CARINA STRANO CASTELLAN

**AVALIAÇÃO DOS ENSAIOS DE MICROTRAÇÃO, *PUSH-OUT* E
PULL-OUT. RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE PINO DE FIBRA E
DENTINA RADICULAR, ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS E
MICROSCOPIA CONFOCAL**

São Paulo

2007

Carina Strano Castellan

**Avaliação dos ensaios de microtração, *push-out* e *pull-out*.
Resistência de união entre pino de fibra e dentina radicular, análise
de elementos finitos e microscopia confocal**

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de mestre, pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Paulo Eduardo Capel Cardoso

São Paulo

2007

FOLHA DE APROVAÇÃO

Castellan CS. Avaliação dos ensaios de microtração, *push-out* e *pull-out*. resistência de união entre pino de fibra e dentina radicular, análise de elementos finitos e microscopia confocal [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

São Paulo, 28/06/2007

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a).

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Só sabemos com exactidão quando sabemos pouco; à
medida que vamos adquirindo conhecimentos,
instala-se a dúvida.

(Johann Wolfgang von Goethe)

DEDICATÓRIA

Aos meus queridos pais, por quem eu guardo o amor mais puro e de quem recebo não só o amor, mas também a solidez, o carinho e o conforto quando necessários. Muito obrigada por toda a dedicação, confiança e torcida. À minha mãe, que é o meu modelo de garra, amor e alegria e me ensinou ao longo dos anos que a vida é simplesmente maravilhosa, pelo simples fato de estar SEMPRE feliz. Ao meu pai, que é minha fortaleza e meu alento, a sua proteção e seu amor são insubstituíveis.

Ao meu amado Má, que é o meu cúmplice, minha candura, meu amigo, meu namorado, meu amor! Pelo carinho e incentivo oferecidos a mim em todos os momentos, e principalmente por me conhecer apenas pelo olhar. Minha admiração por você é o que me faz sempre buscar mais. Obrigada por transformar todas as minhas segundas em sextas-feiras!

Ao Guilly que é o meu brother e companheiro para tudo. Por ser mais do que um irmão, pelos anos inesquecíveis de pizzas, filmes e Häagen-Dazs de sextas à noite e pela carinhosa e constante proteção. Ter você em minha vida, é um grande presente de Deus. Sua força, coragem e equilíbrio me inspiram. Você é sempre a minha certeza!

Amo vocês e sempre os levo em meu coração

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela tranquilidade e paz que eu sinto todos os dias. Por me iluminar sempre, me proteger independente de onde eu esteja e me abençoar em tudo o que eu faço.

À minha querida Vó Inês, por ser sinônimo de força, bondade, sabedoria e simplicidade. Pela torcida constante, pelo amor tão generoso e por todos os almoços de domingo. Te amo, Vó!

Às famílias Strano e Castellan. Meus tios, tias, primos e primas. Uma família como a minha é uma verdadeira dádiva. Carrego todos vocês em meu coração.

À minha nova irmã Camila, por ser tão especial, e por ter entrado em minha família.

Às minhas irmãs Claudinha, Cris, Dani, Flá, Jú, Vivi e Paulinha, por estarem ao meu lado desde sempre. Obrigada por fazerem da minha casa a nossa casa, pelas noites de “briga”, pelos inúmeros “QGs” e por tudo o que vocês representam em minha vida.

Às minhas amigas Nina, Lê, Lia, Liloca e Rô. Por todos estes anos juntas, pelas “quartas quartas”, pelas risadas, pelos choros e por ter em vocês verdadeiras amigas!

Às minhas amigas Bia, Kátia, Rê, que mesmo sem nos vermos, estão sempre junto de mim! Obrigada pela amizade maravilhosa e duradoura.

A todos os meus amigos que não posso agradecer nominalmente aqui, vocês são muito importantes para mim.

À “Ayalada”, Luiz e Victória, que me apoiaram como uma filha e a Mamá, Rô, Yayo, Yaya, que me acolheram como se fossem a minha família e sempre torceram por mim. Obrigada por tudo o que vocês têm feito.

Aos amigos Bárbara Pick e Vinicius Rosa, pela verdadeira alegria de ter conhecido vocês e pela certeza de que estarão junto de mim para sempre! Pick, a nossa amizade foi uma surpresa de Deus. Obrigada por tudo o que fez por mim, pelo exemplo de determinação, pelos dois anos de risadas constantes, pelas caminhadas, pelos sábios conselhos e pelas infindáveis conversas. Vini, não sei como te agradecer por tornar o ambiente do departamento tão leve, você tem o dom de fazer todos gostarem de você. A sua disposição em ajudar a todos é exemplar! Eu os admiro muito e ADORO vocês!

Ao meu orientador professor Paulo Capel, por ter me mostrado uma paixão: a pesquisa, e por tê-la transformado na MINHA paixão. Você é um excelente professor, e me ajudou muito nesse começo da minha carreira acadêmica. Seu apoio e seriedade para com a pesquisa foram fundamentais neste nosso trabalho. Serei sempre grata pela sua amizade e por ter me mostrado como maravilhosa e surpreendente pode ser a pesquisa. Espero um dia poder retribuir tudo o que você fez por mim.

Ao professor Carlos Soares. Nem todas as pessoas encontram seus dons, ou alguma coisa que são realmente boas. Eu agradeço principalmente por você ter encontrado o seu dom. Você é um excepcional professor e pesquisador, excelente orientador, e um bom amigo. Conhecer um professor como você serve de inspiração para os que estão apenas começando. Muito obrigada por tudo.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo na pessoa do diretor, professor Carlos de Paula Eduardo. Já são oito anos que essa é a minha segunda casa.

Ao departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral na pessoa do chefe do departamento, professor Roberto Ruggiero Braga. Seu brilhantismo e inteligência sempre estimulam os que estão apenas começando. Muito obrigada pelas inúmeras ajudas.

Ao programa de pós-graduação do departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral na pessoa da coordenadora, professora Rosa Helena Miranda Grande. Muito obrigada pela oportunidade de estar aqui e pelo carinho dispensado a todos nós.

Ao professor Rafael Yagüe Ballester, que tem um conhecimento ímpar. Muito obrigada por todos os ensinamentos nesses anos e por estar sempre disponível para me ajudar!

Ao professor Antônio Muench, que foi indispensável na realização deste estudo. A sua ajuda mostrou ser “estatisticamente significativa” para mim. Muito obrigada.

A todos os professores do departamento de Materiais, pelo convívio e ajuda nestes últimos anos. Em especial ao PC (professor Paulo Francisco Cesar), pela oportunidade de viajar com você para New York e descobrir em você um grande amigo.

Aos queridos, Rosinha, Mirtes, Antonio e Silvío. São vocês que fazem andar o departamento. Sem a sua ajuda, tenho certeza de que eu não estaria aqui. Muito obrigada pelo carinho que cada um de vocês dispensou a mim e pela grande amizade.

A TODOS os meus amigos da pós (Adriana Vasconcelos, Alyne Simões, Andrea de Andrade, Carla Gonzaga, Carmem Pfeifer, Caroline Lumi, Cristina Yuri, Fabio Zovico, Flávia Gonçalves, Flávia Rodrigues, Isis Poiate, José Roberto Bauer, Kelle Garcia, Letícia Boaro, Marcelo Pinto, Márcia Borba, Maria Tereza de Oliveira, Mauricio Gomes, Nívea Fróes, Soraia Carvalho e Tathy Xavier), inclusive aqueles que já saíram (Márcia Daronch, Laiza Poskus, Janaína Lima e Andréa Tavares) pelas risadas freqüentes, e pelo suporte que sempre me ofereceram. Eu desejo o que há de melhor para cada um de vocês.

À amiga Fernandinha (Fernanda Calheiros) que sempre esteve disposta a me ajudar e a conversar. Você me ensina muito!

À minha amiga e “coorientadora” Fê (Fernanda Sadek), a sua disponibilidade em me ajudar só não significou mais para mim do que os ensinamentos que você humildemente me passou. A sua capacidade, competência e simplicidade me incentivam a continuar. Te admiro muito.

Aos amigos Paulo César e Paulo Vinicius, vocês não imaginam o quanto me ajudaram. Obrigada por me auxiliar com a parte de elementos finitos, pela amizade e pelo carinho com que fui tratada em Uberlândia.

*“Que vida boa ou ou ou
Que vida boa
Sapo caiu na lagoa
Sou eu no caminho do meu sertão” (Victor e Leo)*

A todos meus amigos do LELO (Laboratório Especial de Laser em Odontologia), principalmente ao Haroldo pela amizade e por ter me aquecido em tantas quartas à noite; as amigas e professoras Patty (Patrícia Freitas) e Ciça (Ana Cecília Aranha) que estão sempre presentes e me ajudando. Tenho muito orgulho de ser amiga de vocês!

Ao Alexander e a professora Toshie do Instituto Butantã, pela ajuda na microscopia confocal e pelas horas que passamos juntos.

À CNPQ pelo auxílio financeiro.

Ao serviço de documentação odontológica pela ajuda com a formatação deste trabalho.

*“Tu te tornas eternamente responsável por aquilo que cativas”
(O Pequeno Príncipe por Antoine de Saint-Exupéry)*

Castellan CS. Avaliação dos ensaios de microtração, *push-out* e *pull-out*. Resistência de união entre pino de fibra e dentina radicular, análise de elementos finitos e microscopia confocal [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar os ensaios de microtração (MI), *push-out* (PS), *push-out* modificado (PSM) e *pull-out* (PL) na habilidade de mensurar a resistência de união (RU) entre pino de fibra e dentina radicular. Para tanto, além dos resultados de cada ensaio mecânico foram analisados fatores como: sensibilidade quanto às diferentes regiões radiculares, quantidade de falhas prematuras (FP), coeficiente de variação (CV), padrão de fratura (PF) pela microscopia confocal de varredura e distribuição das tensões pela análise de elementos finitos (AEF). Foram utilizados 40 dentes anteriores superiores endodonticamente tratados, divididos em quatro grupos de acordo com o tipo de ensaio realizado. Para os ensaios de PS e MI foi feita a cimentação do pino e posteriormente os cortes para a obtenção dos corpos-de-prova (cps). Para os outros ensaios (PSM e PL), a cimentação antecedeu aos cortes tanto das fatias de dentina como dos pinos. O sistema adesivo Scotchbond Multi Uso Plus e o cimento Variolink II foram usados para a cimentação do pino de fibra de vidro FRC Postec Plus em todos os casos. Os cps do ensaio de PS foram obtidos pelos cortes seriados da raiz em fatias de $1\pm0,1$ mm, para os cps do ensaio de MI estas fatias sofreram ainda a confecção de entalhes laterais diametralmente opostos, que proporcionando um formato final de ampulheta. Para os testes de PL e PSM foram feitos cortes de fatias de dentina de $1\pm0,1$ mm e o pino foi dividido em três partes iguais para, então, cada fatia de uma região ser cimentada com o pino

correspondente. Os cps do ensaio de PSM tinham 1 mm de pino sobressalente para cima e para baixo da fatia de dentina, enquanto que os cps do PL o pino sobressalente estava apenas para cima da dentina. Todos os cps foram submetidos aos testes de RU, à velocidade de 0,5mm/min em máquina de ensaios universais. O PF foi avaliado em um aumento de cem vezes e foi feita uma distribuição de freqüência. Já a AEF obteve modelos tridimensionais de todos os ensaios, e estes foram analisados quanto à tensão de Von Misses. Para os resultados dos testes mecânicos foram feitas análises de variância de cada ensaio variando o fator região, com ou sem as FP, e análise comparando todos os ensaios. O teste Tukey foi feito quando necessário e as FP foram submetidas ao teste estatístico de Fisher. A inclusão ou não destas falhas mostra alteração dos resultados no ensaio de MI, uma vez que possui um maior número delas neste ensaio. O ensaio de PL mostrou as maiores médias de RU, seguido pelo ensaio de PSM, e ambos também tiveram o PF com maior quantidade de fraturas adesivas. O ensaio de PS conseguiu apontar diferença estatística entre as três regiões, mas mostrou a maior freqüência de falhas coesivas e maior CV. O menor CV foi encontrado para o PSM que também mostrou uma adequada distribuição das tensões. A MI apresentou concentração de tensões nas bordas dos entalhes. Concluiu-se que o tipo de ensaio influencia diretamente nos resultados obtidos.

Palavras-chave: Resistência de União; Pino de Fibra; Dentina Radicular; Microscopia Confocal de Varredura; Análise por Elementos Finitos

Castellan CS. Evaluation of microtensile, push-out and pull-out bond strength tests in the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. Finite element analysis and confocal microscopy [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare microtensile (MI), push-out (PS), modified push-out (PSM) and pull-out (PL) tests in the ability to accurately measure the bond strength of fiber posts luted inside root canals, at different root dentin levels, cervical, middle and apical. The evaluated parameters were: amount of premature failure (PF), coefficient of variation (CV), failure patterns (FP) and the stress distribution by finite elements analysis (FEA). Forty human intact single-rooted and endodontically treated teeth were divided into four groups according to the type of the test used. Scotchbond Multi Use Plus adhesive system and Variolink II cement had been used for luting FRC Postec Plus glass fiber post in all cases. For PS and MI specimens, the post was firstly luted and then serially cut, for PSM and PL, cuts were done firstly and then fiber post's pieces were luted. PS samples were disc-shaped specimens of $1\pm0,1$ mm. For the MI test hourglass-shaped specimens were obtained by trimming the proximal surfaces of each slice using a diamond bur until it touched the post. For PL and PSM tests cuts of $1\pm0,1$ mm of dentin slices were made and the fiber post was divided into three parts. Each slice was then luted with a fiber post's piece. Specimens for PSM had 1mm of post over and under the dentin slice and for PL the entire length of the post was over the dentin slice. Bond strength between post and dentin was measured for each root slice, being the force applied on the center of each specimen, at 0.5 mm/minute crosshead speed in a universal testing machine.

For FP, each sample was examined under confocal microscopy at 100 times and a frequency distribution was made. For the AEF, three-dimensional models of each test were made and analyzed by Von Misses stress. Bond strength data were analyzed by ANOVA, including and excluding PF and when necessary a Tukey's test was used. For PF data Fisher test was performed. The inclusion of PF showed variations on the results only for the MI test, since this test demonstrated the greater number of them. PL provided higher bond strength values followed by PSM. Both of them had also FP with greater amount of adhesive failures. The PS test was able to point statistically differences between root regions, but it showed the highest frequency of cohesive failure, and greater CV. Minor CV was found for the PSM that also showed adequate stress distribution into the AEF analyses. The MI showed concentration of tensions in the edges of the trimming area. One concluded that the type of test influences directly in the results obtained.

Keywords: Bond Strength; Fiber Post; Root Dentin; Scanning Confocal Microscopy; Finite Element Analysis

SUMÁRIO

p.

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1	Pinos de fibra	21
2.2	Adesão do pino de fibra à estrutura dental	27
2.2.1	fatores relacionados à interface entre adesivo/cimento e dentina	27
2.2.2	fatores relacionados à interface entre cimento e pino.....	32
2.3	Tipos de teste de resistência de união para avaliar a retenção de pinos de fibra em dentina radicular	36
2.3.1	ensaio de microtração.....	38
2.3.2	ensaio de <i>pull-out</i>	41
2.3.3	ensaio de <i>push-out</i>	43
3	PROPOSIÇÃO	48
4	MATERIAL E MÉTODOS	49
4.1	Ensaio mecânicos.....	50
4.1.1	preparação das amostras para o ensaio de microtração	52
4.1.2	preparação das amostras para o teste de <i>push-out</i>	56
4.1.3	preparação das amostras para o teste de <i>push-out</i> modificado	59
4.1.4	preparação das amostras para o teste de <i>pull-out</i>	62
4.2	Microscopia confocal de varredura.....	65
4.3	Análise de elementos finitos.....	66
4.4	Análise estatística.....	69
5	RESULTADOS	70
5.1	Ensaio Mecânicos.....	71
5.1.1	ensaio de microtração.....	71
5.1.2	ensaio de <i>push-out</i> convencional.....	72
5.1.3	ensaio de <i>push-out</i> modificado	73
5.1.4	ensaio de <i>pull-out</i>	74
5.1.5	análise estatística considerando todos os ensaios	76

5.2	Análise das falhas prematuras nos corpos-de-prova e variabilidade dos ensaios	79
5.3	Análise do padrão de fratura	80
5.4	Análise de elementos finitos.....	87
5.4.1	microtração	87
5.4.2	<i>push-out</i>	88
5.4.3	<i>pull-out</i>	91
5.4.4	<i>push-out</i> modificado.....	93
6	DISCUSSÃO.....	95
7	CONCLUSÕES.....	111
	REFERÊNCIAS	113
	ANEXO	127

1 INTRODUÇÃO

A utilização de pinos de fibra para a retenção de peças protéticas e restauração de dentes tratados endodonticamente já está largamente difundida ⁽¹⁻³⁾. Muitas são as vantagens dos pinos de fibra em relação aos metálicos, destacando-se a associação a cimentos resinosos ⁽⁴⁾ e a menor concentração de tensões na raiz, diminuindo o risco de fratura radicular ⁽⁵⁾.

Esta menor concentração de tensão tem relação direta com as propriedades mecânicas do pino, principalmente com o seu módulo de elasticidade, estando este próximo ao da dentina (18,6 GPa). Isto cria uma unidade mecanicamente homogênea ⁽⁶⁾, a qual proporciona diminuição do risco de fratura, e quando esta ocorre se localiza em porção mais cervical da raiz, permitindo o aproveitamento do remanescente radicular. Além disto, estes pinos apresentam alta resistência ao impacto, atenuação de vibrações sofridas pelo dente, absorção de choques e maior resistência à fadiga.

Porém, as características histológicas da dentina do conduto radicular ⁽⁷⁾, a composição das substâncias irrigadoras utilizadas no processo de descontaminação do conduto radicular ⁽⁸⁾, o tipo de material de obturação endodôntica ⁽⁹⁾, a secagem dentinária após condicionamento ácido ⁽¹⁰⁾, as propriedades mecânicas dos diferentes materiais utilizados na cimentação de pinos e a polimerização dos agentes cimentantes em uma configuração cavitária desfavorável ⁽²⁾ são algumas das variáveis que fazem da cimentação dos pinos de fibra um complexo procedimento adesivo ⁽²⁾.

Diversos estudos têm utilizado testes de resistência de união para analisar esta complexa adesão entre pinos de fibra e dentina radicular ^(6, 11-13). Entretanto, os testes de adesão podem ser altamente influenciados pela variabilidade da geometria dos corpos-de-prova e também pelas condições experimentais ⁽¹⁴⁾. Além disto, um dos fatores que pode influenciar significativamente nos estudos de resistência de união é o próprio tipo de ensaio utilizado. Diferentes testes foram propostos, dentre eles, o de microtração ^(10, 15, 16), o teste de *pull-out* ⁽⁴⁾ e o teste de *push-out* ^(6, 17-19), sendo este último o mais utilizado.

O ensaio de microtração permite testar corpos-de-prova com dimensões reduzidas, apresentando menos falhas coesivas do que em testes mais tradicionais, como o teste de cisalhamento e o de tração ^(15, 20). Ele ainda permite a obtenção de vários corpos-de-prova de um único dente. Porém, para os ensaios de microtração usando pinos de fibra tem-se uma técnica sensível e alto número de falhas prematuras ⁽²⁾.

Outro teste utilizado para avaliar a resistência de união entre pino e dentina radicular é o *pull-out*. Este teste é capaz de medir precisamente a resistência de união entre o pino e a dentina radicular, porém necessita de grande número de pinos, o que limita o seu uso ^(4, 21).

Já o teste de *push-out*, ou extrusão, proporciona melhor estimativa da resistência de união, pois o carregamento aplicado paralelamente à interface de adesão, resulta predominantemente em tensões cisalhantes ⁽¹⁷⁾. Entretanto, os valores de resistência adesiva podem ser maiores do que em outros testes, possivelmente isto seja reflexo da fricção durante o deslocamento criando atrito na interface da restauração ⁽²⁰⁾.

Embora estes ensaios laboratoriais pretendam predizer o desempenho clínico de materiais e técnicas, eles são limitados ⁽²²⁾. Na tentativa de vencer as dificuldades inerentes aos testes que avaliam a resistência de união, o método de análise de elementos finitos tem se revelado uma associação importante na verificação da distribuição de tensões nos corpos-de-prova ⁽²³⁾. Além de permitir a avaliação do estado de tensão e deformação dos materiais e de interfaces de adesão, este método também permite que essas avaliações resultem em sugestões de alterações geométricas de corpos-de-prova e/ou dispositivos de ensaios experimentais. Buscando minimizar a discrepância de resultados comuns a este teste ⁽²³⁾. Associada ao estudo da distribuição de tensões, a análise do padrão de fratura constitui ferramenta importante para caracterizar o desempenho de protocolos restauradores e análise comparativa entre ensaios. Estas duas metodologias estão intimamente relacionadas e podem, quando usadas em conjunto, produzir resultados mais completos ⁽²⁴⁾.

Muito embora no desenvolvimento de uma pesquisa científica, ou no estudo de um determinado material, exista a comparação entre diferentes trabalhos encontrados na literatura, há dificuldades inerentes a este processo. Atualmente, existem muitos ensaios mecânicos para a avaliação da resistência de união de dentina radicular. Mas mesmo dentro de um mesmo teste podem existir pequenas modificações de metodologia entre os diferentes autores. Isto dificulta a comparação entre as pesquisas existentes.

Ainda que muitos estudos tenham sido realizados nos últimos anos com relação aos testes de resistência de união entre pinos e dentina radicular, não há na literatura nenhum estudo que compare simultaneamente os ensaios de microtração, *push-out* e *pull-out*. Além da avaliação dos resultados dos ensaios mecânicos, a

análise de elementos finitos e a verificação do padrão de fratura também buscam elucidar ainda mais este assunto. Assim sendo, é importante a análise dos diferentes ensaios laboratoriais, bem como o esclarecimento da real contribuição de cada um deles.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Atualmente, a utilização clínica de pinos de fibra de vidro é uma realidade, estando suportada por inúmeras pesquisas científicas ^(3, 25-27).

Esta realidade é decorrente do aumento de popularidade dos pinos de fibra na Odontologia restauradora, isto se deve principalmente à capacidade de melhor distribuir as tensões resultantes das forças mastigatórias nas paredes radiculares e, portanto, prevenir a concentração de tensões que pode levar a fratura radicular vertical ⁽⁴⁾.

Muito embora a reconstrução de dentes utilizando-se pinos de fibra de vidro seja um fato, a adesão à dentina radicular ainda é crítica. Um estudo clínico que analisou o desempenho de pinos de fibra durante 6 anos concluiu que a maioria das falhas encontradas foi relacionada ao deslocamento do pino ⁽¹⁾. Esta ocorrência é de suma importância, já que a principal função do pino é a de retenção da restauração final ^(28, 29).

Um dos métodos existentes para a avaliação desta retenção são os ensaios de resistência de união entre os pinos de fibra e a dentina radicular. Estes ensaios *in vitro* procuram avaliar o desempenho de diferentes materiais testados de forma padronizada, reproduzível e objetiva ⁽³⁰⁾, podendo haver correlação razoável com o desempenho clínico ⁽³¹⁻³³⁾.

Muitos são os fatores que podem influenciar nos resultados dos ensaios de resistência de união entre pino de fibra e a dentina radicular. Assim, para facilitar a abordagem dos diferentes parâmetros, este capítulo foi dividido em tópicos.

Os tópicos abordados serão: pinos de fibra, com a caracterização detalhada de composição, função e propriedades deste tipo de material; adesão do pino de fibra à estrutura dental, que abordará a problemática das diversas interfaces envolvidas neste processo e; ensaios de resistência de união para avaliar a interação entre pinos de fibra e dentina radicular, onde serão detalhados os diferentes testes utilizados, bem como suas vantagens e desvantagens.

2.1 Pinos de fibra

Dentes com severa destruição coronária, desvitalizados e endodonticamente tratados requerem a utilização de pinos intra-radulares e núcleos para o restabelecimento do substrato dental perdido. Tradicionalmente, os núcleos metálicos fundidos, fixados com cimento de fosfato de zinco, ainda têm sido utilizados como retentores de restaurações indiretas ⁽³⁴⁾.

Há alguns anos, pinos intra-radulares pré-fabricados foram introduzidos para serem usados como meio auxiliar na retenção dos materiais restauradores, utilizados como preenchimento coronário (amálgama, resina composta, cimento de ionômero de vidro). Estes têm como finalidade substituir a porção coronária que foi amplamente destruída ^(35, 36). Grande variedade de pinos pré-fabricados é encontrada no mercado odontológico. Os pinos pré-fabricados metálicos foram os

pioneiros, seguidos dos pinos cerâmicos, geralmente a base de dióxido de zircônia e por últimos os pinos de fibra (carbono, vidro ou quartzo) ⁽³⁷⁾.

Apesar da grande utilização dos pinos considerados rígidos (metálicos e cerâmicos), muitos pesquisadores questionam a sua indicação, devido a maior possibilidade de produzir tensões na estrutura dental radicular, quando comparados aos pinos não rígidos (pinos de fibra) ⁽³⁷⁾.

Os pinos não rígidos foram propostos primeiramente em 1983, e eram compostos por fibras de carbono imersas em matriz de natureza orgânica ⁽³⁸⁾. O sistema era artesanal, porém traziam melhoras relevantes nas propriedades mecânicas comparados aos pinos rígidos. Todavia, apenas em 1990 estes pinos foram estabelecidos como retentores intra-radulares comercialmente ⁽³⁹⁾. Foi então proposto um procedimento que evitava a associação de materiais com características biomecânicas diferentes como, por exemplo, a cimentação dos pinos cerâmicos de alto módulo de elasticidade. Porém, a deficiência estética dos pinos de fibra de carbono constituía desvantagem em relação aos pinos cerâmicos. Os primeiros pinos de fibra de carbono apresentavam morfologia cilíndrica com seção dupla, constituída por dois segmentos mediados por um trecho de conicidade de 45°. Esta morfologia foi denominada de protética. Posteriormente, foram introduzidos pinos de carbono com morfologia definida como endodôntica, com conicidade fixa para melhor responder às exigências clínicas restauradoras ligadas à morfologia dos instrumentos endodônticos e do conduto radicular ⁽³⁷⁾.

Estes pinos de morfologia endodôntica foram utilizados em avaliação clínica com três anos de acompanhamento, onde foi comparada a eficácia (perda de retenção, fratura radicular ou fratura do pino). No total foram usados 194 pinos fundidos e 226 pinos de fibra de carbono, sob restaurações indiretas, unitárias e em

pontes fixas. Foram registrados 10 casos de fraturas radiculares com pinos fundidos, todas em coroas unitárias de pré-molares. Um caso de falta de retenção foi verificado com o pino de fibra, mas nenhum caso de fratura radicular ou do pino foi encontrado. Através da análise estatística foi observada diferença significativa entre os dois tipos de pinos intra-radulares. Os autores concluíram, dentro das limitações do estudo, que a utilização de pinos de fibra de carbono em conjunto com resina composta eliminaram os riscos de fraturas radiculares verticais ⁽⁴⁰⁾.

Com o crescente apelo pela estética, outra modificação realizada ao longo do tempo foi o recobrimento das fibras de carbono por fibras brancas de quartzo ou vidro a fim de mascar a cor escura proveniente do carbono. A tentativa de combinar requisitos estéticos às promissoras características mecânicas orientou os fabricantes a projetar pinos de fibra de quartzo ou vidro.

Estas características mecânicas promissoras são conseqüências da estrutura deste material. Em relação à estrutura dos pinos, os compósitos reforçados por fibras apresentam melhora nas propriedades mecânicas pela combinação de dois ou mais materiais distintos. Fatores como o arranjo ou orientação das fibras, a concentração e distribuições de fibras têm influência significativa na resistência e em outras propriedades, como módulo de elasticidade, dos compósitos reforçados por fibras. A melhor combinação geral das propriedades dos compósitos é obtida quando a distribuição das fibras é uniforme, ou seja, de mesma direção e comprimento ⁽⁴¹⁾.

Na Odontologia, as fibras de vidro, representaram o sistema mais comum de reforço de matrizes poliméricas e foram experimentadas como reforço de resinas para a base protética já nos anos 60 ⁽³⁷⁾. Elas são disponíveis em diversas composições químicas, as mais comuns são feitas à base de sílica (cerca de 50-

60% de SiO_2) e contêm outros óxidos (cálcio, boro, sódio, alumínio, ferro, etc.). O diâmetro das fibras de vidro pode variar de 5-7 μm em alguns pinos, mas a grande maioria de pinos utiliza fibras de 12-18 μm ⁽³⁷⁾. Quanto à quantidade das fibras, esta varia entre 24 e 36 fibras/ mm^2 , com extremos girando entre 13 e 70.

Os pinos de fibra de vidro são formados por fibra de vidro envolto por uma matriz de resina epóxica ou seus derivados e, em alguns casos, por substâncias radiopacas. A matriz representa 36% do peso total da estrutura, porém sua composição verdadeira não é conhecida. A união entre fibras de vidro e matriz é obtida por agente de união, de composição não conhecida, a fim de favorecer a adesão entre os dois componentes. De qualquer modo, a resistência da ligação não é elevada, contudo é suficiente para impedir o desfibramento dos pinos pelo descolamento das fibras da matriz, durante as cargas funcionais e parafuncionais ⁽³⁷⁾.

As fibras são uniformes em relação à direção e ao comprimento. O comportamento mecânico destes pinos é considerado anisotrópico, ou seja, suas propriedades mecânicas variam quando submetidos a cargas advindas de diferentes direções ⁽³⁷⁾. Devido a esta característica, que o módulo de elasticidade varia de acordo com a direção das cargas. Porém às cargas diagonais, que são verificadas nos dentes posteriores durante a mastigação dos alimentos, apresentam valores registrados são praticamente idênticos àqueles resultantes na dentina de um elemento dental hígido ⁽⁴²⁾.

O módulo de elasticidade destes pinos (± 48 GPa) é mais similar ao da dentina (18,6 GPa), em relação ao módulo de elasticidade dos pinos metálicos (150-200 GPa) ⁽³⁷⁾. Esta particularidade, associada a cimentação adesiva, cria uma unidade mecanicamente homogênea ⁽⁶⁾. Isto faz com que o conjunto pino-cimento-adesivo-

dentina trabalhe mecanicamente como corpo único, distribuindo homogeneamente as tensões e minimizando a ocorrência de fraturas ⁽⁴³⁾. Caso elas ocorram, são predominantemente localizadas em porções mais cervicais, o que facilita o processo de reabilitação ⁽⁶⁾.

Atualmente, as propriedades dos pinos de fibra devem satisfazer a necessidades contrastantes. Deve-se atender aos princípios bem conhecidos pelos quais um dente tratado endodonticamente é tanto mais resistente quanto maior for a quantidade de estrutura remanescente ^(44, 45). Por outro lado, condutos radiculares finos pressupõem a utilização de pinos de menor diâmetro, e isto repercute em menor resistência mecânica ⁽³⁴⁾.

Assim sendo, um pino com resistência e módulo de elasticidade elevado é preferível, uma vez que pode ser usado em pequenos diâmetros permitindo maior remanescente dental. Porém, caso haja um aumento considerável no módulo de elasticidade do pino, este perde uma de suas qualidades, isto é, a similaridade ao módulo de elasticidade da dentina ⁽³⁴⁾.

Entretanto, os pinos de fibra foram criticados com relação a sua resistência à flexão e à adesão com materiais resinosos empregados na reconstrução da coroa ⁽⁵⁾. No caso da resistência à flexão (1050 ± 50 MPa), esta sofre diminuição significativa quando o material é submetido à ciclagem térmica ⁽³⁾. Já em relação à adesão destes pinos aos materiais que irão restaurar a parte coronária, embora eles tenham mostrado resistência à fratura comparável às coroas de ouro, a presença de bolhas e fendas na interface com o pino afeta negativamente, aumentando o risco da fratura dos materiais reconstrutores sob cargas funcionais ⁽⁴⁶⁾. No entanto, existem diferenças entre elas quanto às características estruturais e à resistência à fadiga ⁽⁴²⁾.

Contudo, a diversidade dos pinos ainda não proporcionou situação clínica totalmente confiável. Sabe-se que o pino ideal deve transmitir a mínima tensão residual ao dente, permitir fácil remoção para possível retratamento endodôntico e possibilitar a suficiente retenção da restauração, sendo esta a sua principal função⁽¹⁾.

Embora a retenção da restauração seja primordial, a falha neste princípio é a maior causa de insucesso dos tratamentos com pinos de fibra. Isto se deve provavelmente pelo rompimento da união entre o sistema adesivo e a dentina radicular, e se deve a maior concentração de tensões nessa área, considerando-se esta uma área crítica^(47, 48).

Mesmo que a interface sistema adesivo/dentina radicular seja problemática, outra grande preocupação se concentra na interface cimento-pino. Foi comprovado que a microinfiltração marginal que ocorre nos pinos de fibra deve-se, principalmente, à diferença entre a rigidez de cimento e do pino que é maior do que entre o cimento e o substrato dentinário, levando a possível fratura da interface cimento-pino⁽⁴⁾.

O conhecimento da estrutura, composição e propriedades físicas dos pinos de vidro é de suma importância no estudo da adesão entre ele, o cimento resinoso e a dentina radicular, buscando minimizar as falhas adesivas e conseqüentes insucessos clínicos.

2.2 Adesão do pino de fibra à estrutura dental

A retenção dos pinos de fibra de vidro tem sido muito investigada nos últimos anos ^(11, 16, 49, 50), uma vez que as propriedades mecânicas do mesmo atende às necessidades clínicas ^(4, 50).

É importante ressaltar o estudo das diferentes interfaces envolvidas na adesão dos pinos de fibra à dentina radicular. Uma restauração envolvendo pino de fibra tem pelo menos duas interfaces, uma entre o pino e o cimento resinoso e outra entre o cimento/adensivo e a dentina radicular ⁽⁴⁾. O sucesso das cimentações adesivas dos pinos de fibra depende da efetiva união estabelecida e entre estas diferentes interfaces.

Para a melhor compreensão deste complexo processo de adesão, este tópico foi subdividido de acordo com os fatores relacionados às diferentes interfaces encontradas, ou seja, entre dentina e cimento e entre cimento e pino.

2.2.1 fatores relacionados à interface entre adesivo/cimento e dentina

A adesão entre materiais restauradores e os tecidos duros tem sido estudada há muitos anos. As primeiras pesquisas com adesivos dentinários ocorreram em

1949, com o desenvolvimento do primeiro adesivo à base de GPDM – dimetacrilato de ácido glicerofosfórico, porém a sua utilização não alcançava uma união adequada⁽⁵¹⁾. Mas em 1955, foi proposto o uso de ácidos para alterar a superfície do esmalte, tornando-a mais própria para adesão⁽⁵²⁾. O condicionamento ácido do esmalte promove ótima microrretenção mecânica, não sendo uma preocupação atualmente quando associado a adesivos convencionais⁽²²⁾.

Porém, o desafio atual é o desenvolvimento de agentes que possam aderir à dentina e ao cimento⁽⁵³⁾. A dentina é uma estrutura biológica complexa. Vários componentes estruturais e as propriedades físicas deste substrato podem afetar diretamente a adesão, como a matriz orgânica de colágeno, o reforço de hidroxiapatita, e a distribuição e organização microestrutural destes elementos⁽⁵⁴⁾. Para alcançar a união entre este substrato tão heterogêneo e o material adesivo, é necessária a penetração de monômeros resinosos na superfície de dentina condicionada, criando embricamento micromecânico entre o colágeno e a resina, assim formando camada híbrida ou zona de interdifusão⁽⁵⁵⁾.

A criação de uma camada híbrida eficiente só é possível devido a um adequado condicionamento da dentina. Este deve ser realizado com o auxílio de ácidos inorgânicos (ácido fosfórico) ou orgânicos (metacrilatos carboxílicos).

O ácido mais utilizado para o condicionamento é o fosfórico, em concentrações que variam entre 30 e 40%. Em geral são aplicados por tempos que variam entre 15 e 30 segundos tanto em esmalte, como em dentina, seguido de lavagem pelo mesmo período⁽⁵⁶⁾. No substrato dentinário deve ser tomado cuidado especial na remoção de água para evitar o colapsamento das fibras colágenas^(57, 58). No entanto é importante salientar que além do colapsamento das fibras colágenas da dentina ser prejudicial, o excesso de água também pode criar diluição do primer

hidrofílico, gerando espaços vazios na interface dentinária, prejudicando a união entre estes substratos ^(2, 10, 59).

Entretanto para superar a dificuldade em relação aos problemas causados pelo excesso de secagem dentinária foram lançados os adesivos autocondicionantes, nos quais ácidos orgânicos são utilizados em dentina e não requerem o enxágüe após o condicionamento. Esses materiais possuem primers contendo monômeros acídicos que conseguem dissolver parcialmente a *smear layer* e penetrar nos túbulos dentinários, realizando hibridização ao incorporar parte da *smear layer* ⁽⁶⁰⁾. Porém, o monômero ácido dos sistemas adesivos autocondicionantes age de forma menos agressiva, desmineralizando a dentina em menor quantidade, porém podendo alcançar valores elevados de resistência de união ⁽⁶¹⁻⁶³⁾. Contudo, os sistemas adesivos de três passos, ou seja, aqueles no qual é necessária a aplicação do condicionamento ácido, seguido pelo primer hidrofílico, e agente de união hidrófobo são os que mostram os maiores valores de resistência de união ⁽⁶⁴⁾, e com melhor desempenho em estudo clínico longitudinal ⁽⁶⁵⁾.

Esta categoria de sistemas adesivos remove a *smear layer* de dentina tanto coronária como intra-radicular, proporcionando adesão mais confiável, sendo estes sistemas adesivos chamados de *Gold Standards*. Desta forma a utilização destes adesivos é interessante em estudos de resistência de união, independente dos materiais ou técnicas a serem testados.

A *smear layer* intra-radicular é constituída de restos de matéria orgânica e inorgânica, de instrumentos cortantes ou abrasivos, óleos, saliva e microorganismos. Clinicamente, ela tem uma média de espessura de 1 a 5 μm ⁽⁶⁶⁾, no entanto a profundidade dela para o interior dos túbulos dentinários pode variar de poucos micrometros até 40 μm ⁽⁶⁷⁾. Esta camada é observada dentro dos canais radiculares

após instrumentação e é considerada bastante espessa ⁽⁶⁷⁾. Inicialmente a maior preocupação com a presença desta camada dentro do canal era a possibilidade de ter contaminação por bactérias presentes no conduto, após a obturação. Com isso, muitas soluções irrigadoras são utilizadas para a remoção e provável descontaminação do canal.

O hipoclorito de sódio (NaOCl), em diferentes concentrações, e o EDTA (etileno diamino tetra-acético), são soluções empregadas com esta finalidade. Porém, muitas vezes estes produtos não removem esta camada de *smear*, que em junção com resíduos dentinários dissolvidos e restos bacterianos ocasionam o aparecimento de debris ⁽⁶⁸⁾. Atualmente, sabe-se que a *smear layer* e também a presença de debris ocasionados pelas substâncias que se mantêm dentro do canal, devem ser removidos para aumentar a retenção dos pinos intrarradiculares ^(69, 70).

Outro fator que influencia neste procedimento adesivo é a heterogeneidade da dentina do conduto radicular. Esta pode influenciar na adesão do pino de fibra, especialmente com relação à densidade e diâmetro dos túbulos dentinários. A morfologia da dentina avaliada nos canais radiculares em termos de orientação de túbulos dentinários, densidade e mesmo aumento da área de superfície após condicionamento mostra aumento muito maior da adesão na dentina do terço cervical e médio ⁽⁷⁾. Em outro estudo foi comprovado que a região cervical tem maior resistência de união do que a região apical ⁽¹⁹⁾.

Apesar das diferenças nas constituições regionais entre as diferentes porções de dentina radicular, algumas propriedades mecânicas como resistência a tração, são semelhantes em dentinas cervical coronária e radicular ⁽⁷¹⁾. Foi verificado em testes de resistência à tração, que as diferentes dentinas apresentavam valores similares tanto quando foram tracionadas perpendicularmente à direção dos túbulos

dentinários (cervical: 60,3MPa; radicular 59,6MPa), como quando tracionadas paralelamente aos túbulos (cervical: 36,7 MPa; radicular: 41,1).

O cimento de obturação endodôntica também pode influenciar na resistência de união entre pinos de fibra e dentina radicular. A utilização de material para a obturação endodôntica à base de eugenol pode afetar negativamente na adesividade dos cimentos resinosos à dentina ⁽⁹⁾. Muito embora, este cimento e a dentina circundante possam ser removidos na preparação para a colocação do pino de fibra, o ideal é não utilizar estes materiais para a obturação do conduto radicular ⁽⁷²⁾.

Todavia, estes não são os únicos fatores que interferem na resistência adesiva entre cimento resinoso e dentina radicular. Tem-se ainda um substrato dentinário com baixo potencial de hibridização ⁽⁷³⁻⁷⁵⁾, alto fator C nos canais radiculares ⁽¹⁰⁾, dificuldade de fotopolimerização do cimento e adesivos dentro dos condutos radiculares ^(76, 77) e também incompatibilidade química entre o sistema adesivo e o cimento resinoso, como já foi relatado ^(78, 79).

O alto fator C está relacionado à configuração da cavidade que é medida pela razão entre as faces aderidas e as livres da restauração ⁽⁸⁰⁾. No caso de pinos endodônticos o fator C é muito grande porque o número de paredes aderidas se sobrepõe ao número de paredes livres, já que o conduto radicular tem apenas uma parede livre que é a entrada deste.

Embora a configuração do conduto radicular não seja favorável, a falha adesiva se dá normalmente pela incompatibilidade química entre adesivos de baixo pH e o cimento, importante aspecto que pode interferir negativamente na cimentação de um pino de fibra de vidro. Um estudo que avaliou a resistência de união de quatro sistemas adesivos com diferentes pH, associados a duas resinas

compostas observou que os valores de resistência de união diminuem consideravelmente quando usados os sistemas de baixo pH ⁽⁸¹⁾.

Além dos fatores já citados, a adesão à dentina também pode ser influenciada por outras variáveis como a contaminação pelo sangue, saliva e materiais de preenchimento temporários ⁽⁸²⁾. Estes fatores se impõem tanto na interface adesiva dos cimentos e dentina radicular como na interface cimento e pino, causando uma diminuição dos valores de resistência adesiva.

Além dos fatores relacionados à interface cimento/adesivo e dentina, a interação cimento-pino também interfere na resistência de união entre pino de fibra e dentina radicular e por isso será discutida a seguir.

2.2.2 fatores relacionados à interface entre cimento e pino

Inicialmente, os pinos de fibra de carbono eram cimentados com o tradicional cimento de fosfato de zinco ⁽⁸³⁾. Gradualmente, esta indicação foi sendo alterada para os cimentos com propriedades adesivas à estrutura dental ⁽⁸³⁾, como os cimentos: policarboxilato, ionômero de vidro e resinosos, sendo estes últimos os mais usados atualmente ^(37, 84).

Os cimentos resinosos existem desde o início dos anos 50 e a sua formulação inicial foi baseada em um resina de metacrilato de metila ⁽⁸⁵⁾. Devido à alta contração de polimerização, tendência de irritação pulpar, microinfiltração e dificuldades de

manipulação, esses materiais tiveram seu emprego limitado. Em 1973, a utilização de cimento resinosos ativados quimicamente para a fixação de peças metálicas foi descrita, iniciando o conceito de prótese adesiva ⁽⁸⁶⁾. Os cimentos resinosos apresentavam algumas vantagens em relação ao tradicional cimento de fosfato de zinco, como adesão às estruturas dentais e pouca solubilidade nos fluídos bucais ⁽⁸⁴⁾

Atualmente os cimentos resinosos apresentam composição semelhante às das resinas compostas utilizadas para restauração. A maioria é constituída por matriz orgânica e por partículas de carga inorgânica recobertas por silano ⁽⁵³⁾.

Estes cimentos geralmente apresentam-se na forma de duas pastas, pó e líquido ou dois líquidos viscosos. A sua polimerização pode ser desencadeada por indução do sistema peróxido-amina (quimicamente ativados) ou por ativação através da luz desencadeada pela canforoquinona (fotoativados). Inúmeros sistemas de cimentação que utilizam ambos os mecanismos de polimerização são referidos como cimentos de dupla polimerização ou duais ⁽⁸⁷⁾.

A dificuldade do acesso da luz do fotopolimerizador nas regiões mais profundas do conduto radicular, como os terços médio e apical, tem causado preocupação e gerado indagações a respeito da passagem de luz pelo pino intraradicular translúcido, e se esta é efetiva para a polimerização dos materiais fotoativados em regiões profundas do conduto radicular. Esta é ainda uma dúvida de muitos pesquisadores e clínicos que discutem e questionam a eficácia da polimerização dos sistemas adesivos somente fotoativados dentro do canal radicular.

Embora tenha ocorrido grande evolução nos cimentos resinosos nas últimas décadas e o surgimento de cimentos resinoso que condicionem a dentina ⁽¹⁶⁾, ainda existe a necessidade da aplicação de sistema adesivo sobre a estrutura dental para

permitir melhor união desses cimentos sobre esta estrutura. Para a utilização em conjunto aos cimentos resinosos é recomendável o uso em conjunto de sistema adesivo ⁽⁸⁸⁾.

Os sistemas adesivos utilizados em associação aos cimentos resinosos e indicados para a cimentação de restaurações indiretas ou de pinos intra-radulares, também podem ser polimerizados por ativação química, fotoativados ou por dupla ativação. Os adesivos fotoativados apresentam como vantagem facilidade técnica pelo fato de permitirem tempo maior de trabalho e por, geralmente, apresentarem-se em frasco único. Entretanto, quando utilizados nessas indicações devem ser aplicados com cuidado, para que a camada de adesivo polimerizada não fique espessa, o que impediria o assentamento da restauração e/ou pino, e muitas vezes pela escassez de luz fotoativadora na região apical. A maioria dos cimentos resinosos utilizados para a cimentação de restaurações indiretas ou de pino de fibra de vidro é de dupla polimerização, portanto, possuem essa associação de peróxido-amina.

Muito embora todas estas dificuldades existam para a cimentação utilizando-se cimentos resinosos, a cimentação do pino de fibra combinando cimento adesivo de baixo módulo e sistema adesivo, mostrou-se mais eficaz em relação ao fosfato de zinco e o ionômero de vidro ⁽⁴⁾.

Um outro fator de suma importância para a cimentação de pinos de fibra no conduto radicular é a diferença de propriedades mecânicas dos diferentes materiais (cimento-pino-dentina). A combinação de diferentes materiais usualmente ocasiona grande concentração de tensões quando uma carga é aplicada no sistema, muito embora esta concentração de tensões seja menor do que na utilização de outros tipos de retentores intra-radulares. E esta concentração de tensões torna-se mais

perigosa quando aumenta mais a diferença de módulo de elasticidade entre os diferentes materiais. No caso da cimentação do pino de fibra, as maiores diferenças estão na rigidez entre o pino e o cimento resinoso, então, provavelmente o cimento irá fraturar na interface com o pino. Esta afirmação é consistente com a prática clínica ⁽⁴⁾.

Em um estudo, foi avaliada a resistência à fratura da interface de quatro sistemas de pinos e cimentos utilizando o ensaio de *pull-out* e também verificada a distribuição de tensões pela análise de elementos finitos. Relatou-se que para os diferentes tipos de fibras dos pinos não houve diferença estatística, provavelmente devido à semelhança da matriz de resina epóxica. Porém foi observada distribuição de tensões não uniforme significativa no cimento resinosos ⁽⁴⁾.

Outros fatores podem interferir positivamente na adesão entre o cimento adesivo e os pinos de fibra. Um deles é o uso do agente silano ⁽³⁷⁾. Além disso, a presença de BIS-GMA na superfície do pino determina maior afinidade e compatibilidade adesiva entre os dois componentes ⁽³⁷⁾. Há também uma melhora na adesão da interface entre pinos e restaurações resinosas da coroa quando o pino é silanizado ⁽²⁰⁾. Além da aplicação de silano, outra maneira de se tratar a superfície do pino é por meio de jateamento com partículas de óxido de alumínio (50µm) ⁽⁸⁹⁾. Entretanto, este tipo de procedimento não é muito difundido entre os autores sendo mais aplicado sobre superfícies metálicas e cerâmicas.

Independente do tipo de tratamento de superfície, o objetivo deste procedimento é auxiliar não só no aumento do embricamento micromecânico com o cimento resinoso, mas também, sua interação com o material de preenchimento que será aplicado na porção coronária.

Embora inúmeros sejam os fatores que possivelmente interferem na adesão entre o pino de fibra e a dentina radicular, a melhor maneira de se comprovar a influência de cada um deles é empregando testes de resistência de união.

2.3 Tipos de teste de resistência de união para avaliar a retenção de pinos de fibra em dentina radicular

A avaliação da eficácia de materiais adesivos às estruturas dentais é geralmente baseada na mensuração da resistência de união entre as partes envolvidas no processo. Esta é determinada pela aplicação de carga sobre corpos-de-prova unidos sob tensões de cisalhamento ou tração, até que ocorra o rompimento entre as partes. De uma forma geral, quanto maior a adesão entre a estrutura dental e o material testado, mais este material resistirá às tensões impostas pela contração de polimerização da resina e pela ação mecânica na cavidade oral. Em estudo sobre ensaios de resistência adesiva em dentina coronária foi observado que 80% dos ensaios utilizados foram de cisalhamento ⁽⁹⁰⁾.

Todavia, é de notório conhecimento que os testes de cisalhamento e tração apresentam limitações e até mesmo problemas, como distribuições de tensões não uniformes, grande número de fraturas coesivas e a dificuldade do perfeito alinhamento nos ensaios de tração ⁽⁹¹⁾. Sendo assim, pesquisadores buscaram

outros métodos para avaliar a resistência de união entre sistemas adesivos e substratos dentais e introduziram os ensaios de microtração, *push-out* e *pull-out*.

Tais testes podem atuar como indicativo de como um determinado material se comportaria *in vivo*. É importante salientar que um valor de resistência de união não pode ser considerado como propriedade do material ⁽⁹²⁾. Os dados encontrados sofrem influência dos fatores experimentais como, por exemplo, o tipo de compósito, tamanho e geometria de amostra, e mecânica própria do ensaio ^(24, 91). Conseqüentemente, os valores absolutos do teste não devem ser usados para extrair conclusões em comparação com outros estudos, servem mais como ferramenta para comparar os resultados de diferentes grupos em um mesmo estudo ⁽³²⁾.

Isto pode ser comprovado nos dados publicados por diferentes pesquisadores que mostram a resistência de união de um mesmo material podendo variar ^(16, 19), e ainda pela alta variabilidade do desvio padrão freqüentemente encontrado nestes testes ⁽²⁾. A variação dos resultados pode ser atribuída às variáveis inerentes da superfície dentinária, como comentadas no item 2.2, diferenças de desenhos dos testes *in vitro* e na distribuição de tensões adjacentes a interface ⁽⁵³⁾.

Em 1991, foi descrito alguns aspectos sobre a necessidade de se padronizar os testes de adesão em laboratório. Verificou-se que para avaliar os fatores de resistência de união, muitas são as variáveis que exercem influência marcante nos resultados. O autor concluiu que, devido à grande variação de metodologias nos testes, os resultados obtidos de diferentes laboratórios não podem ser comparados ⁽⁹³⁾. A literatura relata que com as limitações dos testes de resistência de união, os valores encontrados em cada estudo devem ser examinados individualmente de acordo com o contexto de sua execução ⁽⁹⁴⁾.

Para facilitar a compreensão das características dos diferentes ensaios citados anteriormente, ou seja, microtração, push-out e *pull-out*, este tópico foi subdividido de acordo com o tipo de teste.

2.3.1 ensaio de microtração

O teste de microtração foi desenvolvido em 1994 e idealizado para tentar suprir algumas limitações encontradas nos ensaios de resistência de união tradicionais, ou seja, para diminuir o número de fraturas coesivas da dentina encontrado em inúmeros estudos de resistência adesiva ^(92, 95-98). Os autores verificaram que este teste permitiu avaliar a resistência de união entre os materiais adesivos em pequenas regiões do tecido dental, diminuindo a variabilidade dos resultados, e permitindo espécimes múltiplos de um único dente. Outra vantagem que este teste mostrou foi a diminuição da interface adesiva, que por ser reduzida apresenta melhor distribuição do estresse durante o ensaio, sendo assim, o número de falhas coesivas na dentina é menor do que em testes mais tradicionais.

A explicação para o reduzido número de falhas coesivas nos espécimes no teste microtração pode ser demonstrada pela teoria de Griffith ⁽⁹⁹⁾. Nesta, conclui-se que materiais friáveis submetidos à tensão apresentam resistência à tração diminuída a medida que aumenta a área do espécime. Isto se deve à distribuição dos defeitos do material, uma vez que espécimes maiores, provavelmente contêm

defeitos maiores e, assim, maior concentração de tensão se comparados aos espécimes menores. Desta forma, durante o carregamento do espécime, a concentração de tensão nesses defeitos, inicia a formação e a propagação de trincas resultando, conseqüentemente, na ruptura a níveis baixos de carga. Apesar dessa teoria ter sido desenvolvida para materiais friáveis, ela também pode ser aplicada para testes de adesão, explicando a relação inversa entre área e resistência adesiva ⁽⁹⁸⁾.

No primeiro estudo do ensaio de microtração utilizou-se como substrato a dentina coronária ⁽⁹⁸⁾, mas o primeiro registro da técnica de microtração em dentina intra-radicular foi descrito em 1999, onde os autores fizeram uma revisão sobre o ensaio de microtração, citando a possibilidade de realização deste teste também em dentina intra-radicular ⁽¹⁵⁾.

Em 2001, foi avaliada a resistência adesiva por meio de ensaios de microtração de dois cimentos resinosos em diferentes regiões da dentina intra-radicular: cervical, média, apical ⁽¹⁰⁰⁾. Os cimentos, um com condicionamento ácido prévio (C&B Metabond/Sun Medical Co.) e outro com primer autocondicionante (Panavia 21/Kuraray Co.), foram introduzidos diretamente dentro do canal radicular, sem a utilização de pinos. Os autores não encontraram diferença entre os cimentos quando comparados entre si, em nenhuma das três regiões. No entanto, foram observadas diferenças regionais quando os materiais foram avaliados individualmente, sendo que os valores obtidos na região cervical e média não foram estatisticamente diferentes entre si, e foram significativamente maiores do que os obtidos na região apical. Os autores consideraram elevados os resultados (até 23 MPa) e demonstraram que é viável realizar este ensaio em dentina intra-radicular.

Uma metodologia para ensaio de microtração em dentina intra-radicular similar à descrita anteriormente ⁽¹⁰⁰⁾ foi utilizada por outros autores ⁽⁹⁾. Neste estudo foi utilizado um cimento resinoso quimicamente ativado sem carga (C&B Metabond/Sun Medical Co.) para avaliar duas regiões desta dentina, cervical e média, usando ou não o eugenol. Os pesquisadores não verificaram diferenças de resistência de união entre as regiões, tanto com quanto sem o eugenol. Dentro da mesma região, quando o eugenol havia sido empregado, houve diminuição dos valores, tanto na cervical (sem eugenol: 18,1MPa; com eugenol:13,6MPa) como na média (sem eugenol: 17,3MPa; com eugenol 14,8MPa). Apesar das diferenças numéricas, apenas a região cervical apresentou valores estatisticamente menores na presença do eugenol.

Tem-se observado que muitos trabalhos já estão sendo realizados com o ensaio de microtração para avaliar a resistência de união entre pino e dentina radicular ^(10, 101, 102), bem como alguma variação do teste originalmente desenvolvido. Isso ocorre principalmente pela necessidade de avaliações em pequenas regiões dos substratos estudados, geralmente substrato dental, que outros testes não conseguiriam delimitar, como é possível com este ensaio. Além do melhor delineamento das diversas regiões, proporcionado pelo ensaio de microtração, este também é considerado, pela maioria dos pesquisadores, como o ensaio mais confiável para avaliar a verdadeira interface adesiva entre o material adesivo e o substrato de interesse ⁽¹⁶⁾.

Outro estudo que buscou verificar a retenção de pinos com o ensaio de microtração afirma que o teste de microtração disponibiliza mais informações do que o teste de *push-out* ou *pull-out* tradicionais, que são utilizados para avaliar outras variáveis, como o fator de configuração cavitária ou o processo de polimerização ⁽¹⁰⁾.

Porém, em um estudo que comparava este ensaio com o de *push-out* foi observado que ocorreu grande variabilidade dos resultados no teste de microtração com alto número de falhas prematuras na resistência adesiva entre a dentina radicular e pinos de fibra de vidro ⁽²⁾.

Foram encontradas dificuldades na confecção dos corpos-de-prova, especialmente quando realizados os entalhes para a obtenção da forma de ampulheta, o que provavelmente transmitiu vibrações para a interface, e esta aumentou o estresse de forma não controlável. Outra problemática encontrada foi a grande dificuldade para limitar o contato da ponta da broca com a superfície do pino. Além disso, foi observado elevado número de fraturas permanentes na obtenção dos corpos-de-prova ⁽¹⁰³⁾.

2.3.2 ensaio de *pull-out*

Na literatura o ensaio de *pull-out* foi primeiramente descrito em 1975 no qual foi analisada a influência do polimetilmetacrilato na fixação de parafusos em osso ⁽¹⁰⁴⁾. Este ensaio foi primeiramente utilizado em testes nas áreas de ortopedia, neurocirurgia e passou a ser utilizado na Odontologia em 1976, no qual se verificou a resistência de união entre ligas de metais não preciosos e a porcelana ⁽¹⁰⁵⁾. Porém apenas em 1989, o ensaio de *pull-out* foi modificado para a utilização em dentina

radicular avaliando a resistência de união entre cimentos resinosos e este substrato (106).

Em relação a este ensaio para medir a resistência de união entre pino de fibra e dentina radicular, apenas em 2000 foi, então, avaliada a resistência de união entre pinos de carbono com esta dentina, sendo o pino puxado de dentro do conduto radicular (21).

Outro estudo analisou a adesão entre pino de fibra e quatro tipos de resinas compostas de baixo módulo de elasticidade com o auxílio do ensaio de *pull-out* e também fez uso da análise de elementos finitos para verificar a distribuição de tensões (4). Os autores relacionam este específico teste *in vitro* para caracterizar precisamente a interface entre pino e cimento. Porém, são poucas as pesquisas que relatam esta metodologia (5, 107-109).

Isto se deve ao seu elevado custo proveniente do grande número de pinos utilizados. Em um estudo realizado em 2003 foram avaliados 4 tipos de pinos de fibra e dois de cimentos resinosos em um teste de resistência de união *pull-out* associado ao estudo de elementos finitos, os autores enfatizam que o teste de “pull out” distribui melhor as tensões, e ainda é considerado capaz de medir precisamente a resistência de união entre o pino e a dentina radicular, sendo assim, um teste confiável (21).

2.3.3 ensaio de *push-out*

Outro ensaio que pode ser empregado para medir a resistência adesiva entre pinos de fibra de vidro e dentina radicular é o teste *push-out* ou de cisalhamento por extrusão. A metodologia deste ensaio é largamente empregada para investigar adesão e estabilidade mecânica de biomateriais ortopédicos em ossos ⁽¹¹⁰⁾.

Este teste foi introduzido na Odontologia em 1970 para verificar a resistência de união de diversos materiais restauradores pela extrusão de cilindros de compósitos de discos dentinários da porção coronária. O autor sugere que apesar das dificuldades na padronização da metodologia, como a difícil obtenção de paralelismo e fixação do corpo-de-prova, este teste é viável e indicado para a finalidade proposta ⁽¹¹¹⁾.

Estudos relatam que este teste proporciona uma melhor estimativa da resistência de união quando comparado aos testes convencionais, pois ele força o rompimento a ocorrer paralelamente à interface de adesão, obtendo-se, verdadeiramente uma carga de cisalhamento ⁽¹⁷⁾. Porém, os valores encontrados para a resistência adesiva são maiores do que em outros testes e, possivelmente, causados pela fricção durante o deslocamento, criando estresse na interface da restauração ⁽²⁰⁾. Outra característica importante no teste de *push-out* refere-se à possibilidade de se obter maior número de espécimes para um único dente, variando apenas a profundidade no substrato radicular. E sua grande vantagem seria a melhor simulação das condições clínicas ⁽⁹¹⁾.

Em se tratando da medição da resistência de união entre pinos e dentina, o teste *push-out* utiliza a resistência ao cisalhamento medida de múltiplos espécimes no mesmo dente, variando apenas a profundidade do conduto radicular. Este método oferece vantagens significativas em relação aos testes que proporcionam um corpo-de-prova por dente, como o teste de cisalhamento e tração.

Contudo, o teste de *push-out* não deve ser considerado como sendo mais confiável que o teste de microtração na avaliação da retenção de pinos de fibra em canais radiculares. Pelo contrário, seus resultados estão de acordo com estudos anteriores de engenharia, nos quais a maior contribuição da força de fixação é pelo atrito que causa o deslizamento ⁽²⁰⁾.

Outra limitação inerente a este ensaio é a dificuldade de alinhamento da carga. A aplicação da carga deve estar perpendicular ao corpo-de-prova e também ser localizada exatamente na interface adesiva, e não apenas no pino, ou pior na dentina radicular, podendo assim falsear os valores de resistência de união.

Na tentativa de minimizar estas limitações, foi desenvolvido no presente estudo, um ensaio de *push-out* modificado. Este permitiu que a carga seja aplicada em toda a superfície do pino, padronizando então o local de aplicação da carga, já que existe uma parte do pino sobressalente na face de aplicação da carga. Além de possibilitar que a carga seja aplicada de forma perpendicular, uma vez que existe uma parte do pino sobressalente na face oposta a de aplicação da carga. Estas alterações na geometria dos corpos-de-prova foram elaboradas para tentar diminuir as limitações inerentes ao ensaio de *push-out* convencional e na busca de um ensaio de resistência de união que possa ser mais confiável.

Para a análise dos diferentes ensaios foi usada uma ferramenta desenvolvida originalmente para análises estruturais na engenharia, a análise de elementos

finitos. Este método, que foi introduzido em 1956, é o mais avançado e eficaz procedimento de análises de tensões, deformações e deslocamentos ⁽¹¹²⁾. Apenas em 1969 é que esta metodologia de análises de tensões foi trazida para a Odontologia, quando foi analisado um dente incisivo superior por meio de relação linear de força/deslocamento, na qual as forças aplicadas eram exclusivamente verticais, e depois, horizontais ⁽¹¹³⁾.

A análise de elementos finitos é uma técnica pela qual pode ser recriado matematicamente o comportamento de um sistema físico determinado. Os elementos finitos são subdivisões do modelo, pequenas o suficiente para tornar viáveis as abordagens analíticas em cada um destes elementos e na combinação dos seus efeitos ⁽¹¹⁴⁾. Esta análise vem revolucionando diversas formas de pesquisa sendo, atualmente, uma metodologia bastante eficiente e segura. O estudo de retentores radiculares, sejam eles metálicos ou de fibras, bem como as restaurações para reabilitação dos elementos dentários, já foram muito auxiliados por este tipo de análise ^(47, 115, 116).

Isto se deve principalmente porque a análise da distribuição de tensões em dentes é muito complexa em relação à considerável quantidade de materiais diferentes e, também, à complexa geometria. Sendo assim, simulações em modelos computadorizados permitem uma interação simultânea entre as muitas variáveis envolvidas em um estudo ⁽¹¹⁷⁾.

O estudo especificamente dos pinos de fibra pela análise e elementos finitos costumam ter o enfoque da diferença da distribuição de tensões entre estes pinos e os metálicos. Em um estudo utilizando a análise de elementos finitos em duas dimensões foi comprovado que pinos de fibra produzem menor concentração de

tensões na dentina radicular circundante à ponta do pino do que os pinos metálicos⁽¹¹⁸⁾. Outros estudos tiveram os mesmos resultados^(119, 120).

Para verificar a influência da profundidade e do diâmetro de tipos de pinos intra-radiculares, uma pesquisa utilizou a análise por elementos finitos em 3 dimensões, e concluiu-se que os pinos devem ser cimentados com o máximo de profundidade possível, obedecendo 5mm de remanescente de gutta-percha, sem a preocupação com um diâmetro correto. Porém, na literatura um grande número de estudos sobre dentes restaurados com pinos e coroas, é feito pela análise de elementos finitos em duas dimensões^(116, 121). Considerando-se uma distribuição de tensões idênticas em todas as secções verticais paralelas, a análise em duas dimensões torna-se compatível com a realidade clínica⁽¹¹⁶⁾. Ainda que a análise de elementos finitos em 3 dimensões seja mais precisa na descrição do estado real da tensão, esta é muito mais trabalhosa e complexa, despendendo muito mais tempo⁽¹¹⁶⁾.

A análise de elementos finitos para verificação da distribuição de tensões também já foi utilizada para avaliar a sensibilidade da resistência de união quanto ao formato de corpo-de-prova e mudanças nas condições dos ensaios mecânicos^(122, 123). Estes estudos mostram a necessidade de um enfoque maior no formato de alguns testes de resistência de união de resinas ou cerâmicas, na busca de uma maior padronização entre os ensaios.

Para complementar os resultados encontrados pelos ensaios de resistência de união e pela análise de elementos finitos é de suma importância a análise do padrão de fraturas dos corpos-de-prova após a realização dos ensaios. Para isso foi utilizada uma outra ferramenta que já auxiliou muitos estudos na área da Odontologia, ou seja, a microscopia. Os diferentes tipos de microscopias,

principalmente a eletrônica de varredura e a de transmissão, são muito utilizadas atualmente, porém elas necessitam que as amostras sejam desidratadas ⁽⁵⁹⁾, fixadas ⁽¹²⁴⁾, fatiadas ⁽¹²⁵⁾, polidas ⁽⁷⁵⁾ além de outros procedimentos inerentes ao preparo da amostra para observação no microscópio, como o vácuo. Outro tipo de microscopia menos utilizada é a confocal a laser de varredura. Nesta modalidade de visualização as amostras não necessitam de nenhum tipo de tratamento ou preparo prévio ⁽¹²⁶⁾ o que a torna muito utilizada em observação de amostras vivas ou frescas ⁽¹²⁷⁾.

Além disso, podem ser obtidas secções seriadas perfeitas de amostras, e estas são capazes de mensurações quantitativas, bem como reconstruções em 3 dimensões com o auxílio do software próprio ⁽¹²⁸⁾. Para a análise do padrão de fratura este tipo de microscopia, embora empregada ⁽¹²⁶⁾, ainda não foi muito explorada na Odontologia, especialmente no que se refere a padrões de fratura.

Baseado nestas considerações é importante desenvolver um estudo que compare os diferentes testes laboratoriais utilizando as mesmas variáveis, no âmbito da adesão entre os pinos de fibra e os canais radiculares, para melhor entender os resultados e até mesmo realizar uma análise crítica dos diferentes testes.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar e comparar os ensaios de microtração, *pull-out* e o de *push-out*, por meio de parâmetros como:

- Valores de resistência de união obtidos experimentalmente entre pino de fibra de vidro e a dentina radicular;
- Sensibilidade, ou seja, capacidade de apontar diferenças como as regiões radiculares;
- Quantidade de falhas prematuras e sua inclusão;
- Variabilidade por meio do coeficiente de variação de cada ensaio;
- Padrão de fratura através da microscopia confocal de varredura;
- Distribuição de tensões por meio da análise de elementos finitos

4 MATERIAL E MÉTODOS

A realização de toda parte experimental desta dissertação foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Quarenta dentes anteriores superiores extraídos por razões periodontais foram cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da USP (BDH/FO-USP). Previamente ao estudo, os dentes foram limpos com curetas periodontais (Duflex, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e armazenados em água destilada a 37° C.

Neste estudo a adesão entre pino de fibra e dentina radicular foi avaliada utilizando-se de ensaios de resistência de união encontrados na literatura, e ainda foi proposta uma nova metodologia com a finalidade de buscar um método mais confiável e reprodutível. Para esta avaliação também foram observados, além dos valores de resistência de união de cada teste, análise por elementos finitos e outros parâmetros como quantidade de falha prematura, padrão de fratura, e variabilidade nos resultados de cada ensaio.

4.1 Ensaios mecânicos

Todos os dentes foram seccionados perpendicularmente ao longo eixo do dente com auxílio de discos de carboril, refrigerados com água, imediatamente abaixo da junção esmalte-cimento.

Os canais radiculares foram acessados com brocas tipo Gates (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e o esvaziamento dos respectivos condutos foi feito com limas tipo K (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), número 10, associando solução de hipoclorito de sódio a 0,5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil). O comprimento real de trabalho foi determinado quando a lima atingia o forame apical, assim subtraía-se 1mm do comprimento, e transferia este valor para os demais instrumentos a serem utilizados, no preparo químico mecânico do conduto. O primeiro instrumento selecionado era aquele que se mostrava mais justo ao canal (129).

A instrumentação do canal foi realizada com hipoclorito de sódio a 0,5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil) até a lima de número 40, padronizando-se o diâmetro do conduto (Figura 4.1). Após este procedimento efetuou-se a irrigação e aspiração fina com 10ml de solução de EDTA-T a 17% (Fórmula e Ação, São Paulo, SP, Brasil) seguidos de mais 10ml de solução de hipoclorito de sódio a 0,5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil). Terminada a instrumentação, os canais foram secos com cones de papel absorvente (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça).

Figura 4.1-Fotografia da instrumentação do conduto radicular

Para a obturação dos condutos instrumentados foi utilizada a técnica de condensação lateral, utilizando-se cones de guta-percha (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil) e cimento obturador AH Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), o qual foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Após a obturação, removeram-se os cones de guta-percha (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil) em nível cervical com calcadores de Paiva (Colgran, Bogotá, Colômbia) aquecidos, sendo feito o vedamento da entrada dos condutos com cimento provisório de ionômero de vidro Vidrion, (SS WHITE, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

Após 72 horas de armazenamento em água destilada a 37^o C em 100% de umidade, iniciou-se o preparo para os retentores intra-radulares, com auxílio de calcadores Paiva (Colgran, Bogotá, Colômbia), brocas tipo Gates e Largo (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), respeitando o limite apical do material obturador de 4mm, de acordo com as instruções de cimentação do pino de fibra de vidro.

A partir deste ponto, os dentes foram divididos em 4 grupos (n=10), de acordo com o ensaio a ser realizado: microtração, *push-out* convencional, *push-out* modificado” e *pull-out*

4.1.1 preparação das amostras para o ensaio de microtração

Dez raízes foram aleatoriamente selecionadas para o ensaio de microtração. Após a desobturação parcial do canal radicular foi realizada, imediatamente, a cimentação do pino de fibra no canal radicular. Para isto foi utilizado o sistema adesivo Scotchbond Multi Uso Plus (3M-ESPE, MN, USA), de acordo com as instruções do fabricante. Este adesivo preconiza o condicionamento com um gel de ácido fosfórico a 37% (3M-ESPE, MN, USA) no interior do canal radicular por 15 segundos, seguido da lavagem abundantemente pelo mesmo tempo. O excesso de água foi removido do conduto com leve jato de ar e com cones de papel absorvente (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). Após a secagem, foi aplicado o sistema adesivo, de acordo com as instruções do fabricante para cimentação de pinos de fibra. Depois da aplicação do sistema adesivo, o cimento resinoso Variolink II (Ivoclar/Vivadent, Scaan, Liechtenstein) foi manipulado segundo as instruções do fabricante e injetado no conduto com auxílio de seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para, então, ser acomodado o pino de fibra e o conjunto fotoativado por 40 segundos.

Antes de serem colocados no conduto, os pinos de fibra de vidro FRC Postec Plus n° 3 (Ivoclar/Vivadent, Scaan, Liechtenstein) sofreram processo de desengorduramento por meio de limpeza com álcool, seguido de silanização com agente pré-hidrolisado (Monobond S, Ivoclar/Vivadent, Scaan, Liechtenstein) conforme especificações do fabricante.

Após 72 horas da cimentação dos pinos, as raízes foram fixadas com cera pegajosa (Kota, São Paulo, SP, Brasil) e seccionadas perpendicularmente ao seu longo eixo com o auxílio de um disco de diamante (Erios, São Paulo, SP, Brasil) sob refrigeração constante em máquina de corte de precisão Labcut 1010 (Extec, Enfield, CT, USA). As fatias tinham espessura média de 1mm (variação entre 0,9-1,1mm), aferidas com paquímetro digital de precisão (Starrett-727-6/150, Itu, SP, Brasil), variando de 0,9-1,1mm de espessura. Secções seriadas foram feitas até o aparecimento da guta-percha na região apical. Embora mais de uma fatia possa ter sido ensaiada para cada região, apenas a média de resistência de união de cada região foi utilizada para os resultados.

Para finalizar o preparo do corpo-de-prova, cada fatia obtida recebeu dois entalhes, diametralmente opostos, assemelhando-se ao formato de ampulheta (Figura 4.2). Estes cortes foram feitos por meio de ponta de diamante em forma tronco-cônica (FF 3195-KG, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), montada em uma peça de alta rotação e usada sob refrigeração. Os entalhes atingiram a superfície do pino de fibra e foram feitos com constante observação no estereoscópio (Baush & Lomb) com aumento de 25X para verificar a interface nos entalhes. As fatias com os entalhes feitos foram devidamente identificadas e armazenadas na água, em temperatura ambiente por uma semana.

Figura 4.2-Fotografia do corpo-de-prova para o teste de microtração

Previamente ao ensaio de microtração, cada corpo-de-prova teve os valores do diâmetro do pino e da corda de circunferência encontrada entre os entalhes medidos com o auxílio do estereoscópio (Baush & Lomb). Já a espessura da fatia foi medida por meio de paquímetro digital de precisão de 0,01 mm (Starret, Itu, São Paulo, Brasil). As extremidades dos corpos-de-prova foram cuidadosamente coladas com adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder[®] gel, Henkel Loctite, Seneis, França) a garras adaptadas e desenvolvidas para o ensaio de microtração. O conjunto foi fixado em máquina de ensaio universal (Kratos Dinamômetros, Embu, SP, Brasil) e tracionado a velocidade de 0,5 mm/min até que a fratura ocorresse (Figura 4.3). Neste momento o valor da carga em quilogramas era registrado e foi feito o cálculo da resistência de união ⁽¹⁰⁾.

Figura 4.3-Fotografia do corpo-de-prova colado na garra no ensaio de microtração

A resistência de união foi expressa em MPa através da divisão da carga no momento da fratura (N) pela a área adesiva (mm²). E o comprimento exato da interface adesiva foi encontrado calculando-se o arco da circunferência (Figura 4.4):

$$A = r \times 2 \sin \theta^{-1} \times \left(\frac{C}{2r} \right)$$

Onde:

A é o arco;

r é o raio do pino;

$\sin \theta$ é seno do ângulo formado entre a corda e o centro do pino de fibra;

C é a corda da circunferência;

Figura 4.4-Esquema para o cálculo do valor do arco, sendo que c é a corda, r o raio da circunferência e θ o ângulo entre a corda e o centro do pino

Após o arco ter sido calculado, a área adesiva foi encontrada da seguinte maneira:

$$\text{Área Adesiva} = A \times h$$

Onde:

A é o arco de circunferência;

h é a espessura da fatia.

4.1.2 preparação das amostras para o teste de *push-out*

Para o teste de *push-out* também foi escolhido dez raízes aleatoriamente, e estas, já com o canal radicular desobturado, tiveram o mesmo tratamento que as raízes no ensaio de microtração, sendo utilizados os mesmos materiais. A cimentação assim como o tratamento do pino de fibra, também foi realizada da mesma maneira do que no ensaio de microtração.

As raízes foram fixadas com cera pegajosa (Kota, São Paulo, SP, Brasil) e cortadas, sob refrigeração constante, na máquina de corte Labcut 1010 (Exttec, Enfield, CT, USA) em fatias de 1mm, aferida com paquímetro digital de precisão (Starrett/ (Starrett, Itu, SP, Brasil) e variação de 0,9-1,1mm de espessura, perpendicularmente ao seu longo eixo, com o auxílio de um disco de diamante e sob refrigeração de água. Secções seriadas foram feitas até o aparecimento da guta-

percha na região apical, porém apenas a média de resistência de união de cada região encontrada por meio dos valores das fatias correspondentes foi utilizada para os resultados (Figura 4.5).

Previamente ao ensaio de *push-out* cada corpo-de-prova, também, teve os valores do diâmetro do pino medidos com o auxílio do estereoscópio (Baush & Lomb). Já a espessura da fatia foi medida por paquímetro digital de precisão de 0,01 mm (Paquímetro Eletrônico Digital 227- Starret).

Figura 4.5-Fotografia do corpo-de-prova para o teste de *push-out*

Cada corpo-de-prova foi colocado em um dos compartimentos próprios de diferentes diâmetros, conforme a melhor adaptação, sempre com a base menor do corte voltada para cima. Foram construídas pontas metálicas retas de diâmetros variados, conforme o diâmetro do pino que seria ensaiado, sempre buscando uma melhor adaptação, e estas foram posicionadas no centro do pino. A carga foi aplicada no sentido apical-coronal, empurrando o pino através do maior lado da amostra, e a fratura adesiva foi constatada pela extrusão do pino do canal radicular. O conjunto foi ensaiado em máquina de ensaio universal (Kratos Dinamômetros, Embu, SP, Brasil) e tracionado a velocidade de 0,5 mm/min até que a fratura

ocorresse (Figura 4.6). Neste momento, o valor da carga em quilogramas era registrado e foi feito o cálculo da resistência de união.

Figura 4.6-Fotografia do corpo-de-prova colado na base para o ensaio de *push-out*

A resistência de união foi calculada transformando-se a carga no momento da extrusão (N) e dividindo esta pela área adesiva (mm²). A área adesiva foi encontrada pela fórmula de tronco de cone:

$$\text{Área Adesiva} = \left\{ \left[\pi \times (R + r) \right] \times \left[h^2 + (R - r)^2 \right]^{0,5} \right\}$$

Onde:

π é a constante 3,1416;

R é o raio maior do pino de fibra;

r é o raio menor do pino de fibra;

h é a espessura da fatia.

4.1.3 preparação das amostras para o teste de *push-out* modificado

Foi proposto um ensaio de *push-out* modificado, que buscou suprir algumas limitações do ensaio de *push-out* convencional, como a dificuldade em se aplicar a carga exatamente na interface adesiva. Com isso, procurava-se não só reduzir o número de fraturas coesivas de dentina, mas também garantir que a carga fosse aplicada perpendicularmente à interface adesiva, buscando viabilizar uma alternativa para os ensaios de resistência de união entre pino de fibra, cimento e dentina radicular.

Para isso, dez raízes foram fixadas com cera pegajosa (Kota, São Paulo, SP, Brasil) e cortadas, sob refrigeração constante, na máquina de corte Labcut 1010 (Extex, Enfield, CT, USA) em fatias de 1mm, aferida com paquímetro digital de precisão (Starrett-727-6/150, Itu, SP, Brasil) e variação de 0,9-1,1mm de espessura, perpendicularmente ao seu longo eixo com o auxílio de um disco de diamante. Secções seriadas foram feitas até o aparecimento da guta-percha na região apical.

Em seguida, os pinos de fibra também foram cortados em três partes iguais (cervical, média e apical), de aproximadamente 4mm de comprimento, com auxílio de um disco diamantado de 0,1mm de espessura (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil).

Para esse ensaio foram escolhidas três fatias de raiz, as que melhor se adaptassem às porções pinos correspondentes, uma de cada região para serem cimentados os pino (Figura 4.7). Todas as fatias das raízes foram condicionadas

com ácido fosfórico e seguiu-se o mesmo protocolo de aplicação de sistema adesivo e de silanização do pino que dos outros ensaios.

Figura 4.7-Fotografia mostrando as três fatias de raiz

Após a aplicação do sistema adesivo, o cimento resinoso Variolink II (Ivoclar/Vivadent Scaan, Liechtenstein), manipulado de acordo com as instruções do fabricante, foi injetado nas fatias de dentina radicular com auxílio do sistema Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para, então, ser acomodado às porções correspondentes de pino de fibra com o auxílio de paralelômetro, e o conjunto fotoativado por 40 segundos (Figura 4.8).

Figura 4.8-Fotografia da cimentação das porções de pinos nas fatias de raiz correspondentes com o auxílio do paralelômetro

Cada terço de pino de fibra foi cimentado na fatia de dentina de maneira perpendicularmente de modo que o pino transpassasse a raiz em 1mm de cada

lados (Figura 4.9). Depois, os corpos-de-prova foram devidamente identificados e armazenados na água, em temperatura ambiente por uma semana.

Figura 4.9-Fotografia do corpo-de-prova de *push-out*, mostrando o transpasse do pino de fibra

Previamente ao ensaio de *push-out*, cada corpo-de-prova teve os valores dos diâmetros maiores e menores do pino e da espessura da fatia medidos por paquímetro digital de precisão de 0,01 mm (Paquímetro Eletrônico Digital 227-Starret). Cada corpo-de-prova foi colocado em um dos compartimentos de diferentes diâmetros utilizados no ensaio de *push-out*, conforme a melhor adaptação, sempre com a base menor do corte voltada para cima. Uma única ponta metálica montada foi posicionada no centro do pino transpassado. A carga foi aplicada no sentido apical-coronal, empurrando o pino através do maior lado da amostra. A fratura adesiva foi constatada pela extrusão do pino do canal radicular, assim como no ensaio de *push-out*. As amostras foram ensaiadas em máquina de ensaio universal (Kratos Dinamômetros, Embu, SP, Brasil) e tracionadas a velocidade de 0,5 mm/min até que a fratura ocorresse (Figura 4.10). Neste momento, o valor da carga em quilogramas era registrado e feito o cálculo da resistência de união.

Figura 4.10-Fotografia do ensaio de *push-out* modificado sendo realizado

A resistência de união foi calculada da mesma maneira que no ensaio anterior, ou seja:

$$\text{Área Adesiva} = \left\{ \left[\pi \times (R + r) \right] \times \left[h^2 + (R - r)^2 \right]^{0.5} \right\}$$

Onde:

π é a constante 3,1416;

R é o raio maior do pino de fibra;

r é o raio menor do pino de fibra;

h é a espessura da fatia.

4.1.4 preparação das amostras para o teste de *pull-out*

Para os testes de *pull-out*, dez raízes foram primeiramente fatiadas com a mesma espessura do que nos testes anteriores. Assim como no *push-out*

modificado, cada raiz proporcionou três fatias, uma para cada região (cervical, media, apical). Os pinos de fibra também foram cortados em três partes iguais com auxílio de disco diamantado de 0,1 mm de espessura (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). Foram utilizados os mesmos materiais e as mesmas técnicas do que no ensaio de *push-out* modificado.

Porém, na cimentação deixou-se 3,0 mm de pino de fibra sobressalente, no lado de maior diâmetro pois ao invés de empurrar o pino, este foi fixado em uma pinça e puxado até a extrusão do pino do canal radicular (Figura 4.11).

Figura 4.11-Fotografia do corpo-de-prova para o ensaio de *pull-out*.

Previamente ao ensaio, cada corpo-de-prova teve os valores dos diâmetros maiores e menores do pino e da espessura da fatia medidos por um paquímetro digital de precisão de 0,01 mm (Paquímetro Eletrônico Digital 227- Starret). Cada corpo-de-prova foi colocado em um dos compartimentos próprios de diferentes diâmetros. Porém a fatia de raiz ficava sob um anteparo e o pino era mantido por pinças de diferentes diâmetros que eram utilizadas de acordo com a melhor adaptação. A carga foi aplicada no sentido apical-coronal, puxando o pino através do maior lado da amostra. A fratura adesiva foi constatada pela extrusão do pino do canal radicular. O conjunto foi ensaiado em máquina de ensaio universal (Kratos

Dinamômetros, Embu, SP, Brasil) e tracionado a velocidade de 0,5 mm/min (Figura 4.12) até que a fratura ocorresse. Neste momento o valor da carga em quilogramas foi registrado e feito o cálculo da resistência de união.

Figura 4.12-Fotografia do corpo-de-prova do ensaio de *pull-out* sendo ensaiado

Para expressar a resistência adesiva em MPa, foi utilizada a mesma fórmula que nos ensaios de *push-out*”, ou seja:

$$\text{Área Adesiva} = \left\{ [\pi \times (R + r)] \times [h^2 + (R - r)^2]^{0.5} \right\}$$

Onde:

π é a constante 3,1416;

R é o raio maior do pino de fibra;

r é o raio menor do pino de fibra;

h é a espessura da fatia.

4.2 Microscopia confocal de varredura

Após os ensaios mecânicos, todos os corpos-de-prova de todos os ensaios foram analisados com o auxílio de microscópio confocal de varredura a laser (Carl Zeiss Laser Scanning Systems - LSM510, META, Alemanha) e um comprimento de onda excitatório de 488 nm foi usado. Toda a luz emitida entre 500-550 nm e acima de 560 nm foi coletada por diferentes filtros. Todas as imagens, inclusive as em 3 dimensões foram processadas com a ajuda do software Zeiss LSM Image Browser, (META, Alemanha). Ao todo foram analisados 163 corpos-de-prova.

Os espécimes, após a fratura, foram armazenados individualmente até a realização da microscopia, mas não tiveram que passar por nenhum procedimento específico. Foram obtidas fotomicrografias sempre com o mesmo aumento (de 100 vezes), para todos os espécimes.

As fraturas observadas foram classificadas em:

Fraturas adesivas entre pino de fibra e cimento;

Fraturas adesivas entre cimento e dentina;

Fraturas coesivas de cimento;

Fraturas coesivas de dentina;

Fraturas coesivas de pino.

4.3 Análise de elementos finitos

As etapas básicas para análise de uma estrutura por meio do método de elementos finitos são: pré-processamento, criação da geometria externa da estrutura baseado em modelo real; processamento geração do modelo, utilização das propriedades mecânicas para malhagem do modelo e definição das condições de contorno, que consiste na aplicação das cargas e restrições do deslocamento do modelo; e pós-processamento, que consiste na análise dos resultados obtidos.

No pré-processamento, modelou-se a estrutura a ser analisada, informando-se os contornos externos e internos de cada estrutura, assim como, o tipo de interação entre as mesmas por meio de software CAD (Mechanical Desktop, AutoDesk, USA) (Figura 4.13 A). No módulo de processamento, realizado em software de análise de tensões (Ansys 9.0, Ansys Inc., Houston, USA), foram geradas as áreas a partir das linhas (Figura 4.13 B), e os volumes a partir das áreas (Figura 4.13 C). Nesta etapa duas propriedades mecânicas de cada estrutura foram necessárias para que o programa possa resolver as equações: Módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson, extraídos da literatura (Tabela 4.1). As propriedades da dentina e cimento foram consideradas isotópicas, homogêneas e linear-elástica; já o pino de fibra foi considerado ortotrópico (Tabela 4.2). A malhagem de cada estrutura foi realizada com elemento de alta ordem de 20 nós, com 3 graus de liberdade por nó (translação X, Y e Z), denominado SOLID186. Após a análise da convergência da malha o tamanho de elemento foi definido com 0,05mm (Figura 4.13 D) para que, posteriormente, fossem aplicadas condições de

contorno no modelo, ou seja, carregamento (Figura 4.13 E) e restrições de deslocamento (Figura 4.13 F). Finalmente, no pós-processamento foi selecionado o critério específico para análise dos resultados, critério de von Mises.

Figura 4.13-Geração dos modelos numéricos de elementos finitos: A. Contornos externos obtidos no CAD (Mechanical Desktop); B. Áreas independentes geradas no software de elementos finitos (Ansys 9.0); C. Volumes independentes gerados a partir da soma das áreas; D. Malha dos volumes representando cada estrutura; E. Aplicação de carga estática na amostra; F. Restrição dos deslocamentos do modelo

Tabela 4.1-Propriedades mecânicas das estruturas

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Dentina	20	0,31	(130)
Cimento resinoso	8	0,30	(131)

Tabela 4.2-Propriedades mecânicas do pino de fibra ⁽¹²⁰⁾

Propriedades	Pino de fibra de vidro
Ex (MPa)	37000
Ey (MPa)	9500
Ez (MPa)	9500
η_{xy}	0,27
η_{yz}	0,27
η_{xz}	0,34
Gxy	3,10
Gyz	3,10
Gxz	3,50

Foram simulados os ensaios de microtração, *push-out* convencional, *push-out* modificado e *pull-out* tanto para o pino cilíndrico quanto cônico, totalizando 8 modelos 3D. Para isto, as malhas de todos os modelos consistiram no mesmo número de elementos para obter padrões de resolução proporcionais, sem erro de cálculo de resultantes de um número de elementos diferentes.

A distribuição das tensões de um material sob carregamento é obtida indiretamente por meio da mensuração das deformações sofridas. A capacidade operacional do programa permite analisar as tensões tanto no modelo completo como nas estruturas que o compõe, isoladamente e em diversas posições de rotação ou translação. Permite também, por meio de cortes, a análise interna, em qualquer ponto da estrutura, após o carregamento.

Uma forma de analisar conjuntamente todas as tensões que solicitam um elemento da malha é a utilização do critério das tensões principais (von Mises). Este critério baseia-se na energia de distorção de determinado material, isto é, da energia relacionada com mudanças na forma do material (em oposição à energia relacionada com mudanças no volume). Por esse critério, um componente estrutural estará em condições de segurança, se o maior valor de energia de distorção por unidade de volume do material permanecer abaixo da sua energia de distorção, por

unidade de volume. Salienta-se que as tensões de von Mises são sempre positivas, e não é possível determinar se estas tensões são de compressão ou de tração ⁽¹¹⁴⁾.

4.4 Análise estatística

Para a análise estatística, primeiramente, realizou-se a análise de variância de cada ensaio separadamente, sendo a região do conduto radicular o fator único e vinculado. Depois, foi realizada uma única análise com as todas as médias excluindo o ensaio *pull-out*. Estas médias foram submetidas à análise de variância de dois fatores, o fator ensaio e o fator região, sendo este vinculado. Para verificar a significância da frequência de fraturas prematuras em cada ensaio foi realizado o teste de Fischer. Foram feitas análises estatísticas comparando a exclusão ou a inclusão das fraturas prematuras, que quando incluídas tinham o seu valor de resistência de união igual à zero. O teste de Tukey a 5% foi utilizado para a comparação entre as médias de fatores ou interações significantes. A significância foi determinada como $p < 0,05$. A análise dos métodos de elementos finitos foi realizada por meio de comparação quantitativa entre os modelos.

5 RESULTADOS

Como mencionado anteriormente, a análise dos resultados será feita baseando-se não só nos valores de resistência de união e variabilidade de cada ensaio, mas também considerando os parâmetros como quantidade de falha prematura, padrão de fratura e variabilidade na distribuição de tensões por meio da análise de elementos finitos. Serão mostrados primeiramente os resultados de resistência de união de cada ensaio, seguido da interação dos resultados dos diferentes ensaios.

Para os ensaios que mostraram a necessidade foram feitas duas análises, uma incluindo as falhas prematuras com valores de resistência de união igual a zero e outra sem incluí-las.

5.1 Ensaios Mecânicos

5.1.1 ensaio de microtração

Os valores médios e desvio-padrão da resistência de união (MPa), do grupo experimental testado são descritos no Gráfico 5.1.

Gráfico 5.1-A. Resistência de união (MPa) entre pino de fibra e dentina radicular pelo ensaio de microtração, variando as regiões do conduto radicular. B. O mesmo gráfico sendo consideradas as falhas prematuras. Tukey=4,7

Pode-se notar que quando não há inclusão das falhas prematuras não houve diferença estatística entre as diversas regiões do conduto radicular ($p > 0,05$). Os desvios padrões variaram de 4,4 a 3,6.

Quando as fraturas prematuras foram incluídas com valor igual a zero tem-se diminuição dos valores de todas as médias, como pode ser observado no gráfico

5.1B, já que estas fraturas foram encontradas em todas as regiões da raiz. Porém, além da diminuição dos valores das médias há mudança no valor do desvio padrão que passa a variar de 5,0 a 3,4. Quando incluídas as falhas prematuras, a análise estatística mostrou diferença significativa entre as diversas regiões do conduto radicular ($p < 0,05$).

5.1.2 ensaio de *push-out* convencional

As médias de resistência de união e os desvio-padrão em MPa, do grupo experimental testado podem ser observados no Gráfico 5.2.

Gráfico 5.2 -A. Resistência de união (MPa), entre pino de fibra e dentina radicular pelo ensaio de *push-out*, variando as regiões do conduto radicular. Tukey=3,6. B. O mesmo gráfico, porém sendo consideradas as falhas prematuras. Tukey=3,7

É possível notar no que no Gráfico 5.2 A houve diferença estatística entre as diversas regiões do conduto radicular ($p < 0,05$). Os desvios padrões variaram de 2,1 a 5,4.

Quando as fraturas prematuras foram incluídas com valor igual a zero tem-se uma diminuição dos valores das médias com exceção da região apical, pois nesta região não houve falha prematura (Gráfico 5.2 B) Há também diferença no valor do desvio padrão que passa a variar entre 5,7 e 2,1. Quando são incluídas as falhas prematuras mantém-se a diferença significativa entre as diversas regiões do conduto radicular ($p < 0,05$).

5.1.3 ensaio de *push-out* modificado

As médias de resistência de união e os desvio-padrão em MPa, do grupo experimental testado podem ser observados no Gráfico 5.3. Não foram encontradas fraturas prematuras neste ensaio específico.

Gráfico 5.3-Resistência de união (MPa), entre pino de fibra e dentina radicular pelo ensaio de *push-out* modificado, variando as regiões do conduto radicular

Não houve diferença estatística entre as diversas regiões do conduto radicular ($p>0,05$). Os desvios padrões variaram de 3,7 a 6,0. Para o ensaio de *push-out* modificado não houve fraturas prematuras.

5.1.4 ensaio de *pull-out*

As médias de resistência de união e os desvio-padrão em MPa, do grupo experimental testado podem ser observados no Gráfico 5.4.

Gráfico 5.4-A. Resistência de união (MPa), entre pino de fibra e dentina radicular pelo ensaio de *pull-out*, variando as regiões do conduto radicular. B. Idem gráfico A, porém considerando as falhas prematuras

Nota-se que não houve diferença estatística entre as diversas regiões do conduto radicular ($p > 0,05$) quando não incluídas as falhas prematuras (Gráfico 5.4 A). Os desvios padrões variaram de 7,7 a 13,8.

Quando as fraturas prematuras foram incluídas, com valor igual a zero, tem-se uma diminuição dos valores apenas nas médias da região cervical, já que elas foram encontradas apenas nesta região (Gráfico 5.4 B). Há também a mudança do desvio padrão, que passa a variar entre 8,8 e 13,8. A análise estatística, quando incluídas as falhas prematuras não mostrou diferença significativa entre as diversas regiões do conduto radicular ($p > 0,05$).

5.1.5 análise estatística considerando todos os ensaios

Para a análise variância de dois fatores (tipo de ensaio e a região do conduto radicular) o teste de homogeneidade feito anteriormente, apresentou-se negativo. A variância do ensaio de *pull-out* mostrou-se muito maior que as outras, o que tornava a amostra não homogênea, então foi feita a análise de variância apenas com três tipos de ensaios: microtração (mic), *push-out* (ps) e *push-out* modificado (psm).

A análise de variância mostrou diferença significativa entre os tipos de ensaios (Gráfico 5.5 A), entre as diversas regiões do conduto radicular, cervical (cer), média (med) e apical (api) (Gráfico 5.6 A) e entre as diversas interações ($p < 0,05$) (Gráfico 5.7).

Gráfico 5.5-A Resistência de união (MPa), entre pino de fibra e dentina radicular variando o tipo de ensaio. Tukey=3,6. B Idem ao A sendo consideradas as falhas prematuras, Tukey=3,5

Gráfico 5.6-Resistência de união (MPa), entre pino de fibra e dentina radicular variando as regiões do conduto radicular . Tukey=2,3. B Idem A sendo consideradas as falhas prematuras, Tukey=2,4

Gráfico 5.7-Resistência de união (MPa), entre pino de fibra e dentina radicular levando em consideração os tipos de ensaios e as regiões do conduto. Tukey=5,3

Foi feita a mesma análise estatística, porém levando-se em consideração as falhas prematuras, que assumiram valor de resistência de união igual a zero. Esta análise mostrou diferença significativa entre os tipos de ensaios (Gráfico 5.5 B),

entre as diversas regiões do conduto radicular (Gráfico 5.6 B) e entre as diversas interações ($p < 0,05$) (Gráfico 5.8).

Gráfico 5.8-Resistência de união (MPa), considerando as falhas prematuras, entre pino de fibra e dentina radicular levando em consideração os tipos de ensaios e as regiões do conduto. Tukey=5,6

Após a análise estatística, foram realizadas comparações das médias do fator região entre o ensaio de *pull-out* e todos os outros, para possibilitar uma comparação entre as médias dos diversos ensaios Tabela 5.1.

Tabela 5.1-Resistência de união (MPa) entre pino de fibra e dentina radicular levando em consideração as regiões do conduto, variando os tipos de ensaio

Ensaio	Cervical	Média	Apical
<i>Pull-out</i>	21,38 ^a	24,50 ^a	22,01 ^a
Microtração	12,41 ^b	10,82 ^b	8,65 ^b
<i>Pull-out</i>	21,38 ^a	24,50 ^a	22,01 ^a
<i>Push-out</i>	11,52 ^b	6,22 ^{b,c}	3,39 ^c
<i>Pull-out</i>	21,38 ^{a,b}	24,50 ^a	22,01 ^{a,b}
<i>Push-out modificado</i>	14,44 ^b	14,92 ^b	15,56 ^b

5.2 Análise das falhas prematuras nos corpos-de-prova e variabilidade dos ensaios

As falhas prematuras de todos os ensaios foram consideradas, pois este é um fator importante quando os ensaios são analisados ou mesmo, comparados. O ensaio de *push-out* modificado não mostrou fraturas prematuras. Já as falhas prematuras de todos os outros ensaios estão relacionadas na Tabela 5.2

Tabela 5.2-Números de cps, falhas prematuras e porcentagem de falha dos ensaios de resistência de união

Ensaio	Número total de cps	Falhas Prematuras	%
Microtração	54	8	14,81
<i>Pull-out</i>	30	1	3,33
<i>Push-out</i>	59	2	3,39
<i>Push-out</i> modificado	30	0	0

As falhas prematuras foram avaliadas estatisticamente pelo teste de Fisher ($p < 0,05$). Foram feitas análises comparando sempre dois ensaios simultaneamente até que todos tivessem sido relacionados (6 análises). Todas as relações mostraram-se não significante, apenas a comparação entre os ensaios de microtração e *push-out* modificado mostrou diferença estatística. Sendo que o ensaio de microtração apresentou o maior número de falhas prematuras ($p < 0,05$).

Para o ensaio de microtração foi encontrada 1 falha na região cervical; 2 na porção média e 5 na apical. Já no ensaio de *pull-out* a única falha encontrada foi na região cervical. Para o ensaio de *push-out* houve 1 falha na região cervical e 1 na região apical.

Para a análise da variabilidade de cada ensaio foi calculado o coeficiente de variação (CV). Este índice permite a comparação entre todos os ensaios, já que é encontrado em porcentagem e leva em consideração cada uma das médias (Tabela 5.3)

Tabela 5.3-Coeficiente de variação (%) de cada ensaio, com e sem falhas prematuras (FP)

Ensaio	Coeficiente de Variação (%)	
	Com FP	Sem FP
Microtração	43,73	37,59
<i>Pull-out</i>	50,52	46,16
<i>Push-out</i>	62,32	60,42
<i>Push-out</i> modificado	32,42	

5.3 Análise do padrão de fratura

Para a análise do padrão de fratura foi utilizada microscopia confocal na qual, todos os cps, logo após a fratura, foram analisados. Para cada ensaio foi feito um gráfico de distribuição de frequência de acordo com os diversos tipos de fraturas já citados (Gráfico 5.9). Ainda que todas as amostras tenham sido avaliadas, apenas as fotos das mais representativas e ou mais freqüentes estão ilustradas neste capítulo.

Gráfico 5.9-Distribuição de frequência dos diversos tipos de padrão fraturas para os diferentes ensaios

O ensaio de microtração obteve 56,5% das fraturas na interface entre pino e cimento (Figura 5.1) o segundo padrão mais freqüente foi coesivo de cimento (Figura 5.2) com 34,8%, seguida pela fratura adesiva entre cimento e dentina (6,5%). O ensaio não mostrou fratura coesiva de dentina, mas foi possível observar fratura coesiva de pino em 2,2%.

Figura 5.1-Imagens do padrão de fratura adesiva entre pino e cimento, no ensaio de microtração. A. fotomicrografia da dentina (D) com a camada de cimento (C). B. mostra a outra parte do corpo-de-prova sem o cimento no pino (P) sendo também possível observar a porção de cimento (C) e dentina (D)

Figura 5.2 Imagens do padrão de fratura coesiva de cimento no ensaio de microtração. A. fotomicrografia da dentina (D) com a camada de cimento (C). B. mostra a outra parte do corpo-de-prova com o cimento (C) no pino (P).

Para o ensaio de pull-out, 70% das fraturas foram adesivas entre pino e cimento (Figura 5.3) e os demais 30% foram falhas coesivas do cimento (Figura 5.4). Não ocorreram os outros tipos de fraturas.

Figura 5.3-Imagens do padrão de fratura adesiva entre cimento e pino, no ensaio de *pull-out*. A. fotomicrografia da dentina (D) com a camada de cimento (C) as setas mostram falhas no cimento. B. mostra o pino (P)

Figura 5.4-Imagens do padrão de fratura coesiva do cimento A-fotomicrografia da dentina (D) com a camada de cimento (C). B. mostra o pino (P) e uma camada de cimento (C)

Já para o ensaio de *push-out*, as fraturas foram mais homogeneamente distribuídas entre todos os padrões 35,7% das fraturas foram adesivas entre cimento e pino (Figura 5.5) 26,8% foram coesivas de dentina (Figura 5.6) 23,2% foram

adesivas entre cimento e dentina (Figura 5.7) 10,7% foram fraturas coesiva de cimento (Figura 5.8) e 3,6% coesivas de pino.

Figura 5.5-Imagens do padrão de fratura adesiva entre cimento e pino no ensaio de *push-out*. A. fotomicrografia da dentina (D) com a camada de cimento (C) as setas mostram falhas no cimento. B. mostra o pino (P)

Figura 5.6-A. imagens do padrão de fratura coesiva da dentina (D) no ensaio de *push-out*, e a seta mostra a fratura. B. mostra um corpo-de-prova intacto com os diferentes componentes dentina (D), o cimento (C) e o pino (P), a seta mostra a adaptação do pino

Figura 5.7-Imagens do padrão de fratura adesiva entre cimento e dentina no ensaio de *push-out*. A. fotomicrografia da dentina (D). B. mostra o pino (P) com a camada de cimento (C), as setas indicam a falta de adaptação na interface entre pino e cimento

Figura 5.8-Imagens do padrão de fratura coesiva de cimento no ensaio de *push-out*. A. fotomicrografia da dentina (D) e da camada de cimento (C), a seta indica uma partícula de cimento que não se desprende totalmente. B. mostra o pino (P) com a camada de cimento (C)

Quando o ensaio de *push-out* foi modificado a maioria das fraturas foi entre pino e cimento, 90% (Figura 5.9). Não ocorreram fraturas adesivas entre cimento e dentina, nem coesivas de pino. Fraturas coesivas de cimento foram 6,7% (Figura 5.10), e de dentina 3,33%.

Figura 5.9-A. Imagens do padrão de fratura adesiva entre pino e cimento (C) no ensaio de *push-out* modificado, onde D representa a dentina. B. mostra um pino (P) sem resquícios de cimento

Figura 5.10-Imagens do padrão de fratura coesiva de cimento (C). A. fotomicrografia da dentina (D) e da camada de cimento (C). B. mostra o pino (P) com a camada de cimento (C)

O padrão de fratura mais freqüente foi adesiva entre pino e cimento e o menos freqüente foi coesiva de pino. Em poucos corpos-de-prova foram observadas falhas como, por exemplo, bolhas no cimento (Figura 5.3).

5.4 Análise de elementos finitos

5.4.1 microtração

Os resultados do ensaio de microtração (Figura 5.11) demonstram que não há homogeneidade de tensões ao longo da interface adesiva. Verifica-se clara concentração de tensões na borda da dentina e na lateral do pino e do remanescente de cimento na região dos entalhes laterais, independente do tipo de pino. O fator concentrador de tensões é evidenciado neste tipo de ensaio, pois as tensões que são concentradas na região lateral geram tensões resultantes cisalhantes das tensões ao longo da interface adesiva e, portanto na região central da amostra acaba por gerar resultante cisalhante. Os modelos tanto de pino cilíndrico quanto cônico mostraram maior concentração de tensões na dentina. O aumento da espessura de cimento acentua a concentração de tensões na estruturas adjacentes ao entalhe lateral que apresenta maior módulo de elasticidade que o cimento. Os modelos de pinos cônicos (Figura 5.11 C e D), que representam maior espessura de cimento, resultam em maior concentração de tensões na interface cimento dentina que nos pinos cilíndricos (Figura 5.11 A e B). Quando comparadas todas as figuras, não se verificou variação das distribuições de tensões na face frontal e posterior das amostras de microtração.

Figura 5.11-Resultados das tensões de von-Mises dos modelos para ensaio de microtração A. face frontal e lateral para modelo de pino cilíndrico; B. face posterior e lateral esquerda do modelo de pino cilindro; C. face frontal e lateral direita de modelo de pino cônico; D. face frontal e laterla esquerda de modelo de pino cônico

5.4.2 *push-out*

Os resultados do ensaio de *push-out* convencional (Figura 5.12) demonstram altos valores de tensões geradas no interior do pino, que podem favorecer a falha

coesiva dos pinos. As tensões na interface adesiva são fortemente maiores na interface cimento-pino do que na interface cimento-dentina. As tensões em ambas as interfaces, embora com intensidades diferentes, apresentam homogeneidade de distribuição ao longo de toda a circunferência do pino e da dentina, com exceção da região localizada sobre a área de alívio da base de sustentação das amostras. O entalhe na base de sustentação resultou em transferência das tensões para a borda do apoio, principalmente na base da amostra (face contrária à que recebeu a aplicação da carga). Grande diferença foi verificada na distribuição das tensões entre os modelos de pino cilíndrico e cônico. Os pinos cilíndricos (mesma espessura de cimento- Figura 5.12 A e B) mostraram maior homogeneidade de tensões na face superior e inferior da amostra. Por outro lado, no modelo de pino cônico (variação da linha de cimento) as tensões se acentuaram na interface adesiva entre pino e cimento na base da amostra. Quando comparadas todas as figuras deste ensaio, verifica-se variação das distribuições de tensões na face frontal e posterior das amostras, principalmente nos pinos cônicos (Figura 5.12 C e D).

Figura 5.12-Resultados das tensões de von-Mises dos modelos para ensaio de *push-out* convencional A. face superior e lateral oposta ao entalhe da base do modelo de pino cilíndrico; B. face inferior e lateral oposta ao entalhe da base do modelo de pino cilíndrico; C. face superior e lateral oposta ao entalhe da base do modelo de pino cônico, C. face inferior e lateral oposta ao entalhe da base do modelo de pino cônico

5.4.3 *pull-out*

O ensaio de *pull-out* mostrou marcante concentração de tensões no pino, o que se reflete na interface pino-cimento (Figura 5.13). Em relação ao apoio usado no ensaio experimental e simulado na análise computacional, este ensaio causa concentração de tensões no lado de aplicação da carga, e o vão livre do apoio causa grande interferência na distribuição das tensões, pois resulta em concentração de tensões na face oposta à da aplicação de carga. Já na face oposta aplicação de carga verifica-se pequena intensidade de tensões o que demonstra a alta concentração na face de apoio, correspondente ao local de aplicação de carga (Figura 5.13B e D). Os modelos de pinos cilíndricos (Figura 5.13A e B) demonstraram melhor distribuição de tensões que os modelos de pinos cônicos, devido à maior espessura de cimento nestes últimos. A maior espessura de camada elástica do cimento aumenta a concentração de tensões na interface com o material de maior módulo de elasticidade (pino de fibra de vidro). Outro reflexo desta variação de espessura de cimento é refletida pelo aumento das tensões na base da dentina em contato com o suporte das amostras (Figura 5.13 C).

Figura 5.13-Resultados das tensões de von-Mises dos modelos para ensaio de *pull-out*. A. face inferior correspondente a de aplicação de carga e lateral correspondente ao entalhe da base do modelo de pino cilíndrico, B. face superior oposta à aplicação de carga e lateral correspondente ao entalhe da base do modelo de pino cilíndrico, C. face inferior correspondente a de aplicação de carga e lateral correspondente ao entalhe da base do modelo de pino cônico, D. face superior oposta à aplicação de carga e lateral correspondente ao entalhe da base do modelo de pino cônico

5.4.4 *push-out* modificado

O vão livre do apoio no ensaio de *push-out* modificado causa concentração de tensões na mesma face da aplicação de carga (Figura 5.14 B). Na face oposta da aplicação da carga a concentração de tensões se dá na borda do apoio circundante ao vão livre da base de apoio (Figura 5.14 A e C). Este ensaio resulta em distribuição de tensões não uniforme entre a face de aplicação de carga e a face oposta. Em ambos os pinos as tensões se concentram em maior intensidade na interface pino-cimento, com maior intensidade no pino cilíndrico (Figura 5.14 A e B). Na região correspondente ao entalhe verifica-se maior transferência de tensões para a dentina e para a interface dentina e cimento.

Figura 5.14-Resultados das tensões de von-Mises dos modelos para ensaio de *push-out* modificado. A. face superior correspondente a aplicação de carga e lateral correspondente ao entalhe da base do modelo de pino cilíndrico; B. face inferior e lateral correspondente ao entalhe da base do modelo de pino cilindro; C. face superior correspondente a aplicação de carga e lateral correspondente ao entalhe da base do modelo de pino cônico; D. face inferior e lateral oposta ao entalhe da base do modelo de pino cônico

6 DISCUSSÃO

Diversos estudos têm sido descritos na literatura avaliando a resistência de união de sistemas adesivos e cimentos resinosos em dentina radicular ^(6, 12, 17). Entretanto os valores variam muito conforme a metodologia empregada, o preparo do substrato, os materiais utilizados, dentre outros fatores.

Um dos fatores que pode influenciar nos estudos de resistência de união é o tipo de ensaio utilizado. Esta é uma variável complexa que ainda não foi completamente padronizada ⁽¹¹⁷⁾, e dificulta a comparação entre dos resultados obtidos por diferentes autores. Para comparar os diferentes ensaios ou mesmo buscar um teste mecânico mais confiável, fez-se necessário um estudo mais aprofundado dos diferentes ensaios em uma mesma pesquisa.

Este estudo deve levar em consideração fatores como a quantidade de falhas prematuras, variabilidade das médias obtidas, capacidade de um ensaio de apontar diferenças e distribuição de tensões. Sendo assim, a comparação entre os ensaios de microtração, *push-out* convencional e modificado e *pull-out* para medir a resistência de união entre pinos de fibra e dentina radicular será discutida sob estes diversos parâmetros.

Um fato bastante curioso tem chamado atenção, pois alguns estudos na literatura citam ou até comparam em suas discussões, os valores de resistência de união encontrados com os resultados de outros estudos que utilizam diferentes ensaios ^(100, 132). Como exemplo, valores de resistência de união de determinado estudo obtidos com o ensaio de microtração sendo comparado a valores de outro

estudo que realizou o ensaio de *pull-out*. Embora a comparação possa ser aceita apenas para indicar o material que obteve maior ou menor resultado ⁽³²⁾, pode-se perceber pelo presente estudo que os diversos testes possuem características muito diferentes, a começar pela diferença de sensibilidade entre eles. Esta sensibilidade pode ser entendida pela capacidade de determinado ensaio encontrar diferenças estatísticas para uma determinada variável. Isto ficou demonstrado na pesquisa com o exemplo da falta de sensibilidade dos ensaios de *push-out* modificado ou até mesmo o *pull-out*. Eles não mostraram diferenças estatísticas entre as diversas regiões radiculares, diferentemente dos outros dois ensaios.

O fato de alguns ensaios detectarem esta diferença e outros não torna a comparação entre os diferentes testes inválida. Em relação ao ensaio de microtração no presente estudo, o fato deste teste detectar ou não diferença entre os terços radiculares está relacionado com a inclusão ou não no resultado das falhas prematuras. Quando estas não são levadas em consideração, não são encontradas diferenças estatísticas significantes nas diferentes regiões (Gráfico 5.1 A). Isto se dá devido a uma diminuição da variabilidade da amostra. Outros estudos que utilizaram o mesmo tipo de ensaio para avaliar as regiões de dentina radicular também não encontraram diferença estatística, porém em nenhum destes foi descrito o tratamento tido com as falhas prematuras ^(133, 134).

Neste estudo, quando as falhas prematuras são incluídas no ensaio de microtração é possível detectar diferença entre os diferentes terços, com os maiores valores encontrados para a região cervical. Um outro estudo que analisou por meio do ensaio de microtração a relação entre sistemas adesivos polimerizados quimicamente e fotopolimerizáveis através de um pino translúcido, encontrou diferenças estatísticas significantes entre as diversas regiões, tendo a região

cervical, também, os maiores valores. Neste estudo também foram incluídas as falhas prematuras com valores iguais a zero ⁽¹³²⁾.

Em relação ao ensaio de *push-out* a inclusão ou exclusão das falhas prematuras não alterou o fato das diferentes regiões mostrarem diferenças estatísticas. Para ambas as condições, a região cervical mostrou os maiores valores em comparação a região média e apical (Gráfico 5.2). Estes resultados estão de acordo com outros estudos utilizando o mesmo ensaio ^(13, 76).

Já o ensaio de *push-out* modificado não mostrou diferença estatística significativa entre as diversas regiões (Gráfico 5.3). O que talvez possa ser explicado pelo fato de que os corpos-de-prova foram confeccionados após os cortes das fatias de dentina radicular, sendo que todo o processo adesivo e de fotoativação foi feito em fatias de dentina e não apenas pela entrada do canal.

A mesma ausência de diferença estatística entre as regiões foi encontrada no ensaio de *pull-out* (Gráfico 5.4), no qual, os corpos-de-prova também foram confeccionados após o corte das raízes. Além disso, os resultados destes dois ensaios podem ser baseados no fato de que a completa polimerização ao longo do canal tanto do sistema adesivo como do cimento resinoso, talvez influencie mais na adesão de um pino de fibra ^(2, 134) do que a morfologia da dentina do conduto radicular ⁽⁷⁾. Pois quando as fatias são polimerizadas individualmente não ocorre diferença estatística significativa entre as regiões, ao contrário de quando a polimerização do sistema adesivo e do cimento resinoso é feita apenas pela entrada do canal, sendo encontrados maiores valores na região cervical em relação à região apical.

Isto porque clinicamente, a fotoativação é feita a partir da região cervical, e tanto o sistema adesivo quanto o cimento resinoso são duais, ou seja, de ativação

dupla. Desta forma, estes materiais na região cervical, então, irão se polimerizar principalmente pelas reações desencadeadas pela luz, enquanto que na região apical, via reações químicas. Já foi comprovado que as propriedades mecânicas de cimentos resinosos duais são melhores depois da fotoativação em comparação aos mesmos apenas quimicamente ativados ⁽¹³⁵⁾. Portanto as propriedades destes cimentos devem ser diferentes ao longo do conduto radicular devido a menor irradiância nas regiões mais profundas e pode ainda afetar a resistência de união destes com a dentina do conduto radicular ^(134, 136).

Embora os ensaios de *push-out* modificado e *pull-out* não tenham mostrado diferenças entre as regiões, eles tiveram as menores porcentagens de falhas prematuras. A inclusão ou não destas nos resultados, ressaltou a controvérsia existente na literatura em relação à consideração sobre a obtenção dos valores das unidades amostrais. Na literatura há uma pesquisa que optou por não incluir os corpos-de-prova fraturados prematuramente na média por considerar que as fraturas foram igualmente distribuídas por todos os grupos ⁽¹⁰⁾. O mesmo, contudo, não aconteceu neste experimento, e assim, a inclusão ou exclusão destas na média foi levada em consideração, sendo realizadas sempre duas análises estatísticas, uma com as falhas prematuras e outra sem.

A diminuição das médias de resistência de união neste estudo devido à inclusão das falhas prematuras foi notada em apenas alguns grupos como, por exemplo, no ensaio de *pull-out* onde houve uma redução na média apenas da região cervical, enquanto as demais regiões mantiveram os mesmos valores de resistência de união. Já para a microtração, as regiões cervical e apical mostraram redução dos valores das médias. Mediante a esta heterogeneidade da distribuição das falhas

prematuras, a não inclusão destes valores falseia os resultados, já que apenas os corpos-de-prova mais resistentes seriam testados ⁽²⁴⁾.

A discrepância dos valores de resistência de união dos ensaios quando avaliados individualmente, tanto com ou sem falhas prematuras, indicou a necessidade da análise conjunta de todos os ensaios. Porém, a inclusão do ensaio de *pull-out* tornava a amostra não normal, o que impediu a análise de variância de ser feita com os quatro ensaios. Por isso, foi feita a análise estatística dos três ensaios e depois uma comparação das médias de cada ensaio com as médias do ensaio de *pull-out*.

Quando as falhas prematuras são excluídas da análise, os resultados do ensaio de *push-out* modificado mostram os maiores valores, seguidos pelo ensaio de microtração, e o *push-out* com as menores médias de resistência de união (Gráfico 5.5 A). Em decorrência da inclusão da falhas prematuras e devido à alta porcentagem destas no ensaio de microtração (14,8%), houve diminuição nas médias para este ensaio, e também aumento do coeficiente de variação dos ensaios de microtração e *push-out* (43,7% e 62,3%, respectivamente), estes ensaios passam a ser estatisticamente semelhantes e com menor média do que o ensaio de *push-out* modificado, que não possui falhas prematuras (Gráfico 5.5 B).

Em relação às menores médias encontradas para ensaio de *push-out*, elas não estão de acordo com um trabalho de 2005, que propõe que além da adesão química e do embricamento micromecânico, uma força de fricção também auxilia a resistência de união, aumentando-a. Isto é, quando uma força compressiva é aplicada no topo de um compósito como o pino de fibra de vidro, a fricção causada pelas fibras e a matriz circundante causam tensões de cisalhamento aumentando as médias de resistência de união ⁽¹³⁷⁾.

Os baixos valores de resistência de união, quando utilizado o ensaio de *push-out*, podem ser explicados pelo local de aplicação da força. Neste teste, a carga é aplicada mais próxima da interface adesiva, que é o elo mais fraco, do que nos outros ensaios. Com isso, ao invés de ocorrer dissipação das tensões, há concentração destas na interface adesiva, como pode ser visto na Figura 5.12, de modo que o corpo de prova se fratura mais rapidamente e com uma menor força.

Porém, devido ao complexo procedimento que é a aplicação da carga neste ensaio, o tipo de fratura na interface adesiva (entre pino e cimento e entre cimento e dentina) embora seja o mais freqüente (58,9%), é seguido de aumento da freqüência dos outros tipos de fratura em comparação aos outros testes. O aumento das fraturas coesivas de dentina com 26,8%, além das fraturas coesivas de cimento (10,7%) e, também, as coesivas de pino (3,6%), sendo estas causadas pela concentração de tensões na superfície do pino, podem falsear os valores de resistência de união.

Na tentativa de superar todas as limitações do ensaio de *push-out*, que é o mais usado atualmente, foi elaborado o ensaio de *push-out* modificado. Este ensaio, embora nunca tenha sido descrito na literatura, prova com o auxílio dos elementos finitos que as forças quando aplicadas no pino de fibra tendem a se concentrarem de uma maneira mais uniforme na interface adesiva (Figura 5.14), o que pode ser comprovado pelo número de falhas adesivas (90%). E que a aplicação da força na interface torna-se mais previsível que o ensaio convencional, o que pode ser comprovado pela ausência de falhas prematuras.

Este ensaio foi o único que não mostrou diferença estatística quando todas as médias dos testes foram comparadas ao *pull-out* (Tabela 5.1). Os altos valores destes ensaios podem ser atribuídos à cimentação individual de cada corpo-de-

prova, como já descrito anteriormente. Esta diferença na maneira como é feita a cimentação, além da problemática da fotoativação, pode influenciar esses altos valores de uma outra forma, ou seja, um excesso de cimento nos corpo-de-prova, aumentando assim a área adesiva que não é considerada no cálculo da resistência de união e que pode levar ao aumento das médias destes ensaios.

Em relação ao outro fator da análise estatística, as diferentes regiões, tanto quando há ou não a inclusão das falhas prematuras, deve ser conduzida de forma cautelosa, pois diferentes metodologias participam da mesma análise estatística (Gráfico 5.6) já que se encontram juntos os valores de diferentes ensaios. Isto impossibilita qualquer afirmação mais significativa em relação ao comportamento das regiões radiculares, embora os maiores valores, estatisticamente significantes, encontrados para a cervical e os menores para a região apical estejam de acordo com inúmeros trabalhos de diferentes metodologias na literatura ^(2, 7, 11, 101).

Em relação às interações entre tipo de ensaio e região radicular tem-se maior homogeneidade de valores quando a região cervical é analisada, seguida pela região média, porém para a região apical os resultados são heterogêneos (Gráfico 5.7 e 5.8) A maior variabilidade dos valores está relacionada ao maior número de falhas prematuras nesta porção, que não foram distribuídas igualmente nem pelos ensaios em questão, nem pelas diferentes regiões, e também devido aos menores valores encontrados na área apical por alguns ensaios.

A real caracterização das falhas prematuras de cada ensaio, e também das regiões, é fator de suma importância, pois como já citado anteriormente não só da análise dos valores de resistência de união foi feito esse estudo. Os valores numéricos extraídos de ensaios experimentais isoladamente e suas interações, embora mostrem a sensibilidade dos diferentes ensaios frente às diferenças, ou

mesmo a variabilidade, não indicam o teste mais apropriado a se fazer. A falha prematura representa um problema ocorrido durante a confecção dos corpos-de-prova ou na própria adesão, ou seja, indução de tensões desconhecida nas amostras, e isto pode diminuir a confiabilidade do ensaio ⁽²⁾. O número total de corpos-de-prova e o número de falhas prematuras podem ser vistas na Tabela 5.2.

O ensaio com maior número de falhas prematuras foi o de microtração, com 14,8%, seguido pelos testes de *push-out* (3,4%) e *pull-out* (3,3%). Este achado está de acordo com um estudo que descreve o elevado número destas falhas e também grande variabilidade, descrita pelos autores como sendo conseqüência da confecção de entalhes laterais nos corpos-de-prova com brocas diamantadas, induzindo concentrações de tensões na interface adesiva, aumentando a dispersão dos resultados ⁽²⁾.

Muitas desvantagens já foram citadas para esta confecção dos entalhes laterais tanto para dentina coronária ^(24, 95) como para dentina radicular ⁽¹⁴⁾. Estas desvantagens relacionam-se não só com a elevada incidência de falhas prematuras, mas também pela assimetria entre os entalhes laterais, as tensões adicionais induzidas pela ponta, dentre outros.

Em 2001, uma pesquisa relatou que quando o método da microtração com entalhes é aplicado na confecção de corpos de prova em dentina coronária, há maior número de falhas prematuras, devido ao aumento dos defeitos localizados no entalhe, que prejudicam a integridade superficial, favorecendo o aparecimento e propagação de trincas, devido ao uso da broca ou até ao aquecimento gerado ⁽¹³⁸⁾. Em outro estudo já em 2006, os autores relataram que os corpos-de-prova com formato de ampulheta além de proporcionarem valores menores de resistência de

união em dentina coronária, quando comparados aos com formato de palito, eles também apresentavam, freqüentemente, linhas de fraturas na interface adesiva ⁽¹³⁹⁾.

Além da confecção dos entalhes, outro problema são os cortes sucessivos para a obtenção da correta espessura dos corpos-de-prova. Isto pode também induzir aumento de tensões nos corpos-de-prova, aumentando o número de falhas prematuras ^(14, 140). Este pode ser o motivo relacionando os maiores valores de falhas prematuras com os ensaios de microtração e *push-out*, que são os dois ensaios que sofrem cortes seriados.

Além disso, a confecção dos entalhes laterais também aumenta a concentração de tensões na constrição, como pode ser observado pela análise de elementos finitos. Esta análise mostra concentração de tensões na borda de dentina onde são feitos os entalhes (Figura 5.11). Outro fator que influencia na concentração de tensões nesta específica região é a variação da espessura da linha de cimentação. Ela é causada pela não uniformidade na confecção dos entalhes e pode se tornar um fator concentrador de tensões.

Outro ponto importante a ser analisado é a variabilidade das médias dos ensaios. Este fator está intimamente relacionado aos valores de resistência de união e também a sensibilidade dos ensaios em apontar diferenças. A variabilidade neste estudo foi analisada através do coeficiente de variação. Este índice é de grande auxílio, pois é um meio de verificar a confiabilidade do ensaio e também sua reprodutibilidade, que são fatores primordiais em um estudo aprofundado sobre os diferentes testes.

O ensaio que mostrou maior coeficiente de variação foi o ensaio de *push-out*. Este resultado não está de acordo com trabalho de 2004, no qual foram estudados os ensaios de *push-out* e microtração e os autores apontam o ensaio de microtração

como sendo o que mostrou a maior variabilidade. Os autores relatam que o ensaio de *push-out* proporcionou para cada corpo-de-prova uma medida de resistência de união e a variabilidade deste teste foi limitada. E ainda concluíram que este ensaio foi capaz de medir de maneira real, os baixos valores de resistência de união que normalmente são encontrados na adesão de pinos de fibra ⁽¹³⁸⁾.

Já a alta dispersão das médias do ensaio de microtração, de acordo com os autores, foi devido às tensões descontroladas aplicado pela broca na confecção dos entalhes laterais dos corpos-de-prova, que proporciona uma série de desvantagens como já mencionado. O estudo mostrou valores de desvio padrão iguais ou superiores às médias. E isto fez os autores questionarem a reprodutibilidade e confiabilidade deste ensaio. No presente estudo o ensaio de microtração mostrou um coeficiente de variação menor que os ensaios de *push-out* e *pull-out*.

O menor coeficiente de variação foi encontrado para o ensaio de *push-out* modificado, que se mostrou confiável e reprodutível. Pois, além do baixo índice de CV, mostrou a menor quantidade de falhas prematuras e padrão de fratura favorável para análise de resistência de união.

Quanto à análise do padrão de fratura não há consenso na literatura quanto à adoção de uma classificação comum quanto ao padrão de fratura para todos os estudos ^(141, 142). Aparentemente cada autor refina e ou propõe sua própria classificação tornando mais difícil comparar diretamente os resultados. Estudos comprovam que a avaliação pode ser uma ferramenta muito importante, mas deve ser feita com cuidado para evitar conclusões equivocadas a respeito dos adesivos ⁽¹⁴³⁾.

É por isso que em 1998 um trabalho avaliou o formato e o tamanho do corpo-de-prova para o ensaio de microtração em dentina coronária utilizando além do

ensaio mecânico, a avaliação do padrão de fratura em conjunto com a análise de elementos finitos, e os autores afirmam que ambos os dispositivos são compatíveis (24).

Os ensaios de *pull-out* e *push-out* modificado mostraram predominância de falhas adesivas, 70% e 90%, respectivamente. Além disso, todas as falhas adesivas ocorreram na interface entre pino e cimento. Não houve falhas entre cimento e dentina. Com o auxílio do método de elementos finitos foi encontrada em ambos os ensaios, concentração de tensões nesta interface específica, isso pode justificar o elevado número de tipos de falha nesta interface (Figura 5.13 e Figura 5.14).

Já os ensaios de microtração e *push-out* mostraram distribuição mais uniforme entre os diferentes padrões de fraturas. A microtração obteve aproximadamente 63% de falhas adesivas, ou seja, entre pino e cimento e entre cimento e dentina. Cerca de 37% foram falhas coesivas de cimento e de pino. Esta alta porcentagem de falha não adesiva, em relação aos ensaios já citados, pode ser explicada pelos entalhes laterais e pela não uniformidade de tensões na interface adesiva, mostrada pelo método de elementos finitos (Figura 5.12).

O aumento do número de falhas não adesivas nos ensaios de microtração e *push-out* é um fator que pode interferir na escolha destes ensaios para medir a resistência de união entre pino e dentina, pois pode ocorrer dispersão maior dos valores de resistência de união e com isso um aumento da variabilidade destes ensaios.

Apesar dos diferentes tipos de testes de resistência de união se comportarem de diferentes maneiras quanto ao padrão de fratura, ao número de falhas prematuras, ou mesmo, quanto aos valores encontrados, todos estão presentes na literatura para avaliar a adesão entre dentina radicular e pino de fibra. Isso reitera a

ausência de padronização entre as diferentes pesquisas encontradas e a necessidade de continuar estudando estes ensaios no intuito de melhorá-los, assim como o desenvolvimento de outras técnicas para alcançar este objetivo, como a análise por elementos finitos.

A análise por elementos finitos para avaliação da distribuição de tensões em ensaios de resistência adesiva é extremamente importante e já foi utilizada na literatura para analisar o comportamento biomecânico do recém introduzido ensaio de microcisalhamento ⁽¹⁴⁴⁾. Os autores deste estudo relatam que houve um aumento de tensões de cisalhamento em relação ao ensaio de cisalhamento tradicional e que a análise por elementos finitos foi efetiva na avaliação das tensões. Além da distribuição das tensões de todo o corpo-de-prova, este tipo de análise possibilita a avaliação de cada componente separadamente, por exemplo, permite analisar as tensões da dentina e da resina composta ⁽¹¹⁵⁾. Sendo por este motivo muito utilizado para verificar o comportamento mecânico de pinos intra-radiculares ^(115, 116), e muito importante para este estudo em questão.

O ensaio de microtração, em análise por elementos finitos, mostra concentração de tensões, nas bordas da dentina, no cimento e no pino todos nas mediações do entalhe (Figura 5.11). Esta não uniformidade de tensões pode ter sido responsável pela distribuição mais homogênea entre todos os padrões de fratura que foi encontrada neste ensaio.

Além do problema causado pelos entalhes laterais, um outro fator mostra grande influência na distribuição de tensões quando utilizado o ensaio de microtração. Uma pesquisa mostrou que a colagem do corpo-de-prova na garra de forma não padronizada gera distribuição não uniforme de tensões na camada de

cimento. Os mesmos autores ressaltam que a aplicação da carga de maneira não axial também é uma limitação para este ensaio ⁽¹¹⁷⁾.

É por isso que um correto entendimento do fenômeno físico que ocorre em um dente restaurado adesivamente, ou também de um corpo-de-prova que será ensaiado, durante a colocação e ajustes dos materiais e no próprio funcionamento é fundamental. Sendo decisivo na determinação do correto procedimento que deve ser realizado clínica ou laboratorialmente, com também para a seleção do material ⁽¹⁴⁵⁾. A análise de elementos finitos em três dimensões é eleita a forma de se obter análises mais realistas, e representa um modo detalhado para se obter informações mecânicas importantes como a distribuição de tensões em uma interface adesiva entre compósito e dentina ⁽¹²²⁾. Entretanto os modelos utilizados para a análise de elementos finitos necessitam de validação experimental. Esta validação deve ser feita com propósito decisivo ^(123, 146), como foi realizado no presente estudo. Resultados de estudos de análises de elementos finitos sem validação laboratorial devem ser vistos com certa ressalva, especialmente no caso específico da dentina, a qual sua anisotropia, causada pelos túbulos dentinários, dificilmente pode ser considerada e ou modelada como material isotrópico ⁽¹⁴⁶⁾.

Os resultados da análise de elementos finitos quando considerado o ensaio de *push-out* convencional mostram uma distribuição mais homogênea das tensões e este achado está de acordo com outro estudo da literatura (2007). Os autores verificaram a influência da forma do corpo-de-prova e dos ensaios de microtração e *push-out*, na adesão do pino à dentina radicular. Os autores encontraram que o ensaio de *push-out* distribui mais homogeneamente as tensões em relação ao ensaio de microtração, sendo o mais indicado para medir a resistência de união entre pino de fibra e dentina radicular ⁽¹⁴⁷⁾.

Esta maior uniformidade de distribuição das tensões não é vista apenas para o *push-out*, mas também para o *push-out* modificado. No qual a maior concentração de tensões está no pino e a interface adesiva tem tensões distribuídas de forma homogênea, sendo a maior parte destas tensões de cisalhamento.

Já o ensaio de *pull-out* mostrou distribuição de tensões semelhante ao ensaio de *push-out* modificado, ou seja, concentração no pino que é refletida para a interface entre pino e cimento (Figura 5.13 e Figura 5.14). O que pode ter influenciado na maior frequência de fratura entre pino e cimento de ambos os testes.

Esta maior concentração na interface adesiva entre cimento e pino é devido à diferença entre módulo de elasticidade dos dois materiais. Um trabalho feito em 2003 relatou que quando dois materiais com propriedades mecânicas distintas são unidos, e se aplica uma carga sobre eles, é gerada maior concentração de tensão na interface. Esta concentração se torna mais exacerbada quando as diferenças de comportamentos mecânicos são maiores. No caso das restaurações com pinos de fibra de vidro, as maiores diferenças entre os diversos materiais são entre o cimento e o pino. Provavelmente, isto causará a fratura na interface entre pino e cimento, o que é consistente com a realidade clínica de desadaptação do pino de fibra. Além de estar de acordo com a análise do padrão de fratura, na qual o maior número de falhas encontrado foi sempre entre pino e cimento independente do ensaio realizado.

A análise de elementos finitos dos modelos de *push-out* modificado e *pull-out* foi realizada com cargas maiores em relação aos outros dois ensaios. Isto porque estes testes mostraram valores de resistência de união maiores que os outros, e este aumento da resistência de união bem como a maior uniformidade da distribuição das tensões podem ser explicados pelo aumento da espessura da

camada de cimento, que além de aumentar a área adesiva como já dito anteriormente, gera também uma maior contração de polimerização deste compósito⁽¹¹⁷⁾.

Esta contração resulta em liberação de tensões, e isto representa maior tolerância à carga antes de se fraturar. Se a camada de cimento é menor, então a distancia dos materiais com maior módulo de elasticidade é menor, impedindo a contração e, conseqüentemente, diminuindo a liberação de tensões⁽¹¹⁷⁾. Resultados recentes sugerem que o módulo de elasticidade de um cimento resinoso é inversamente proporcional a sua espessura⁽¹⁴⁸⁾. Portanto, uma camada de cimento mais espessa obtida pela cimentação individual dos corpos-de-prova pode diminuir o módulo de elasticidade deste material, e também aumentar a liberação das tensões e, com isso, maior carga aplicada é suportada.

A combinação da análise de elementos finitos em três dimensões com os resultados experimentais possibilita a caracterização dos diferentes ensaios de resistência de união na busca de um teste mais preciso, confiável e fácil de ser realizado.

Porém, na análise feita para o presente estudo já foi encontrada uma limitação em relação ao tipo de apoio usado nos ensaios mecânicos. Este apoio foi usado para a realização dos ensaios de *push-out* e *pull-out*, portanto também foi recriado no modelo para a análise de elementos finitos. Ele mostrou causar grande interferência na distribuição de tensões, como pode ser visto nas Figura 5.12, Figura 5.13 e Figura 5.14. E mostrou concentrar tensões tanto na sua borda como no seu vão livre dependendo apenas da face analisada e do ensaio realizado.

Nos ensaios de *push-out* o apoio proporciona concentração de tensões na sua borda, na face oposta a de aplicação da carga, isto resulta também em

concentração de tensões na área do pino que está próxima às bordas do apoio. Já na mesma face de aplicação da carga as tensões são concentradas no vão livre do apoio, e estas se mostram menos uniformes na interface adesiva correspondente ao vão livre.

Em relação ao ensaio de *pull-out* a influência do apoio se dá de forma contrária aos ensaios de *push-out*, porém não menos significativa. Na face de aplicação da carga é encontrada concentração de tensões na borda do apoio que também é vista na interface adesiva correspondente a esta área. Na face oposta a de aplicação da carga é encontrada concentração mais sutil na área do vão livre do apoio. Provavelmente devido à maior distância que esta face está em relação ao local de aplicação da carga. O apoio mostrou ter influência na uniformidade da distribuição de tensões, e isto pode proporcionar uma variação no padrão de fraturas correspondentes a estes ensaios.

Os métodos utilizados nesta dissertação (mensuração da resistência de união, verificação do padrão de fratura pela microscopia confocal, avaliação da distribuição de tensões pela análise de elementos finitos) demonstram ser bastante coerentes entre si. Os diversos tipos de ensaios para avaliar a adesão entre pino de fibra e dentina radicular se comportam de maneira diferente frente a cada um destes métodos.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e dentro das limitações deste estudo pode-se concluir, em relação aos fatores estudados, que:

1. Resistência de União

- Os ensaios de resistência de união entre pino de fibra e dentina radicular se comportam de maneiras diferentes quanto aos parâmetros avaliados;
- O ensaio de *pull-out* mostrou os maiores valores de resistência de união, seguido pelo *push-out* modificado, microtração e *push-out* convencional;
- A inclusão ou não das falhas prematuras com valores de resistência de união igual a zero influencia nos resultados finais.

2. Sensibilidade

- O ensaio de *push-out* mostrou ser o mais sensível quanto à diferença de regiões radiculares.
- A região cervical apresentou os maiores valores de resistência de união independente do teste empregado.

3. Falhas Prematuras

- O ensaio que apresentou a maior quantidade de falhas prematuras foi o de microtração;
- O teste de *push-out* modificado, não mostrou nenhuma falha prematura.

4. Variabilidade das Médias

- O ensaio que obteve o maior coeficiente de variação foi o de *push-out*;
- Em contrapartida, o ensaio de *push-out* apresentou o menor coeficiente de variação.

5. Padrão de Fratura

- A microscopia confocal de varredura mostrou ser adequada para a análise do padrão de fratura;
- O teste de *push-out* modificado mostrou a maior quantidade de falhas adesivas, seguido pelo ensaio de *pull-out*;
- Já a microtração e o *push-out* convencional resultaram em padrões de fraturas mais variados, sendo o último teste o que mostrou maior número de falhas não adesivas;
- A maior porcentagem de padrão de fratura analisado foi a adesiva entre pino e cimento.

6. Distribuição de tensões

- A análise de elementos finitos é fundamental para verificar a distribuição de tensões e em conjunto com a avaliação do padrão de fratura produzem resultados mais esclarecedores;
- O ensaio de microtração mostrou maior concentração de tensões na região dos entalhes;
- Os outros ensaios mostraram distribuição de tensões mais uniforme;
- O apoio, utilizado nos ensaios mecânicos de *push-out* e *pull-out*, influenciou a distribuição de tensões na base e no topo das amostras.

REFERÊNCIAS ¹

1. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000;13(Spec No):9B-13B.
2. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004;112(4):353-61.
3. Drummond JL. In Vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent* 2000;13(Special Issue Article):5B-8B.
4. Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Oper Dent* 2003;28(5):515-21.
5. Le Bell AM, Tanner J, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu P. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal posts. *J Adhes Dent* 2004;6(4):319-25.
6. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002;18(8):596-602.
7. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000;13(5):255-60.
8. Ari H, Erdemir A, Belli S. Evaluation of the effect of endodontic irrigation solutions on the microhardness and the roughness of root canal dentin. *J Endod* 2004;30(11):792-5.

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

9. Ngoh EC, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF. Effects of eugenol on resin bond strengths to root canal dentin. *J Endod* 2001;27(6):411-4.
10. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003;19(3):199-205.
11. Ferrari M, Goracci C, Sadek F, Eduardo P, Cardoso C. Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *Eur J Oral Sci* 2002;110(5):385-91.
12. Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. 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.
13. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent* 2006;95(5):368-78.
14. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater* 2004;20(7):643-54.
15. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;1(4):299-309.
16. Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent* 2005;30(5):627-35.
17. Kurtz JS, Perdigao J, Geraldeli S, Hodges JS, Bowles WR. Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region. *Am J Dent* 2003;16 Spec No:31A-36A.
18. Patierno JM, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Pashley DH. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Endod Dent Traumatol* 1996;12(5):227-36.

19. Perdigao J, Geraldeli S, Lee IK. Push-out bond strengths of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. *Am J Dent* 2004;17(6):422-6.
20. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod* 2005;31(8):608-12.
21. De Santis R, Prisco D, Apicella A, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Carbon fiber post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth. *J Mater Sci Mater Med* 2000;11(4):201-6.
22. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 2003;28(5):647-60.
23. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *Journal of Biomechanics* 2001;34:1269-1277.
24. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 1998;14(2):120-8.
25. Akkayan B CB. Resistance of fracture of crowned teeth restored with different post systems. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1998;6:13-18.
26. Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int* 2004;35(8):657-67.
27. Ferrari M, Mannocci F. A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fibre post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. *Int Endod J* 2000;33(4):397-400.
28. Fan P, Nicholls JI, Kois JC. Load fatigue of five restoration modalities in structurally compromised premolars. *Int J Prosthodont* 1995;8(3):213-20.
29. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):36-40.

30. Varela SG, Rabade LB, Lombardero PR, Sixto JM, Bahillo JD, Park SA. In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):146-53.
31. Oilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand* 1993;51(4):263-9.
32. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
33. van Noort R. Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination--a personal view. *J Dent* 1994;22 Suppl 1:S4-8.
34. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27(4):275-8.
35. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts--why, when and how. *Dent Clin North Am* 1976;20(2):UNKNOWN.
36. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of four endodontic posts cemented with composite resin. *Gen Dent* 2000;48(3):320-4.
37. Ferrari M, Roberto Scotti. Pinos de Fibra Considerações teóricas e aplicações clínicas: Artes Médicas divisão odontológica; 2003.
38. Lovell MJ. The bond between CFRC and restorative materials [MS Thesis]. London: University of London; 1983.
39. Duret B, Reynaud M, Duret F. New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1). *Chir Dent Fr* 1990;60(540):131-41.
40. mannocci FV, A.; Ferrari, M; Watson, T.F; Davidson, C.L. Carbon fiber posts. Clinical and laboratory studies. In: 2nd International Symposium; 1998 Mar.; S. Marguerita Ligure; 1998. p. 17-21.
41. Callister W. Materials science and engineering. An introduction. Nova York: Wiley and Sons; 1994.

42. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater* 2005;21(2):75-82.
43. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dent Mater* 2006;22(7):602-9.
44. Tjan AH, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* 1985;53(4):496-500.
45. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989;62(2):166-72.
46. Akkayan B, Caniklioglu B. Resistance of fracture of crowned teeth restored with different post systems. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1998;6:13-8.
47. Cavalli G, Bertani P, Generali P. Analise dello stress, tramite studio degli elementi finiti, in denti ricostruiti con perno moncone e corona. *G it End* 1996;3:107-12.
48. Cavalli G, Bertani P, Generali P. Il restauro preprotesico e protesico del dente trattato endodonticamente. *Strategie cliniche. Dent Cadmos* 1998;11:9-28.
49. Grandini S, Sapio S, Goracci C, Monticelli F, Ferrari M. A one step procedure for luting glass fibre posts: an SEM evaluation. *Int Endod J* 2004;37(10):679-86.
50. Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Ferrari M, Tay FR, et al. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77(1):195-200.
51. Sevgican F, Inoue S, Koase K, Kawamoto C, Ikeda T, Sano H. Bond strength of simplified-step adhesives to enamel prepared with two different diamond burs. *Aust Dent J* 2004;49(3):141-5.

52. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.
53. Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials. 10th ed. ed. Philadelphia: Saunders; 1996.
54. Marshall GW, Kinney J H, Balooch M. The dentin substrate:structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;25:441-58.
55. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *J Dent* 1999;27(4):265-74.
56. Perdigão J, Ritter AV. Adesão aos tecidos dentários. In: Baratieri LN, Monteiro JrS, Andrada MAC, Vieira LCC, Ritter AV, Cardoso AC, editors. *Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades*. São Paulo: Santos; 2001. p. 83-128.
57. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res* 1996;75(4):1034-44.
58. Nakajima M, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. *Am J Dent* 2000;13(6):324-8.
59. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 1996;9(3):109-14.
60. Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley EL, Pashley DH. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhes Dent* 2000;2(2):83-98.
61. Watanabe I. Photocure bonding agents to ground dentin. *J Jpn Dent Mater* 1992:955-973.
62. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994:1212-20.

63. Tay FR, Carvalho R, Sano H, Pashley DH. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2000;2(2):99-116.
64. De Munck J, Shirai K, Yoshida Y, Inoue S, Van Landuyt K, Lambrechts P, et al. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. *Oper Dent* 2006;31(4):456-65.
65. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-32.
66. Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl* 1984;3:2-12.
67. Czonstkowsky M, Wilson EG, Holstein FA. The smear layer in endodontics. *Dent Clin North Am* 1990;34(1):13-25.
68. Nikaido T, Takano Y, Sasafuchi Y, Burrow MF, Tagami J. Bond strengths to endodontically treated teeth. *Am J Dent* 1999;12:177-80.
69. Goldman M, DeVitre R, Pier M. Effect of the dentin smeared layer on tensile strength of cemented posts. *J Prosthet Dent* 1984;52(4):485-8.
70. Goldman M, DeVitre R, Tenca J. Cement distribution and bond strength in cemented posts. *J Dent Res* 1984;63(12):1392-5.
71. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Anisotropy of tensile strength of root dentin. *J Dent Res* 2001;80(2):453-6.
72. Schwartz RSR, J.W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30:289-301.
73. Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E, Watson TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater* 2004;20(3):293-6.
74. Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. Micromorphology of the fiber post-resin core unit: a scanning electron microscopy evaluation. *Dent Mater* 2004;20(2):176-83.

75. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97(3):381-7.
76. Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent* 2006;96(1):41-6.
77. Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater* 2004;20(7):617-22.
78. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang SF, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. *J Adhes Dent* 2003;5(2):91-105.
79. Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 2003;5(1):27-40.
80. Bergmans L, Moisiadis P, De Munck J, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Effect of polymerization shrinkage on the sealing capacity of resin fillers for endodontic use. *J Adhes Dent* 2005;7(4):321-9.
81. Sanares AME, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001;17:542-56.
82. Nikaido T, Takano Y, Sasafuchi Y, Burrow MF, Tagami J. Bond strengths to endodontically-treated teeth. *Am J Dent* 1999;12(4):177-80.
83. Hanson EC, Caputo AA. Cementing mediums and retentive characteristics of dowels. *J Prosthet Dent* 1974;32(5):551-7.
84. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):280-301.

85. Phillips RS. *Materiais Dentários de Skinner*. 8^a ed ed. Rio de Janeiro: Interamericana; 1984.
86. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent* 1973;30(4):418-23.
87. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2nd ed ed: Carol Stream:Quintessence; 1997.
88. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater* 2002;18(7):495-502.
89. Valandro LF, Yoshiga S, de Melo RM, Galhano GA, Mallmann A, Marinho CP, et al. Microtensile bond strength between a quartz fiber post and a resin cement: effect of post surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006;8(2):105-11.
90. al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997;28(11):717-23.
91. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent* 1999;1(1):57-67.
92. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989;17:61-7.
93. Retief DH. Adhesion to dentin. *J Esthet Dent* 1991;3(3):106-13.
94. Sudsangiam SvN, R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent* 1999;1:57-67.
95. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM. Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. *Arch Oral Biol* 1995;40(12):1109-18.
96. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research* 1997;76(6):1298-307.

97. Samsri SVN, R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent* 1999;1:57-67.
98. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;10(4):236-40.
99. Griffith A. The phenomena of rupture and flow in solids. *Phil Trans Royal Soc London* 1920;Series A(A221):168-98.
100. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001;27(5):321-4.
101. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Regional bond strengths of a dual-cure resin core material to translucent quartz fiber post. *Am J Dent* 2006;19(1):51-5.
102. Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PE, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater* 2007;23(1):95-9.
103. Soares FZ, Rocha Rde O, Raggio DP, Sadek FT, Cardoso PE. Microtensile bond strength of different adhesive systems to primary and permanent dentin. *Pediatr Dent* 2005;27(6):457-62.
104. Cameron HU, Jacob R, Macnab I, Pilliar RM. Use of polymethylmethacrylate to enhance screw fixation in bone. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57(5):655-6.
105. Koji K. [Bond strength between nonprecious metal alloy and porcelain. Part (1). Bond strength with press condensing method (author's transl)]. *Shika Rikogaku Zasshi* 1976;17(38):112-9.
106. Liberman R, Ben-Amar A, Urstein M, Gontar G, Fitzig S. Conditioning of root canals prior to dowel cementation with composite luting cement and two dentine adhesive systems. *J Oral Rehabil* 1989;16(6):597-602.

107. Teixeira EC, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems. *J Am Dent Assoc* 2006;137(7):1006-12.
108. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bertini F, Giuliani V. Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent* 2004;32(8):629-34.
109. Mitchell CA, Orr JF, Connor KN, Magill JP, Maguire GR. Comparative study of four glass ionomer luting cements during post pull-out tests. *Dent Mater* 1994;10(2):88-91.
110. Wakefield CW, Draughn RA, Sneed WD, Davis TN. Shear bond strengths of six bonding systems using the pushout method of in vitro testing. *Oper Dent* 1998;23(2):69-76.
111. Roydhouse RH. Punch-shear test for dental purposes. *J Dent Res* 1970;49(1):131-6.
112. Turner MC, RW; Martin, HC; Top, LJ. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aero Sci* 1956;23:805-12.
113. Huang HL, RS. Numerical experiments with a linear force displacement tooth model. *J Dent Res* 1969;48(1):32-7.
114. Rocha I. Estudo das tensões em dente restaurado com coroa metalocerâmicas e dois formatos de retentores intra-radulares. Método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: São Paulo; 2000.
115. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006;33(9):690-7.
116. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002;23(13):2667-82.
117. Silva NR, Calamia CS, Harsono M, Carvalho RM, Pegoraro LF, Fernandes CA, et al. Bond angle effects on microtensile bonds: laboratory and FEA comparison. *Dent Mater* 2006;22(4):314-24.

118. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutoke Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J* 2006;25(1):145-50.
119. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006;31(1):47-54.
120. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005;21(8):709-15.
121. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):421-7.
122. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002;18(4):295-303.
123. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech* 2001;34(10):1269-77.
124. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod* 2002;28(5):355-60.
125. Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Long-term TEM analysis of the nanoleakage patterns in resin-dentin interfaces produced by different bonding strategies. *Dent Mater* 2006.
126. Watson TF, Azzopardi A, Etman M, Cheng PC, Sidhu SK. Confocal and multi-photon microscopy of dental hard tissues and biomaterials. *Am J Dent* 2000;13(Spec No):19D-24D.
127. Wood SR, Kirkham J, Marsh PD, Shore RC, Nattress B, Robinson C. Architecture of intact natural human plaque biofilms studied by confocal laser scanning microscopy. *J Dent Res* 2000;79(1):21-7.

128. Kubinova L, Janacek J. Confocal microscopy and stereology: estimating volume, number, surface area and length by virtual test probes applied to three-dimensional images. *Microsc Res Tech* 2001;53(6):425-35.
129. Paiva J, Antoniazzi, JH. *Endodontia: bases para a prática clínica*. 2. ed. São Paulo; 1998.
130. Kinney JH, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. *J Dent Res* 2003;82(12):957-61.
131. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):127-34.
132. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P, Muench A. Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. *Oper Dent* 2005;30(4):500-6.
133. Kanno T, Ogata M, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Microtensile bond strength of dual-cure resin cement to root canal dentin with different curing strategies. *Dent Mater J* 2004;23(4):550-6.
134. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Regional bond strength of four self-etching primer/adhesive systems to root canal dentin. *Dent Mater J* 2005;24(2):261-7.
135. el-Badrawy WA, el-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995;73(6):515-24.
136. Peters AD, Meiers JC. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. *Am J Dent* 1996;9(6):264-8.
137. Chandra N, Ghonem H. Interfacial mechanics of push-out test: theory and experiments. *Compos Part A: Appl Sci Manuf* 2001;32:575-84.
138. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent* 2001;29(1):55-61.

139. Sadek FT, Monticelli F, Muench A, Ferrari M, Cardoso PE. A novel method to obtain microtensile specimens minimizing cut flaws. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;78(1):7-14.
140. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res* 1999;78(2):699-705.
141. Ibarra G, Vargas MA, Armstrong SR, Cobbbb DS. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *J Adhes Dent* 2002;4(2):115-24.
142. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, et al. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003;16(6):414-20.
143. Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater* 1998;14(1):44-50.
144. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials* 2002;23(17):3603-8.
145. Davidson CL, Davidson-Kaban SS. Handling of mechanical stresses in composite restorations. *Dent Update* 1998;25(7):274-9.
146. Huysmans MC, Van der Varst PG. Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. *J Dent* 1993;21(1):57-64.
147. Soares CJ, Santana FR, Santos-Filho PCF, Soares PV, Castro CG. Stress and bond strength of microtensile and push-out post samples [abstract 870]. *J Dent Res* 2007;86(Special Issue A).
148. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. *Dent Mater* 2004;20(5):457-62.

ANEXO A- Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa **UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA****PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 63/06**

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "Análise da resistência de união entre pinos de fibra e o canal radicular, comparando os métodos de microtração, "push-out e "pull-out", de responsabilidade da Pesquisadora **Carina Strano Castellan**, sob orientação do Professor Doutor **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, 01 de junho de 2006

Prof. Dr. Rogério Nogueira de Oliveira
Coordenador do CEP-FOUSP