ANDRÉA URBANO TAVARES

ESTUDO DA INTERFACE ENTRE PINO PRÉ-FABRICADO E DENTINA
RADICULAR POR MICROSCOPIA ÓPTICA E ELETRÔNICA
DE VARREDURA COM BAIXO E ALTO VÁCUO

São Paulo

2007

Andréa Urbano Tavares

Estudo da interface entre pino pré-fabricado e dentina radicular por microscopia
óptica e eletrônica de varredura com baixo e alto vácuo

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da
Universidade de São Paulo, para obter o título de
Doutor, pelo Programa de pós-graduação em
Odontologia.

Área de concentração: Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Ruggiero Braga

São Paulo
2007

FOLHA DE APROVAÇÃO

Tavares AU. Estudo da interface entre pino pré-fabricado e dentina radicular por microscopia óptica e eletrônica de varredura com baixo e alto vácuo [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

São Paulo, ____/____/____

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho, a **minha mãe Nadir**, pelo seu amor inesgotável e por estar sempre apoiando e orientando de maneira sensata sua primogênita geniosa, mantendo o carinho e a esperança dentro do meu coração.

“Na sua presença toda hostilidade é
sobrepujada por uma paz profunda”.

Sat Chit Ananda

Ao meu pai João Carlos, pelas suas lições de vida, sua sabedoria, humor e criatividade genial, que sempre me surpreenderam e me enternecem todos os dias.

“ É na educação dos filhos que se revelam
as virtudes do pais”.

Coelho Neto

Ao meu marido Carlos pelo incentivo, compreensão e ajuda durante toda a trajetória de minha pós-graduação. Você é mesmo muito especial!

“ Para viver de verdade,
pensando e repensando a existência,
para que ela valha a pena,

é preciso ser amado; e amar; e amar-se".

Lya Luft.

As minhas irmãs, Jussara e Fernanda, cada qual a sua maneira especial, sempre apoiaram a irmãzona com muito amor.

" Cada ser tem sua beleza e sua nobreza.

Fazer comparações é ser incapaz de ver
além das aparências".

Roberto Shinyashiki.

Ao meu filho Carlos Henrique, que está sendo gerado com todo o amor durante a elaboração deste trabalho e tem dado muita força e coragem para sua mãe.

"A melhor forma de criar uma criança boa
é faze-la feliz".

Oscar Wilde

AGRADECIMENTOS

A Deus, que sempre ilumina minha vida e estimula minha vontade na busca de meus ideais, sempre.

À Nossa Senhora Aparecida, como devota, agradeço sua intercessão nos diversos momentos de minha vida, sendo sempre minha fonte de inesgotável alegria.

Ao Prof. Dr. Paulo Eduardo Capel Cardoso, que, há dez anos, vem me acompanhando durante minha formação acadêmica, na condição de aluna de graduação, de iniciação científica, monitora e finalmente como aluna da pós-graduação. Foram muitas oportunidades criadas que só contribuíram para meu amadurecimento profissional e pessoal.

À Profª Drª Rosa Helena Miranda Grande por todo o seu empenho e apoio durante toda a minha trajetória na pós-graduação e que na etapa final da elaboração da tese teve uma postura exemplar, digna de seu cargo acadêmico, além de ser uma pessoa maravilhosa, incentivadora e acolhedora.

Ao Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – FOU SP, que possibilitou meu crescimento intelectual.

As sempre amigas, Prof^a Dr^a.Sandra Kiss Moura e Prof^a Dr^a Eliane Plácido, que estão presentes na minha vida como fiéis companheiras há 12 anos e dão um tempero especial ao nosso convívio onde quer que estejamos.

À Prof^a Dr^a Fernanda Tranchesí Sadek, pela qual tenho profundo carinho e admiração. E que me ajudou muito, sem medir esforços, durante parte da fase experimental, assim como correção do texto da tese, dividindo comigo as angústias, vitórias e a gravidez de ambas.

Ao amigo Rogério Cardoso Bulhões que teve participação especial na parte estatística deste estudo e sempre esteve disposto a ajudar de maneira sincera.

Ao amigo Prof. Dr. André Mallmann por ter me ensinado grande parte da fase laboratorial deste estudo.

Aos **Prof. Isaac Jamil Sayeg**, do Instituto de Geociências, **Profa. Dra. Clarice** da Escola Politécnica- Engenharia dos Materiais, ao **Prof. Wanderley John** da Escola Politécnica- Engenharia Civil e a

Prof. Dra. Maria Cecília Salvatori do Instituto de Física pela colaboração e disponibilidade ao ajudar em distintas fases desta pesquisa de forma engrandecedora.

Ao Antonio Carlos Lascale, Silvio Peixoto Soares e Paulinho Eduardo Ferreira Santos pelo convívio e ajuda durante todos esses anos no Departamento de Materiais Dentários.

Aos professores do Departamento de Materiais Dentários Antonio Muench, Carlos Eduardo Francci, Fernando Neves, Igor Sttuart, José Fortunato Ferreira Santos, Josete Cruz Meira, Leonardo Elloy Rodrigues, Paulo Francisco César, Rafael Yagüe Ballester, Roberto Ruggiero Braga e Walter Gomes Miranda Jr. pelos ensinamentos e apoio dado durante o curso de pós-graduação.

À Rosinha Cristina Nogueira pela prestatividade e eficiência na realização de seu trabalho.

À Mirtes Regina Martins F. Saduto pela torcida, pelos lembretes, por toda a ajuda na parte burocrática.

Aos colegas da pós-graduação Bárbara Pick, Carmen Silvia Pfeifer, Carla Gonçalves, Carina S. Castellan, Edméa Ludovici, Fábio Zovico, Fernanda Calabro Calheiros, Flávia Gonçalves, Flávia Pires, Isis

Andréa Poiat, Janaína O.Lima, José Roberto Bauer, Kelle Cristina Garcia, Letícia, Letícia Jacques, Marcelo Mendes Pinto, Maurício, Maria Teresa, Cristina Yuri, Nívea Fróes, Ricardo Martucci, Silvia Kenshima, Tathy e Vinicius Rosa, pela amizade e momentos desfrutados juntos.

Aos amigos da pós-graduação do Programa PQI - UFMA Adriana Vasconcelos, Ana Maria , Cláudia, Ivone Lima, José Ferreira e Soraya de Fátima pelos dias de alegria compartilhados com vocês.

À empresa Ivoclar-Vivadent pela disponibilização dos materiais presentes neste estudo.

Aos tios e profissionais da área odontológica **Lúcia Helena** e **Jorge** pelo apoio profissional e pelo incentivo que me foram dados para a conclusão desta pesquisa.

Aos amigos e parentes que direta ou indiretamente me incentivaram e contribuíram para que este trabalho pudesse ser concluído.

Ao Serviço de Documentação Odontológica – SDO/FOUSP, pela revisão e formatação do texto.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, Capes, pela concessão da bolsa de doutorado.

Tavares AU. Estudo da interface entre pino pré-fabricado e dentina radicular por microscopia óptica e eletrônica de varredura com baixo e alto vácuo [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

RESUMO

Os objetivos deste estudo foram avaliar a adaptação das interfaces de união entre dentina radicular, cimento resinoso e pino pré-fabricado de fibra de vidro (presença ou não de fendas), variando: o método de avaliação (MEV, baixo vácuo, óptico), região da dentina radicular observando os terços apical(a), médio(m) e cervical(c) e o tratamento de superfície do pino (com ou sem silano). 20 dentes unirradiculares humanos foram tratados endodonticamente e após 72h houve a remoção da porção coronária e preparo dos condutos para receber o pino pré-fabricado FRC Postek Plus® (1.4 – 14mm), condicionados com ácido fosfórico (37%-15s), aplicado sistema adesivo Excite DSC® e fotoativado(600mW/cm²–40s). Metade dos pinos (n=10) recebeu uma camada de silano. As amostras foram separados em grupo 1 (G1- sem silano) e grupo 2 (G2- com silano). Os pinos foram cimentados com Variolink II®, fotoativado(40s-600mW/cm²), após 72h, as raízes foram seccionadas (12 fatias-1mm), embutidas (RAAQ), polidas (#220-4000), desidratadas, confeccionadas réplicas em resina epóxica e analisadas em microscópio óptico (MO), microscopia eletrônica de varredura (MEV) (réplicas e raízes), baixo vácuo (BV) e alto vácuo(AV). A fenda nas interfaces foi quantificada (µm) e os dados analisados (teste Aspin-Welch e t-Student), por porção (a,m,c), interface pino-cimento (pc) e cimento-dentina radicular (cd) (p<0,05). Para a análise em MO, os resultados de área aderida foram: G1 pc: a<m=c e cd: a>m=c; G2 pc: a=m<c e cd: a=m=c. Para a análise em MEV, utilizando réplicas, G1/G2 pc e cd: a=m<c. Com relação às fendas , G1 pc e cd: a=m=c , G2 pc: a=m=c e cd: a>m=c. Para BV, G1 pc e cd: a<m=c, G2 pc: a=m<c, cd: a=m=c. Para MEV AV, G1 pc: a<m<c, cd:a=m<c e G2.

pc: $a=m<c$, cd: $a=m=c$. Em todas as análises e em ambos os grupos, $pc>cd$. Concluindo-se que as informações obtidas com as diversas técnicas de microscopia se complementam, a interação pc promove maior área aderida que cd, existe diferença entre as porções da raiz e não existe diferença para o tratamento de superfície do pino.

Palavras-Chave: pinos de fibra de vidro, adesão, MEV.

Tavares AU. Interfaces analysis between fiber post and root dentin using optic microscopy and SEM with low and high vacuum [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the interface between resin cement and fiber post FRC Postek Plus® inside the root canal, using light transmission optical microscopy (MO) and Scanning electron microscope (SEM) with replica's technique quantitative evaluation and samples analysed with high(HV) and low (LV) vacuum, considering different root region: apical (a), middle(m) and coronal (c) and the post surface treatment with or without silanization. 20 extracted human single rooted were endodontically- treated. They were decoronated and their root canals prepared to receive fiber post FRC Postek Plus® (#1-14mm). All canal were phosphoric acid etched (37%-15s), washed, dried with paper points. Then, the Ecite DSC adhesive system was applied and light cured (600 mW/cm²-40s). The surface of 10 fiber posts were treated with silane (Monobond S). The samples were divided in two groups: G1(w/o silane) and G2(with silane). All posts were cemented with Variolink II light cured for 60s After 72h stored (distilled water – 37⁰C), roots were serially sliced perpendicular to the bond interface into twelve 1.0mm-thick slabs, which were divided in apical, middle and coronal root region. The samples were embedded in acrylic resin, polished (#220-4000), dehydrated and observed at optic microscope. After that, replicas with epoxy resin were obtained. Samples and replicas were gold sputter-coated to be observed at SEM. Gap formations were quantified (µm). Results were analyzed with Aspin-Welch and t-Student's test, considering the interface post-cement (pc), cement-dentin (cd) and the root region (c,m,a)(p<0.05). In MO, the adhesion area results were: G1 pc: a<m=c and cd: a>m=c; G2 pc: a=m<c e cd: a=m=c. In SEM with replicas: G1/G2 pc and cd:

$a=m<c$. Considering the gap size: G1 pc and cd: $a=m=c$, G2 pc: $a=m=c$ and cd: $a>m=c$.
 To LV G1 pc and cd: $a<m=c$, G2 pc: $a=m<c$, cd: $a=m=c$. To SEM HV, G1 pc: $a<m<c$,
 cd: $a=m<c$ and G2. pc: $a=m<c$, cd: $a=m=c$. To both groups and in total analysis $pc>cd$.
 So, results obtained with all the microscopy technique add information among them, the
 interaction pc has better adhesion area than cd, there is difference among the root region
 and no difference to the fiber post surface treatment.

Keywords: fiber post, adhesion, SEM

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

a	porção apical da raiz
Bis-GMA	bisfenol-glicidil-metacrilato
BV	baixo vácuo
c	porção cervical da raiz
cd	interação cimento/dentina radicular
cm	centímetro
cp	corpo-de-prova
D	dente
desvpad	desvio padrão
EDTA	Etileno diamino tetra-acético
G1	grupo 1 (amostras sem silano)
G1a	subdivisão grupo 1 (amostras sem silano)
G2	grupo 2 (amostras com silano)
G2a	subdivisão grupo 2 (amostras com silano)
GPDM	Dimetacrilato de ácido glicerofosfórico
h	horas
HEMA	2-hidroxi-etil-metacrilato
HMDS	Hexametildisilazano (hexamethyldisilazane)
m	porção média da raiz
MEV	microscopia eletrônica de varredura
MO	microscopia óptica

mm	milímetro
mm/min	milímetro por minuto
mm ²	milímetro quadrado
MPa	Mega Pascal
mW/cm ²	mili Watt por centímetro quadrado
n	tamanho da amostra
NaOCl	hipoclorito de sódio
p	significância da análise estatística
pc	interação pino de fibra/cimento resinosos
pH	potencial hidrogeniônico
TEGDMA	tri-etilglicol-glicidildimetacrilato
μm	micrometro

LISTA DE SÍMBOLOS

s	segundos
°C	graus Celsius
#	diâmetro do pino / granulação
%	porcentagem
α	alfa (índice de significância da análise estatística)
>	maior
<	menor

SUMÁRIO

	p.
1	
INTRODUÇÃO	18
2	
REVISÃO DA LITERATURA.....	22
2.1	
Pinos de fibra de vidro	22
2.2	
Adesão à estrutura dental.....	24
2.3	
Cimentação adesiva	27
2.4	
Estudos da interface	29
3	
PROPOSIÇÃO	31
4	
MATERIAL E MÉTODOS.....	32
4.1	
Microscopia óptica	38
4.2	
Réplica das amostras em MEV	40
4.3	
Análise em microscopia eletrônica de varredura com baixo vácuo	42
4.4	
Análise em microscopia eletrônica de varredura com alto vácuo	43
5	
RESULTADOS	46
6	
DISCUSSÃO	66
7	
CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS.....	78
ANEXOS	90

1 INTRODUÇÃO

A escolha do material para restaurações protéticas em dentes com tratamento endodôntico vem sofrendo mudanças, pois o emprego de material muito rígido (ligas de prata, ouro ou zirconia) tem sido substituído por material com módulo de elasticidade semelhante à dentina, como resina composta e pinos de fibra, no intuito de criar uma unidade mecanicamente homogênea. No caso dos pinos de fibra de vidro, estes são fáceis de trabalhar além de diminuir o risco de fratura da raiz, pois geralmente não causam forças na interface e sim ao redor do terço central do canal (PEST et al., 2002).

A utilização de pinos de fibra de vidro pré-fabricados no interior do canal radicular é possível devido à evolução da Odontologia adesiva, em virtude do condicionamento ácido das estruturas dentinárias (BUONOCUORE, 1955) e da formação de uma camada híbrida (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982).

A principal função dos pinos protéticos é aumentar a retenção do remanescente dentário para a instalação de uma futura restauração direta ou indireta (MALLMANN, 2003). Eles apresentam algumas características como: configuração paralela em dois terços de sua extensão e convergente na porção apical, fator que o aproxima do formato do canal radicular, diminuindo assim a quantidade de película de cimento (SHILLINBURG et al., 1998). Também possuem módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dentinária (MACCARI; CONCEIÇÃO; NUNES, 2003), não sofrerem oxidação, são mais estéticos que os pinos metálicos e podem transmitir luz, facilitando a polimerização do cimento resinoso dentro do conduto radicular, aspectos diferenciais em relação aos pinos metálicos pré-fabricados ou fundidos. Além disso, o risco de fraturas na raiz é pequeno e quando ocorre não compromete toda a extensão do dente,

pois se localiza próximo a região cervical (ISIDOR; ODMAN; BRONDUM, 1996; KING; SETCHELL 1990). Também empregam uma técnica de instalação simplificada diminuindo o tempo operatório, o que é vantajoso e preconizado na Odontologia atual .

Apesar destas vantagens, os pinos de fibra exigem a cimentação adesiva dentro do conduto radicular. Pelo fato de apresentarem grande lisura, é sugerida a realização de um tratamento de superfície para aumentar a interação micromecânica entre pino e cimento resinoso (KURTS et al., 2003; MALFERRARI; MONACO; SCOTTI, 2003; MARTINEZ, 1999; PEST et al., 2002). Isto pode ser conseguido com a aplicação de silano na superfície do pino, o qual é composto de uma solução com metacrilato capaz de interagir com os componentes do cimento, melhorando a união do conjunto.

Contudo, quando se trata de cimentação de pino intra radicular, existe outra interação, que é estabelecida entre cimento resinoso e dentina radicular. Esta interação é a mais crítica pois depende de fatores inerentes da própria estrutura dentária as quais podem interferir na adesão, como por exemplo, idade do dente, quantidade de calcificação, número de túbulos dentinários, região da dentina intra-radicular, resultante das forças mastigatórias e pressão intrapulpar (BOLHUIS; GEE, 2005; CARDOSO; PLACIDO; MOURA, 2002).

Como se trata de uma cimentação adesiva, esta exige uma criteriosa técnica de trabalho, pois lida com a umidade no interior da dentina radicular, a fotoativação do cimento dentro do conduto radicular e o alcance da luz do fotopolimerizador.

Para verificar a união de pino e cimento resinoso à dentina radicular, foram realizados ensaios laboratoriais de microinfiltração (MANNOCCI; FERRARI; WATSON, 2001), resistência adesiva (BOCAGEL, 1999; CHO et al., 2002; COHEN et al., 2000; HEYDECKE; BUTZ; STRUB, 2001; KREJCI et al.;2003; KURTS et al., 2003; LIBMAN; NICHOLLS, 1995; MACCARI; CONCEIÇÃO; NUNES, 2003;

MALLMANN, 2003; MARTINEZ, 1999; MONTES, 2002; SHIOZAWA, 1996), análise imunohistoquímica (BRESCHI et al., 2004) e análises com diferentes tipos de microscopia (FERRARI; MANNOCCI; VICHÍ, 2000; LUGLIÈ et al., 2003; PEST et al., 2002). Quanto às análises em microscopia, a mais conhecida é a eletrônica de varredura (MEV), que permite avaliar qualitativamente a interface entre pino e cimento resinoso (FERRARI; MANNOCCI; VICHÍ, 2000; LUGLIÈ et al., 2003; PEST et al., 2002).

Por meio da MEV é possível observar detalhes da interface e obter inúmeras informações a seu respeito (PERDIGÃO, 1995). Contudo, durante o preparo, as amostras são submetidas a tratamento prévio de fixação e desidratação, além do alto vácuo dentro do microscópio, podendo surgir artefatos de técnica, que no caso da dentina radicular, aparecem em forma de fendas ou trincas, mascarando o resultado final da interação entre pino e cimento resinoso. Por isso, a metodologia utilizada para avaliar a adaptação das interfaces de união dentina/cimento/pino deveria apresentar uma mínima introdução de artefatos de técnica no preparo dos corpos-de-prova. Considerando que o cimento apresenta uma composição resinosa, a qual sofre contração de polimerização, e do pino se encontrar em uma condição de confinamento muito grande no interior da raiz (FEILZER et al., 1987), caso as fendas aparecessem estas deveriam estar relacionadas apenas à técnica de cimentação e não a artefatos de técnica do preparo das amostras.

Sendo assim, uma outra forma de analisar esta interface é através de microscopia óptica que possibilita o aumento em até 500x e as amostras se encontram próximas às condições normais. Isto elimina o risco de má-interpretação nos resultados devido à inexistência de artefatos, pois as amostras não são submetidas ao vácuo (MANNOCCI et al., 2001).

E uma outra possibilidade para a observação desta interface entre pino/cimento resinoso/dentina radicular seria a utilização da microscopia eletrônica de varredura com baixo vácuo, ainda não utilizada para este tipo de estudo envolvendo pinos de fibra de vidro. A característica desta técnica envolve a utilização de amostras úmidas, as quais são submetidas a um vácuo pequeno (2psi) e possibilita a observação de detalhes devido a grandes aumentos.

Isto evidencia a necessidade de se analisar, e principalmente comparar, diferentes técnicas microscópicas que possibilitam a visualização das distintas interfaces envolvidas quando da fixação de pinos de fibras de vidro, com ou sem tratamento de superfície, no interior da dentina radicular, considerando suas diferentes porções.

Sendo assim, houve a necessidade de uma consulta de literatura para maiores esclarecimentos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para facilitar a abordagem do assunto este capítulo foi subdividido em tópicos.

2.1 Pinos de fibra de vidro

Em 1983 existe o primeiro registro na literatura a respeito da utilização de fibras de carbono imersas em uma matriz orgânica, para auxiliar a reconstrução de dentes com tratamento endodôntico (LOVELL, 1983). Com o desenvolvimento da técnica, cinco anos depois (DURET; REYNAUD; DURET, 1990), foram introduzidos os pinos de fibra de carbono propriamente ditos e esses vem norteados as pesquisas nos últimos anos (FERRARI; SCOTTI, 2002).

Os pinos de fibra de vidro são, portanto uma derivação dos pinos de fibra de carbono e datam de 1999 (MARTELLI, 1999). Suas características são: configuração paralela em dois terços de sua extensão e convergente na porção apical (SHILLINBURG et al., 1998), o que facilita a adaptação no interior do canal radicular mesmo em condutos mais estreitos, (GOMES, 2003), promovendo um tamanho de película de cimentação mais fina e uniforme, melhorando a distribuição de tensões no interior da raiz (BOTTINO et al., 2001; ROULET; DE GIGANGI, 2000), módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dentinária que está entre 15 e 25 GPa (MACCARI; CONCEIÇÃO; NUNES, 2003), não sofrerem oxidação, são mais estéticos que os pinos metálicos e podem transmitir luz, facilitando a polimerização do

cimento resinoso dentro do conduto radicular, aspectos diferenciais em relação aos pinos metálicos pré-fabricados ou fundidos.

Estes pinos de fibra tem propriedades mecânicas próximas às da dentina, originando um conjunto mecanicamente mais homogêneo depois de cimentado no canal radicular (PEST et al., 2002), o que reduz as chances de fratura no substrato dental, comuns quando da utilização de pinos metálicos (ALBUQUERQUE et al., 2003; ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999).

Contudo, a forma cônica e a superfície lisa deste tipo de pino não favorecem sua retenção no canal radicular, pois apenas a utilização de cimento resinoso pode não ser suficiente para garantir a adesão. Para alguns autores (COHEN et al., 1999), o tratamento prévio da superfície com silano poderia aumentar a resistência de união do pino durante a cimentação. O próprio fabricante recomenda no caso do pino FRC Postek Plus, que a superfície seja tratada com ácido fosfórico, seguido da aplicação de silano para aumentar a adesão (VÖKEL, 2004). Outra característica destes pinos é a utilização de um kit de brocas específico para o conduto radicular, o que favorece um preparo uniforme assim como uma linha de cimentação mínima (FERRARI; VICHI; GARCIA-GODOY, 2000).

O pino FRC Postek Plus apresenta em sua composição dimetacrilatos (21%), fluoretos (Iterbium) (9%), fibras de vidro (70%), catalisadores e estabilizadores (<0,5%). Quanto às propriedades físicas, possui resistência flexural de 1050 ($\pm$ 50) MPa, módulo de elasticidade de 48 ($\pm$ 2) GPa, sorção de água de 17($\pm$ 1) μ g/mm³, solubilidade em água de 2,5 ($\pm$ 0,25) μ g/mm³ e radiopacidade para os pinos #1 de 330 ($\pm$ 10)%Al. As fibras de vidro ficam embebidas em uma matriz polimérica contendo dimetacrilatos e fluoretos (Figura 2.1).

Figura 2.1- Imagem MEV Pino FRC Postek Plus® A-corte longitudinal com fibras embebidas em matriz polimérica. B-Corte transversal do pino evidenciando a distribuição das fibras na matriz

A utilização dos pinos de fibra de vidro só foi possível devido aos avanços na Odontologia adesiva, pois tais pinos preconizam o uso de cimento resinoso, o qual envolve a adesão a estrutura dentária, abordada no próximo tópico.

2.2 Adesão à estrutura dental

Quando duas substâncias são colocadas em íntimo contato, aparecem forças de atração entre elas (ANUSAVICE, 1996; BLUNK, 2000). A adesão pode ser definida como a união entre duas estruturas diferentes, quando elas são colocadas em íntimo contato (BLUNK, 2000). Para se obter a união entre dois sólidos, é aplicada uma camada de adesivo entre ambos, no intuito de preencher as irregularidades das superfícies, permitindo o íntimo contato destas estruturas através deste terceiro componente (MOURA, 2003).

As primeiras pesquisa com adesivos dentinários datam de 1949, quando Oscar Hagger desenvolveu o dimetacrilato de ácido glicerofosfórico (GPDM), o qual foi

comercializado com o nome de Sevrton Cavity Seal, juntamente com a resina composta de ativação química Sevrtron. Tal sistema mostrou a capacidade de promover união entre resina acrílica e dente. Em 1952, Kramer e McLean analisaram a interface de união entre dentina e tal sistema adesivo em microscopia óptica, onde foi observada a difusão do monômero na dentina, através do corante de hematoxilina-eosina (NAKABAYASHI; PASHLEY, 1998). Em meados dos anos 50, um outro estudo mostrou que a utilização de ácido fosfórico a 85% para o condicionamento do esmalte aumentava a energia livre de superfície, tornando-o mais eficiente para a adesão (BUONOCUORE, 1955).

A união às estruturas dentárias pode ser obtida através do condicionamento com ácido, o qual remove a smear layer e desmineraliza a dentina em uma profundidade de vários micrômetros (INOUE et al., 2001). O adesivo penetra nas irregularidades da estrutura dentária, promovida pelo condicionamento, resultando em um íntimo contato entre ambos (PERDIGÃO; RITTER, 2001) e formando uma camada híbrida que envolve adesivo, dentina intertubular e a trama colágena exposta pela desmineralização (TAY et al., 2000), garantindo uma ótima retenção micromecânica.

Ainda hoje existe a preocupação em se desenvolver um sistema adesivo capaz de estabelecer um embricamento micromecânico eficaz com a dentina, além de ser biocompatível, pouco sensível à técnica de aplicação e ser compatível com os materiais restauradores (MALLMANN, 2003).

Os adesivos odontológicos podem ser classificados pelo número de passos operatórios em três, dois ou um, dependendo de como é estabelecida a sequência de condicionamento, aplicação do primer e adesivo sobre a superfície dentinária (INOUE et al., 1999). Além disso, sua ativação pode ser por luz, química ou a associação de ambas. A ativação por luz precede a formação de radicais livres devido à ativação de

um fotoiniciador, geralmente uma α -diketona assim com 2,3 bornanediona (canforoquinona), a qual excita o estado triplo da reação. Em seguida, ocorre uma redução do fotoiniciador ativado através de um acelerador à base de amina, menos nucleofílico, que forma um complexo intermediário, liberando os radicais livres para a dissociação (MONROE; WEINER; HAMMOND, 1968). Se houvesse apenas a ativação química, a velocidade da reação polimérica seria muito baixa e poderia acontecer uma incompatibilidade entre os monômeros acídicos da resina com os compósitos químicos. Isto é evitado com a presença de compósitos fotoativados os quais polimerizam rapidamente (SANARES et al., 2001) .

Dentre os adesivos usados para a cimentação de pinos de fibra de vidro destacam-se os duais com frasco único, este se caracteriza por apresentar primer e adesivo juntos e promovem a infiltração simultânea de ambos, com a penetração do monômero na dentina (LI; BURROW; TYAS, 2002). Preconizam, inicialmente, o condicionamento das estruturas dentais com ácido fosfórico, seguido de lavagem e secagem do conduto, sendo esta etapa bem crítica, pois a secagem em excesso pode colapsar as fibras colágenas, ou no caso de excesso de molhamento na dentina, pode haver a diluição do adesivo (GIANNINI; REIS; ARRAIS, 2002; LOPES et al., 2002; PASHLEY et al., 1999). Tais adesivos são apresentados em embalagens individuais, onde o catalisador se encontra separado do adesivo. Através de um aplicador “microbrush”, acontece sua ativação (TAY et al., 2004).

O sistema adesivo, no que concerne à estrutura radicular, atua em conjunto com o cimento resinoso, ambos buscam fixar os pinos pré-fabricados em seu interior, uma vez que o intuito do primeiro é garantir um embricamento micromecânico entre cimento resinoso e dentina radicular. A dentina é um tecido com características regionais diferenciadas, com topografia que varia dependendo da área envolvida, da idade do

dente, da quantidade de túbulos dentinários e da pressão intrapulpar (BOLHUIS; GEE, 2005; CARDOSO; PLACIDO; MOURA, 2002; TORRES; DE ARAÚJO; TORRES, 2004)

Alguns autores (FERRARI et al., 2000) observaram que a diferença entre número de túbulos nos dois primeiros terços radiculares foi estatisticamente significativa. No terço cervical foram observados em média 36.350 túbulos/mm², no médio 28.130 túbulos/mm² e no apical 22.630 túbulos/mm². Uma vez que todas as regiões foram submetidas ao condicionamento com ácido fosfórico, houve um aumento na área superficial para 202% (cervical), 156% (médio) e 113% (apical). O diâmetro dos túbulos também foi alterado de 2,5 para 3,5 µm (regiões cervical e média) e de 2 µm para 3 µm (região apical). Conseqüentemente, a espessura de camada híbrida formada foi de 4,5µm, na região cervical, 2,5 µm na região média e de 1,2 µm na região apical.

Com isso, verifica-se que a escolha do sistema adesivo aplicado antes da cimentação adesiva requer uma atenção especial no que concerne à técnica de aplicação, assim como sua composição (MALLMANN, 2003).

2.3 Cimentação adesiva

Os cimentos resinosos surgiram em meados dos anos 50, porém tiveram maior desenvolvimento 20 anos mais tarde. Este material apresenta como característica o embricamento micromecânico com o adesivo dentinário, além de ser menos solúvel aos fluidos da cavidade bucal em relação ao cimento de fosfato de zinco (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998). Sua composição se assemelha a das resinas compostas, onde

há uma matriz orgânica unida quimicamente às partículas de carga inorgânica através do silano (ANUSAVICE, 1996).

Este tipo de cimentação é indicado quando se utilizam pinos intra radiculares pré-fabricados. Para isso, deve-se estar atendo para a remoção completa da “smear layer” ou lama dentinária, que vem a ser um esfregaço dentinário constituído de restos de matéria orgânica e inorgânica produzidos por instrumentos cortantes ou abrasivos, óleo, saliva e microrganismos, podendo apresentar uma espessura de 1 a 5 μm (GWINNETT, 1984). No entanto, sua profundidade pode chegar até 40 μm no interior dos túbulos dentinários (CZONSTKOWSKY; WILSON; HOLSTEIN, 1990), formando os chamados “smear plugs” (GWINNETT, 1984; PASHLEY, 1984), que funcionam como barreira à polpa contra estímulos nocivos. Porém, dificultam a penetração dos sistemas adesivos e a hibridização com o cimento resinoso na dentina, o que pode resultar em baixa resistência de união (PASHLEY; CARVALHO, 1997).

Quando se trata de condutos radiculares, uma maneira bastante eficaz de remover a “smear layer” é através da utilização de soluções químicas, como: hipoclorito de sódio (NaOCl) em diferentes concentrações, condicionamento com ácido fosfórico, além da aplicação do tradicional EDTA (etileno diamino tetra-acético). Alguns autores (GOLDMAN; DEVITRE; PIER, 1984; GOLDMAN; DEVITRE; TENCA, 1984) constataram que a limpeza dos condutos radiculares aumenta a permeabilidade da dentina e promovem maior adesividade no momento da fixação dos pinos intra-radiculares com os sistemas adesivos e cimento resinoso.

Como o cimento resinoso e sistema adesivo funcionam como uma unidade ao redor do pino de fibra o ideal seria que todos tivessem módulo de elasticidade semelhantes: cimento resinoso de 6,8-10,8 GPa, adesivo 5,7-25 GPa e pinos de fibra 16-

40 GPa (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999; BRAEM et al., 1986; FEEDMAN, 1996).

Para favorecer a polimerização como se fosse um único bloco, foi sugerido o emprego de cimentos resinosos do tipo dual para a cimentação de pino no interior do canal radicular. Eles apresentam um tempo de trabalho longo e em virtude da presença de iniciadores químicos, podem se polimerizar na ausência de luz (FOXTON et al., 2003; FOXTON et al., 2005).

Um detalhe importante neste tipo de interação é a natureza resinosa do cimento, ou seja, independente do pino ter sua superfície previamente tratada, há o problema relacionado com a resistência de união deste com o cimento resinoso, pois, devido a contração de polimerização, podem ocorrer falhas nesta interface que prejudiquem a integridade e possibilitem a não adaptação do pino do interior do canal radicular (LEWGOY, 2003).

2.4 Estudos das interfaces

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) é uma importante ferramenta para os estudos odontológicos (PERDIGÃO, 1995). Em meados de 1950 e 1960 sua utilização era indicada para analisar a ultra estrutura de esmalte e dentina (ARWILL; BLOOM, 1954; FRANK, 1959; JOHANSEN; PARKS, 1962; SCOTT, 1955; TAKUMA, 1960). Após a introdução da técnica de condicionamento ácido (BUONOCUORE, 1955), a MEV vem sendo extensivamente utilizada para estudar o mecanismo de adesão em esmalte (BUONOCUORE; MATSUI; GWINNETT, 1968;

GWINNETT; MATSUI, 1967) e em dentina (ERICKSON, 1989; INAGAKI et al., 1989; NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982; VAN MEERBEEK et al., 1992). Microporosidades superficiais criadas pela dissolução da hidroxiapatita através de condicionamento, assim como a rede de fibras colágenas não são facilmente visualizadas sem a realização da fixação e ponto-crítico, os quais requerem um tempo de trabalho mais longo (PERDIGÃO, 1995).

Tal técnica se disseminou inclusive para estudos na porção radicular do dente. Em 1999, pesquisadores (MANNOCCI et al., 1999a) utilizaram a MEV para estudar a interface entre resina e guta-percha no interior das raízes. Outros autores (FERRARI; VICHI; GRANDINI, 2001) avaliaram através de MEV, o mecanismo de união com diferentes procedimentos adesivos na cimentação de pinos. A utilização do MEV é realizada com frequência apenas com algumas amostras no intuito de ilustrar um estudo, onde um teste mecânico o norteia (ELLAKWA et al., 2002).

Existem outros métodos para se analisar a interface, por exemplo a microscopia óptica, a qual trabalha com as amostras muito próximas às condições ambientes, mas o aumento promovido é menor que o adquirido em MEV (MANNOCCI et al., 2001). E a MEV de baixo vácuo, que tem a facilidade de trabalhar com amostras úmidas, submetidas a um vácuo de 2psi. Porém, para alguns autores, tal técnica não fornece informações morfológicas tão detalhadas quanto as do MEV com alto vácuo (GWINNETT, 1994).

Ficou evidenciado que estudos morfológicos são importantes para complementar pesquisas de outra natureza, como as de ensaios mecânicos, por ilustrarem a qualidade das interfaces adesivas. Alguns autores observaram que os resultados de resistência de união por microtração, por si só, não seriam suficientes para atestar o bom desempenho

dos sistemas adesivos, uma vez que valores altos, quando observados em MEV, correspondiam a regiões com presença de fendas (SU, 1995).

Portanto, estabelecer uma maneira de quantificar a interface de união entre pino de fibra de vidro, cimento resinoso e dentina radicular, através de diferentes análises microscópicas, seria uma forma interessante de se obter valores numéricos, dentro de uma análise qualitativa.

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram avaliar a adaptação das interfaces de união entre dentina radicular, cimento resinoso e pino pré-fabricado de fibra de vidro (presença ou não de fendas), variando: o método de avaliação em microscopia (óptico, MEV com baixo ou alto vácuo, com amostras originais e réplicas), região da dentina radicular observando os terços apical (a), médio (m) e cervical (c) e o tratamento de superfície do pino (com ou sem silano).

As hipóteses do estudo foram:

h_0 = a área aderida entre pino e cimento resinoso era a mesma que entre cimento resinoso e dentina radicular.

h_i = não existiria diferença na área aderida entre as porções apical, média e cervical da raiz.

h_{ii} = não existiria diferença na área aderida para os pinos tratados com silano ou não.

h_{iii} = não existiria diferença nos resultados obtidos entre as diferentes análises microscópicas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, com o protocolo nº 74/04 (Anexo A).

Cada condição experimental possuía 10 raízes, os cp divididos em 2 grupos: G1 (pino sem tratamento de superfície) e G2 (pinos tratados com silano) totalizaram 240 fatias. Assim, o estudo apresentou como variáveis: o tratamento do pino (com ou sem silano) e a porção da raiz (c, m, a), primeiramente fotografados após o corte, analisados sem polimento em microscopia eletrônica de baixo vácuo, com polimento em microscopia óptica e MEV com baixo e alto vácuo e confecção de réplicas verificadas em MEV alto vácuo. Uma das faces de cada cp foi identificada com esmalte cosmético de cor distinta para cada porção (c, m, a), com um ponto confeccionado com pincel nº 0, garantindo que sempre a mesma face fosse analisada e comparada em todo o estudo com diferentes microscópios (Figura 4.1).

Figura 4.1- Fatias de uma raiz seccionada com uma das faces identificadas (C – cervical, M – média, A – apical)

Foram utilizados 20 dentes unirradiculares humanos imersos em cloramina 0,5%, armazenados a 4°C por sete dias e após remoção dos debris com curetas,

permaneceram em água deionizada a 4°C até o início dos experimentos (DE WALD, 1997).

Cada conduto radicular foi instrumentado endodonticamente com limas tipo Hedstroen® (Dentsply), de tamanho 10 para a realização do comprimento real de trabalho, verificado com auxílio do localizador apical (Apex®), alargado com as limas subsequentes, irrigadas com solução de hipoclorito de sódio 1%, finalizando o preparo de todos os condutos na lima #40. Os condutos foram limpos com detergente aniônico (Tergensol, Inodon®) (10ml), lavados com EDTA e secos com cones de papel absorvente. O cimento Sealer 26®, à base de hidróxido de cálcio, foi selecionado, conforme especificação n.57 da ADA (Anexo B), para não haver comprometimento da polimerização do sistema adesivo e do cimento resinoso, os quais foram utilizados para a cimentação do pino (SHIOZAWA et al., 2005).

O cimento endodôntico foi manipulado sobre uma placa de vidro, com espátula metálica nº24, aglutinando o pó ao líquido, na proporção de 1:1, em volume, conforme recomendação do fabricante, obtendo-se uma pasta semi-fluida capaz de escoar facilmente pelas paredes do canal radicular e inserido no conduto com o auxílio de uma broca propulsora de lentulo nº35 em baixa rotação. Cada conduto foi então preenchido com cones de gutta-percha (principal e acessórios), utilizando a técnica da condensação lateral, o excesso de cimento extravasado foi removido com bolinhas de algodão e a gutta-percha residual com calcadores metálicos aquecidos. O conduto foi fechado com cimento de ionômero de vidro convencional (Meron®) e uma camada de adesivo (Excite DSC®) fotoativado (600mW/cm²-20s). As raízes obturadas foram armazenadas em estufa (100% de umidade - 37°C) durante 72 horas para aguardar a presa final do cimento obturador.

Em seguida, cada conduto foi preparado utilizando o kit de brocas específico para receber o pino FRC Postek Plus® (Ivoclar-Vivadent), de menor diâmetro (#1). Foram condicionados com ácido fosfórico (37%), durante 15s, lavados pelo mesmo tempo e secos com papel absorvente. Os condutos receberam uma camada de adesivo Excite DSC®, aplicado com pincel microbrush® e fotoativado durante 1 min, com luz halógena (600mW/cm²), pela porção cervical da raiz (Quadro 4.1).

Material	Característica	Nº lote
FRC Postek Plus (#1) Diâmetro de 1,47 à 0,82	Pino de fibra de vidro (opaco)	F50938
Monobond S (pH=4,0)	Silano (1% 3-metacrilatoxiopropil-trimetilsiloxano e 99% de solução de água e etanol contendo ácido acético)	F 54447
Excite DSC	Adesivo (dual) HEMA, TEGDMA, ácido fosfórico, dióxido de silicone, iniciadores, estabilizadores e álcool	F55602
Variolink II	Cimento resinoso Dimetacrilato, dióxido de silicone, iniciadores auto-ativados, iniciadores fotoativados	D 51333

Quadro 4.1- Pino de fibra de vidro, adesivo e cimento resinoso do fabricante Ivoclar-Vivadent ® utilizado neste estudo

Os dentes foram divididos aleatoriamente em 2 grupos: G1 (pino sem tratamento) e G2 (pino tratado com silano).

Cada pino foi condicionado com ácido fosfórico 37%® (Dental Ville nº lote 98), durante 1min, para remoção de possíveis impurezas provenientes do próprio manuseio, conforme recomendação do fabricante (VÖKEL, 2004), lavados pelo mesmo tempo e secos com pontas de papel absorvente. Metade dos pinos (n=10) recebeu uma camada de silano Monobond S®, que agiu sobre a superfície do pino durante 60s, utilizando um pincel microbrush®, seguida de leve aplicação de jato de ar durante 5s, a outra metade não recebeu nenhum tipo de tratamento.

A cimentação do pino à estrutura radicular foi feita com cimento resinoso dual Variolink II® (Ivoclar-Vivadent nº lote D51333) manipulado em placa de vidro com espátula nº 24, onde foram obtidas partes iguais da pasta base e catalisadora, após homogeneização, a mistura foi aplicada no conduto com broca lentulo® (Injecta-25mm- nº lote 101405) em baixa rotação.

Para evitar exposição adicional de luz pelas paredes laterais externas do dente, cada raiz foi envolta com silicone de condensação (Speedex- Coltene/Whaledent®) até a superfície cervical, utilizando tubos de PVC de 20 mm de altura e 20 mm de diâmetro como moldeira individual (MALLMANN, 2003). Os pinos foram inseridos aleatoriamente em cada raiz, com profundidade aproximada de 14mm, e o cimento fotoativado durante 1 min (600mW/cm²) pela porção cervical.

Em seguida, os cp foram armazenadas em solução fisiológica 0,9% e mantidos em estufa (37°C–100 % umidade) durante 72 horas, para aguardar a presa final do cimento resinoso. Após este tempo, cada raiz foi seccionada transversalmente com disco diamantado (Blade XL: 2235) acoplado à máquina de corte Labcut 1010® (Exttec), sob constante refrigeração, em fatias de aproximadamente 1 mm de espessura. Obtiveram-se pelo menos 12 corpos-de-prova (cp), os quais foram divididos por porção: cervical (c), média (m) e apical (a) (Quadro 4.2)

Pino de fibra de vidro	Cimento Resinoso	Superfície do pino	Regiões
FRC Postek Plus	Variolink II (dual)	Com silano	cervical
			média
			apical
		Sem silano	cervical
			média
			apical

Quadro 4.2 - Divisão dos grupos experimentais deste estudo

Primeiramente, foi feito um registro fotográfico (AxiiVision ®) de cada fatia, utilizando uma lupa (Carl ®) (20 x aumento) acoplada a tela de um computador, registrando seu estado individual logo após a secção com o disco diamantado, onde foi verificada a presença do pino de fibra de vidro, envolto pela linha de cimentação, assim como a identificação das fatias com esmalte cosmético em um dos extremos (Figura 4.2 e 4.2a).

Figura 4.2- Imagens de G1D5 (lupa 20x)-Em A- fatia apical 1, B-fatia média 1, C – fatia cervical 1

Figura 4.2a –Amostra G1D1 (lupa 20x). Em A-apical 1, B-apical 2-, C-apical 3

Para as demais análises, foi realizado polimento dos cp para obter uma superfície lisa e homogeneizar as diferentes alturas entre a superfície do pino, a linha de cimentação e a dentina causadas pelo seccionamento com disco diamantado. Para o

polimento foi realizado o embutimento de todas as fatias em um tubo de PVC de 1,5 polegada com resina acrílica quimicamente ativada (RAAQ) (Figura 4.3).

Figura 4.3- A- tubos de PVC utilizados para embutimento das amostras. B- resina acrílica sendo lentamente vertida. C- cp embutidos

Os cp foram polidos em politriz semi-automática (Ecomet ®- Buhler), modelo Automet 2000 (Twin Variable Speed Grinder), durante 10 minutos em cada uma das lixas d'água :# 180, 220, 320, 400, 600, 1200, 2000, 4000 e disco de feltro havendo banho de ultrassom (Thorton T7®) com água destilada durante 10 min. entre cada troca de abrasivo (Figura 4.4). A força aplicada durante o polimento foi de 10 lbs (libras) em sentido horário. A vantagem de utilizar este equipamento de polimento é que ele possui um dispositivo que nivela por igual a altura dos cp antes do polimento (Figura 4.4C), otimiza o tempo de trabalho, que é padronizado, a pressão é controlada e a refrigeração constante.

Figura 4.4.- A -Máquina automática de polimento , B- ultrassom, C- Dispositivo utilizado para nivelar e fixar os cp que foram polidos

Para mensurar o tamanho do perímetro da fenda entre pino e cimento resinoso e entre cimento resinoso e dentina radicular, foi utilizado um instrumento denominado transferidor digital (Figura 4.5), graduado, onde cada intervalo entre as linhas maiores (vermelhas) corresponde a 15° e cada intervalo entre linhas menores (pretas) corresponde a 1°. Ele foi posicionado sobre cada imagem das fatias, obtida nas diferentes microscopias, medindo em graus e em seguida convertendo para porcentagem a quantidade de superfície aderida e não aderida entre pino/cimento resinoso ou cimento resinoso/dentina.

Figura 4.5 - Em A- Imagem do Transferidor digital. Em B- posicionamento do transferidor sobre uma imagem de MEV, para exemplificar

4.1 Microscopia óptica

A primeira análise, após o polimento das amostras, foi realizada em microscópio óptico, na Escola Politécnica de Engenharia Civil da USP-SP, modelo Axiocam HRC (Zeiss), com a luz transmitida sobre as amostras embutidas (Figura 4.6).

Figura 4.6– Microscópio óptico acoplado a um microcomputador utilizado para a leitura dos cp embutidos

Nesta fase, os aumentos foram padronizados (50, 100, 200 e 500x) e a interface de cada porção da raiz de todos os dentes foi fotografada (Figura 4.7) e medida com transferidor digital (Figura 4.5).

Figura 4.7 - Exemplo de imagens em mo- A-G1D4 (dente4) c1 (porção cervical 1) (50x), B-G1D4c1 (100x), C-G1D4c1 (200x) e D- G1D4c2 (500x)

4.2 Réplicas das amostras em MEV

Antes do preparo das amostras, nesta etapa da pesquisa, foram feitas duas marcas com ponta diamantada nº. 3100, em alta rotação, e cada tubo de PVC com as amostras embutidas e polidas, na porção superior e em um dos lados norteando a identificação de cada porção da raiz.

Após isto, em todos os cp foi feita uma moldagem com silicone de adição (Elite HD+® -pasta pesada e leve) (MONTES, 2002) em uma matriz plástica com 5 cm de diâmetro (Figura 4.8).

Figura 4.8 - Moldagem com silicona de adição para posterior obtenção da réplica em resina epóxica

Foi manipulada resina epóxica RD 6921(Redelease®) na proporção de 2:1 em volume de base (lote nº HN4J278828) e endurecedor ED 021 (lote nº AO060), medidos em balança semi-analítica (Sartorius®). Depois de misturada a resina foi vertida sobre a moldagem, aguardando 12h para total polimerização, em estufa (37°C).

As réplicas das amostras foram metalizadas com ouro (Balzers SCD 50 Sputter Coater, Bal-Tec, Germany, 120s e 50 mA). As micrografias eletrônicas foram feitas no laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura e Microanálise do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo- USP, com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura (PHILIPS XL 30, England, 20 Kv, com uma distância de trabalho de aproximadamente 10mm) (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Exemplo de réplica G2a(grupo 2a)D6a (dente 6a) – porção a1 (apical 1) – A aumento de 40x. B- detalhe do pino cimentado (100 x) – 1-dentina, 2- linha de cimentação, 3-pino FRC Postek C- Réplica 1- porção ml-bv (20x) para exemplificação

Com essas amostras foi medido com o transferidor digital a quantidade de área aderida entre as interfaces pino/cimento resinoso e cimento resinoso/dentina. Além do tamanho da fenda em μm, com as imagens abertas, direto da tela do computador. A mensuração era feita em cm, depois convertida proporcionalmente ao tamanho da barra de referência para cada imagem.

Para as réplicas que foram levadas para análise MEV BV, não foi possível distinguir a interface, devido à natureza resinosa da amostra, sendo assim este tipo de microscopia foi descartada para esta condição experimental.

4.3 Análise em microscopia eletrônica de varredura com baixo vácuo

Para esta análise, 8 dentes embutidos e polidos (n=14) foram escolhidos aleatoriamente, sendo que as amostras possuíam exemplares do grupo com silano e sem silano.

Tais amostras úmidas foram levadas para a análise no microscópio JEOL Scanning electron microscope, modelo JSM 6460 LV, em baixo vácuo, utilizando uma pressão no interior da câmara de vácuo de 2 psi, do Instituto de Física da USP, ilustradas com as Figuras 4.10 e 4.10a.

Figura 4.10 - G2D7- A –porção al 1, B-porção m3 (verificar formação de fenda na amostra lado esquerdo), C-porção c3 (formação de pequena fenda na porção superior da raiz- lado direito)

Figura 4.10a - G1aD5a- A –porção a 2 (verificar formação de fenda na amostra- lado direito), B-porção m3, C-porção c2 (formação de fenda na porção inferior da imagem)

4.4 Análise em microscopia eletrônica de varredura com alto vácuo

A última análise envolveu o preparo dos cp para microscopia eletrônica de varredura (MEV), que seguiu a seqüência de polimento descrito anteriormente e preparo conforme sugerido em um estudo (MONTES, 2002), onde cada amostra foi imersa em solução de ácido fosfórico 50%, durante 5 s, para desmineralização, lavagem em ultrassom, durante 10 minutos, imersão em solução de hipoclorito de sódio 1%, durante 10 minutos e lavagem em ultrassom (10 min).

Os cp sempre eram removidos do banho de ultrassom, com o aparelho ainda ligado, para evitar a sedimentação de detritos sobre as amostras.

O excesso de água foi retirado com papel absorvente. Em seguida, os cp foram colocados em um desumidificador, contendo sílica em esferas, a 50⁰C e permaneceram no recipiente hermeticamente fechado, por 12h. Os cp foram recobertos com ouro (Balzers SCD 50 Sputter Coater, Bal-Tec, Germany, 120s e 50 mA). As micrografias eletrônicas foram feitas no laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura e Microanálise, conforme descrito no item 4.2 . Abaixo segue um exemplo das características dos cp nesta análise (Figura 4.11).

Figura 4.11.- G2aD6a. A –porção a1, B-porção m1, C-porção c4. Observar a presença de fendas em todas as amostras

Os dados obtidos com o transferidor digital, considerando a porcentagem do perímetro de área aderida ou não, de todas as análises microscópicas, foram tratados estatisticamente, pelo teste de Aspin-Welch, que consiste na análise de duas populações com médias e desvio padrão desconhecidos, sendo em seguida complementada pelo teste t-Student.(COSTA NETO, 1977). Tal análise considera a significância $\alpha=5\%$ e trata da média e desvio padrão (desvpad) das amostras. O n vem a ser o número de amostras consideradas, $n^{-1/2}$ é o valor do número de amostras subtraído de 1 e dividido por 2, que corresponde aos graus de liberdade da amostra, com esse valor, consulta-se uma tabela específica para o teste t-Student e encontra-se o valor de $t_{n-1, \alpha/2}$. e aplicando uma fórmula chega-se ao limite inferior (**lim inf**) e ao superior (**lim sup**) do desvio padrão para cada condição experimental estudada. Para melhor entendimento do teste foi elaborado um esquema que ilustra este tipo de análise estatística (Figura 4.12).

Teste de hipóteses - Comparação de duas médias
Método de Aspin-Welch(*)

(*) Aplicável quando os desvios-padrões (e variâncias) são desconhecidos e não podem ser supostos iguais.

Figura 4.12- Esquema explicativo da aplicação do teste estatístico de Aspin-Welch utilizado para a análise desta pesquisa

5 RESULTADOS

Para a análise em MO, os valores da porção aderida entre pino sem tratamento de superfície e cimento resinoso foi igual para as porções média 48,69%^a ($\pm 0,35$) e cervical 55,94%^a ($\pm 0,35$) superando a porção apical, 26,20%^b ($\pm 0,26$), sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Já para a porção aderida entre cimento resinoso e dente o resultado foi o oposto, sendo que a porção apical apresentou maiores valores, 15,09%^a ($\pm 0,20$), sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$), em relação as porções média: 8,53%^b ($\pm 0,13$) e cervical: 9,46%^b ($\pm 0,14$). De qualquer forma, no geral, a porcentagem aderida entre pino e cimento resinoso foi maior: 44,74%^a ($\pm 0,35$) em relação a entre cimento e dentina radicular: 10,92%^b ($\pm 0,16$), sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) (Tabela 5.1).

Tabela 5.1- Resultados obtidos em MO para as amostras sem silano

ÓPTICO – Sem silano								
	apical		média		cervical		TOTAL	
	p c	c d	p c	c d	p c	c d	p c	c d
α	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
média	0,2620	0,1509	0,4869	0,0853	0,5594	0,0946	0,4474	0,1092
desvpad	0,2564	0,2046	0,3512	0,1363	0,3523	0,1416	0,3466	0,1633
n	27	30	38	38	38	38	103	106
$n^{-1/2}$	0,1925	0,1826	0,1622	0,1622	0,1622	0,1622	0,0985	0,0971
$t_{n-1, \alpha/2}$	2,0560	2,0450	2,0255	2,0255	2,0255	2,0255	1,9850	1,9840
Lim. inf	0,1605	0,0745	0,3715	0,0405	0,4436	0,0480	0,3796	0,0777
Lim. sup	0,3634	0,2273	0,6023	0,1300	0,6752	0,1411	0,5152	0,1407

Para as amostras onde houve aplicação prévia de silano sobre a superfície do pino, o resultado para a porção aderida entre pino e cimento resinoso foi maior para a porção cervical: 78,00%^a ($\pm 0,31$) sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

em relação à porção média: 44,59%^b ($\pm 0,34$) e apical: 51,67%^b ($\pm 0,33$). Já a interação entre o cimento resinoso e a dentina radicular não apresentou diferença estatisticamente significativa para as porções apical: 27,57%^a ($\pm 0,28$), média 23,76%^a ($\pm 0,24$) e cervical: 17,33%^a ($\pm 0,23$). E mais uma vez, no geral, a porcentagem aderida entre pino e cimento resinoso foi maior: 59,00%^a ($\pm 0,35$) em relação a interação cimento resinoso e dentina radicular: 22,56%^b ($\pm 0,24$), sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) (Tabela 5.2).

Tabela 5.2- Resultados obtidos em MO para as amostras com silano

	ÓPTICO – com silano							
	apical		média		cervical		TOTAL	
	p c	c d	p c	c d	p c	c d	p c	c d
α	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
média	0,5167	0,2757	0,4459	0,2376	0,7800	0,1733	0,5900	0,2256
desvpad	0,3280	0,2763	0,3448	0,2349	0,3091	0,2280	0,3567	0,2471
n	31	33	37	37	40	40	108	110
n^{-1/2}	0,1796	0,1741	0,1644	0,1644	0,1581	0,1581	0,0962	0,0953
t_{n-1, $\alpha/2$}	2,0420	2,0440	2,0255	2,0255	2,0254	2,0254	1,9850	1,9850
Lim. inf	0,3964	0,1773	0,3311	0,1594	0,6810	0,1003	0,5218	0,1789
Lim. sup	0,6370	0,3740	0,5607	0,3158	0,8790	0,2463	0,6581	0,2724

Tais resultados foram agrupados em uma tabela que os resumisse para melhor visualização (Tabela 5.3).

Tabela 5.3- Resumo dos resultados obtidos em MO para as todas as amostras

Grupo	Porção	Valores PC (%)	Desvio padrão	Resumo	Valores CD (%)	Desvio padrão	Total (%)	Desvio padrão	Resumo	Total
com silano	apical	51,67	0,33	a=m<c	27,57	0,28	pc=59,00	0,35	a=m=c	PC>CD
	média	44,59	0,34		23,76	0,24	cd=22,56	0,24		
	cervical	78,00	0,31		17,33	0,23				
sem silano	apical	26,20	0,26	a<m=c	15,09	0,2	pc=44,74	0,35	a>m=c	PC>CD
	média	48,69	0,35		8,53	0,13	cd=10,92	0,16		
	cervical	55,94	0,35		9,46	0,14				

Para a análise em MEV, utilizando réplicas, as amostras cujo pino não recebeu tratamento de superfície, a porcentagem aderida entre pino e cimento resinoso apresentou maiores valores para a porção cervical: 89,31% ^a ($\pm 0,18$) sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação à porção média: 67,39% ^b ($\pm 0,35$) e apical: 49,21% ^b ($\pm 0,39$). Já a interação entre cimento resinoso e dentina radicular, novamente a porção cervical apresentou maiores valores: 35,28% ^a ($\pm 0,33$), sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação à porção média: 15,25% ^b ($\pm 0,24$) e apical: 9,43% ^b ($\pm 0,21$). E no total, os valores obtidos entre pino e cimento foram maiores: 70,31% ^a ($\pm 0,35$) que entre cimento e dentina radicular: 20,42% ^b ($\pm 0,29$), sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) (Tabela 5.4).

Tabela 5.4- Resultados obtidos em MEV com réplicas para as amostras sem silano

MEV – réplica sem silano								
	apical		média		cervical		TOTAL	
	p c	c d	p c	c d	p c	c d	p c	c d
α	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
média	0,49	0,09	0,67	0,15	0,89	0,35	0,70	0,20
desvpad	0,39	0,21	0,35	0,24	0,19	0,34	0,35	0,29
n	25	25	34	34	33	33	92	92
$n^{-1/2}$	0,200	0,200	0,171	0,171	0,174	0,174	0,104	0,104
$t_{n-1, \alpha/2}$	2,06	2,06	2,0255	2,0255	2,04	2,04	1,99	1,99
Lim. inf	0,330	0,009	0,552	0,069	0,827	0,232	0,630	0,144
Lim. sup	0,654	0,179	0,796	0,236	0,959	0,473	0,776	0,264

Para os pinos que foram tratados com silano na superfície, a porcentagem aderida entre pino e cimento resinoso foi maior para a porção cervical: 88,98% ^a ($\pm 0,23$) sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação às porções média: 48,01% ^b ($\pm 0,39$) e apical: 36,69% ^b ($\pm 0,43$). Já entre o cimento resinoso e a dentina radicular, outra vez a porção cervical apresentou maiores valores: 35,47% ^a ($\pm 0,37$) sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação a porção média:

27,10%^b ($\pm 0,37$) e apical: 24,91% ($\pm 0,38$). E na avaliação geral, a aderência entre pino e cimento resinoso foi maior: 59,29%^a ($\pm 0,42$) sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação à interação entre cimento e dentina radicular: 29,39%^b ($\pm 0,38$) (Tabela 5.5).

Tabela 5.5- Resultados obtidos em MEV com réplicas para as amostras com silano

MEV – réplica com silano								
	apical		média		cervical		TOTAL	
	p c	c d	p c	c d	p c	c d	p c	c d
α	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
média	0,37	0,25	0,48	0,27	0,89	0,35	0,59	0,29
desvpad	0,43	0,38	0,39	0,37	0,23	0,38	0,42	0,38
n	29	29	34	34	35	35	98	98
$n^{-1/2}$	0,186	0,186	0,171	0,171	0,169	0,169	0,101	0,101
$t_{n-1, \alpha/2}$	2,045	2,045	2,042	2,042	2,042	2,042	1,985	1,985
Lim. inf	0,204	0,104	0,343	0,140	0,810	0,225	0,509	0,218
Lim. sup	0,529	0,394	0,617	0,402	0,970	0,485	0,677	0,369

Com relação às fendas, estas foram medidas apenas nas réplicas por serem as amostras com maior grau de confiabilidade quanto ao seu tamanho. Para as amostras onde os pinos não tiveram tratamento de superfície, a interação entre pino e cimento resinoso não apresentou diferença estatisticamente significativa entre as porções: apical: 13,28 μm^a ($\pm 18,00$), média: 8,03 μm^a ($\pm 7,38$) e cervical: 7,14 μm^a ($\pm 5,24$). E para a interação entre cimento resinoso e dentina radicular, também não houve diferença estatisticamente significativa entre as porções: apical: 20,14 μm^a (20,42), média: 16,19 μm^a ($\pm 10,43$) e cervical: 13,09 μm^a ($\pm 10,85$). E no geral a fenda entre pino e cimento resinoso foi menor: 9,95 μm^a ($\pm 12,57$) que a interação entre cimento resinoso e dentina radicular: 16,39 μm^b ($\pm 14,54$), sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) (Tabela 5.6).

Tabela 5.6 - Resumo da análise em MEV com replica incluindo a comparação com o tamanho da fenda

Grupo	Porção	Valores PC	Desvio padrão	Resumo	Valores CD	Desvio padrão	Total	Desvio padrão	Resumo	Total
com silano	apical	36,69%	0,43	a=m<c	24,91%	0,38	pc=59,29%	0,42	a=m<c	PC>CD
	média	48,01%	0,39		27,10%	0,37	cd=29,39%	0,38		
	cervical	88,98%	0,23		35,47%	0,37				
sem silano	apical	49,21%	0,39	a=m<c	9,43%	0,21	pc=70,31%	0,35	a=m<c	PC>CD
	média	67,39%	0,35		15,25%	0,24	cd=20,42%	0,29		
	cervical	89,31%	0,18		35,38%	0,33				
com silano	apical	13,33	8,89	a=m=c	12,93	8,12	pc=11,75	10,26	a<m=c	FendasPC >CD
	média	11,83	11,91		24,29	22,23	cd=19,44	15,81		PC<CD
	cervical	8,53	8,69		20,53	11,72				
Sem silano	apical	13,28	18,00	a=m=c	20,14	20,42	pc=9,95	12,57	a=m=c	Fendas PC<CD
	média	8,03	7,38		16,19	10,43	cd=16,39	14,54		PC>CD
	cervical	7,14	5,24		13,09	10,85				

Resumidamente, as duas análises foram agrupadas e expressas em forma de gráfico (Gráfico 5.1 e 5.1a)

Gráfico 5.1 – Fração aderida por porção e interface, comparação entre MO e MEV réplica ($p < 0,05$) – grupo sem silano

Gráfico 5.1a – Fração aderida por porção e interface, comparação entre MO e MEV réplica ($p < 0,05$) – grupo com silano

De uma maneira geral, estes dois tipos de análise não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si ($p > 0,05$), apesar de que apenas na análise com MEV das réplicas foi possível medir o tamanho das fendas. Estas tiveram uma variabilidade grande, e não houve diferença quanto ao tamanho medido (μm), para cada porção da raiz (a, m, c).

Estatisticamente, houve diferença entre as porções da raiz analisadas. Sendo que para a maioria dos casos, a porção cervical foi a que apresentou maiores valores de área aderida independente de ser na interação pino/cimento resinoso ou cimento resinoso/dentina radicular, seguida da porção média e apical.

Quanto ao tratamento ou não do pino, através dos gráficos, verificou-se não haver diferença estatisticamente significativa para esta condição experimental.

Em todas as situações, a porcentagem de área aderida entre pino e cimento resinoso sempre foi maior que entre cimento resinoso e dentina radicular. Tal resultado refletiu inclusive para o tamanho das fendas, onde estas foram menores na interação pc.

Para a análise em MEV BV, os pinos sem tratamento (G1), na interação pc, os resultados foram $a < m = c$ ($p < 0,05$), sendo a: 78,50%^a ($\pm 0,28$), m: 83,77%^b ($\pm 0,23$) e c: 91,51%^b ($\pm 0,20$). Na interação cd, os resultados foram $a < m = c$ ($p < 0,05$), sendo a: 7,8%^a ($\pm 0,26$), m: 27,43%^b ($\pm 0,25$) e c: 26,42%^b ($\pm 0,25$). Nos resultados gerais: pc: 84,93%^a ($\pm 0,24$) $> cd$: 20,48%^b ($\pm 0,25$) ($p < 0,05$) (Tabela 5.7).

Tabela 5.7- Resultados obtidos em baixo vácuo das raízes para as amostras sem silano

BAIXO VÁCUO- sem silano								
	apical		média		cervical		TOTAL	
	p c	c d	p c	c d	p c	c d	p c	c d
<i>a</i>	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
média	0,79	0,08	0,84	0,27	0,92	0,26	0,85	0,20
desvpad	0,28	0,26	0,23	0,25	0,20	0,25	0,24	0,25
n	15	19	19	19	18	18	52	56
<i>n</i>^{-1/2}	0,258	0,229	0,229	0,229	0,236	0,236	0,139	0,134
<i>t_{n-1, α/2}</i>	2,145	2,101	2,101	2,101	2,11	2,11	2,009	2,004
Lim. inf	0,631	-0,048	0,727	0,155	0,815	0,142	0,783	0,137
Lim. sup	0,939	0,206	0,948	0,394	1,016	0,387	0,915	0,272

As amostras com o pino tratado com silano (G2), a interação pc foi $a = m < c$ ($p < 0,05$), com valores de a: 72,53%^a ($\pm 0,30$), m: 67,92%^a ($\pm 0,33$) e c: 97,17%^b ($\pm 0,09$). Entre cd os resultados foram: $a = m = c$, sendo a: 5,7%^a ($\pm 0,12$), m: 15,00%^a ($\pm 0,24$) e c: 21,72%^a ($\pm 0,25$). No total, pc: 80,29%^a ($\pm 0,28$) $> cd$: 14,99%^b ($\pm 0,22$) ($p < 0,05$) (Tabela 5.8).

Tabela 5.8- Resultados obtidos em baixo vácuo das raízes para as amostras com silano

BAIXO VÁCUO – com silano								
	apical		média		cervical		TOTAL	
	p c	c d	p c	c d	p c	c d	p c	c d
<i>a</i>	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
média	0,73	0,06	0,68	0,15	0,97	0,22	0,80	0,15
desvpad	0,29	0,12	0,33	0,24	0,09	0,25	0,28	0,22
n	8	8	10	10	11	11	29	29
$n^{-1/2}$	0,354	0,354	0,316	0,316	0,302	0,302	0,186	0,186
$t_{n-1, \alpha/2}$	2,365	2,365	2,262	2,262	2,228	2,228	2,048	2,048
Lim. inf	0,481	-0,043	0,445	-0,019	0,910	0,047	0,697	0,066
Lim. sup	0,970	0,157	0,913	0,319	1,034	0,387	0,909	0,234

Tais resultados foram agrupados em uma tabela para melhor visualização (Tabela 5.9).

Tabela 5.9- Resumo dos resultados obtidos em baixo vácuo com as raízes para as todas as amostras

Grupo	Porção	Valores PC (%)	Desvio padrão	Resumo	Valores CD (%)	Desvio padrão	Total (%)	Desvio padrão	Resumo	Total
com silano	apical	72,53	0,30	a=m<c	5,70	0,12	pc=80,29	0,28	a=m=c	PC>CD
	média	67,92	0,33		15,00	0,24	cd=14,99	0,22		
	cervical	97,17	0,09		21,72	0,25				
sem silano	apical	78,50	0,28	a<m=c	7,80	0,26	pc=84,93	0,24	a<m=c	PC>CD
	média	83,77	0,23		27,43	0,25	cd=20,48	0,25		
	cervical	91,51	0,20		26,42	0,25				

A análise das amostras propriamente dita, utilizando MEV com alto vácuo, mostrou que no grupo para os pinos sem tratamento, na interação pc, os resultados foram $a < m < c$ ($p < 0,05$), onde os valores apresentados foram: a: 28,71%^a ($\pm 0,28$), m: 45,05%^b ($\pm 0,34$) e c: 73,87%^c ($\pm 0,31$). Para a interação cd, os resultados obtidos foram $a = m < c$ ($p < 0,05$), com valores de a: 9,5%^a ($\pm 0,19$), m: 9,8%^a ($\pm 0,17$) e c: 21,90%^b ($\pm 0,23$). E no total pc: 51,06%^a ($\pm 0,36$) > cd: 13,57%^b ($\pm 0,20$) ($p < 0,05$) (Tabela 5.10).

Tabela 5.10- Resultados obtidos em MEV alto vácuo com raízes para as amostras sem silano

ALTO VÁCUO – sem silano								
	apical		média		cervical		TOTAL	
	p c	c d	p c	c d	p c	c d	p c	c d
α	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
média	0,29	0,09	0,45	0,10	0,74	0,22	0,51	0,14
desvpad	0,28	0,19	0,35	0,17	0,31	0,23	0,36	0,20
n	19	27	28	28	26	26	73	81
$n^{-1/2}$	0,229	0,192	0,189	0,189	0,196	0,196	0,117	0,111
$t_{n-1, \alpha/2}$	2,101	2,056	2,052	2,052	2,056	2,056	1,996	1,996
Lim. inf	0,152	0,020	0,316	0,034	0,615	0,124	0,426	0,091
Lim. sup	0,423	0,169	0,585	0,162	0,862	0,314	0,595	0,181

Quando o pino foi tratado previamente com silano , a interação entre pc, o resultado foi $a < m < c$ ($p < 0,05$), sendo os valores de a: 22,46 % ^a ($\pm 0,24$), m: 41,38% ^b ($\pm 0,37$) e c: 91,45% ^c ($\pm 0,17$). Na interação cd, os resultados foram $a < m = c$ ($p < 0,05$), sendo os valores de a: 5,3% ^a ($\pm 0,10$), m: 18,90% ^b ($\pm 0,28$) e c: 32,89% ^b ($\pm 0,33$). No geral, a porcentagem de área aderida entre pc: 57,01% ^a ($\pm 0,40$) foi maior que entre cd: 20,61% ^b ($\pm 0,28$) ($p < 0,05$) (Tabela 5.11).

Tabela 5.11- Resultados obtidos em MEV alto vácuo das raízes pertencentes ao grupo com silano

ALTO VÁCUO com silano								
	apical		média		cervical		TOTAL	
	p c	c d	p c	c d	p c	c d	p c	c d
α	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
média	0,22	0,05	0,41	0,19	0,91	0,33	0,57	0,21
desvpad	0,24	0,11	0,37	0,27	0,18	0,33	0,40	0,28
n	22	28	31	31	32	33	85	92
$n^{-1/2}$	0,213	0,189	0,180	0,180	0,177	0,174	0,108	0,104
$t_{n-1, \alpha/2}$	2,08	2,052	2,042	2,042	2,056	2,04	1,99	1,985
Lim. inf	0,116	0,011	0,277	0,088	0,850	0,212	0,483	0,149
Lim. sup	0,333	0,095	0,550	0,290	0,979	0,446	0,657	0,264

Tais resultados foram agrupados em uma tabela para melhor visualização (Tabela 5.12).

Tabela 5.12- Resumo dos resultados obtidos em MEV- alto vácuo com as raízes para as todas as amostras

Grupo	Porção	Valores PC (%)	Desvio padrão	Resumo	Valores CD (%)	Desvio padrão	Total (%)	Desvio padrão	Resumo	Total
com silano	apical	22,46	0,24	a<m<c	5,30	0,1	pc=57,01	0,4	a<m=c	PC>CD
	média	41,38	0,37		18,90	0,28	cd=20,61	0,28		
	cervical	91,45	0,17		32,89	0,33				
sem silano	apical	28,71	0,28	a<m<c	9,50	0,19	pc=51,06	0,36	a=m<c	PC>CD
	média	45,05	0,34		9,80	0,17	cd=13,57	0,2		
	cervical	73,87	0,31		21,90	0,23				

Resumidamente, as duas análises foram agrupadas e expressas em forma de gráfico (Gráfico 5.2 e 5.2a)

Gráfico 5.2 – Fração aderida por porção e interface, comparação entre MEV AV e BV (p<0,05) – grupo sem silano

Gráfico 5.2a – Fração aderida por porção e interface, comparação entre MEV AV e BV ($p < 0,05$) – grupo com silano

Mas uma vez, considerando as análises microscópicas de MEV AV e BV, para a maioria das condições experimentais verificadas de forma isolada, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Contudo, para os resultados totais, independentes do grupo G1 ou G2, na interação pc, houve diferença estatisticamente significativa, sendo que os valores de área aderida para as amostras submetidas a análise MEV BV foram maiores que entre MEV AV.

A porção da raiz apresentou diferença estatística entre as amostras ($a < m < c$).

O tratamento do pino não foi fator estatisticamente significativo ($p > 0,05$).

Em ambas análises microscópicas a interação pc apresentou maior porcentagem de área aderida que a interação cd.

Todos os resultados tabelados foram transferidos para dois gráficos e agrupados por porção, por interação pc e cd e por tratamento de superfície do pino (Gráficos 5.3 e 5.3a).

Gráfico 5.3 -Fração aderida por porção e interface - sem silano (significância de 5%)

Gráfico 5.3a- Fração aderida por porção e interface - com silano (significância de 5%)

Para ilustrar o que foi analisado em cada dente fatiado, seguem alguns exemplos de imagens obtidas com dentes dos grupos G1 e G2 e suas respectivas porções (a, m, c) (Figura 5.1-5.11).

Figura 5.1- G2D6 (grupo2, dente 6) apical 1-A imagem da lupa (20x), B-imagem global da réplica (40x), C-MO (50x), D-BV(100x) e E- MEV AV (150x)

Figura.5.2- G2D6 apical 2-A imagem da lupa (20x), B-MO (50x), C-réplica (100x), D-BV(100x) e E- MEV AV (150x)

Figura 5.3- G2D6 apical 3- G2D6 apical 2-A imagem da lupa (25x), B-MO (50x), C-réplica (120x), D-BV(150x) e E- MEV AV (170x)

Figura 5.4- G2D6- G2D6 média 1-A imagem da lupa (20x), B-MO (100x), C-réplica (80x), D-BV(100x) e E- MEV com a raiz do dente (125x)

Figura 5.5 - G2D6 média 2- G2D6 apical 2-A imagem da lupa (20x), B-MO (100x), C-réplica (35x), D-BV(150x) e E- MEV AV (130x)

Figura.5.6- G2D6 média 3- G2D6 apical 2-A imagem da lupa (20x), B-MO (50x), C-réplica (100x), D-BV(150x) e E- MEV AV (125x)

Figura 5.7- G2D6 média 4- G2D6 apical 2-A imagem da lupa (25x), B-MO (50x), C-réplica (120x), D-BV(150x) e E- MEV AV (170x)

Figura 5.8 - G2D6 cervical 1- A imagem da lupa (20x), B-MO (50x), C-réplica (80x), D-BV(150x) e E- MEV AV (100x)

Figura 5.9- G2D6cervical 2-A imagem da lupa (20x), B-MO (50x), C-réplica (80x), D-BV(100x) e E- MEV AV (120x)

Figura 5.10- G2D6 cervical 3-A imagem da lupa (20x), B-MO (50x), C-réplica (80x), D-BV(100x) e E- MEV AV (100x)

Fig.5.11- G2D6 cervical 4 -A imagem da lupa (20x), B-MO (50x), C-réplica (90x), D-BV(120x) e E- MEV AV (125x)

Estas imagens foram obtidas para cada dente (n=20), totalizando 1320 imagens que foram submetidas à análise. Com os exemplos acima ilustrados é possível visualizar que tipo de informação cada análise microscópica ofereceu. Na realidade elas se complementam, pois cada qual apresenta um aspecto visual distinto, contendo suas próprias informações.

Por exemplo, para verificar as interfaces em detalhe, a análise em MEV AV foi a mais indicada. Entretanto, a formação de trincas, provenientes do alto vácuo, foi inevitável (Figura 5.12 A - setas).

Fig.5.12- G1aD1a apical 1 -MEV AV-A (80x), B-1000X, C- detalhe da imagem B (4000x), D-1000x

Foi possível visualizar a falta de união entre cimento resinoso e dentina radicular (Figura 5.12 B e C) e entre pino de fibra e cimento resinoso (Figura 5.12 D), tanto que na Figura 5.12 C, na fenda formada, vê-se a presença de material resinoso (seta) que está sendo “repuxado”. Isto está mais detalhado na próxima imagem com outra amostra (Figura 5.13), com exemplos de interação entre cimento resinoso e dentina radicular (Figura 5.13 A) e entre pino e cimento resinoso (Figura 5.13B).

Figura 5.13- Presença de ‘tags’ (setas) Em A- G2a D6a a2 (1000x)- interação entre dentina radicular e cimento resinoso (CH =camada híbrida). Em B- G1a D1a c1 (4000x)- interação entre pino de fibra de vidro e cimento resinoso

Na área da fenda também aconteceu a modificação na própria integridade do pino, onde suas fibras deixaram uma reentrância semicircular na camada de cimento resinoso contíguo a elas (Figura 5.14).

Figura 5.14- Formato semicircular do cimento resinoso (setas). Em A - Amostra G1aD1a porção c2 (4000x) – MEV em raiz, B - Amostra G1aD1a (4000x) – MEV em raiz- porção m2

Com este tipo de microscopia foi possível observar em maiores aumentos aspectos referentes ao pino e a distribuição de suas fibras no interior da matriz de resina epóxica, (Figura 5.15 a) assim como a presença de defeitos no interior do pino (Figura 5.15 b - seta)

Figura 5.15- Em A G2aD7a porção m2 (80x)- distribuição uniforme das fibras de vidro no interior da resina epóxica. Em B- G2aD9a porção a1 (100x)- presença de bolha no meio do pino de fibra de vidro.

A presença de bolhas no interior do cimento acabou acontecendo, em algumas amostras, mesmo utilizando a técnica de cimentação adequada (Figura 5.16).

Figura 5.16- Presença de bolhas no interior do cimento resinoso (setas). Em A - Amostra G2D10 (1000x) – réplica- porção m1, B - Amostra G2a D8a (1000x) – MEV em raiz- porção a2

O mais crítico foi a presença de gutta-percha residual em algumas amostras, principalmente na porção apical da raiz, demonstrando falta de adesão com o cimento resinoso ou mesmo com a dentina radicular (Figura 5.17). Todavia, quando o canal era ovalado, a gutta-percha foi verificada em todas as porções.

Figura 5.17- Presença de gutta-percha residual (setas) interferindo na união entre pino-cimento resinoso-dentina radicular. Em A - G1a D3a porção c1(100x), B-G1aD3a porção m1(100x), em C- G1a D2a porção a1 (170x)

Contudo, para medir o tamanho da fenda, foi utilizada a réplica, devido a maior confiabilidade nos resultados, uma vez que as amostras não apresentavam fendas provenientes de artefato de técnica (Figura 5.18). O maior tamanho da fenda em sua extensão era considerado (Figura 5.13 C - seta), medido em cm e convertido em μm , direto da tela do computador.

Figura 5.18- G1D5 –MEV com replicas (1000x) -A –apical 1, B-apical 2, C-média 2, D- média 3 e E- cervical 4.

Um aspecto que ficou evidenciado foi a falta de uniformidade da camada de cimento resinoso, ao redor do pino de fibra de vidro (Figura 5.19).

Figura 5.19- Distribuição não uniforme entre pino e cimento resinoso. Amostra G2D10 (50x)-MO com luz transmitida- Em A –porção apical 1, B-porção média 3, C-porção cervical 3

Um outro detalhe interessante, foi verificado com uma amostra piloto, quando da análise em BV. Conforme o tempo de permanência da amostra aumentou no interior do microscópio de baixo vácuo, o número e o tamanho das fendas cresceu sucessivamente,

constatando que o vácuo, mesmo de baixa pressão, é capaz de modificar a amostra inicial (Figura 5.20 - setas).

Fig.5.20- G1D1 sem polimento- A cervical 1 (40x), B- cervical 1 (40x) após 3h no interior do BV, C- média 1 (50x), D- média 1 (50x) após 3h no interior do BV

6 DISCUSSÃO

Este estudo envolveu a análise de diversos fatores, englobando não só a mensuração da área aderida na interação entre pino/cimento resinoso/dentina radicular e o tamanho da fenda formada, como também o tipo de análise microscópica, o tratamento do pino e as distintas regiões da raiz.

Por se tratar de um substrato delicado e de acesso restrito, diversos fatores estão envolvidos nos resultados obtidos. Desta forma, a metodologia aplicada foi criteriosa e o número de repetições grande para cada condição experimental ($n \sim 40$), no intuito de aumentar a confiabilidade dos resultados, uma vez que a variabilidade foi elevada. O que vai de encontro com mencionado por alguns autores (HEYDECKE; BURTZ; STRUB, 1999), os quais constataram que o uso de dentes naturais para pesquisas odontológicas de laboratório resultam em desvios-padrão 50% mais elevados que para amostras sem este substrato.

A respeito dos diversos passos que envolveram a preparação das amostras, inicialmente foi realizado o tratamento endodôntico, que antecedeu a instalação do pino intra-radicular. Dependendo da concentração das substâncias irrigadoras utilizadas para o preparo químico-cirúrgico, as quais removem detritos e promovem a limpeza do canal, pode haver interferência negativa na resistência de união dos agentes adesivos (LÖSCHE, 2000). Por exemplo, o hipoclorito de sódio em concentração acima de 2,5% é capaz de ocasionar a obliteração dos túbulos dentinários (BYSTRÖN; SUNDQVIST, 1985).

Para esta pesquisa optou-se por utilizar a solução de Dakin, que contém hipoclorito de sódio, em uma concentração de 1%, capaz de ocasionar desnaturação protéica e saponificação de gorduras presentes no sistema de canais radiculares

(BYSTRÖN; SUNDQVIST, 1985; CUNNINGHAM; BALEKJIAN, 1980; SOUZA; AMORIM; LAGE-MARQUES, 2005).

Ainda com relação ao tratamento endodôntico, o cimento de eleição para esta pesquisa tinha hidróxido de cálcio na composição, além de polimerizar diante da umidade relativa no interior do canal radicular. Porém, a problemática para a posterior cimentação adesiva está na presença de gutta-percha residual. Por ser um material inerte, à base de borracha, este não interage química ou mecanicamente com a dentina radicular. Tanto que, neste trabalho, ficou evidenciado nas imagens de MEV que a zona de interdifusão, preconizada por alguns autores (VAN MEERBEEK et al., 1993), formada entre dentina e cimento resinoso não foi verificada, apesar de haver um íntimo contato entre cimento resinoso, gutta-percha e dentina radicular, independente da porção da raiz (Figura 5.17). Portanto, a presença de resíduos deste material no conduto, antes de uma cimentação adesiva, deve ser evitada.

No que concerne ao pino de fibra de vidro, além das vantagens descritas em capítulos anteriores quanto a sua configuração, módulo de elasticidade semelhante à dentina, estética e translucidez (KURTS et al., 2003; MANNOCCI et al., 1999b; MANNOCCI et al., 2001), ficou evidenciado, através das imagens de MEV, que o pino FRC Postek Plus® apresentou uma distribuição uniforme das fibras de vidro no interior da matriz de resina epóxica. Quando apareceram falhas/bolhas estas foram visualizadas no interior do pino, sem comprometer o perímetro de contato com o cimento adesivo (Figura 5.15). Pode-se considerar então um material confiável para o uso protético em dentes com tratamento endodôntico.

Tanto que nos resultados desta pesquisa, independente da análise microscópica envolvida, a maior porcentagem de área aderida foi encontrada na interação mantida entre pino e cimento resinoso, sendo tal diferença estatisticamente significativa quanto à

interação cimento resinoso e dentina radicular. Além disso, o tamanho das fendas entre pino e cimento resinoso foi menor que entre cimento resinoso e dentina radicular ($p < 0,05$). Pela imagem demonstrada na Figura 5.14, ficou demonstrado pela conformação semicircular do cimento resinoso, que o contato com o pino acontece de tal forma que as fibras de vidro acabam se embricando com o cimento, como se este as tivesse ‘moldado’, devido a sua fluidez, antes da fase pós-gel. Assim que esta fase é atingida, a viscosidade do cimento e as tensões provenientes do estresse da contração de polimerização aumentaram (YAP et al., 2000). Houve o desprendimento entre cimento/pino, aparecendo uma falha. E o cimento resinoso ficou com este formato semicircular semelhante a um encaixe de quebra-cabeça (Figura 5.14).

Tal contato entre pino e cimento resinoso foi efetivo e não dependeu do tratamento de superfície do pino. Tanto que não houve diferença estatisticamente significativa para este fator, considerando a interação entre pino e cimento resinoso, como entre cimento resinoso e dentina radicular, assim como as diferentes regiões da raiz.

Isto contradiz alguns trabalhos que consideram essencial o tratamento da superfície do pino seja com jateamento (BARATIERI et al., 2001) ou com silano, (COHEN et al., 1999), por acreditarem que o pino apresenta uma superfície muito lisa. Em outros estudos (PERDIGÃO; GOMES; LEE, 2006; TAVARES; BULHÕES; CARDOSO, 2004a; TAVARES; BULHÕES; CARDOSO, 2004b; TAVARES; BULHÕES; CARDOSO, 2005), onde foram realizados ensaios mecânicos, novamente o tratamento com silano não influenciou os resultados em relação as amostras onde o pino de fibra de vidro não recebeu tratamento de superfície. Provavelmente, a boa limpeza de sua superfície com ácido fosfórico (37%), conforme recomendado pelo fabricante, foi

capaz de aumentar a energia de superfície do pino. Como a matriz é resinosa, esta deve interagir com os componentes do sistema adesivo e cimento resinoso.

Quanto ao sistema adesivo, alguns autores (TAY et al., 2004) constataram, através do teste de microtração, que a resistência de união nos adesivos duais é maior ao se comparar com os adesivos fotoativados ou com ativação química apenas, sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$). Este aspecto é importante quando se trata de canais radiculares, pois a natureza dual do sistema adesivo pode compensar a polimerização em áreas mais profundas, onde a luz do fotopolimerizador não alcança ou chega com menor intensidade.

Outros estudos verificaram, através da análise em microscopia confocal e em MEV, a zona de interdifusão dentinária. Há a formação de ‘tags’ longos dispostos uniformemente, quando as amostras são submetidas ao condicionamento ácido total. Os autores (MANNOCCI et al., 1999b) concluíram que o sistema de dois passos (condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo), pode ser fortemente recomendado para a obtenção de uma boa união entre cimento resinoso, pino e paredes do canal radicular.

O mesmo foi constatado em outro trabalho (GORACCI et al., 2005) utilizando pinos FRC Postek, Excite DSC e Variolink II para a análise da interface em microscopia eletrônica de transmissão (TEM), onde foi verificada a completa dissolução da ‘smear layer’ e a formação de uma camada híbrida de 8-10 μm . A camada de colágeno foi totalmente desmineralizada através do condicionamento com ácido fosfórico não havendo separação entre a dentina híbrida e o cimento resinoso.

Para esta pesquisa, mesmo nas amostras onde foi verificada a presença de fendas, a camada híbrida esteve presente, assim como a formação de ‘tags’ entre dentina radicular e camada de adesivo e entre pino e cimento resinoso (Figura 5.13).

Contudo, a interação cimento resinoso e dentina radicular, comparativamente, foi mais susceptível a apresentar fendas e, portanto, menor porcentagem de área aderida que a interação pino/cimento resinoso, como descrito anteriormente.

Isto ocorreu, provavelmente, devido à condição de confinamento do cimento resinoso no interior do canal radicular, a qual é desfavorável, uma vez que o Fator-C (fator de configuração do preparo cavitário), para raiz, é alto (acima de 200) (BOUILLAGUET et al., 2003). Como o material utilizado para a cimentação geralmente é de natureza resinosa (AMARAL et al., 2002a; AMARAL et al., 2002b; APPLEQUIST; MEIERS, 1996), depara-se com a contração de polimerização inerente a este tipo de material e suas conseqüências, entre elas a presença de falhas entre o cimento resinoso e a parede radicular, a qual é a principal causa de insucesso na integridade do conjunto pino-cimento resinoso dentro da raiz (VICHÍ; GRANDINI; FERRARI, 2001). E que vai de acordo com os resultados desta pesquisa, conforme anteriormente mencionado.

Um fato observado, que não pôde ser evitado, em algumas amostras foi que a espessura da película de cimento resinoso não teve distribuição uniforme, dentro das paredes do canal radicular (Figura 5.19). Apesar de ter sido seguindo o mesmo critério de posicionamento do pino, durante o processo de cimentação. Isto pode ter contribuído negativamente com o acúmulo de tensões do cimento resinoso dentro do conduto. Apesar de que, conforme dados encontrados na literatura (SHIOZAWA et al., 2005), afirmam que películas espessas para cimentos adesivos não interferem negativamente em seu desempenho. A razão disto seria um aumento da área de superfície para a junção do cimento, de forma passiva, à dentina (CHAN; HARCOURT; BROCKHURST, 1993).

Outro aspecto a ser destacado é de que a técnica de utilização de cimentos resinosos é extremamente crítica, não só pelas exigências específicas dos materiais resinosos como pela presença de umidade necessária ao processo de adesão (SHIOZAWA et al., 2005). Realmente, por maior que tenha sido o critério utilizado durante sua manipulação neste estudo, em algumas amostras foi observada a presença de bolhas no interior do cimento resinoso (Figura 5.16).

Todavia, os autores são unânimes ao constatar que um adesivo fotoativado e um cimento resinoso dual são necessários para se alcançar uma boa adesão na dentina radicular (FOXTON et al., 2003; MALLMANN, 2003). Para alguns, isto independe da região da raiz (FOXTON et al., 2003).

Quanto ao fator região da raiz, existe muita controvérsia na literatura quanto haver ou não diferença na aderência entre pino e cimento resinoso no interior do canal radicular.

Para esta pesquisa, foi verificado que realmente a porção apical é a mais comprometida em termos de adesão tanto na interação entre pino e cimento, como entre cimento resinoso e dentina radicular, independente do tratamento do pino. Em alguns casos, houve equiparação entre as porções média e apical. E apenas em uma análise (MO - interação cd), a porção apical superou as demais. Isso deve ter acontecido pela própria profundidade do preparo e difícil acesso da luz de ativação tanto do adesivo como do cimento, mesmo estes tendo características duais. Uma boa polimerização do cimento resinoso é atingida a uma profundidade de no máximo 11mm no interior do canal radicular, conforme estudos anteriores (LUI, 1994) , além de estar relacionado ao diâmetro do pino.

Tais resultados estão em conformidade com outros estudos, (BOLHUIS; GEE, 2005; MALLMANN, 2003), onde a região cervical apresentou maior média de

resistência adesiva em relação as porções média ou apical. Alguns autores consideram que clinicamente esta região importante para a adesão, principalmente por que os pinos são geralmente cimentados nos terços cervical e médio da raiz (GASTON et al., 2001). Além disso, existe uma diferença na densidade dos túbulos dentinários da raiz, sendo maior na porção cervical e vai sofrendo uma significativa diminuição nos terços médio e apical (CARRIGAN et al., 1984; FERRARI et al., 2000; HEINTZE et al., 2005; PERDIGÃO; GERALDELI; LEE, 2004). Fator que se relaciona com os resultados obtidos para as diferentes porções da raiz.

Em outro estudo, alguns autores correlacionam a baixa resistência de união na dentina profunda devido a um aumento de sua permeabilidade ou a diminuição na área de dentina intertubular disponível para a adesão (PASHLEY, 1991; TAGAMI; TAO; PASHLEY, 1990).

Já para outros autores que trabalharam com ensaios mecânicos de microtração em raiz, não foi constada diferença estatisticamente significante quanto à porção radicular (FOXTON et al., 2003; FOXTON et al., 2005; GASTON et al., 2001). Chegou-se a conclusão de que a resistência de união está mais relacionada à área de dentina sólida que a densidade de túbulos que envolvem as diferentes regiões da raiz.

E por fim, a comparação entre os métodos de análise microscópica utilizada neste estudo. Independente do método eleito existem algumas etapas que são comuns a todas elas, como no caso, o polimento.

Para este estudo, as amostras que não foram polidas e submetidas à leitura em microscopia de baixo vácuo forneceram imagens com poucas informações sobre a interface estudada (Figura 5.20), no caso do microscópio óptico, sem esse procedimento, não era possível visualizar a imagem devido aos diferentes níveis que se encontravam o pino, cimento resinoso e dentina radicular. Sendo impossível mensurar

com o transferidor digital a área aderida ou não entre as interfaces estudadas. Esta informação só pode ser obtida depois do polimento de cada corpo-de-prova, tornando-se necessária neste estudo. Contudo, aconteceu de algumas amostras terem parte da dentina ou mesmo o pino de fibra de vidro totalmente removido, após o polimento.

Pesquisadores (WANG; SPENCER, 2004) exploraram a natureza da camada híbrida em MEV realizando ou não o polimento das amostras. Foi constatado que o polimento demasiado dos corpos-de-prova alterou sua composição inicial aumentando a resistência da amostra ao condicionamento ácido, o que pode levar a uma falsa conclusão quanto à qualidade da camada híbrida formada. Outros autores verificaram que para análise da camada híbrida, o polimento interfere na porosidade presente em sua extensão, pois durante sua execução resíduos podem penetrar nos poros e mascarar a interface (CARVALHO et al., 1995). De qualquer forma, esta etapa de preparo continua a ser utilizada normalmente.

Quanto à técnica de microscopia, uma das mais utilizadas na área odontológica é a MEV com alto vácuo. Contudo, a metodologia para o preparo das amostras envolve muitas etapas (embutimento dos corpos-de-prova, polimento, fixação, descalcificação, desidratação e realização do vácuo). Este conjunto de procedimentos vem sendo cuidadosamente reavaliado (WANG; SPENCER, 2004), pois existe uma preocupação dos pesquisadores, ao se realizar pesquisas ‘in vitro’, em simular uma condição aproximada do que acontece na meio bucal, além de se verificar quando determinado procedimento laboratorial pode ou não mascarar o resultado final do estudo.

Ainda no tocante ao preparo das amostras para MEV, um outro estudo não concorda com a fase de condicionamento ácido utilizado para verificar a interface dentina (VAN MEERBEEK et al., 2000). Para estes autores o tratamento com ácido dissolve a porção mineral entre a camada híbrida e a camada subjacente de dentina,

modificando a real quantidade de adesivo infiltrado. Outra linha de pesquisa constatou que a utilização de ultra-som depois do condicionamento das amostras remove parte da camada híbrida e fratura os “tags” formados (WANG; SPENCER, 2004). Através de análise em MEV foi verificado que a resistência destas estruturas não é suficiente para agüentar movimentos vibratórios por mais de 1 minuto.

Quanto a etapa do ponto crítico, geralmente utilizado para desidratar os corpos-de-prova, é considerada importante para o preparo de amostras biológicas para análise em microscopia eletrônica (PERDIGÃO, 1995). Esta metodologia foi introduzida em 1951(ANDERSON, 1951) e recebeu este nome por que quando as amostras eram preparadas para MEV, a tensão superficial causada pela evaporação de água dos corpos-de-prova era tão brusca que produzia grandes distorções em sua estrutura. Algumas alternativas foram sugeridas quando se trabalha com os adesivos odontológicos, como por exemplo a técnica de HMDS (hexametil disilazano). Tal técnica parece melhor preservar as fibras colágenas e demonstrar a microporosidade na superfície de dentina desmineralizada, além de ser uma técnica mais simplificada, em relação a outras metodologias (Peldri II e secagem a ar – técnica de sublimação). Sua aplicação é mais indicada para avaliar o efeito dos agentes condicionadores à superfície de dentina, uma vez que a preserva diante do condicionamento ácido (ANDERSON, 1951; PASHLEY et al., 1993; PERDIGÃO et al., 1994; SMITH, 1993; TITLEY et al., 1994). Realmente, sua utilização promove uma contração de pelo menos 50% em volume para espécimes biológicas incluindo dentina (BOYDE; MACONNACHIE, 1979; BOYDE; WOOD, 1969; DE GRANDE et al., 1993; DEKKER; LAMMEL; BROOKS, 1991; GUSNARD; KIRSCHNER, 1977) .

Além disso, o procedimento para a realização do ponto crítico utiliza 1h30 e requer o monitoramento constante porque as amostras devem permanecer em um líquido próprio durante o tempo todo (KENNEDY; WILLIAMS; GRAY, 1989).

Todavia, para este estudo, em um plano piloto inicial, utilizando a técnica de preparo do HMDS, devido à fina espessura das fatias, muitas amostras fraturaram logo após o procedimento, antes mesmo de ir para o vácuo, inviabilizando sua utilização. Decidiu-se por realizar uma técnica de preparo das amostras seguida por outros autores (BOLHUIS; GEE, 2005; MONTES, 2002; MOURA, 2003), a qual agrediu menos as amostras e não fraturou as fatias antes de serem analisadas.

O ponto mais relevante talvez esteja no momento da realização do vácuo para o preparo das amostras. Pesquisadores mostraram em seu trabalho que sua aplicação pode introduzir artefatos capazes de afetar os resultados da pesquisa (RODA; GUTMANN, 1994). Por isso, a técnica da confecção e análise complementar de réplicas de resina epóxica pode ser uma boa alternativa para este tipo de análise, como encontrado em trabalhos na literatura (BOLHUIS; GEE, 2005; MONTES, 2002; MOURA, 2003). Para esta pesquisa, as réplicas confeccionadas deram informações sobre as interfaces estudadas e, através delas, mediu-se o tamanho da fenda formada, quando presente. Para a microscopia óptica esta análise não foi possível, devido ao aumento limitado das amostras (500x), no caso da MEV baixo vácuo, os detalhes para a visualização não eram tantos a ponto de se conseguir quantificar o tamanho da fenda. E a MEV AV, após a constatação da presença de fendas, nos corpos-de-prova, depois de submetidos ao vácuo (Figura 5.12), foi desconsiderada para esta medição.

Vale ressaltar que o sucesso ou a falha na obtenção de informações confiáveis quanto à estrutura ou a química de espécies orgânicas, poliméricas, biológicas e hidratadas, as quais serão examinadas por um feixe de elétrons, depende exclusivamente

de como as amostras são preparadas. Além disso, quanto mais alto o número atômico da amostra, menor a facilidade de leitura (GOLDSTEIN et al., 1992). Por isso que os detalhes do cimento resinoso e sua integridade tiveram a visualização prejudicada quando foi utilizada a MEV BV, pois o vácuo menor dificultou a leitura das amostras.

Já a análise microscópica de fibras passa a ser diferente, uma vez que elas são não-condutoras e instáveis durante a observação em MEV, e podem ser perdidas devido a repulsa eletrostática, como acontece com o material resinoso (GOLDSTEIN et al., 1992). A emissão de elétrons secundários necessita de uma fina camada de ouro recobrindo as amostras e esta camada precisa ter pelo menos 10nm de espessura (GOLDSTEIN et al., 1992).

Para esta pesquisa, a análise utilizando MEV com baixo vácuo foi a que apresentou resultados mais altos, apenas no grupo com silano na interação entre pino e cimento resinoso. Nas demais condições não houve diferença estatisticamente significativa. Tal análise é interessante de se trabalhar, pois as amostras requerem menos etapas de preparo e são levadas ao microscópio úmidas. Contudo, o vácuo presente no interior da câmara, onde as amostras permanecem, é capaz de ocasionar trincas na dentina radicular (Figura 5.20). E a visualização é menos nítida que em MEV (alto vácuo).

Já a microscopia óptica dá uma visão geral do comportamento das amostras em estudo, quanto ao formato das fatias, presença de trincas maiores, posicionamento do pino intra radicular, espessura de cimento resinoso (Figura 5.19) e distribuição das fibras de vidro no interior do pino. Trabalha com os espécimes próximos à condição normal, descartando a possibilidade de formação de artefatos de técnica vinculados ao vácuo ou mesmo a técnica de desidratação durante o preparo das amostras para MEV

(AV) (MANNOCCI et al., 2003). A única limitação se relaciona ao aumento menor das amostras em relação aos demais tipos de microscopia.

Quando se trata de medir uma fenda, as réplicas com resina epóxica, analisadas em MEV AV, são as mais indicadas, pois com elas se obtém imagens que não sofreram distorção por conta do vácuo, são nítidas e de fácil obtenção. Porém, já foi constatado em outro estudo (HEINTZE et al., 2005), que há a possibilidade da inclusão de artefatos conforme se coloca a resina sobre a moldagem, o que pode mascarar irregularidades ou a presença de “gaps”.

A MEV AV foi o tipo de microscopia mais indicado para analisar detalhes das amostras, como, túbulos dentinários, camada de adesivo, cimento resinoso e pinos intra radiculares. Porém, para se medir a área aderida não se pode confiar nos resultados, pois a presença de fendas no interior da amostra proveniente de artefatos de técnica foi visível.

Na verdade, tais análises são complementares. Dependendo do que se quer analisar cada uma delas tem sua utilidade.

7 CONCLUSÕES

Diante do que foi proposto para esta pesquisa, conclui-se que:

- Rejeitamos a h_0 , pois a área aderida entre pino e cimento resinosos foi maior que entre cimento e dentina radicular em todas as condições experimentais envolvidas neste estudo.
- Quanto a h_I , no que se refere as diferentes porções da raiz, também rejeitamos tal hipótese, pois a porção apical foi a que apresentou menor área aderida em relação as porções média e cervical, independente do grupo estudado. E a porção cervical foi a que mostrou maiores valores de área aderida.
- Quanto a h_{II} , aceitamos a hipótese de que não existe diferença entre o tratamento ou não da superfície do pino com silano.
- Quanto a h_{III} , esta hipótese também foi rejeitada, pois apesar de estatisticamente os tipos de microscopia não terem apresentado diferença entre si, na verdade o que se analisa em cada uma das metodologias é bem distinto. E uma técnica complementa a outra.

REFERÊNCIAS ¹

Albuquerque RC, Polleto L, Fontana R, Cimini C. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. J Oral Rehabil 2003;30(9):936-43.

Amaral C, de Castro A, Pimenta L, Ambrosano G. Effect of techniques of composite resin insertion and polymerization on microleakage and microhardness. Pes Odontol Bras 2002a;16(3):257-62.

Amaral C, de Castro A, Pimenta L, Ambrosano G. Influence of resin composite polymerization techniques on microleakage and microhardness. Quintessence Int 2002b;33(9):685-9.

Anusavice K. Phillip's science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: Saunders; 1996.709 p.

Applequist E, Meiers J. Effect of bulk insertion, prepolymerized resin composite balls and beta-quartz inserts on microleakage of Class V resin composite restorations. Quintessence Int 1996;27(4):253-8.

Arwill T, Bloom G. Some remarks on the structure of dentin as revealed by the electron microscope. Acta Odontol Scand 1954;12:185-92.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. J Dent 1999;27(4):275-8.

Baratieri L, Monteiro Jr S, Andrada M, Vieira L, Ritter A, Cardoso A. Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades. Ed. Santos. São Paulo; 2001. p. 620-71.

Bocagel J. Estudo das tensões geradas em dentes íntegros e com tratamento endodôntico, restaurado com retentores intra-radulares de diferentes materiais e coroa total de porcelana [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

¹ De acordo com estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Bolhuis H, Gee A D. The influence of fatigue loading on the quality of the cement layer and retention strength of carbon fiber post-resin composite core restorations. *Oper Dent* 2005;30(2):220-7.

Bottino M, Quintas A, Miyashtas E, Giannini V. Estética em reabilitação oral metal-free: São Paulo, Artes Médicas; 2001.

Bouillaguet S, Toesch S, Wataha J, Krejci I, Meyer J, Pashley D. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003;19:199-205.

Boyde A, Maconnachie E. Volumes changes during preparation of mouse embryonic tissue for scanning electron microscopy. *Scanning* 1979;2:149-63.

Boyde A, Wood C. Preparation of animal tissues for surface scanning electron microscopy. *J Microsc* 1969;90:221-49.

Braem M, Lambrechts P, Van Dore V, Van Herle G. The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res* 1986;65(5):648-53.

Breschi L, Prati C, Gobbi P, Pashley D, Mazzotti G, Teti G, et al. Immunohistochemical analysis of collagen fibrils within the hybrid layer: a FEISEM study. *Oper Dent* 2004;29(5):538-46.

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

Buonocuore M, Matsui A, Gwinnett A. Penetration of resin materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol* 1968;13:61-70.

Byström A, Sundqvist G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. *Int Endod J* 1985;18:35-40.

Cardoso P, Placido E, Moura S. Microleakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses. *Am J Dent* 2002;15(3):164-8.

Carrigan P, Morse D, Furst M, Sinai I. A scanning electron microscopic evaluation of human dentinal tubules according to age and location. *J Endod* 1984;10:359-63.

Carvalho R, Yoshiyama M, Horner J, Pashley D. Bonding mechanism of Variglass to dentin. *Am J Dent* 1995;8(5):253-58.

Chan F, Harcourt J, Brockhurst P. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *Aust Dent J* 1993;38(1):39-45.

Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent* 2002;88(4):388-95.

Cohen B, Pagnillo M, Neuman I, Musikant B, Deutsch A. Pilot study of the cyclic fatigue characteristics of five endodontic posts with four core materials. *J Oral Rehabil* 2000;27(1):83-92.

Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant B, Deutsch A. Effect of three bonding systems on the torsional resistance of titanium reinforced composite cores supported by two posts designs. *J Prosthet Dent* 1999;8(6):678-83.

Costa Neto P. Estatística. 17^a ed. São Paulo: Ed. Edgar Blücher Ltda; 1977.

Cunningham W, Balekjian A. Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surg Oral Med Oral Path* 1980;49(2):175-7.

Czonstkowsky M, Wilson E, Holstein F. The smear layer in endodontics. *Dent Clin North Am* 1990;34(1):13-25.

De Wald J. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater* 1997;13(2):74-81.

Degrande M, Attal J, Theimer K, Eid N. In vitro tests of dentine bonding systems. State of the art on direct posterior filling materials and dentine bonding. Proceedings of the International Symposium, G. Vanherle, M. Degrande and G. Willems, 1993; Van der Poorten, Leuven:205-225.

Dekker N, Lammel C, Brooks G. Scanning electron microscopy of piliated *Neisseria gonorrhoeae* processed with hexamethyldisilazane. *J Electron Microsc* 1991;19:461-7.

Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution coronoradiculaire. *Chir Dent France* 1990;540:131-41.

Ellakwa A, Shortall A, Shehata M, Marquis P. Influence of bonding agent composition on flexural properties of an ultra-high molecular weight polyethylene fiber-reinforced composite. *Oper Dent* 2002;27(2):184-91.

Erickson R. Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *Am J Dent* 1989;2:117-23.

Feedman G. Bonded post-endodontic rehabilitation. *Dent Today* 1996;15(5):50-3.

Feilzer A, Gee AD, Davidson C. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66(11):1636-9.

Ferrari M, Scotti R. Pinos de fibra- considerações técnicas e aplicações clínicas. 1ª ed. Artes Médicas; 2002.

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A. Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000;13:120-7.

Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000;13(Spec Issue):15b-8b.

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.

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco M, Mjör I. Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000;13(5):255-60.

Foxton R, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Adhesion to root dentin using one and two-step adhesives with dual-cure composite core materials. *J Oral Rehabil* 2005;32(2):97-104.

Foxton R, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent* 2003;28(5):543-51.

Frank R. Electron microscopy of undecalcified sections of human adult dentin. Arch Oral Biol 1959;1:29-32.

Gaston B, West L, Liewhr F, Fernandes C, Pashley D. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. J Endod 2001;27:321-4.
Giannini M, Reis J, Arrais C. Efeito da profundidade dentinária na resistência à tração de um sistema adesivo autocondicionante. RPG 2002;9(1):43-50.

Goldman M, DeVitre R, Pier M. Effect of dentin smeared layer on tensile strength of cemented posts. J Prosthet Dent 1984;52(4):485-8.

Goldman M, DeVitre R, Tenca J. Cement distribution and bond strength in cement posts. J Dent Res 1984;63(12):1392-5.

Goldstein J, Newbury D, Echlin P, Joy D, Roming Jr A, Lyman C, et al. Scanning electron microscopy and X-Ray microanalysis. 2nd ed. New York . Plenum Press; 1992.

Gomes M. Avaliação in vitro da resistência adesiva por tração de dois cimentos resinosos quimicamente ativados a dois pinos estéticos de fibra de quartzo, utilizando dois adesivos, com e sem jateamento e silano [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Goracci C, Sadek F, Fabianelli A, Tay F, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. Oper Dent 2005;30(3):627-35.

Gusnard D, Kirschner R. Cell and organelle shrinkage during preparation for scanning electron microscopy: Effects of fixation, dehydration and critical-point drying. J Microsc 1977;110:51-57.

Gwinnett A. Chemically conditioned dentin: A comparison of conventional and environmental scanning electron microscopy findings. Dent Mater 1994;10:150-5.

Gwinnett A. Smear layer: morphological considerations. Oper Dent 1984; 3 (SI): 3-12.

Gwinnett A, Matsui A. A study on enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. Arch Oral Biol 1967;12:1615-1620

Heintze S, Cavalleri A, Peschke A, Schüpbach P. Fluorescence microscopy for the evaluation of the margins of class V restorations in vitro. *J Adhes Dent* 2005;7(1):19-28.

Heydecke G, Burtz F, Strub J. The effect of various post-core build up designs on the fracture resistance of crown-restored incisors. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1999;54:637.

Heydecke G, Butz F, Strub J. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with proximal cavities after restoration with different post and core systems: an in vitro study. *J Dent* 2001;29(6):427-33.

Inagaki A, Chigira H, Itoh K, Wakamoto S. Effects of self-etching primers on dentin. *Dent Mater* 1989;5:403-407.

Inoue S, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Van Herle G. Adhesion mechanism of self-etching adhesives. In: Tagami, J, Toledano, M, Prati. *Third International Kuraray Symposium*; 1999 December 3-4; Granada, Spain. 2000; p. 131-148.

Inoue S, Vargas M, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Van Herle G, et al. Microtensile bond strengths of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001;3:237-45.

Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermitent loading of teeth restored using prefabricated carbon fibre posts. *Int J Prosthodont* 1996;9(2):131-6.

Johansen E, Parks H. Electron microscopic observations on sound human dentin. *Arch Oral Biol* 1962;7:185-93.

Kennedy J, Williams R, Gray J. Use of Peldri II (a fluorocarbon solid at room temperature) as an alternative to critical point drying for biological tissues. *J Electron Microscop Tech* 1989;11:117-25.

King P, Setchell D. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990;17:599-609.

Krejci I, Duc O, Dietschi D, Campos ED. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Oper Dent* 2003;28(2):127-35.

Kurts J, Perdigão J, Geraldeli S, Hodges J, Bowles W. Bond strengths of tooth-colored posts. Effects of sealer dentin adhesive, and root region. *Am J Dent* 2003;16(SI):31A-6A.

Lewgoy HR. Comparação entre modelos bi e tridimensionais para análise e distribuição das tensões geradas por diferentes pinos intra-radiculares em um incisivo central superior. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de odontologia da USP; 2003.

Li H, Burrow M, Tyas M. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002;18:111-9.

Libman W, Nicholls J. Load fatigue of teeth restored with cast post and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):155-61.

Lopes G, Baratieri L, Andrada MD, Vieira L. Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 2002;33(3):213-24.

Lösche G. Restoration of the endodontically treated tooth: adhesion vs mechanical retention. In: *The silent revolution in dentistry*: London. Quintessence Books; 2000. p. 329-353.

Lovell M. The bond between CFRC and restorative materials [Dissertação de Mestrado]: University of London; 1983.

Lugliè P, Siddi F, Chessa G, Lai V. Valutazione morfologica al SEM della cementazione adesiva dei perni in fibra di quartzo. *Minerva Stomatol* 2003;52(11-12):471-80.

Lui J. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Inter* 1994;25:313-19.

Maccari P, Conceição E, Nunes ME. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restorative Dent* 2003;15(1):25-31.

Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 2003;16(1):39-44.

Mallmann A. Resistência adesiva de pinos intra-radiculares opacos e translúcidos em diferentes regiões da dentina, utilizando adesivos químico e foto-ativado [Tese de Doutorado]. São Paulo: FOU SP; 2003.

Mannocci F, Ferrari M, Watson T. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. J Prosthet Dent 2001;85(3):284-91.

Mannocci F, Bertelli E, Watson T, Ford T. Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth. Am J Dent 2003;16(1):28-32.

Mannocci F, Innocenti M, Bertelli E, Ferrari M. Dye leakage and SEM study of roots obturated with Terafill and dentin bonding agent. Endod Dent Traumatol 1999a;15(2):60-4.

Mannocci F, Innocenti M, Ferrari M, Watson T. Confocal study and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal post and composite resins. J Endod 1999b;25(12):789-94.

Mannocci F, Sherriff M, Ferrari M, Watson T. Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. Am J Dent 2001;14(4):200-4.

Martelli, R. Perni endocanali in fibra di vetro traslucanti. Minerva Stomat 2003; 52:133-44.

Martinez O. Estudo comparativo da força de deslocamento entre pinos de fibra de carbono e prata paládio cimentados com cimento resinoso [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Monroe B, Weiner S, Hammond G. Mechanisms of photochemical reactions in solution. Photoreduction of camphorquinone [Communications to the Editor]. J Am Chem Soc 1968;90:1913-14.

Montes M. Tendências da união e adaptação marginal entre dentina e compósito odontológico [Tese de Doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da Unicamp; 2002.

.

Moura S. Estudo da morfologia da interface de união de diferentes regiões de uma cavidade MOD [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982;16(3):265-73.

Nakabayashi N, Pashley D. Hybridization of dental hard tissues. Quintessence; New York, 1998.

Pashley D. Dentin bonding: Overview with the substrate with respect with adhesive material. J Esthet Dent 1991;3:46-50.

Pashley D. Smear layer: physiological considerations. Oper Dent 1984;3(SI):13-29.

Pashley D, Carvalho R. Dentin permeability and dentin adhesion. J Dent 1997;25(5):355-72.

Pashley D, Carvalho R, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. Microtensile bond test: a review. J Adhes Dent 1999;1(4): 299-309.

Pashley D, Ciucchi B, Sano H, Horner J. Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence Int 1993;24:618-31.

Perdigão J, Ritter A. In: Baratieri, LN, Monteiro Jr S, Andrada, MAC, Vieira, LC, Ritter, AV, Cardoso, AC. Ed. Santos. Odontologia Restauradora: Fundamentos e possibilidades. São Paulo; 2001. p. 83-128.

Perdigão J. An ultra-morphology study of human dentine exposed to adhesive systems [Tese de Doutorado]. Leuvin: Catholic University of Leuven; 1995.

Perdigão J, Gomes G, Lee I. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. Dent Mater 2006; 17(4): 296-308.

Perdigão J, Geraldini S, Lee I. Push-out bond strengths of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. Am J Dent 2004;17(6):422-26.

Perdigão J, Swift E, Denehy G, Wefel J, Donly K. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. J Dent Res 1994;73:44-55.

Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber-posts: push-out test and SEM observations. Dent Mater 2002;18(8):596-602.

Roda R, Gutmann J. Reability of dye seability studies with and without removal of air inclusions [abstract]. J Endod 1994;20: 190.

Rosenstiel S, Land M, Crispin B. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent 1998;80(3):280-301.

Roulet J, De Gigangi M. The silent revolution in dentistry. Quintessence books London, 2000. p. 329-53.

Su WJF. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin dentin bonding. Quintessence Int 1995;10:733-8.

Sanares A, King N, Ittagarum A, Tay F, Pashley D. Adverse surface interations between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. Dent Mater 2001;17:542-56.

Scott B. The electron microscopy of enamel and dentin. Ann. NY Acad Sci 1955;60:575-84.

Shillinburg J, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos da prótese fixa. 3ª ed. São Paulo: Artes Médicas, 1998.

Shiozawa L. Estudo in vitro da resistência a remoção por tração de núcleos de cobre-alumínio, de comprimento ideal e curto cimentados em dentes naturais com agente cimentante adesivo e cimento de fosfato de zinco [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1996.

Shiozawa L, Capp C, Mandetta S, Cara A, Tamaki R. Retenção de pinos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos cimentados com cimento resinoso e fosfato de zinco. RPG 2005;12(2):248-54.

Smith D. General discussion in State of the Art on Direct Posterior Filling Materials and Dentine Bonding. Proceedings of the International Symposium, G. Vanherle, M. Degrange and G. Willems. Leuven 1993:251-69.

Souza E, Amorim C, Lage-Marques J. Evaluation of dentin permeability related to the replacement dynamics of auxiliary chemical substances of the radicular canal preparation. RPG 2005;12(2):195-8.

Tagami J, Tao L, Pashley D. Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. Dent Mater 1990;6:45-50.

Takuma S. Electron microscopy of the structure around the dentinal tubule. J Dent Res 1960;39:973-81.

Tavares AU, Bulhões RC, Cardoso PEC. Avaliação da resistência de união de dois materiais de preenchimento ao pino de fibra de vidro, com diferentes tipos de tratamento. RPG 2005;12(3):371.

Tavares AU, Bulhões RC, Cardoso PEC. Avaliação da resistência adesiva entre pinos pré-fabricados e material de preenchimento. RPG 2004a;11(3):291.

Tavares A, Bulhões R, Cardoso P. Resistência adesiva de pinos intra radiculares pré-fabricados com diferentes tratamentos de superfície. Braz Oral Res 2004b;18(SI):137.

Tay F, Pashley D, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. Am J Dent 2004;17(4):271-8.

Tay F, Sano H, Carvalho R, Pashley E, Pashley D. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etch primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. J Adhes Dent 2000;2(2):83-98.

Titely K, Chernecky R, Maric B, Valiquette N, Smith D. The morphology of the demineralized layer in primed dentin. Am J Dent 1994;7:22-6.

Torres C, de Araújo M, Torres A. Effects of dentin collagen removal on microleakage of bonded restorations. J Adhes Dent 2004;6(1):33-42.

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

Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Van Herle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. J Dent Res 1993;72:495-501.

Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue I, Yoshida Y, Perdigão J, Lambrechts P, et al. Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. Am J Dent 2000;13(Spec Issue):3D-18D.

Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Clinical procedure for luting glass-fiber posts. J Adhes Dent 2001;3(4):353-9.

Vökel T. Scientific documentation FRC Postek Plus. Liechtenstein; 2004. p. 1-25.

Wang Y, Spencer P. Exploring the nature of acid-resitant hydrid layer with wet bonding. Oper Dent 2004;29(6):650-5.

Yap A, Wang H, Siow K, Gan L. Polymerization shrinkage of visible light-cured composites. Oper Dent 2000;25(2):98-103.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 76/04

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa *"Avaliação da resistência de união de pinos intra radiculares pré-fabricados à dentina radicular através do teste de microtração"*, de responsabilidade da Pesquisadora Andréa Urbano Tavares, sob orientação do Prof. Dr. Paulo Eduardo Capel Cardoso.

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

São Paulo, 24 de maio de 2004

Prof.ª Dr.ª ROSA HELENA MIRANDA GRANDE
Coordenadora do CEP-FOUSP

AMERICAN NATIONAL STANDARD- AMERICAN DENTAL
ASSOCIATION SPECIFICATION N. 57 FOR ENDODONTIC SEALING
MATERIALS

INTRODUCTION

Specific qualitative and quantitative requirements for freedom from biological hazard are not included in this Specification but it is recommended that, in assessing possible biological or toxicological hazards, reference should be made to the relevant sections of American National Standards- American Dental Association Document N. 41 for Recommended Standard Practices for the Biological Evaluation of Dental Materials.