|-------------------|------|--------------------|------|--------------------|------|--------------------|------|----|
|                 | média             | dp   | média              | dp   | média              | dp   | média              | dp   |    |
| 1- Variolink II | 8,49 <sup>a</sup> | 1,96 | 7,32 <sup>aA</sup> | 4,39 | 6,65 <sup>aA</sup> | 2,27 | 6,23 <sup>aA</sup> | 2,89 | 30 |
| 2- Enforce      | 5,23 <sup>b</sup> | 2,07 | 4,56 <sup>bA</sup> | 2,21 | 3,95 <sup>bA</sup> | 2,40 | 2,78 <sup>bB</sup> | 1,01 | 30 |
| 3- Panavia F    | 4,32 <sup>b</sup> | 1,73 | 5,05 <sup>bA</sup> | 2,41 | 4,38 <sup>bA</sup> | 2,93 | 2,99 <sup>bB</sup> | 2,58 | 30 |

Letras minúsculas comparam médias na vertical e letras maiúsculas comparam médias na horizontal. Grupos com mesma letra não apresentaram diferença estatisticamente significativa  $p < 0.05$ .

Gráfico 2: Média total e dos terços na face externa da raiz.



Os tipos de fraturas ocorridas na superfície externa da raiz estão expressos na Tabela 9.

Tabela 9: Tipo de fraturas (%).

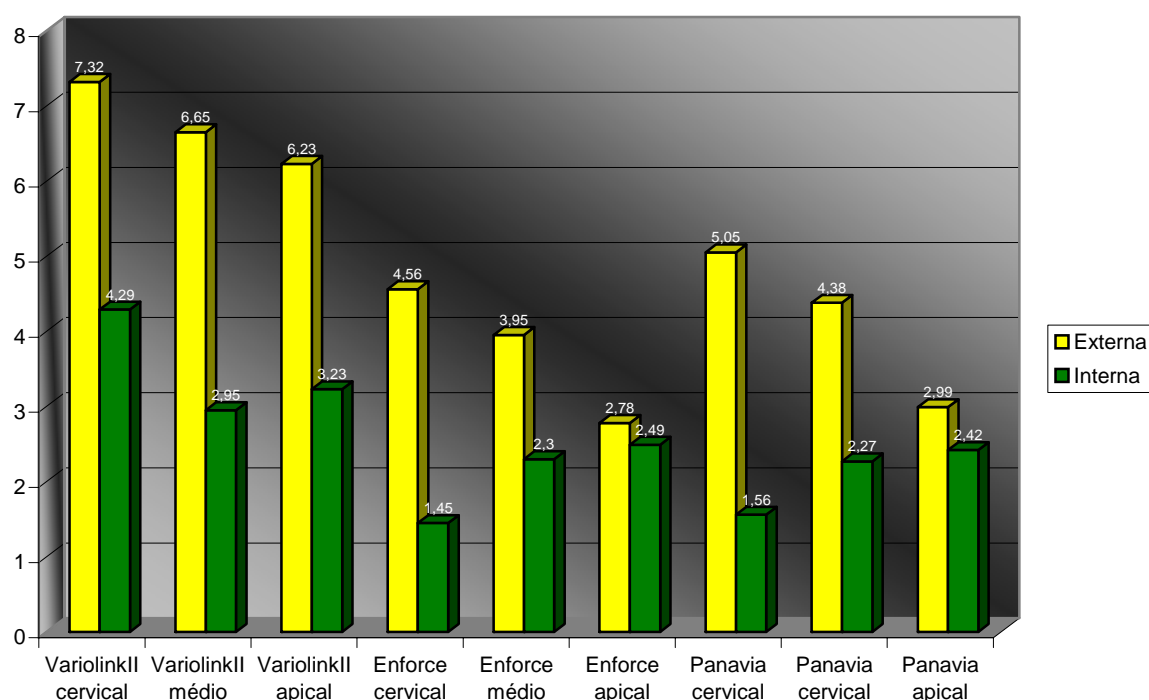
| Grupo           | Terço cervical |            |           |            | Terço médio |              |           |              | Terço apical |              |           |            |
|-----------------|----------------|------------|-----------|------------|-------------|--------------|-----------|--------------|--------------|--------------|-----------|------------|
|                 | Adesiva        |            | Mista     |            | Adesiva     |              | Mista     |              | Adesiva      |              | Mista     |            |
| Fratura         | <i>n</i>       | %          | <i>n</i>  | %          | <i>n</i>    | %            | <i>n</i>  | %            | <i>n</i>     | %            | <i>n</i>  | %          |
| 1- Variolink II | 14             | 70%        | 6         | 30%        | 10          | 50%          | 10        | 50%          | 11           | 90%          | 9         | 45%        |
| 2- Enforce      | 12             | 60%        | 8         | 40%        | 20          | 100%         | 0         | 0            | 14           | 90%          | 8         | 40%        |
| 3- Panavia F    | 10             | 50%        | 10        | 50%        | 11          | 55%          | 9         | 45%          | 10           | 70%          | 10        | 50%        |
| <b>Total</b>    | <b>36</b>      | <b>60%</b> | <b>24</b> | <b>40%</b> | <b>41</b>   | <b>68.3%</b> | <b>19</b> | <b>31.6%</b> | <b>35</b>    | <b>58.3%</b> | <b>27</b> | <b>45%</b> |

Quando se comparou os valores da resistência adesiva dos espécimes cujos pinos foram cimentados no interior dos canais radiculares com os valores dos espécimes cujos blocos de resina foram cimentados na superfície externa das raízes, observou-se que os valores obtidos nas faces externas das raízes foram superiores aos obtidos no interior dos condutos, para todos os cimentos (Tabela 10 e Gráfico 3).

Tabela 10: Comparação da resistência adesiva (MPa) e respectivas diferenças (%), nas superfícies internas e externas das raízes nos três terços.

| Grupo           | Terço cervical |            |      | Terço médio |            |      | Terço apical |            |      |
|-----------------|----------------|------------|------|-------------|------------|------|--------------|------------|------|
|                 | Externa        | Intracanal | %    | Externa     | Intracanal | %    | Externa      | Intracanal | %    |
| 1- Variolink II | 7,32           | 4,29       | 41,4 | 6,65        | 2,95       | 55,6 | 6,23         | 3,23       | 48,2 |
| 2- Enforce      | 4,56           | 1,45       | 68,2 | 3,95        | 2,30       | 41,8 | 2,78         | 2,49       | 10,4 |
| 3- Panavia F    | 5,05           | 1,56       | 69,1 | 4,38        | 2,27       | 48,2 | 2,99         | 2,42       | 19,1 |

Gráfico 3: Comparação dos resultados das superfícies interna e externa.



### 5.1.2 Discussão

Desde a introdução dos pinos de fibras de vidro, esforços contínuos têm sido realizados para controlar os efeitos adversos causados durante a cimentação intrarradicular, seja melhorando a qualidade dos sistemas adesivos (MORRIS et al., 2001; NGOH et al., 2001; FERRARRI et al., 2002) ou oferecendo condições mais favoráveis ao tratamento da dentina radicular (BOUILLAGUET et al., 2003). Esses esforços têm o intuito de tentar solucionar falhas clínicas de descimentação de pinos de fibras de vidro, originadas de falhas na interface cimento/ dentina radicular em função do tempo (MONTICELLI et al., 2003).

Nesse experimento, os valores médios da resistência adesiva dos espécimes variaram de 1,45 a 4,29 MPa, sendo que o cimento Variolink II (sistema adesivo de 2 passos) apresentou valores individuais estatisticamente superiores aos dos cimentos Panavia F e Enforce. Dependendo do terço da raiz avaliado, os cimentos atuaram de maneira diferente, sendo que os cimentos Panavia F (sistema adesivo de um passo) e Enforce (sistema adesivo de dois passos) comportaram-se de maneira semelhante, isto é, apresentaram os valores do terço cervical estatisticamente menores do que o dos terços médio e apical. Para o cimento Variolink II, o terço cervical foi estatisticamente superior aos demais terços. Assim, os resultados desse estudo rejeitam a hipótese nula, pois foram observadas diferenças na resistência adesiva entre os cimentos avaliados.

Pesquisas recentes (ARI et al., 2003; GORACCI et al., 2004; GORACCI et al., 2005), utilizando metodologia semelhante a esse estudo encontraram valores de resistência adesiva que variaram de 2,26 a 6,89MPa, resultados semelhantes aos obtidos nesse estudo, enquanto Foxton et al. (2005) e Aksornmuang et al. (2006), encontraram valores de resistência entre 23,8 a 29,1 MPa, muito superiores ao desse trabalho. Essas diferenças evidenciam as dificuldades que existem ao comparar-se resultados entre trabalhos similares disponíveis na literatura.

Características do substrato dentinário, ataque ácido, remoção de lama dentinária, desmineralização de dentina e infiltração do adesivo na fina rede de fibras colágenas, características dos sistemas adesivos, anatomia da raiz, técnica de fotopolimerização e experiência do operador (BOUILLAGUET et al., 2003; SANARES et al., 2001; SUH et al., 2003; TAY et al., 2003a; TAY et al., 2003b; CHEONG et al., 2003; TAY et al., 2004; ARI et al., 2003; NGOH et al., 2001), fator C, restrito acesso a luz no interior do canal



radicular (FERRACANE, 2005; TAY et al., 2005; CEBALLOS et al., 2006) e variações que podem ocorrer durante a obtenção dos espécimes e realização dos testes de microtração, são fatores que podem interferir nos resultados.

Outro fator que interfere na adesão da interface dentina radicular/ cimento é a contração volumétrica que resulta da polimerização dos cimentos e que varia de 1,5 a 5%, resultando no desenvolvimento de estresses internos que são transferidos para essa interface como forças de tração (CARVALHO et al., 1996), sendo possível que quanto mais difícil for o escoamento do cimento, como ocorre nos canais radiculares, maior será o estresse gerado nessa interface (ALSTER et al., 1997). Bouillaguet et al. (2003) encontraram valores mais altos de resistência de união quando testes de cimentação de pinos foram realizadas em raízes seccionadas e valores inferiores para os cimentados em raízes íntegras. Nesta situação os estresses de polimerização gerados nos canais radiculares podem ser tão intensos que os cimentos resinosos perdem a união com as paredes dentinárias, criando assim falhas na interface (MANNOCCI et al., 2003; GORACCI et al., 2004).

Para verificar a influência dos fatores anteriormente citados, este trabalho também avaliou a resistência adesiva de blocos de resina cimentados nas superfícies externas planas da raiz.

Os resultados (Tabela 6) mostraram que na média geral o cimento Variolink II foi estatisticamente superior aos cimentos Enforce e Panavia F, sendo que estes não apresentaram diferenças. A análise entre os terços o cimento Variolink II não apresentou diferenças, enquanto que os cimentos Enforce e Panavia F mostraram diferenças significativas entre os terços cervical e médio com o apical.

Ao comparar estes resultados com os obtidos no interior do canal radicular (Tabela 8), observou-se que os valores obtidos na face externa da raiz foram superiores nos três terços, tendo ocorrido menor diferença no terço apical para os cimentos Enforce e Panavia F.

Esses resultados comprovam o fato que os procedimentos de cimentação adesiva no interior dos canais radiculares interferem com a resistência adesiva da interface. Segundo Ferrari et al. (2001) a adesão depende da morfologia da dentina dentro dos canais radiculares, da orientação e densidade dos túbulos e do aumento da área de superfície após o ataque ácido. Estes autores verificaram que, após o ataque ácido, existiam túbulos abertos dispostos por toda a extensão da raiz, porém o diâmetro e a densidade diminuía em direção ao terço apical, sendo que nos

locais de baixa densidade a camada híbrida era significativamente mais fina, o que causaria diminuição da adesão nessa região (CARVALHO et al., 2004). Isso não foi obtido em nosso estudo, tanto nos testes realizados nas superfícies externa e interna da raiz, especialmente com os cimentos Enforce e Panavia F, demonstrando que outros fatores podem interferir na adesão. Para esses cimentos, parece não ter existido dependência do tratamento do substrato dentinário, uma vez que se obtiveram maiores valores de resistência adesiva no terço apical, médio e cervical, respectivamente.

Embora um alto grau de conversão esteja associado às propriedades mecânicas superiores do cimento devido à menor quantidade possível de ligações duplas remanescentes de carbono, isso pode resultar em maior estresse de contração, aumentando, desta forma, o risco de falha adesiva (MAK et al., 2002). Isto é, quanto mais perto da fonte de luz fotopolimerizadora, maior a densidade de energia e maior a contração de polimerização, ocasionando o rompimento da interface de união (CEBALLOS et al., 2006). Este fato pode explicar os baixos valores de adesão encontrados no terço cervical com os cimentos Panavia F e Enforce, uma vez que os valores de união para este terço foram significativamente menores que os dos terços apical e médio.

Os baixos valores do terço cervical para os cimentos Panavia F e Enforce podem ser explicados pela possibilidade da fotoativação prejudicar a porção química destes cimentos. Em 2004, Miller questionou a necessidade do uso de cimentos de polimerização dual, visto que a fotoativação prejudicaria a atividade química de alguns destes cimentos. O autor baseou-se em experimentos nos quais cimentos de polimerização dual que foram deixados polimerizar apenas quimicamente apresentaram dureza Knoop superior aos que foram submetidos à fotoativação imediata. Este fato não foi observado por Ceballos et al. (2006), que ao analisarem por nanoindentação cimentos autopolimerizável, fotopolimerizável e de polimerização dual, verificaram que os cimentos fotoativados apresentavam altos valores de dureza e rigidez, mas apesar disso eram mais friáveis, enquanto o cimento de polimerização química demonstrou maior capacidade de deformação, apesar de dureza ligeiramente inferior.

Outro aspecto que também merece ser discutido refere-se à incompatibilidade existente entre os monômeros resinosos ácidos encontrados na camada não polimerizada, inibida pela ação do oxigênio, própria dos sistemas

adesivos autocondicionantes de um passo, e as aminas terciárias contidas nos cimentos de polimerização química e dual (TAY et al., 2002; TAY et al., 2003; TAY et al., 2004; TAY et al., 2005), que pode ter causado baixos valores de resistência para o cimento Panavia F. Além disso, o tempo de polimerização lento deste cimento pode ser suficiente para que ocorra a difusão de água pela camada adesiva, criando bolhas de água que propiciam a falha adesiva (CARVALHO et al., 2004; TAY et al., 2004).

Esses resultados são diferentes dos obtidos por Vichi et al. (2001, 2002) que verificaram que no terço apical os sistemas adesivos de um passo formavam uma adesão menos eficiente do que sistemas adesivos de três passos autopolimerizáveis. Por outro lado, Yoshikawa et al. (1998) também utilizando testes de microtração, encontraram uma maior força de adesão no terço apical da raiz, quando comparados com a dentina dos terços cervical e médio, resultados e valores semelhantes aos encontrados nesse trabalho.

Os resultados desse experimento estão de acordo com os achados de Gaston et al. (2001) que adaptaram a técnica de microtração para medir a força de união de cimentos à base de resina nos terços cervical, médio e apical do canal radicular. Os autores verificaram que a tensão aumentava do terço cervical em direção ao terço apical, nos cimentos com sistemas adesivos simplificados de 2 passos e adesivos autocondicionantes.

Variáveis relacionadas com a idade do dente, período pós-extração, conservação, anatomia do canal radicular, instrumentação endodôntica, soluções irrigadoras, material obturador, número, disposição e diâmetro dos túbulos dentinários ao logo do canal radicular, grau de calcificação, remoção da lama dentinária e formação de camada híbrida podem contribuir para o aumento do desvio padrão. Apesar de essas variáveis estarem presentes e serem responsáveis por um desvio padrão alto, a decisão de utilizar dentes humanos extraídos foi feita, uma vez que estes se aproximam melhor da condição clínica.

A inclusão ou não dos espécimes que falharam prematuramente no teste de microtração nos cálculos dos testes de resistência tem sido amplamente discutida. Nesse estudo, estes espécimes foram incluídos e receberam valores de tensão igual à zero, porque os autores acreditam que a baixa incidência de falhas, 1 (1,7%) no grupo 1, 18 (30%) no grupo 2 e 18 (30%) no grupo 3, em menor número do que as encontradas por Goracci et al. (2004), indicam que a união se rompeu por problemas inerentes à técnica de cimentação adesiva, como a contração de polimerização, e

não somente pela sensibilidade da metodologia durante a confecção dos espécimes. A baixa incidência de fraturas pré-teste pode ser creditada à colocação da silicona leve entre os cortes horizontais, diminuindo a ação de trepidação do disco sobre os espécimes durante a realização do último corte, realizado no sentido vertical. A inclusão ou exclusão dos valores dos espécimes que falharam não modificaram os resultados encontrados neste trabalho, concordando com os achados de Sadek et al. (2005), contudo, a inclusão desses espécimes aumentou o desvio padrão, o que foi observado, também por Yoshiyama et al. (1998) e Pereira, et al. (1999). Fraturas pré-teste não foram observadas nos espécimes realizados com os blocos de resina cimentados na superfície externa da raiz.

Considerando o padrão das fraturas ocorridas, nos espécimes de pinos cimentados, em sua maioria do tipo adesiva, sugere-se a existência de uma baixa união adesiva com a dentina. Nos casos em que ocorreram fraturas do tipo mistas, elas se apresentaram com restos de cimento na superfície dentinária, provavelmente devido à presença de áreas com micro retenção mecânica. Esse aspecto foi observado com maior frequência nos espécimes obtidos com os blocos de resina cimentados na superfície externa da raiz, sugerindo uma melhor união nessa interface devido ao melhor controle dos procedimentos cimentação.

## 5.2 Resultados e Discussão do Experimento 2

### 5.2.1 Resultados

Os valores das médias (MPa) e desvio padrão estão representados na Tabela 11 e podem ser visualizados no gráfico 4. O teste ANOVA revelou diferenças estatisticamente significativas entre tratamentos (com e sem a utilização da camada de adesivo hidrofóbico) e interação para os dois cimentos ( $p < 0.05$ ) (Tabela 12). O teste de Tukey mostrou que o emprego do adesivo hidrofóbico aumentou significativamente a resistência adesiva para os dois cimentos, independentemente da região avaliada ( $p < 0.05$ ). Quando comparada a resistência por terços, o cimento Enforce com adesivo hidrofóbico apresentou melhores valores de resistência nos terços médio e apical, sendo estatisticamente significativo em relação ao terço cervical. Para o cimento Panavia F, os valores dos terços cervical e apical foram estatisticamente superiores aos dos terços médio.

Tabela 11: Médias e desvio padrão da resistência adesiva total e nos três terços (em MPa).

| Grupos                             | Total             |      | Terços cervical    |      | Terços médio       |      | Terços apical      |      | n  |
|------------------------------------|-------------------|------|--------------------|------|--------------------|------|--------------------|------|----|
|                                    | média             | dp   | média              | dp   | média              | dp   | média              | dp   |    |
| <b>1- Enforce sem Scotchbond</b>   | 2,08 <sup>a</sup> | 1,73 | 1,45 <sup>aA</sup> | 2,52 | 2,30 <sup>aB</sup> | 1,93 | 2,49 <sup>aB</sup> | 1,58 | 60 |
| <b>2 - Enforce com Scotchbond</b>  | 3,05 <sup>b</sup> | 2,35 | 2,28 <sup>bA</sup> | 1,65 | 3,16 <sup>bB</sup> | 1,78 | 3,70 <sup>bB</sup> | 2,54 | 60 |
| <b>3- Panavia F sem Scotchbond</b> | 2,09 <sup>a</sup> | 2,07 | 1,56 <sup>aA</sup> | 1,72 | 2,27 <sup>aB</sup> | 2,20 | 2,42 <sup>aB</sup> | 1,01 | 60 |
| <b>4- Panavia F com Scotchbond</b> | 2,54 <sup>b</sup> | 2,08 | 2,68 <sup>bA</sup> | 2,63 | 1,57 <sup>bB</sup> | 1,35 | 3,36 <sup>bA</sup> | 2,58 | 60 |

Letras minúsculas comparam médias na vertical e letras maiúsculas comparam médias na horizontal. Grupos com mesma letra não apresentaram diferença estatisticamente significativa  $p < 0.05$ .

Gráfico 4: Média dos resultados nos três terços

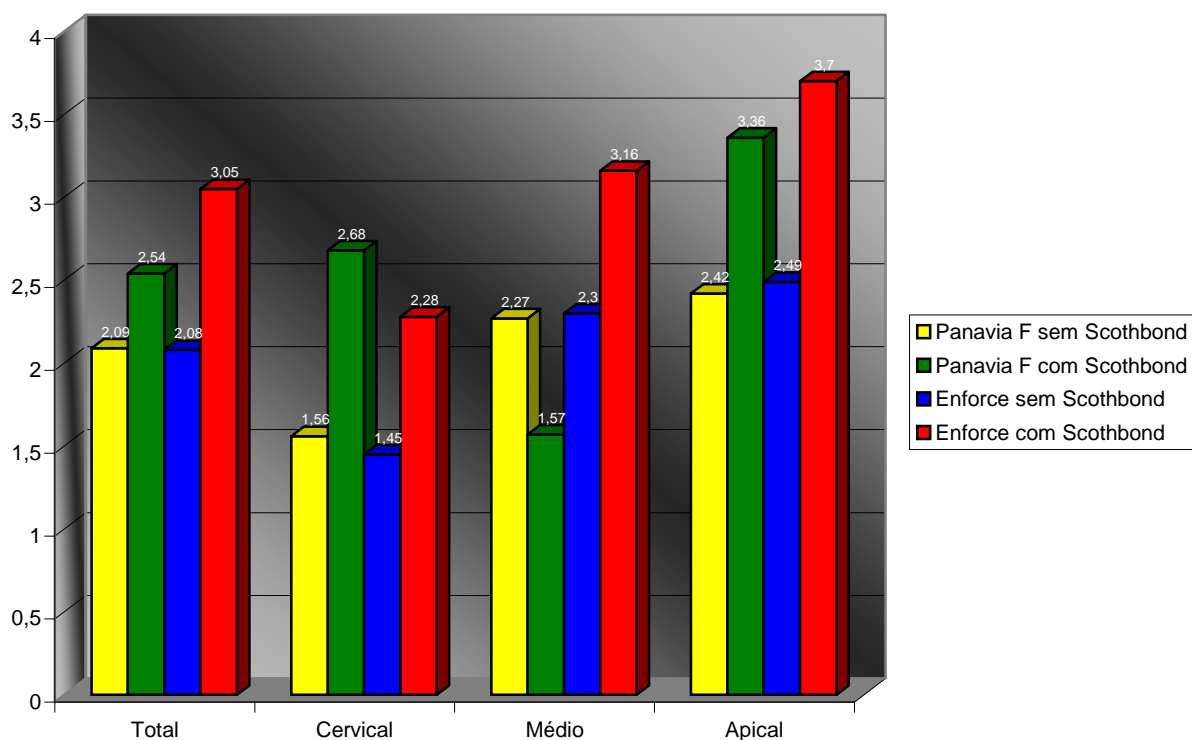


Tabela 12: Análise de variância a três critérios

| <b>Critério</b>   | <b>gl Efeito</b> | <b>Qm Efeito</b> | <b>gl Erro</b> | <b>Qm Erro</b> | <b>F</b> | <b>p</b> |
|-------------------|------------------|------------------|----------------|----------------|----------|----------|
| <b>1- cimento</b> | 1                | 3,78             | 228            | 4,10           | 0,92     | 0,337    |
| <b>2- adesivo</b> | 1*               | 29,99            | 228            | 4,10           | 7,31     | 0,007*   |
| <b>3- terço</b>   | 2*               | 20,63            | 228            | 4,10           | 5,02     | 0,007*   |
| <b>1 x 2</b>      | 1                | 3,96             | 228            | 4,10           | 0,96     | 0,326    |
| <b>1 x 3</b>      | 2                | 5,71             | 228            | 4,10           | 1,39     | 0,250    |
| <b>2 x 3</b>      | 2                | 6,08             | 228            | 4,10           | 1,48     | 0,229    |
| <b>1 x 2 x 3</b>  | 2                | 4,05             | 228            | 4,10           | 1,09     | 0,335    |

\* diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

As diferenças de resistência (em %) entre cimentos/ adesivo hidrofóbico/ terços são apresentados na Tabela 13.

Tabela 13: Diferenças (%) das médias de resistência (MPa) para os cimentos com e sem Scotchbond.

| Grupos                             | Terço cervical |       | Terço médio |       | Terço apical |       |
|------------------------------------|----------------|-------|-------------|-------|--------------|-------|
|                                    | média          | %     | média       | %     | média        | %     |
| <b>1- Enforce sem Scotchbond</b>   | 1,45           | 36,4% | 2,30        | 27,2% | 2,49         | 30,7% |
| <b>2 - Enforce com Scotchbond</b>  | 2,28           |       | 3,16        |       | 3,70         |       |
| <b>3- Panavia F sem Scotchbond</b> | 1,56           | 41,8% | 2,27        | 30,8% | 2,42         | 27,8% |
| <b>4- Panavia F com Scotchbond</b> | 2,68           |       | 1,57        |       | 3,36         |       |

Os tipos de fratura estão expressos na tabela 14 e mostraram um maior padrão de fraturas adesivas para todos os grupos.

Tabela 14: Tipos de fraturas.

| Grupo                              | Terço cervical |      |       |     | Terço médio |     |       |     | Terço apical |      |       |     |
|------------------------------------|----------------|------|-------|-----|-------------|-----|-------|-----|--------------|------|-------|-----|
|                                    | Adesiva        |      | Mista |     | Adesiva     |     | Mista |     | Adesiva      |      | Mista |     |
|                                    | n              | %    | n     | %   | n           | %   | n     | %   | n            | %    | n     | %   |
| <b>1- Enforce sem Scotchbond</b>   | 20             | 100% | -     | 0   | 19          | 95% | 1     | 5%  | 18           | 90%  | 2     | 10% |
| <b>2 - Enforce com Scotchbond</b>  | 14             | 70%  | 6     | 30% | 16          | 80% | 4     | 20% | 17           | 85%  | 3     | 15% |
| <b>3- Panavia F sem Scotchbond</b> | 20             | 100% | -     | 0   | 19          | 95% | 1     | 5%  | 18           | 90%  | 2     | 10% |
| <b>4- Panavia F com Scotchbond</b> | 18             | 90%  | 2     | 10% | 17          | 85% | 3     | 15% | 20           | 100% | 0     | 0   |

### 5.2.2 Discussão

A cimentação de pinos no interior de condutos com cimentos resinosos pode fracassar devido à incompatibilidade entre o adesivo e o agente cimentante. Isso pode ocorrer porque os sistemas adesivos simplificados ácidos (convencionais de dois passos e autocondicionantes de um passo) contêm monômeros ácidos, que ao entrarem em contato com a resina de polimerização química ou dual, reagem com as aminas terciárias do cimento que possuem caráter alcalino, consumindo-as e impedindo que elas atuem como catalisadoras da reação de polimerização da resina (SANARES, et al, 2001; CARVALHO et al., 2004; YAMAUCHI, 1986).

A camada superficial do adesivo que se mantém não polimerizada devido à inibição pelo oxigênio, forma uma zona de alta concentração iônica, atraindo água da dentina subjacente, que passa através da camada híbrida e do adesivo, formando bolhas nessa interface e comprometendo a união do cimento com o adesivo (CARVALHO et al., 2004; CARVALHO et al., 2004; YIU et al., 2004). . Estudos recentes (CARVALHO et al., 2004; TAY et al., 2004; TAY et al., 2004, TAY et al., 2002) mostraram que a utilização de adesivos simplificados torna a interface cimento/dentina radicular altamente permeável, sugerindo a movimentação de água nos túbulos dentinários e ineficácia em secar o canal radicular (CHERSONI et al., 2004; CHERSONI et al., 2005; TAY et al., 2006).

A utilização do adesivo hidrofóbico diminui a permeabilidade na interface adesiva, estabelecendo uma união mais resistente e alterando o padrão de fraturas do tipo adesiva para mista (CARVALHO et al., 2004). Por esse motivo, a utilização de uma camada de adesivo hidrofóbico sobre uma primeira camada de adesivo tem sido preconizada com a finalidade de diminuir a permeabilidade da camada adesiva (CARVALHO et al, 2004; CARVALHO et al, 2004).

Esse fato foi confirmado pelos resultados deste experimento, que evidenciaram que os espécimes nos quais foi aplicada uma camada adicional de resina hidrofóbica sobre os adesivos dos cimentos Enforce e Panavia apresentaram valores estatisticamente superiores (36,4 e 41,8%, respectivamente) em relação aos mesmos cimentos sem a camada adicional de resina hidrofóbica. Assim, os resultados desse estudo rejeitam a hipótese nula testada.

Esses valores são semelhantes aos de Carvalho et al., (2004) que encontraram um aumento de 35% na resistência adesiva de coroas cimentadas com



Panavia F quando a camada adicional de Scotchbond Multi Purpose foi aplicada sobre o adesivo do respectivo cimento em superfícies dentinárias planas.

Outros autores (SILVA et al., 2006; AUSIELLO et al., 2002; DICKENS e CHO, 2004) também relataram que a aplicação da camada de adesivo hidrofóbico (Scotchbond Multi Purpose) sobre um adesivo simplificado diminui a permeabilidade na interface adesiva, reduz a contração de polimerização e consequentemente reduz a tensão nesta região, aumentando a resistência adesiva.

Ao se comparar os resultados entre os terços, o cimento Enforce apresentou aumento na resistência adesiva para os três terços após a aplicação da resina hidrofóbica, sendo o aumento no terço cervical de 36,4% (de 1,45 para 2,28MPa), no terço médio de 27,2% (de 2,30 para 3,16MPa) e no terço apical de 30,7% (de 2,49 para 3,70MPa). O cimento Panavia F se comportou de maneira diferente, mostrando um aumento na resistência adesiva de 41,8% (de 1,56 para 2,68MPa) para o terço cervical de 27,8% (de 2,42 para 3,36) para o terço apical e redução de 30,8% (de 2,27 para 1,57MPa) para o terço médio.

Observa-se, portanto, que os cimentos Panavia F e Enforce, utilizando ou não as camadas de adesivo hidrofóbico, se comportaram de maneira semelhantes, ou seja, com o aumento da resistência adesiva em direção apical, com exceção para o terço médio do cimento Panavia F que apresentou uma diminuição significativa nos valores de resistência. Este fato pode ser explicado pelo fato do terço apical receber pouca ou nenhuma luz durante a polimerização inicial, mostrando a importância da polimerização química para estes cimentos, bem como diminuição da permeabilidade propiciada pelo adesivo hidrofóbico (BRAGA, FERRACANE, 2002; MILLER, 2004; FERRACANE, 2005; FERRACANE, 2006).

Os cimentos Panavia F e Enforce apresentam em sua composição sulfonato benzínico de sódio (Primer B) e sulfonato aromático de sódio (Sef Cure Activator), que são co-iniciadores químicos e têm como função principal impedir que as aminas terciárias presentes no cimento sejam consumidas pelos monômeros ácidos residuais dos adesivos simplificados. Entretanto como o tempo de polimerização destes cimentos é lento pode facilitar a difusão de água pela camada adesiva, criando bolhas de água e propiciando a fratura adesiva e diminuição da resistência adesiva (CARVALHO et al., 2004; TAY et al., 2004; TAY et al., 2005).

Considerando o padrão das fraturas ocorridas, observou-se que houve um aumento das fraturas do tipo mista em relação as do tipo adesiva para os grupos

que utilizaram o adesivo hidrofóbico, evidenciando a influência da presença de um adesivo hidrofóbico na resistência adesiva com o cimento, o que também foi observado por Carvalho, em 2004.

### 5.3 Resultados e Discussão do Experimento 3

#### 5.2.3 Resultados

Os valores das médias (MPa) e desvio padrão estão representados na Tabela 15, e podem ser visualizados no gráfico 5.

O teste ANOVA revelou diferenças entre cimentação, terços e armazenamento e interação entre estes fatores (Tabela 16). Na média total, o cimento Panavia F não apresentou diferença estatisticamente significativa ( $p < 0.05$ ) antes e após armazenamento. Para os cimentos Variolink II e Enforce, houve diferenças significativas entre os grupos, antes e após armazenamento.

Na avaliação por terços, os resultados revelaram um comportamento heterogêneo entre os cimentos: o cimento Variolink II apresentou diminuição da resistência adesiva após o armazenamento apenas no terço cervical. O cimento Enforce apresentou diminuição dos valores de resistência adesiva nos terços médio e apical. O cimento Panavia F exibiu aumento significativo da resistência adesiva nos terços cervical e médio, e diminuição no terço apical, após o armazenamento em água.

Tabela 15: Médias e desvio padrão da resistência adesiva total e nos três terços (em MPa)

| Grupo  | Total               |      | Terços cervical     |      | Terços médio        |      | Terços apical       |      | n  |
|--|---------------------|------|---------------------|------|---------------------|------|---------------------|------|----|
|  | média               | dp   | média               | dp   | média               | dp   | média               | dp   |    |
| <b>1- Variolink II</b>                                     | 3,49 <sup>a</sup>   | 1,95 | 4,29 <sup>c</sup>   | 2,39 | 2,95 <sup>abc</sup> | 1,27 | 3,24 <sup>abc</sup> | 1,89 | 60 |
| <b>2- Variolink II - 3 meses</b>                           | 1,82 <sup>c</sup>   | 2,33 | 1,15 <sup>a</sup>   | 1,48 | 2,13 <sup>abc</sup> | 2,73 | 2,19 <sup>abc</sup> | 2,55 | 60 |
| <b>3- Enforce + Scotchbond Multipurpose Plus</b>           | 3,05 <sup>bc</sup>  | 2,07 | 2,28 <sup>abc</sup> | 2,52 | 3,16 <sup>abc</sup> | 1,93 | 3,70 <sup>bc</sup>  | 1,58 | 60 |
| <b>4- Enforce + Scotchbond Multipurpose Plus 3 meses</b>   | 2,13 <sup>ab</sup>  | 2,44 | 2,39 <sup>abc</sup> | 2,84 | 1,52 <sup>b</sup>   | 1,84 | 2,46 <sup>abc</sup> | 2,54 | 60 |
| <b>5- Panavia F+ Scotchbond Multipurpose Plus</b>          | 2,54 <sup>abc</sup> | 2,34 | 2,68 <sup>b</sup>   | 1,72 | 1,57 <sup>ab</sup>  | 2,20 | 3,36 <sup>abc</sup> | 1,01 | 60 |
| <b>6- Panavia F + Scotchbond Multipurpose Plus 3 meses</b> | 2,36 <sup>abc</sup> | 2,79 | 3,37 <sup>abc</sup> | 3,05 | 2,47 <sup>abc</sup> | 2,70 | 1,23 <sup>b</sup>   | 2,26 | 60 |

Letras iguais não representam diferença estatisticamente significativa  
 Grupos com mesma letra não apresentaram diferença estatisticamente significativa  
 $p < 0.05$

Gráfico 5: Média dos resultados nos três terços.

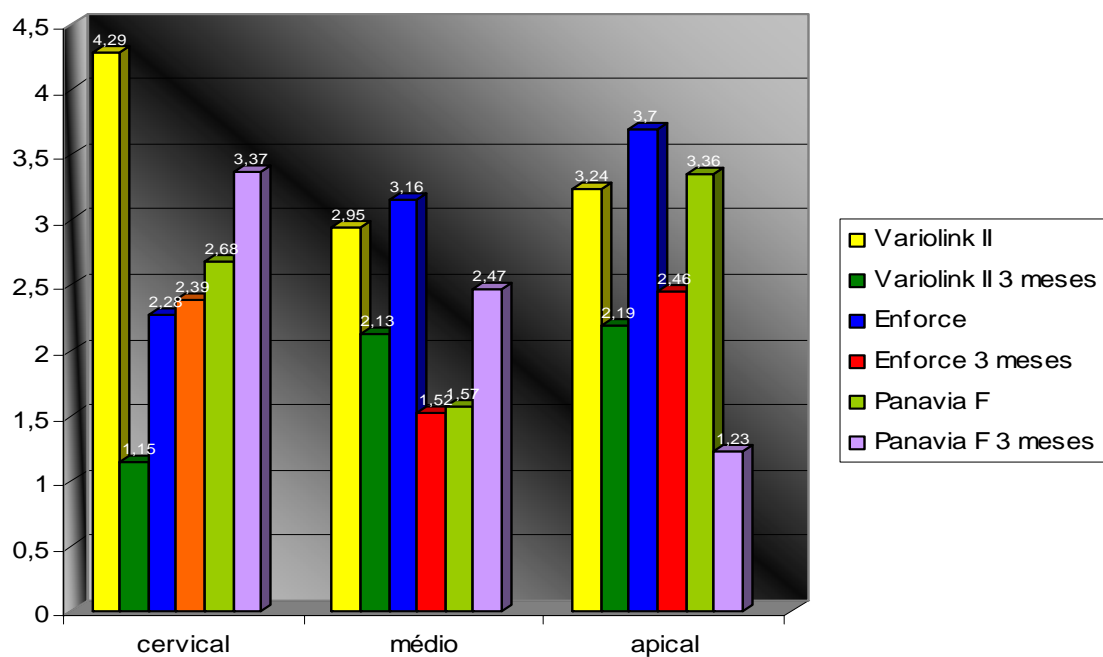


Tabela 16: Análise de variância três critérios.

| <i>Critério</i>         | <i>gl Efeito</i> | <i>Qm Efeito</i> | <i>gl Erro</i> | <i>Qm Erro</i> | <i>F</i> | <i>p</i> |
|-------------------------|------------------|------------------|----------------|----------------|----------|----------|
| <b>1- cimentação</b>    | 2                | 1,36             | 354            | 5,48           | 0,24     | 0,779    |
| <b>2- armazenamento</b> | 1*               | 76,96            | 354            | 5,48           | 14,03    | 0,000*   |
| <b>3- terço</b>         | 2*               | 16,66            | 354            | 5,48           | 3,03     | 0,049*   |
| <b>1 x 2</b>            | 1                | 3,96             | 354            | 5,48           | 0,96     | 0,326    |
| <b>1 x 3</b>            | 1                | 3,96             | 354            | 5,48           | 3,05     | 0,333    |
| <b>2 x 3</b>            | 1                | 3,96             | 354            | 5,48           | 0,76     | 0,323    |
| <b>1 x 2 x 3</b>        | 2                | 4,05             | 354            | 5,48           | 1,09     | 0,335    |

\* diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

Os dados referentes aos tipos de fraturas estão expressos na Tabela 17, que mostram um maior padrão de fraturas do tipo adesivas em todos os grupos.

Tabela 17: Tipos de fraturas.

| Grupo  | Cervical |      |       |     | Médio   |      |       |     | Apical  |      |       |     |
|--|----------|------|-------|-----|---------|------|-------|-----|---------|------|-------|-----|
|  | Adesiva  |      | Mista |     | Adesiva |      | Mista |     | Adesiva |      | Mista |     |
| Fratura  | n        | %    | n     | %   | n       | %    | n     | %   | n       | %    | n     | %   |
| 1- Variolink II  | 18       | 90%  | 2     | 10% | 18      | 90%  | 2     | 10% | 18      | 90%  | 2     | 10% |
| 2- Variolink II<br>3 meses                               | 20       | 100% | 0     | 0   | 20      | 100% | 0     | 0   | 20      | 100% | 0     | 0   |
| 3- Enforce+ Scotchbond<br>Multipurpose Plus              | 20       | 100% | -     | 0   | 19      | 95%  | 1     | 5%  | 18      | 90%  | 2     | 10% |
| 4- Enforce+ Scotchbond<br>Multipurpose Plus<br>3 meses   | 20       | 100% | 0     | 0   | 20      | 100% | 0     | 0   | 20      | 100% | 0     | 0   |
| 5- Panavia F+ Scotchbond<br>Multipurpose Plus            | 17       | 85%  | 3     | 15% | 13      | 65%  | 7     | 35% | 14      | 70%  | 6     | 30% |
| 6- Panavia F+ Scotchbond<br>Multipurpose Plus<br>3 meses | 20       | 100% | 0     | 0   | 20      | 100% | 0     | 0   | 20      | 100% | 0     | 0   |

### 5.3.2 Discussão

As propriedades dos componentes envolvidos na interface adesiva desempenham um importante papel sobre sua durabilidade e estabilidade em longo prazo. Tanto o polímero quanto a matriz de colágeno podem se degradar quando submetidos ao armazenamento (CARRILHO et al., 2005). Considerando que a sorção de água é o primeiro passo para o início da degradação hidrolítica das resinas, as conseqüências de sua degradação em longo prazo devem ser investigadas, uma

vez que a liberação de subprodutos de degradação no ambiente oral pode causar lesões no periápice (LEE et al., 1998).

A extensão em que os processos higroscópicos e hidrolíticos afetam a estrutura dos polímeros ainda permanece desconhecida. Todavia, sabe-se que a água promove alterações nas propriedades mecânicas, na estabilidade dimensional e biocompatibilidade desses materiais (FERRACANE, 2006). A degradação e erosão dos polímeros podem ocorrer como resultados da incompleta polimerização, sendo o tempo e o conteúdo de cargas fatores adicionais a estes processos (ORTENGREN et al., 2001).

Os resultados desse estudo revelaram uma diminuição da resistência adesiva após o armazenamento em água por 3 meses, sendo que o comportamento dos cimentos variou entre as diferentes marcas comerciais analisadas. Analisando-se a média geral por espécime, o cimento Panavia F não apresentou diferença significativa entre os valores de resistência adesiva antes e após armazenamento, entretanto, para os cimentos Variolink II e Enforce houve redução significativa após armazenamento.

O cimento Variolink II foi utilizado em conjunto com um sistema adesivo simplificado, convencional de dois passos – Excite DSC – e não recebeu uma camada de resina hidrofóbica após a hibridização. Esse sistema adesivo, como já demonstrado por Tay et al. (2005) e Carvalho et al. (2005) se comporta como membrana permeável após a polimerização, permitindo que a água do substrato se difunda pela camada adesiva, resultando em degradação e redução da adesão. O fato de ser mais hidrofílico torna-o mais permeável e, conseqüentemente, mais propenso à degradação.

Esses resultados estão de acordo com o de outros autores (CARRILHO et al., 2005; CARVALHO et al., 2005; TAY et al., 2005; YIU et al., 2004), e corroboram as evidências de que o tempo e o meio de armazenamento podem ser deletérios para as propriedades mecânicas e comprometer a durabilidade da união adesiva em longo prazo. No terço cervical onde houve um maior contato com o meio de armazenamento, essa degradação foi evidente. Entretanto nos terços médio e apical a resistência adesiva apresentou-se estável após três meses de armazenamento.

O cimento Enforce, que recebeu uma cobertura de resina hidrofóbica após os procedimentos adesivos, também sofreu redução na resistência adesiva. A aplicação da resina hidrofóbica não foi capaz de impedir a degradação do adesivo

após armazenamento, provavelmente porque o adesivo Prime & Bond 2.1 possui acetona em sua formulação, o que faz com que esse sistema seja mais instável em longo prazo (PEUMANS et al., 2005). Neste caso, diversos fatores, ainda, podem ter contribuído para essa redução, dentre eles a sensibilidade da técnica adesiva, controle da umidade, fatores relacionados ao substrato, como diferenças na quantidade e qualidade dos túbulos (GASTON et al., 2001; FERRARI, VICHI e GRANDINI, 2001) e até mesmo fatores inerentes à confecção dos espécimes (SADEK et al., 2005).

A diminuição da resistência adesiva nos terços médio e apical do Enforce evidencia que o uso do co-iniciador em conjunto com o Prime&Bond 2.1 resolve parcialmente o problema da incompatibilidade entre os monômeros ácidos e as aminas terciárias (TAY et al., 2004). Além disso, segundo Peumans (2005), os adesivos que contêm acetona em sua formulação são mais instáveis em longo prazo, como comentados anteriormente.

Para o Panavia F, o aumento da resistência adesiva nos terços cervical e médio após três meses pode ter sido decorrente da aplicação do Scotchbond Multi-Purpose Plus. Em contrapartida, na região apical a mistura do adesivo autocondicionante com Scotchbond Multi-Purpose Plus pode ter diminuído a efetividade do adesivo hidrofóbico juntamente com o aumento da espessura de película decorrente do acúmulo de adesivo que também pode ter contribuído para os resultados obtidos nesta região.

Apesar da natureza hidrofílica dos diferentes monômeros que constituem a matriz resinosa, a sensibilidade dos materiais aos efeitos da água também depende de outros fatores, como a densidade de ligações cruzadas, o grau de conversão dos monômeros em polímeros, a presença e volume de cargas e aspectos relacionados ao ambiente, como a presença de enzimas e mudanças de pH, sendo todos esses fatores tempo-dependentes (CARRILHO et al., 2005).

A acentuada redução da resistência adesiva do terço cervical do grupo Variolink II após o armazenamento em água pode ser decorrente da proximidade deste terço com o meio de armazenamento, produzindo maior contato e, conseqüentemente, maior interação do polímero com a água. De um modo geral, a estrutura química dos monômeros rotineiramente utilizados nas formulações comerciais revela a presença de grupos hidroliticamente susceptíveis, como éster, uretano, éter e grupos hidroxila, de forma que os polímeros resultantes poderão absorver água em maior ou menor extensão, dependendo da densidade de ligações

cruzadas e do potencial para a formação de pontes de hidrogênio e interações polares (FERRACANE, 2006). Esses dados estão em acordo com Yiu et al.(2004); Yiu et al.(2006) e Carrilho et al. (2005), que observaram redução na resistência adesiva após o armazenamento água por períodos de até 12 meses.

Considerando o padrão das fraturas ocorridas, observou-se que houve um aumento das fraturas do tipo adesiva em relação as do tipo mista para os grupos que foram armazenados por três meses, evidenciando a influência da presença da água degradação dos sistemas adesivos, reduzindo a resistência adesiva, como já havia sido mencionado por Yiu et al. (2006); Carrilho et al.(2005) e Ferracane, 2006).

#### **5.4 Considerações finais**

A restauração de dentes tratados endodonticamente por meio da utilização de pinos intrarradiculares estabelece diferentes interfaces de união. Dentro deste contexto, a interface entre o cimento resinoso e a dentina radicular parece ser o elo mais fraco e por isso tem sido amplamente estudada.

Muitos agentes cimentantes resinosos utilizam conjuntamente sistemas adesivos simplificados, que constituem uma tendência de mercado, decorrente da demanda por materiais de fácil utilização e redução do tempo clínico. Entretanto, esses materiais devem ser escolhidos com cautela, uma vez que a literatura atual reporta um grande número de experimentos nos quais o desempenho desses materiais é inferior à dos adesivos convencionais.

Está claro, ainda, que o desempenho dos sistemas adesivos pode variar significativamente quando inserido em uma cavidade como o canal radicular, devido às dificuldades encontradas durante a realização dos procedimentos adesivos que por serem altamente sensíveis à técnica, estão sujeitos aos inconvenientes do controle da umidade, da quantidade e evaporação do adesivo, agentes químicos de limpeza, acesso à luz no interior do canal, fator C, dentre outros.

Por outro lado, a sorção de água induz a expansão do cimento resinoso, podendo forçá-lo contra as paredes do canal e desta forma prover



retenção em função da fricção e não da adesão. É possível, desta forma, entender porque os valores obtidos com testes de extrusão ou intrusão são muito superiores aos de microtração. Por isso, os baixos valores de união encontrados nesse estudo não significam que a adesão no canal radicular não exista.

Desta forma, os benefícios da cimentação adesiva intrarradicular devem ser avaliados com cuidado, e estudos clínicos controlados devem ser conduzidos para confirmar os resultados deste e de outros estudos laboratoriais sobre qualidade e durabilidade da adesão intrarradicular em longo prazo. É válido enfatizar que diante do alto custo destes procedimentos, seria razoável questionar a cimentação adesiva no interior do canal radicular, uma vez que este parece não oferecer as vantagens ressaltadas. Deve-se ainda considerar a utilização de cimentos de ionômero de vidro com a finalidade de cimentar pinos de fibra de vidro, pois dispensam o uso dos sistemas adesivos e oferecem boa retenção intrarradicular.

Finalmente, é importante salientar, ainda, que a indicação do sistema de retenção intrarradicular obedeça a determinados critérios, que são, atualmente, um consenso entre os autores. Dentre eles, destaca-se o efeito férula, que aumenta a estabilidade do conjunto e por isso é importante que o pino seja corretamente indicado em função da quantidade e qualidade do remanescente coronário, para que a sobrecarga sobre o agente cimentante seja minimizada.

*Conclusões*

---

## **6 Conclusões**

Diante dos resultados obtidos e da análise estatística dos dados, pode-se concluir que:

**6.1** Houve diferenças estatisticamente significativa na resistência adesiva entre cimentos e terços sendo que na média dos terços, o cimento Variolink II foi superior aos outros cimentos;

**6.2** Na análise por terços, o cimento Variolink II mostrou valores estatisticamente superiores para o terço cervical. Os cimentos Panavia F e Enforce apresentaram valores significativamente menores no terço cervical;

**6.3** Houve diferenças estatisticamente significativa na resistência adesiva, com a aplicação do adesivo hidrofóbico, independente da região avaliada;

**6.4** Houve diminuição estatisticamente significativa na resistência adesiva para os cimentos Variolink II e Enforce após armazenamento em água;

**6.5** Na análise por terços, o cimento Variolink II apresentou diminuição na resistência adesiva após o armazenamento no terço cervical e o cimento Enforce nos terços médio e apical. O cimento Panavia F exibiu aumento significativo da resistência adesiva nos terços cervical e médio, e diminuição no terço apical;

**6.6** A análise em microscopia óptica revelou um padrão de fraturas predominantemente do tipo adesiva para todos os experimentos.

## *Referências Bibliográficas*

---

## **8 Referências bibliográficas**

1. Alster D. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater.* 1997;8(3):146-50.
2. Ari H, Yasar E, Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endod.* 2003;29(4):248-51.
3. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J. Dent.* 1999 27(4):275-8.
4. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J. prosthet. Dent.* 1994;71(6):565-7.
5. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL . Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations -a 3D finite element analysis *Dental Materials.* 2002; 18(4):295-303.
6. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003;19(3):199-205.
7. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res.* 2002 Feb;81(2):114-8.
8. Burgess JO, Summitt JB, Robbins, JW. The resistance to tensile, compression, and torcional forces provided by four post systems. *J. prosthet. Dent.* 1992;68(6):899-903.
9. Carrilho MRO et al. Mechanical stability of resin-dentin bond components. *Dent Mater.* 2005; 21(3):232-41.
10. Carvalho et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996; 21(1):17-24.
11. Carvalho et al. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent.* 2004; 32(1):55-65.
12. Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodriguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater.* 2007; 23:100-105.
13. Cheong, C. et al. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent.* 2003; 28(6):747-55.

14. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res.* 2005;84(3):223-7.
15. Chersoni S, Suppa P, Breschi L, Ferrari M, Tay FR, Pashley DH. Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. *Dent Mater.* 2004 Nov;20(9):796-803.
16. Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C. In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res.* 2004;83(6):459-64.
17. Christensen GJ. Post and cores state of the art. *J Amer dent Ass.* 1998;(129):96-7.
18. Cury AH, Goracci C, De Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod.* 2006;32(6):537-40.
19. Davidson, CL, de Gee, AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1987; 63(12):1396-99.
20. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):135-41.
21. Dickens SH, Cho BH. Interpretation of bond failure through conversion and residual solvent measurements and Weibull analyses of flexural and microtensile bond strengths of bonding agents. *Dent Mater.* 2005; 21(4):354-64.
22. Duret, B.; Reynaud, M.; Duret, F. New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost. *Chir Dent Fr.* 1990; 22(60):131-41.
23. Feilzer AJ, Gee AJ de, Davidson CL. Setting stresses in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987; 66(11):1636-39.
24. Feilzer AJ, Gee AJ de, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater.* 1993; 9(1):2-5.
25. Fernandes AS Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(6):556-62.

26. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005; 21(1):36-42.
27. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006; 22(3):211-22.
28. Ferrari M et al. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent.* 2000; 13 (5):255-60.
29. Ferrari M et al. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *J Dent Res.* 2004; 83(5):414-9.
30. Ferrari M et al. Efficacy of self-curing adhesive-resin cement on luting glass-fiber post into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(6):543-9.
31. Ferrari M et al. Influence of a microbrush on bonding fiber post into root canals under clinical conditions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002; 94(5):627-31.
32. Ferrari M et al. Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. *Am J Dent.* 2002; 15(4):227-31.
33. Ferrari M et al. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Amer J Dent.* 2000;13(special issue):9b-13b.
34. Ferrari M et al. Dentin infiltration by three adhesive systems in clinical and laboratory conditions. *Amer J Dent.* 1996; 9(6):240-4.
35. Ferrari M, Mannoci F. A-one-bottle adhesive system for bonding a fiber post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. *Int Endod J.* 2000; 33(4):397-400.
36. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Amer J Dent.* 2000; 13(Special issue):15B-18B.
37. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Amer J Dent.* 2000; 13(Special issue): 9B-14B.
38. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. *Dent Mater.* 2001; 17(5):422-29.

39. Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent.* 2007 Feb;9(1):7-10.
40. Foxton RM, Pereira PNR, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Long term durability of the dual-cure resin cement/ceramic bond with different curing strategies. *J Adhesive Dent.* 2002;4:49–59.
41. Gaston BA et al. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod.* 2001; 27(5):321-34.
42. Gee AJ. de. Light-curing units and their impact on resin polymerization – Proceeding of Conference on Scientific Criteria for Selecting Materials and Techniques in Clinical Dentistry; Academy of Dental Materials. 2001; Siena, Italy: 87-97.
43. Glazer B. Restauration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts: a prospective study. *J Can Dent Ass.* 2000;66(11):613-18.
44. Goracci C et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112(4):353-61.
45. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod.* 2005;31(8):608-12.
46. Goto Y, Nicholls JI, Phillips KM, Junge T. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(1):45-50.
47. Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DCN. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J prosthet Dent.* 1991; 66(2):187-92.
48. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater.* 2006; 22(5):477-85.
49. Hersek NE, Canay S. In vivo solubility of three types of luting cement. *Quintessence Int.* 1996; 27(3):211-6.
50. Heydecke G, Peters MC. The restauration of endodontically treated single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* 2002; 87(4):380-6.
51. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements



- regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(11):1022-8.
52. Isidor F., Ödman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996; 9(2):131-6.
53. Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J Oral Rehab.* 199; 25(8):575-88.
54. Lui JL. Depth of composite polymerization within simulated root canals using light-transmitting posts. *Oper Dent.* 1994; 19(5):165-8.
55. Mak YF et al. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater.* 2002;1(8):609-21.
56. Mallmann A, Zovico F, Soares M, Placido E, Ferrari M, Cardoso PE. Microtensile dentin bond strength of self-etching and single-bottle adhesive systems in different cavity configurations. *J Adhes Dent.* 2003; 5(2):121-7.
57. Mannocci F et al. Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. *Amer J Dent.* 2001; 14(4):200-4.
58. Mannocci F. et al. Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth. *Am J Dent.* 2003; 16(1):28-32.
59. Miller MB. Do we really need dual-cure cements? *Gen Dent.* 2004; 52(6):494-5.
60. Monticelli F. et al. Clinical behavior of translucent-fiber posts: A 2-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(6):593-96.
61. Morgano S.M. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(4):375-80.
62. Morris MD et al. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod.* 2001;27(12):753-7.
63. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissue. Berlin. Quintessence, 1998.
64. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Load capability of excessively lared teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns. *Oper Dent.* 2006; 31(6):699-704.

65. Ngoh EC, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF. Effects of eugenol on resin bond strengths to root canal dentin. *J Endod.* 2001; 27(6):411-4.
66. Örtengren U. et al. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(12):1106-15.
67. Pashley DH, Agee KA, Carvalho RM, Lee KW, Tay FR, Callison TE. Effects of water and water-free polar solvents on the tensile properties of demineralised dentin. *Dent Mater* 2003;19:347–52.
68. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1:299–309.
69. Perdigo J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW. In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I--microtensile bond strengths. *J Adhes Dent.* 2006;8(6):367-73.
70. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int.* 2005;36(9):737-46.
71. Pest L et al. Adhesive posts-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002; 18(8):596-602.
72. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B.
73. Robbins JW. Restoration of endodontically treated tooth. *Dent Clin North Amer,* 2002; 46(2):367-84.
74. Roberts HW et al. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater.* 2004; 20(7):617-22.
75. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998 Sep;80(3):280-301.
76. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 1993;18(2):48-55.
77. Sadek FT, Tay FR. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod.* 2006;32(6):537-40.

78. Sahafi A, Peutzfeldt A, Ravnholt G, Asmussen E, Gotfredsen K. Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. *Clin Oral Investig*. 2005;9(2):84-90.
79. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater*. 2001;17(6):542-56.
80. Sano, H 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.
81. Scotti R, Ferrari M. Pinos de Fibra: Considerações Teóricas e Aplicações Clínicas. São Paulo: Artes Médicas; 2002.
82. Seefeld F, Wenz HJ, Ludwig K, Kern M. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems. *Dent Mater*. 2006;3(2): 117-27.
83. Sigemori RM, Reis AF, Giannini M, Paulillo LA. Curing depth of a resin-modified glass ionomer and two resin-based luting agents. *Oper Dent*. 2005;30(2):185-9.
84. Silva E Souza Jr, MH da et al. Restaurações de preparos parciais intracoronários (“inlays”). In:\_\_\_\_\_. *Odontologia Estética – fundamentos e aplicações clínicas : restaurações indiretas sem metal; resinas compostas e cerâmica*. Editora Santos, 2001, Cap.9, p. 101-119.
85. Suh BI et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent*, v.5, n.4, p.267-82, Winter 2003.
86. Suzuki T, Finger WJ. Dental adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resin. *Dent Mater*. , v.4, n.6, p.379-83, Dec. 1988.
87. Tay FR et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent*. 2003a; 5(1):27-40.
88. Tay FR et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *J Adhes Dent*. 2003b; 5(2):91-105.

89. Tay FR et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent.* 2004; 32(8):611-21.
90. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent.* 2004; 32(8):611-21.
91. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod.* 2005; 31(8):584-9.
92. Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent.* 2004;17(5):315-22.
93. Torbjoner, A. et al. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur. J. Oral Sci.*, v.104, n.11, p.605-11, Nov. 1996.
94. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2004;17:369-76.
95. Torbjörner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(5):439-44.
96. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Clinical procedures for luting glass-fiber posts. *J Adhes Dent.* 2001; 3(4):353-9.
97. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts in to a root canal: A microscopic investigation. *J Endod.* 2002; 28(5):355-60.
98. Yiu CK, King NM, Carrilho MR, Sauro S, Rueggeberg FA, Prati C. Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins. *Biomaterials.* 2006;27(9):1695-703.
99. Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials.* 2004;25(26):5789-96.
100. Yoldas O, Alaçam T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. *J Endod.* 2005;31(2):104-6.

101. Yoshikawa T et al. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res.* 1999;78(4):898-905.
102. Yoshiyama M. et al. Regional bonds strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *J Dent.*1998; 26:609-16.