

LUIZ FELIPE VALANDRO SOARES

**EFEITO DA CICLAGEM MECÂNICA SOBRE A RESISTÊNCIA DE
UNIÃO DE PINOS INTRA-RADICULARES DE FIBRA CIMENTADOS
COM RESINA À DENTINA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR do Programa de Pós-graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, especialidade em Prótese.

LUIZ FELIPE VALANDRO SOARES

**EFEITO DA CICLAGEM MECÂNICA SOBRE A RESISTÊNCIA DE
UNIÃO DE PINOS INTRA-RADICULARES DE FIBRA CIMENTADOS
COM RESINA À DENTINA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR do Programa de Pós-graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, especialidade em Prótese.

Orientador: Prof. Adj. Marco Antonio Bottino

São José dos Campos

2005

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

BELLINI, A. B.; SILVA, E. A. **Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico.** São José dos Campos: FOJSC/UNESP, 2002. 82p.

VALANDRO SOARES, L. F. **Efeito da ciclagem mecânica sobre a resistência de união de pinos intra-radiculares de fibra cimentados com resina à dentina.** 2005. 111f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

DEDICO ESTE TRABALHO:

À minha mãe Anadir Valandro: sua honestidade e serenidade trouxeram de volta o amor e o carinho de nossa família.

À vó Thereza Cervi Valandro (“in memoriam”) pelo exemplo de perseverança e dedicação a nossa família.

Aos meus irmãos Elmar Soares, Julio César, Fernando e Joceana, companheiros e amigos leais.

À minha esposa Karla Zanini Kantorski: seu amor, sua ternura e dedicação à família que constituímos me fizeram seguir pelos caminhos mais corretos.

À minha filha Graciana: sua esperança e alegria de criança, sua compreensão e amor me permitiram entender a vida como sinônimo de felicidade.

Ao meu orientador Prof. Marco Antonio Bottino.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador Professor Adj. Dr. **Marco Antonio Bottino**, uma pessoa muito especial, que foi capaz de modificar o rumo de uma vida e de uma carreira profissional. Sua participação, seu incentivo e as oportunidades oferecidas durante os quatro anos de Mestrado e Doutorado permitiram que eu pudesse crescer cientificamente e como ser humano. Nos momentos difíceis da pós-graduação, soube me aconselhar, me apoiar e me fez ousar e perseverar dentro da ética, do respeito e com humildade. A leal amizade e confiança foi e é recíproca, e isto me deu muita força para o trabalho. Suas críticas me fizeram questionar e amadurecer. Seus conselhos como se fosse um pai, me fizeram e farão respeitá-lo sempre. Meus eternos, sinceros e mais profundos agradecimentos.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. **Roberto Scotti** do Dept. de Prótese Dental da Universidade de Bolonha (Itália) (*Riparto di Protesi del Dip. di Scienze Odontostomatologiche dell'Alma Mater Studiorum Università di Bologna*). Sua paixão em ensinar e sua seriedade na pesquisa são exemplos para mim; sua amizade leal me cativou; seu afeto como se fosse meu pai, me emociona e me faz chorar; a saudade me faz dizer 'jamais esquecerei e logo nos encontraremos'. Obrigado ou "*grazie mille*".

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho” através de seu digníssimo Diretor Professor Adj. **Paulo Vilella Santos Jr.**

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese, dessa Faculdade pela importante oportunidade concedida.

Aos Professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora dessa Faculdade pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

Aos colegas da Disciplina de Prótese Dental da Universidade Federal de Santa Maria – RS, Professores Doutores **Letícia Jacques, Claudio Figueiró, Henrique Hollweg, Kátia Braun, Paulo Afonso Burmann, Lucia Mozzaquatro, Manoel Antonio Pimenta e Osvaldo Kaiser** por me permitirem a execução deste curso de pós-graduação, conduzindo as atividades acadêmicas que seriam minhas atribuições.

Ao Prof. Dr. **Ney Mugida Mutti** (UFSM, Santa Maria-RS) pelo grande incentivo para a vida acadêmica.

Ao Prof. Dr. **Antonio Roberto Bisogno**, digníssimo Chefe do Depto de Odontologia Restauradora da UFSM, por sempre me ajudar quando assim solicitado.

Ao Professor Dr. **Maximiliano Piero Neisser**. Desde sua orientação no Curso de Mestrado, o prof. Max mostrou-se extremamente sério e competente cientificamente, e hoje serve como exemplo aos jovens pesquisadores. Muito obrigado pelos seus ensinamentos.

Aos meus colegas de Pós-graduação, Doutores **Fabiola P. P. Leite, Osvaldo Daniel Andreatta Filho, Diego Klee de Vasconcelos e Renato**

Jóias pela amizade, coleguismo e convívio nestes momentos de crescimento humano e acadêmico.

Agradeço especialmente à colega e amiga **Fabiola**, por termos trabalhado, dividido experiências e assim crescido juntos durante todo o curso de Mestrado e Doutorado. Espero que possamos seguir neste mesmo caminho e obtermos novas conquistas.

Aos amigos de pós-graduação, agora Doutores **Leonardo Buso, Denise Oyafuso, Elza Costa, Vanessa Ccahuana Valquez, Rander Pereira Avelar, Edson Hilgert.**

Aos doutorandos **Alberto Noriyuki Kojima, Alfredo Mikail Melo Mesquita, Fernanda Pelogia Camargo, Renata Faria e Silvia Helena Barbosa**, e aos mestrandos **Alexandre Abdalla Alonso, Karine Landin e Guilherme Saavedra** pela fraterna amizade e convivência.

Às colegas Mestras **Graziela Ávila Prado Galhano e Renata Marques de Melo** pela importante ajuda na condução deste trabalho e pela amizade.

Ao meu fiel companheiro e colega Prof. Dr. **André Mallmann.**

Ao Prof. Dr. **Carlo Prati**, digníssimo Chefe do Dep. de Ciências Orais da Universidade de Bolonha (Itália) (UNIBO), pela oportunidade concedida para execução do Doutorado *Sandwich* nesse departamento.

Aos Drs. **Paolo Baldissara, Carlo Monaco, Giorgio Papale, Leonardo Ciocca, Mauro Caldari** e ao TPD **Alessandro Arcidiacomo** do Dept. de Prótese da UNIBO (Itália), pela oportunidade em dividir experiências profissionais e pela afetuosa amizade.

À Dra. **Silvia Marcchioni** do Dept. de Ciências Orais da UNIBO pela valiosa contribuição na análise microscópica das amostras deste estudo.

Aos grandes amigos italianos Dr(a)s. **Gianpietro Schincaglia, Ricardo Marzola, Mattia Quadrelli, Carlo Filonzi, Silvia Malferrari, Maria Veronica Orsi, Francesca Zicari, Carolina.**

Ao Prof. Dr. **Ivan Balducci** (Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP) pela cordial amizade e fundamental suporte na análise estatística dos dados deste trabalho.

Aos amigos incentivadores Prof. Dr. **Eduardo Myiashita** e Prof. Dr. **Marcos Koiti Itinoche**.

Ao Prof. Dr. **Renato Sussumu Nishioka** pela amizade e pelas importantes oportunidades oferecidas durante o curso de pós-graduação.

Ao meu especial e eterno amigo Dr. **Marco Cícero Bottino**.

À minha fiel amiga **Regina Amaral**, acadêmica dessa Instituição.

Às secretárias do Dept. de Materiais Odontológicos e Prótese **Eliane Wenzel, Suzana Cristina de Oliveira e Maria Inês Moreira dos Santos**.

Às secretárias da secção de pós-graduação **Erena M. Hasegawa, Rosemary Salgado Pereira e Maria Aparecida C. de Souza**.

À Diretora Técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação **Ângela de Brito Bellini**, da FOSJC-UNESP, pelas correções normativas.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pelo apoio financeiro concedido (Bolsa de Estágio de Doutorando no Exterior [Universidade de Bolonha, Itália]).

Às empresas **Ceramodental** (Dr. **Leonel Severo**), **New Image (Bisco)**, **Ivoclar/Vivadent**, **Dentsply**, **3M/Espe**, **Maillefer** pela doação de alguns materiais usados neste estudo.

A todos os professores e funcionários da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP pela sincera amizade.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	08
LISTA DE QUADRO E TABELAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	14
RESUMO.....	15
1 INTRODUÇÃO.....	16
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1 Testes <i>in vitro</i> de resistência à fadiga.....	19
2.2 Testes mecânicos <i>in vitro</i> e características biomecânicas de dentes despolpados.....	36
2.3 Análise de distribuição de tensões.....	49
2.4 Estudos de avaliação clínica.....	54
3 PROPOSIÇÃO.....	60
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	61
4.1 Escolha dos dentes.....	61
4.2 Adequação dos dentes, tratamento endodôntico e calibragem dos canais.....	61
4.3 Cimentação dos pinos.....	63
4.4 Adequação dos Sp para a ciclagem mecânica.....	64
4.5 Teste de Fadiga.....	66
4.6 Teste de extrusão (<i>push-out</i>).....	68
4.7 Análise estatística.....	71
4.8 Avaliação do modo de falha.....	71
4.8 Avaliação micro-estrutural dos pinos de fibra.....	72
5 RESULTADOS.....	73
6 DISCUSSÃO.....	78
7 CONCLUSÃO.....	98
8 REFERÊNCIAS.....	99
APÊNDICE.....	110
ABSTRACT.....	111

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Adequação dos Sp: A) Sp posicionado no suporte (a) para o embutimento. Nota-se que o pino foi introduzido dentro de uma perfuração-guia, ficando perpendicular ao solo; B) Suporte e Sp posicionados na seringa de embutimento ($h_1 = 40$ mm; $h_2 = 30$ mm).....	65
FIGURA 2 - Sp embutido na resina epóxica ($h_1 = 8$ mm; $h_2 = 3$ mm; $h_3 = 30$ mm).....	66
FIGURA 3 - Máquina de ciclagem, tendo 5 estações para o teste de fadiga.....	67
FIGURA 4 - Sp posicionados em um ângulo $\hat{A} = 45^\circ$ para o teste de fadiga.....	67
FIGURA 5 - Desenho esquemático da secção dos dentes em fatias de $2 \pm 0,1$ mm, considerando os eixos x e y.....	69
FIGURA 6 - Desenho esquemático do formato do cp.....	69
FIGURA 7 - Desenho esquemático do teste de extrusão. (A) Forma adequada de cp, mostrando que a carga foi aplicada mais perpendicular ao pino (B).....	70
FIGURA 8 - A – Desenho esquemático correspondente à secção interna do cp (paredes cônicas do pino) – figura geométrica de um tronco de cone circular reto de bases paralelas; B – Figura geométrica (triângulo) para cálculo da geratriz g do tronco de cone ($g^2 = h^2 + [R_2 - R_1]^2$).....	70
FIGURA 9 - Gráfico de colunas (média \pm desvio padrão) dos dados de resistência adesiva (MPa) para as seis condições experimentais.....	74

FIGURA 10 - Efeito dos pinos de fibra e da ciclagem mecânica sobre a resistência adesiva. Gráfico de médias de resistência adesiva (MPa), em função dos dois fatores estudados (tipo de pino e ciclagem mecânica).....	75
FIGURA 11 - Representação gráfica das percentagens dos tipos de fraturas ocorridas nos cp submetidos ao teste de <i>push-out</i> (Ades. DC = fratura entre dentina e cimento; Coes P = fratura coesiva do pino; Mista = fratura adesiva pino- cimento e coesiva do pino).....	76
FIGURA 12 - Fórmulas para cálculo da deflexão e da tensão.....	85
FIGURA 13 - Micrografia representativa de um pino de fibra de quartzo D.T. Light-Post. A (1000x, imagem longitudinal) e B (2000x, imagem transversal). Podem ser observadas as fibras de quartzo (☛) e a matriz resinosa de preenchimento (☞).....	86
FIGURA 14 - Micrografia representativa de um pino de fibra de quartzo FRC Postec Plus. A (1000x, imagem longitudinal) e B (2000x, imagem transversal). Podem ser observadas as fibras de quartzo (☛) e a matriz resinosa de preenchimento (☞).....	87
FIGURA 15 - Micrografia representativa de uma fratura do tipo coesiva no pino de fibra de quartzo (D.T. Light-Post). O quadrado em A (75x) está aumentado em B (500x). Em A , ❶ = pino de fibra, ❷ = cimento resinoso e ❸ = dentina. O sinalizador (☛) em B está indicando algumas fibras que se destacaram da resina de preenchimento.....	88

FIGURA 16 - Micrografia representativa de uma fratura do tipo coesiva no pino de fibra de vidro (FRC Postec Plus). O quadrado em **A** (75x) está aumentado em **B** (500x). Em **A**, ❶ = pino de fibra, ❷ = cimento resinoso e ❸ = dentina. O sinalizador (☛) em **B** está indicando algumas fibras que se destacaram da resina de preenchimento..... 88

FIGURA 17 - Micrografia representativa de uma fratura adesiva entre dentina e sistema adesivo, com fratura coesiva dos *tags* de resina (pino D.T. Light-Post). **A** (500x) e **B** (2000x) são imagens da superfície da dentina, denotando-se um rompimento adesivo. Em **B** evidenciam-se os *tags* de resina fraturados na sua base e ligeiramente exteriorizados pela tensão de cisalhamento (☛), executada durante o teste de *push-out*. **C** (500x) e **D** (2000x) são imagens da superfície do cimento que ficou aderida ao pino, confirmando-se a fratura adesiva. Em **D** nota-se a fratura dos *tags* em sua base (☛) e que a superfície do pino ficou recoberta pelo cimento e/ou pelo sistema adesivo (☞)..... 91

FIGURA 18 - Micrografia representativa de uma fratura do tipo adesiva entre dentina e cimento resinoso (pino D.T. Light-Post). O quadrado em **A** (50x) está aumentado em **B** (200x). Em **B**, ❶ = pino de fibra, ❷ = cimento resinoso e ❸ = dentina, onde se observa um rompimento na interface dentina – cimento resinoso (☛). Ainda em **B**, a integridade da interface pino – cimento é também evidenciada (☞)..... 92

FIGURA 19 - Micrografia representativa de uma fratura do tipo adesiva entre dentina e cimento resinoso (pino FRC Postec Plus). O quadrado em **A** (50x) está aumentado em **B** (500x). Em **B**, ❶ = pino de fibra, ❷ = cimento resinoso e ❸ = dentina, onde constata-se um rompimento na interface dentina – cimento resinoso (☛), assim como, é possível observar a integridade da interface pino – cimento (☞)..... 92

FIGURA 20 - Micrografia representativa de uma fratura do tipo adesiva entre dentina e cimento resinoso, com fratura coesiva dos *tags* de resina (pino FRC Postec Plus). O quadrado em **A** (50x) está aumentado em **B** (500x). Em **B**, ❶ = pino de fibra, ❷ = cimento resinoso e ❸ = dentina, onde constata-se a fratura na interface cimento resinoso – dentina (☛), e também observa-se a integridade da interface pino – cimento (☞). **C** (5000x) corresponde à superfície do cimento resinoso e/ou adesivo que permaneceu aderido ao pino, na região do indicador (☛) em **B**. Observa-se em **C** que ocorreu uma fratura na base dos *tags* de resina (☛) e que a superfície do pino está recoberta pelo cimento resinoso e/ou adesivo (☞)..... 93

FIGURA 21 - Micrografia representativa de uma fratura do tipo adesiva entre dentina e cimento resinoso, sendo observada a fratura coesiva dos *tags* de resina (pino FRC Postec Plus). **A** (1000x) e **B** (5000x) são imagens da superfície da dentina, constatando-se o rompimento na interface dentina – sistema adesivo. Em **B** evidencia-se que os *tags* de resina fraturaram-se em sua base e estão ligeiramente exteriorizados pela tensão de cisalhamento (☛)..... 94

FIGURA 22 - Micrografias representativas (2000x) das superfícies de um pino de fibra: (**A**) sem condicionamento; (**B**) jateamento com partículas de óxido de sílica. Nota-se em B que a superfície ficou impregnada pelo óxido..... 94

LISTA DE QUADRO E TABELAS

QUADRO 1 - Características dos pinos de fibra utilizados nos estudo.....	63
QUADRO 2 - Grupos de estudo considerando os dois fatores do experimento: pino intra-radicular (2 níveis) e ciclagem mecânica (3 níveis).....	68
TABELA 1 - Média (\pm desvio padrão) dos dados de resistência adesiva (MPa) das condições experimentais estabelecidas pelas variáveis ciclagem mecânica (CM) e pinos de fibra.....	73
TABELA 2 - Análise de variância (dois fatores, efeito fixo) dos dados de resistência adesiva.....	74
TABELA 3 - Número de corpos-de-prova (cp) e percentual (%) de distribuição das fraturas ocorridas no teste de <i>Push-out</i> .	76
TABELA 4 - Valores de resistência adesiva (MPa) de cada dente dos 6 grupos experimentais.....	110

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm	micrômetro
$^{\circ}\text{C}$	grau Celsius
GPa	giga Pascal
Hz	hertz
kg	kilograma
kgf/mm^2	kilograma força por milímetro quadrado
min	minuto
ml	mililitro
mm	milímetro
$\text{mm}\cdot\text{min}^{-1}$	milímetro por minuto
mm^2	milímetro quadrado
MPa	mega Pascal
mW/cm^2	miliwatt por centímetro quadrado
N	Newton
N/mm^2	Newton por milímetro quadrado
\emptyset	diâmetro
s	segundo
cp	corpo-de-prova
E	módulo de elasticidade
<i>e.g.</i>	por exemplo
FEA	análise de elementos finitos
FRC	pinos de resina reforçados por fibra
<i>i.e.</i>	isto é
JCE	junção cimento-esmalte
MEV	microscópio eletrônico de varredura
MO	microscópio óptico
RAAQ	resina acrílica ativada quimicamente
Sp	espécime
σ	resistência adesiva

VALANDRO SOARES, L. F. **Efeito da ciclagem mecânica sobre a resistência de união de pinos intra-radiculares de fibra cimentados com resina à dentina.** 2005. 111f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

RESUMO

Este estudo avaliou o efeito da ciclagem mecânica sobre a resistência de união de pinos intra-radiculares de fibra cimentados com resina à dentina. As hipóteses desse trabalho são que a resistência adesiva não varia após o teste de fadiga e também não varia em função do tipo de pino de fibra. A parte coronária de 60 dentes humanos unirradiculares foi seccionada, obtendo-se espécimes (sp) de 16mm, que foram submetidos à instrumentação endodôntica e então 30 sp foram preparados (12mm) para receber um pino de fibra de quartzo (D.T. Light-Post) [DT] e 30 foram preparados para um pino de fibra de vidro (FRC Postec Plus) [FRC]. Os pinos foram cimentados (All-Bond + cimento resinoso Duolink) e a parte radicular dos sp foi embutida em resina epóxica até 3mm da porção cervical. Foram constituídos 6 grupos (n=10), considerando o tipo de pino de fibra e o regime de ciclagem mecânica (carga: 50 N; 45° em relação ao longo eixo do sp; frequência: 8Hz): G1- DT + sem ciclagem; G2- DT + 20.000 ciclos; G3- DT + 2.000.000 ciclos; G4- FRC + sem ciclagem; G5- FRC + 20.000 ciclos; G6- FRC + 2.000.000 ciclos. Os sp foram então seccionados perpendicularmente ao longo eixo do sp, obtendo-se fatias de aproximadamente 2mm (4 secções / sp) que foram submetidas ao ensaio de push-out em máquina de ensaio universal (1mm.min⁻¹). A média de resistência adesiva das repetições de cada espécime foi obtida e os dados (n=10) foram submetidos à análise estatística ($\alpha=0,05$). A ANOVA mostrou que: (a) as resistências adesivas do pino DT (7,12 ± 2,20 MPa) e do pino FRC (6,87 ± 2,12 MPa) foram estatisticamente semelhantes entre si (P=0,665); (b) os valores obtidos para a condição sem ciclagem (6,96 ± 2,44 MPa), 20.000 (6,99 ± 2,08 MPa) e 2.000.000 (7,02 ± 2,00 MPa) foram similares estatisticamente (P=0,996); (c) os 6 grupos foram estatisticamente semelhantes entre si (P=1,000). Concluiu-se que a ciclagem mecânica não teve efeito sobre a resistência adesiva.

PALAVRAS-CHAVE: Técnica para retentor, ciclagem mecânica, adesão dental.

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia Restauradora começou modificar seus conceitos a partir do advento do condicionamento ácido em esmalte e dos conhecimentos de hibridização da dentina. O desenvolvimento e a evolução das técnicas adesivas em esmalte, dentina e em substratos restauradores permitiram que os procedimentos restauradores fossem realizados de modo mais conservador ou com mínima intervenção.

Neste sentido, a técnica que emprega pinos intra-radulares pré-fabricados de fibra, cimentados de forma adesiva, foi proposta com a finalidade de: a) preservar estrutura dental (*minimal intervention*); b) diminuir o risco de fratura radicular, pelo uso de sistemas adesivos e pinos com módulo de elasticidade (E) semelhante ao da dentina; c) além de tradicionalmente aumentar a retenção do material de preenchimento. A cimentação adesiva, pelo emprego de sistemas adesivos e cimentos resinosos, é fundamental nesta técnica, pois aumenta-se a resistência à retenção do pino, diminui-se a microinfiltração marginal e parece otimizar a distribuição homogênea de tensões para o remanescente dental (LANZA et al.⁴⁵, 2005).

Os pinos de resina reforçados por fibras (FRC) de carbono, quartzo ou vidro apresentam E mais próximo ao da dentina (pino \cong 30 GPa; dentina \cong 18 GPa). Essa característica permite que haja absorção e distribuição mais uniforme de tensões ao remanescente radicular, ao invés de concentrar as tensões. A concentração de tensões tem sido relacionada com os retentores fundidos (metálicos ou cerâmicos) e os pinos pré-fabricados metálicos e cerâmicos a base de óxido de zircônio, por apresentarem E maior que o da dentina.

Entretanto, o diâmetro do pino ou o tipo de fibra podem influenciar no E (ASMUSSEN et al.³, 1999; LASSILA et al.⁴⁶, 2004; GALHANO et al.²⁷, 2005). Asmussen et al.³ (1999) mostraram que aumentando-se o diâmetro, o E normalmente é aumentado, e que o tipo de fibra e resina que o pino é constituído podem modificar seu E. Assim, é possível que diferentes pinos de fibra possam comportar-se de forma diferente do ponto de vista mecânico, modificando assim o padrão de distribuição de tensões. A porcentagem de fibras pode também influenciar a E de pinos de fibra (VIGUIE et al.⁹⁰, 1994).

Investigações clínicas têm registrado taxas de sucesso entre 90% e 99% de dentes reconstruídos com pinos de fibra e resina composta (abordagem adesiva), bem como nenhuma fratura radicular nos períodos de avaliação. No entanto, o índice de sucesso com retentores fundidos tem sido aproximadamente de 84%, com 9% de fratura radicular (FERRARI et al.²⁰⁻²¹, 2000; SCOTTI et al.⁷⁵, 2000; Malferrari et al.⁵¹, 2003).

Nos estudos *in vitro* a respeito da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com diferentes métodos de ancoragem radicular, constata-se que em dentes com pinos de fibras as fraturas não ocorrem na raiz, enquanto que nos dentes restaurados com retentores intra-radulares rígidos (metálicos ou cerâmicos), as fraturas normalmente acontecem no nível radicular, gerando falha catastrófica ou irreversível da raiz (MARTINEZ-INSUA et al.⁵⁷, 1998; MACCARI et al.⁴⁹, 2003; NEWMAN et al.⁶², 2003).

Neste sentido, os testes de resistência à fadiga (ciclagem mecânica) controlados em ambiente úmido parecem constituir-se no método que melhor prediz o comportamento clínico de diferentes materiais e técnicas restauradoras, reproduzindo, por exemplo, os efeitos dos diferentes E dos materiais sobre o conjunto dente-restauração. Teste

de fadiga é um tipo de ensaio que pode levar à fratura de uma estrutura depois de repetidas cargas, e pode ser explicada pela propagação de trincas microscópicas em áreas de concentração de tensão, normalmente em regiões de defeitos estruturais macroscópicos ou no nível molecular (WISKOTT et al.⁹¹, 1995; DIETSCHI et al.¹⁵, 1997; ITINOCHE⁴², 2002; SCOTTI et al.⁷³, 2003). Normalmente os testes de fadiga são executados em ambiente úmido, o que contribui para o efeito de degradação das propriedades físicas e mecânicas dos materiais que compõem o sistema restaurador (MANNOCCHI et al.⁵⁵, 1999; BALDISSARA et al.⁵, 2004; LASSILA et al.⁴⁶, 2004; GRANDINI et al.³⁴, 2005). Quanto à equiparação do número de ciclos de fadiga executados *in vitro* e o tempo de serviço clínico dos materiais restauradores dentários, Pontius & Hutter⁶⁹ (2002), baseado no número médio de mordidas de um indivíduo, descreveram que 1.200.000 de ciclos correspondem aproximadamente a 5 anos de serviço clínico.

Assim, considerando que diferentes pinos de fibras podem apresentar diferentes comportamentos sob carga mecânica dinâmica, este trabalho se propõe verificar se os dentes restaurados com dois tipos de pinos de fibra são resistentes à fadiga e se a ciclagem mecânica interfere na resistência adesiva entre dentina e pino de fibra, considerando uma simulação de dez anos de serviço clínico. As hipóteses são que a resistência adesiva não varia após o teste de fadiga e não varia em função do tipo de pino de fibra.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Por razões didáticas, a revisão de literatura a respeito das técnicas de ancoragem intra-radicular foi dividida em quatro partes, considerando os estudos laboratoriais (e.g.: testes de resistência à fadiga e à fratura; análise de distribuição de tensões) e os estudos clínicos controlados (e.g.: prospectivos e retrospectivos).

2.1 Estudos *in vitro* de resistência à fadiga

Os testes de fadiga mecânica constituem-se num método capaz de prever *in vitro* o provável comportamento clínico de materiais e técnicas restauradoras. Desta forma, para estes testes reproduzirem de modo mais real possível o comportamento clínico, algumas condições que os materiais realmente suportam na cavidade oral devem ser simuladas, como temperatura (37 °C), oscilação da carga, angulação do espécime durante ciclagem mecânica (45°). Alguns estudos *in vivo* avaliaram a carga real em diferentes momentos do ciclo mastigatório. De Boever et al.¹³ (1978) observaram que a máxima força mastigatória funcional está entre 45 N e 65N, sendo que a maioria dos ciclos mastigatórios não ultrapassa 16 N. A proposta de Gibbs et al.²⁹ (1981) foi investigar a força total utilizada durante a mastigação e constataram uma força em torno de 267 N. Fields et al.²⁴ (1986) encontraram que adultos têm uma força oclusal média de 29N durante a deglutição, 135 N durante a mastigação e uma força máxima de 310 N. Portanto, os testes de fadiga devem seguir estes parâmetros de carga, associados à temperatura que os materiais normalmente permanecem (37 °C) e a uma angulação próxima do real.

Considerando que os incisivos superiores são os dentes mais susceptíveis à fratura (Lertchirakarn et al.⁴⁷⁻⁶, 2003), os estudos de resistência à fadiga utilizam mais freqüentemente esses dentes como espécimes, e a angulação média que estes dentes sofrem as cargas cíclicas mastigatórias *in vivo* é 45°, indicando o emprego desta angulação.

A proposta do estudo de Huysmans et al.³⁹ (1992) foi determinar a aplicabilidade do teste de fadiga em dentes restaurados, assim como, avaliar a resistência à fadiga de pré-molares restaurados com um pino pré-fabricado de aço inoxidável reconstruídos com diferentes materiais (amálgama e resina composta). As coroas dos dentes foram removidas, as restaurações foram realizadas e os espécimes foram divididos em dois grupos de acordo com o material de reconstrução. Estes dois grupos foram sub-divididos, conforme o número de ciclos e a carga aplicada (a carga variou em função da carga máxima para fratura estática de cada conjunto restaurado): 10.000 (10^4) ciclos com cargas de 50% da carga de fratura, 60% da carga de fratura, 65% da carga e 70% da carga; 100.000 (10^5) ciclos seguindo as mesmas percentagens de carga; 1.000.000 (10^6) ciclos também com a mesma seqüência. Este delineamento experimental foi utilizado para os dois tipos de reconstrução. A freqüência de ciclagem foi de 5 Hz com dentes posicionados 45° em relação ao seu longo eixo. Ao analisar os resultados, observa-se que a medida que a carga se aproxima da carga de fratura, o número de falhas dos espécimes durante a ciclagem aumenta, para ambos os tipos de reconstrução (a probabilidade de fratura dos espécimes aumenta quando a carga é aumentada). Os autores concluíram que: a) o teste de fadiga pode ser aplicado em estruturas complexas desde que um método adequado de fadiga seja selecionado (parâmetros adequados); b) mesmo que o teste de fadiga requeira mais

tempo para a avaliação quando comparado ao teste de resistência à fratura estática, as vantagens do teste de fadiga são indiscutíveis.

Isidor & Brøndum⁴⁰ (1992) compararam a resistência à cargas cíclicas de dentes restaurados com retentores metálicos fundidos (cônicos) ou com pinos pré-fabricados de titânio (lados paralelos) e resina composta. A adaptação dos dois tipos de retentores às paredes radiculares foi avaliada. Dentes bovinos (incisivos inferiores) foram embutidos em RAAQ e o ligamento periodontal foi simulado. Todos os dentes receberam coroas metálicas. Os espécimes foram submetidos ao teste de fadiga, empregando-se 250 N de carga, a uma frequência de 2 Hz, a um ângulo de 45° em relação ao longo eixo da raiz. A ciclagem foi conduzida até a fratura dos espécimes. Os dentes com pinos de titânio e resina composta apresentaram maior resistência estatisticamente significativa que a os dentes com retentores fundidos. Para avaliar a adaptação dos retentores, outros dentes restaurados foram seccionados horizontalmente, constatando que a adaptação dos pinos pré-fabricados de titânio foi melhor que a dos retentores fundidos.

Evidências clínicas indicam que os materiais podem fraturar após anos de solicitação em serviço clínico. As falhas normalmente não estão relacionadas a um evento mecânico agudo (impacto), mas a longos períodos de fadiga mecânica. Essas são algumas das considerações de Wiskott et al.⁹¹ (1995) em uma revisão sobre estresse de fadiga (“*stress fatigue*”). Algumas considerações essenciais desses autores estão descritas abaixo: a) Fadiga é um modo de fratura pela qual uma estrutura (e.g., metais, cerâmicas, vidros, polímeros) eventualmente falha depois de repetidas cargas que são menores que a carga estática necessária para a fratura catastrófica; b) Fadiga é explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de tensão, normalmente em regiões de defeitos estruturais macroscópicos ou a nível molecular. Sob cargas repetidas (ciclagem) essas falhas são os pontos críticos iniciais

para o enfraquecimento do conjunto, até que a falha catastrófica ocorra a partir de ciclos mecânicos finais que excedam a capacidade mecânica do remanescente íntegro da estrutura; c) Quando uma barra (viga) está sob flexão de três pontos, três zonas distintas de tensões são observadas: zona de aplicação da carga (superior) fica sob tensão de compressão; a zona oposta à carga permanece sob tensão de tração; existe uma região neutra de transição entre estas duas zonas. Normalmente as fraturas iniciam na região que está sob tração; d) Quando um material sem defeitos estruturais é submetido à tração, são formadas linhas de tensão paralelas à carga aplicada. Entretanto, quando existem defeitos estruturais no material (micro ou macroscópicos), as tensões se concentram ao redor desses defeitos, sendo pontos críticos para o início e a propagação da fratura catastrófica; e) Considerando o número médio de ciclos mastigatórios (mordidas) que um indivíduo realiza diariamente (2.700 ciclos), o número de ciclos realmente ativos e o tempo médio de vida-clínica de restaurações, os autores recomendam que os materiais deveriam ser submetidos a pelo menos 10^6 ciclos mecânicos, para que sejam de fato submetidos a um alto risco de fratura catastrófica por fadiga; f) Como método principal de testes de fadiga para materiais dentários, os autores entendem que devem ser aplicadas cargas abaixo do limite elástico do material com aproximadamente 10^4 a 10^7 ciclos. Os autores acreditam que com este regime cíclico seriam obtidas informações conclusivas sobre o comportamento clínico dos materiais (relevância clínica). Eles ainda ressaltam que um regime entre 1 e 10^4 ciclos restringe a obtenção de informações mais precisas sobre o comportamento dos materiais; g) Baseado nas informações teóricas e avaliações clínicas, os autores concordam que a maioria das restaurações dentárias falha sob cargas cíclicas e não em um evento agudo de carga, i.e., os materiais enfraquecem-se em função da propagação de trincas quando sob cargas repetidas, atingindo a falha catastrófica após longos períodos de solicitação mecânica. Assim, os testes dinâmicos de fadiga

são métodos válidos para avaliação *in vitro* do comportamento de materiais dentários.

Isidor et al.⁴¹ (1996) avaliaram a resistência à fratura de dentes bovinos restaurados com pinos pré-fabricados de fibras de carbono, quando submetidos à ciclagem mecânica. Catorze dentes bovinos foram selecionados para este estudo. Os mesmos foram embutidos em uma base cilíndrica com resina acrílica quimicamente ativada (RAAQ), sendo que o ligamento periodontal foi simulado utilizando uma silicona de adição. Após o embutimento, os dentes foram seccionados obtendo-se espécimes com comprimento de 15 mm (10 mm dentro da RAAQ e 5 mm fora da RAAQ), os pinos de fibras de carbono foram cimentados adesivamente, a reconstrução coronária e o preparo foram executados. Além disso, coroas metálicas foram feitas para todos os espécimes. Para o teste de fadiga mecânica, os espécimes foram submetidos à ciclagem com frequência de 2 Hz, com uma carga máxima de 250 N, com 45° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados obtidos neste experimento foram comparados com um estudo prévio realizado pelos autores (ISIDOR & BRØNDUM⁴⁰, em 1992, observaram que todos os dentes restaurados com retentor metálico fundido e que nove dos 11 dentes restaurados com pinos de titânio pré-fabricados falharam sob ciclagem mecânica). No presente estudo, dois espécimes falharam em aproximadamente 260.000 ciclos. Assim, considerando a análise comparativa realizada, os autores concluíram que a taxa de falha dos dentes restaurados com retentores metálicos fundidos ou com pinos de titânio pré-fabricados foi maior quando comparada à taxa observada nos dentes com pinos de fibras de carbono.

Dietschi et al.¹⁵ (1997) se propuseram avaliar as diferentes interfaces entre dente, pino e reconstrução coronária, após teste de fadiga mecânica. Para tanto, utilizaram-se dentes monorradiculares humanos restaurados com diferentes retentores intra-radulares: a) pino

experimental de óxido de zircônio; b) pino de titânio com uma reconstrução em resina composta; c) pino de titânio recoberto com cerâmica na parte coronária; d) pino de fibra de carbono; e) pino de fibra experimental. Todos os pinos foram cimentados adesivamente. O seguinte protocolo para o teste de fadiga foi empregado: 250.000 ciclos, carga – 70 N, angulação – 45° em relação ao longo eixo da raiz, frequência - 1,5 Hz. Os espécimes permaneceram imersos em solução salina durante toda a ciclagem. Depois da fadiga mecânica, os espécimes foram termociclados (5.000 ciclos, 5 °C – 55 °C), e seccionados perpendicularmente em relação ao longo eixo da raiz em fatias de 800 µm, para a avaliação das seguintes interfaces: a) pino e reconstrução coronária; b) reconstrução coronária e dentina; c) pino e cimento resinoso; d) cimento resinoso e dentina. Estas foram avaliadas considerando a continuidade e fenda, em MEV com aumentos de 500x e 1000x. O pino tipo b apresentou os melhores resultados de adaptação marginal, entretanto, ocorreram seis fraturas radiculares dos oito dentes avaliados neste grupo. Duas fraturas foram observadas com o pino a (óxido de zircônio). Nos dois grupos com pinos de fibras (pinos d e e) não ocorreu nenhuma fratura radicular. Estes resultados foram justificados em função dos diferentes E dos pinos: os pinos de titânio e de zircônio apresentam maior E que o da dentina, gerando concentração de tensões na raiz e aumentando o risco de fratura radicular, ao passo que os valores de E dos pinos de fibras são mais próximos ao da dentina, fato que permite que as tensões sejam melhor distribuídas na raiz, diminuindo o risco de fratura.

A intenção do estudo de Drummond et al.¹⁷ (1999) foi testar a resistência à extrusão, pelo teste de *pull-out*, de dois tipos de pinos intra-radulares cimentados adesivamente (All Bond 2 – C&B resin cement) em dentes: a) pino de fibra de carbono, b) pino de aço inoxidável. Os dentes restaurados foram parcialmente embutidos em RAAQ e então

foram submetidos à ciclagem mecânica, seguindo os seguintes parâmetros: angulação de 45° em relação ao longo eixo dos dentes; a máquina alcançava 20 kg (196 N), parava, diminuía para 10 kg (98 N), parava e reiniciava o ciclo, variando entre 10 kg e 20 kg, durante 2.000 ciclos. Após a ciclagem, os espécimes foram ainda termociclados. As resistências à flexão de três pontos dos pinos de fibra de carbono termociclados e não termociclados foram comparadas. Os resultados de resistência à extrusão com os dois pinos foram estatisticamente semelhantes. Entretanto, a resistência à flexão dos pinos termociclados foi estatisticamente inferior à resistência dos pinos não termociclados. Quanto à metodologia empregada para a ciclagem mecânica, embora os autores tenham ponderado que a aplicação da carga durante ciclagem tenha sido feita diretamente sobre o pino (sem reconstrução coronária), distanciando-se da realidade clínica, os mesmos acreditam que a aplicação de carga sobre o pino pode ser um método adequado para se avaliar o efeito sobre a adesão entre pino e dentina intra-radicular. Quanto à diminuição da resistência à flexão dos pinos pós-termociclagem, os autores acreditam que tenha sido devido à degradação da matriz epóxica que envolve as fibras de carbono.

Avaliar o comportamento de dentes restaurados com diferentes métodos de ancoragem radicular foi o objetivo do estudo de Mannocci et al.⁵⁵ (1999). As porções coronárias de quarenta dentes pré-molares inferiores monorradiculares foram removidas, e os espécimes foram restaurados com os seguintes pinos (n=10): (G1) pino de fibra de quartzo; (G2) pino de fibra de quartzo e carbono; (G3) pino de óxido de zircônio. O grupo controle foi constituído de dentes despulpados sem pino. Todos os pinos foram cimentados com o sistema adesivo All Bond 2 e o cimento resinoso C&B. A parte coronária foi reconstruída com resina composta e com uma coroa totalmente cerâmica (Empress). Todos os espécimes foram então submetidos ao teste de fadiga (400.000 ciclos;

carga máxima: 250 N; frequência: 2 Hz; angulação 45° em relação ao longo eixo da raiz). Todos os dentes do grupo controle (G4) fraturaram antes de terminar a ciclagem, significando que os dentes tratados endodonticamente deveriam ter esse suporte para não se fraturarem. Nos grupos com pinos de fibras (G1 e G2), apenas um dente se fraturou, e no grupo com pino cerâmico, seis espécimes dos dez testados se fraturaram antes de terminar a ciclagem. A análise estatística mostrou que os dentes restaurados com pinos de fibras foram significativamente mais resistentes à fadiga que os dentes com pinos de óxido de zircônio. Os dentes sem pinos foram os menos resistentes. Baseados nos resultados, os autores relataram que o risco de fratura de dentes é minimizado com o emprego de pinos de fibras de quartzo, fato explicado pela semelhança do E desses pinos com o da dentina, ao contrário do pino cerâmico, que apresenta maior E.

A resistência à fadiga de dentes restaurados com diferentes pinos de fibras e sistemas adesivos foi avaliada por Baldissara et al.⁶ (2001). Para tanto, a coroa de dentes monorradiculares foi removida, e os espécimes foram divididos em cinco grupos, de acordo com o pino e o sistema adesivo (n=10): (G1) fibra de carbono Composipost / All Bond 2 com cimento resinoso C&B; (G2) fibra de quartzo Æstheti-Post / All Bond 2 com C&B; (G3) fibra de quartzo Light-Post / One Step com cimento Duolink; (G4) fibra de vidro Fibre-Kor / Bond1 com cimento Cement-it; (G5) fibra de quartzo D.T. Light-Post / One Step com Duolink. O comprimento de cimentação foi de 9 mm no canal. Cada grupo foi ainda dividido em dois sub-grupos, um controle (sem ciclagem mecânica – armazenagem em água a 37 °C) e um experimental (teste de fadiga: 2.000.000 de ciclos em água destilada a 37 °C; frequência: 8 Hz; carga: 3 N – 21 N, sendo aplicada diretamente no pino). Após, os espécimes foram seccionadas transversalmente ao longo eixo da raiz, a fim de obter corpos-de-prova com 1 mm de espessura. Os cp foram analisados sob

microscópio óptico, para avaliar a interface pino-cimento (PC) e cimento-dentina (CD). Um pino Æstheti-Post (G2) fraturou após aproximadamente 1.500.000 ciclos. Os pinos Light-Post e D.T. Light-Post obtiveram os melhores resultados em ambas interfaces. A interface PC pareceu ser mais resistente que a interface CD. Diferenças significativas foram encontradas entre os sub-grupos controle e experimental dos grupos 4 e 5. Concluiu-se que os pinos de fibra de quartzo foram resistentes à fadiga, mas que a adesão dentina-cimento deveria ser melhorada.

MalFerrari et al.⁵⁰ (2001) compararam a resistência à fadiga de dentes restaurados com três tipos de pinos de fibra de quartzo, cimentados com diferentes técnicas. A coroa de dentes monorradiculares foi removida, e os espécimes foram divididos em três grupos (n=10): (A) Endo Ligth-Post cimentado com o sistema adesivo All Bond 2 e com a resina composta Bisfil 2B, que foi utilizada como agente cimentante (técnica *one-step*); (B) D.T. Ligth-Post cimentado da mesma forma que o grupo A; (C) D.T. Ligth-Post cimentado com One-Step e o cimento Duolink. O comprimento de cimentação foi de 9 mm no canal. Os grupos foram ainda divididos em dois sub-grupos, um controle (sem ciclagem mecânica – armazenagem em água a 37 °C) e um experimental, que foi submetido ao seguinte regime de ciclagem: 2.000.000 de ciclos em água destilada (37 °C); frequência: 8 Hz; carga: 3 N – 21 N, sendo aplicada diretamente no pino. As falhas foram definidas como fratura ou deslocamento (descolagem) do pino, e fratura radicular. Após o teste de fadiga, foi observado que não ocorreu nenhuma falha. De acordo com os resultados obtidos, foi concluído que os pinos de fibra de quartzo são resistentes à fadiga e que a reconstrução com a técnica “*one-step*” apresentou sucesso.

A proposta do estudo de Itinoche⁴² (2002) foi avaliar a influência da ciclagem mecânica sobre a resistência à flexão biaxial de materiais cerâmicos (Procera AllCeram, In-Ceram Alumina, In-Ceram

Zircônia e IPS Empress 2). Para tanto, o autor desenvolveu um equipamento para o teste de fadiga e neste trabalho foi empregado o seguinte esquema de ciclagem dos cp cerâmicos: os cp foram colocados sobre três esferas ($\varnothing = 3,2$ mm), 10 mm eqüidistantes entre si; uma haste superior ($\varnothing_{\text{extremidade}} = 1,6$ mm) induziu os impulsos de carga sobre o cp, eqüidistante as três esferas da base; a carga induzida foi de 50 N por 20.000 vezes, com freqüência de 1 Hz; os cp permaneceram submersos em água à 37 °C durante todo o teste de fadiga. Após os cp foram submetidos ao teste de flexão biaxial, e os resultados apontaram que a ciclagem diminuiu significativamente a resistência à flexão de todos os materiais cerâmicos avaliados.

Pontius & Hutter⁶⁹ (2002) avaliaram a taxa de sobrevivência e a resistência à fratura de incisivos centrais superiores restaurados com três sistemas de ancoragem radicular. As coroas dos dentes foram removidas (2 mm abaixo da JCE), os canais foram seqüencialmente alargados até 5 mm do ápice (sem obturação endodôntica). Após, os espécimes foram divididos em quatro grupos: Grupo A – retentor metálico fundido (liga nobre) cimentado com o cimento de fosfato de zinco Fleck`s; Grupo B – pino de óxido de zircônio (Cerapost) cimentado com o cimento resinoso Panavia 21 e a reconstrução coronária foi feita com uma resina composta; Grupo C (pino experimental) – pino de óxido de alumínio e de resina (pino poroso infiltrado por uma fase resinosa), que foi cimentado com o sistema Panavia 21; Grupo D – a abertura coronária dos dentes foi feita e preenchida com resina composta (sem pino). Foram construídas infra-estruturas da cerâmica Procera AllCeram para todos os dentes, as quais foram cimentadas com Panavia 21. Após, os espécimes foram submetidos ao teste de fadiga, correspondendo a cinco anos de serviço clínico (1.200.000 ciclos). Para este teste, foi aplicada uma carga de 100 kg (980 N), a uma velocidade de 0,5 mm.min⁻¹, 2 mm abaixo da borda incisal dos dentes na face palatina, com uma angulação de 45° em

relação ao longo eixo da raiz. A taxa de sobrevivência foi de 90% (grupo A), 80% (grupo B), 60% (grupo C) e 100% (grupo D). Diferenças estatisticamente significantes na taxa de sobrevivência foram achadas em todos os grupos, exceto entre os grupos A e B. Quanto aos testes de resistência à fratura, o grupo D apresentou a média mais alta, o grupo C a mais baixa, e as dos grupos A e B foram similares. Os espécimes restaurados com retentores metálicos fundidos apresentaram mais fraturas radiculares irreversíveis, ao passo que as fraturas nos grupos C e D ocorreram no nível da JCE (reversíveis). Com este estudo, foi observado que a preservação de estrutura dental é de fundamental importância quando dentes tratados endodonticamente são restaurados.

Scotti et al.⁷³ (2003) em uma criteriosa discussão a respeito de teste de resistência à fadiga de pinos intra-radulares, acreditam que esses testes constituem-se na forma de predizer o comportamento clínico de técnicas restauradoras, sem extrapolações. Baseados em algumas avaliações a respeito da resistência à fadiga de dentes restaurados com diferentes retentores intra-radulares (2.000.000 de ciclos; inclinação de 45° dos espécimes; oscilação de carga entre 3 N a 21 N; frequência de 8 Hz; temperatura de 37 ± 2 °C), foram feitas as seguintes observações: a) os pinos de fibra se comportam melhor que os pinos metálicos, graças as suas propriedades mecânicas semelhantes as da estrutura dental. O E dos pinos não deveria ser mais que quatro vezes ao E da dentina (18 GPa) – se menor, pode haver problema com a estabilização da reconstrução, se maior, pode haver distribuição desigual de tensões nas paredes radiculares, aumentando o risco de fratura da raiz; b) o cimento deve funcionar como “rompe-forças” e permitir a distribuição mais homogênea de tensões nas paredes do canal. O cimento deve ser o componente menos rígido do sistema restaurador. A adesão ao pino é melhor que a do cimento à dentina; c) os pinos de fibra de quartzo ou carbono parecem ter as melhores propriedades mecânicas quando

avaliados sob carga estática e com FEA. A alta densidade das fibras, a ausência de defeitos internos e a força de ligação entre fibras e matriz polimérica são características importantes para que as resistências estática e dinâmica dos pinos sejam otimizadas, sendo que a umidade diminui suas propriedades; d) a resistência à fadiga é um dos parâmetros mais importantes para avaliar o comportamento dos pinos. Os estudos deveriam ser conduzidos em uma situação de simulação mais próxima possível da realidade clínica. Assim, as formulações de hipóteses de duração em longo prazo são mais cientificamente aceitas que as avaliações isoladas do pino, por exemplo. Os testes de fadiga devem ser conduzidos em ambiente úmido com a temperatura da cavidade oral e podem estar associados à ciclagem térmica.

A proposta do estudo de Baldissara et al.⁴ (2003) foi avaliar o efeito de tratamentos endodônticos sobre a resistência à fadiga de dentes restaurados com pinos de fibra. As porções coronárias de cinquenta dentes monorradiculares foram removidas no nível da JCE, e os espécimes foram aleatoriamente divididos em cinco grupos, conforme o tratamento endodôntico: a) água destilada + guta-percha (controle); b) NaOCl 5% + guta-percha e cimento endodôntico EWT (Kerr); c) NaOCl 5% + guta-percha e cimento endodôntico Top Seal (Dentsply-Maillefer); d) NaOCl 5% e EDTA 10% + guta-percha e cimento endodôntico EWT; e) NaOCl 5% e EDTA 10% + guta-percha e cimento endodôntico Top Seal. Após, pinos de fibra de quartzo (D.T. Light-Post # 2) foram cimentados com o sistema adesivo All-Bond 2 e a resina composta Bisfil 2B. Cinco espécimes de cada grupo foram submetidos ao teste de fadiga com o seguinte protocolo: 2.000.000 de ciclos; carga entre 0 e 37 N; frequência de 8 Hz com irrigação constante de água destilada à 37 °C. Os outros cinco espécimes de cada grupo permaneceram em água destilada à temperatura ambiente. Passada a ciclagem, todos os espécimes foram seccionados transversalmente, obtendo-se quatro amostras por dente

para serem submetidos ao teste de *push-out* (1 mm.min^{-1}). As amostras testadas foram avaliadas em microscópio óptico (MO) e em MEV. Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os cinco grupos submetidos à ciclagem mecânica e entre os grupos armazenados. Na análise das fraturas, foi constatado que a interface pino-cimento é estatisticamente mais fraca que a interface dentina-cimento. Foi concluído que a resistência adesiva não é influenciada pelos tratamentos endodônticos adotados neste estudo. Sugeriu-se que a remoção de dentina radicular necessária para a cimentação dos pinos elimina uma camada de dentina contaminada, fato que permite que a adesão não seja influenciada negativamente. A alta resistência adesiva à dentina suportou a hipótese citada acima.

Drummond & Bapna¹⁶ (2003) se propuseram avaliar a resistência à flexão de pinos pré-fabricados, submetidos à ciclagem térmica e mecânica. Os seguintes sistemas de pinos foram testados (n=10): C-Post (fibra de carbono); Æstheti-Post (fibra de carbono / quartzo); Light-Post (fibra de quartzo); FibreKor (fibra de vidro); Cerapost (óxido de zircônio); Luscent Anchors (fibra de vidro). Todos os pinos foram submetidos à ciclagem térmica (6.000 ciclos entre 7°C e 63°C), e à ciclagem mecânica com o seguinte protocolo: 1.000 ciclos, carga (N) entre 392,28 – 0 – 98,07 – 0 – 392,28. Após, os testes de resistência à flexão de três pontos foram realizados e os dados analisados estatisticamente. Constatou-se que os pinos C-Post e FibreKor foram os mais resistentes. As ciclagens térmica e mecânica determinaram uma significativa redução da resistência à flexão de todos os sistemas de pinos. Para os pinos de fibra a redução variou de 11% a 24%. A menor redução foi observada com os pinos cerâmicos (2%). Na análise em MEV, foi constatado que, após a ciclagem, todos os pinos de fibra apresentaram defeitos na interface entre fibras e matriz resinosa, indicando rompimento da união entre esses materiais. Considerando os pinos de fibra, os autores

ponderaram que a melhor condensação de fibras e a melhor união entre fibra e matriz resinosa permitiriam que a resistência desses pinos fosse melhorada.

Hu et al.³⁷ (2003) investigaram o efeito férula da dentina, a resistência à fratura e à fadiga de dentes restaurados com diferentes ancoragens intra-radulares. Sessenta incisivos foram divididos em dois grupos, um com 1 mm de férula e outro sem esta proteção, os quais foram ainda sub-divididos em três outros grupos: G1) retentor metálico fundido; G2) pino e reconstrução coronária de resina composta (Clearfil FII); G3) pino de fibra de carbono (C-Post) associado à reconstrução com resina composta. Após todos os espécimes terem sido termociclados (10.000x), cada sub-grupo foi ainda separado em duas partes, sendo uma parte dos espécimes submetidos ao teste de resistência à fratura e a outra parte sujeita à ciclagem mecânica (ângulo de 45°). A análise dos resultados mostrou que a presença de férula de dentina (remanescente de 1 mm) aumentou significativamente a resistência à fratura e à fadiga. O grupo 1 (retentor metálico) apresentou a maior resistência à fratura, ao passo que, o grupo 3 (pino de fibra de carbono e resina composta) apresentou a maior resistência à fadiga. Os autores concluíram que: a) a associação de pino de fibra de carbono com resina composta mostra vantagens evidentes para restauração de dentes despolpados; b) a presença de pelo menos 1 mm de dentina coronária remanescente (efeito férula) pode melhorar as resistências à fratura e à fadiga.

A proposta do estudo de Baldissara et al.⁵ (2004) foi avaliar a resistência à fadiga mecânica de dentes restaurados com pinos de fibras e diferentes reconstruções coronárias. As coroas de quarenta dentes unirradulares foram removidas (na JCE), o tratamento endodôntico foi realizado, os espécimes foram embutidos em resina epóxica até próximo da JCE e divididos aleatoriamente em quatro grupos, considerando o mesmo tipo de pino (D.T. Light-Post) com diferentes

sistemas de reconstrução: G1) All Bond 2 + C&B Cement + BisCore; G2) All Bond 2 + Bisfil 2B; G3) Scotchbond 1 + RelyX Unicem + Supreme; G4) Scotchbond 1 + RelyX ARC + Supreme. Os espécimes foram submetidos à 2.000.000 de ciclos de fadiga, com carga variando de 3 N a 100 N, sob água a $37 \pm 3^\circ\text{C}$ (ângulo de 45°). Após a ciclagem, os espécimes foram imersos em fucsina por 24 h para posterior observação da falha de interface, e submetidos ao teste de resistência à fratura. Os espécimes testados foram analisados em microscópio óptico. Um espécime no grupo 1, um no grupo 2 e um no grupo 3 fraturaram durante a ciclagem, e nenhum no grupo 4 falhou. Pela análise estatística, nenhuma diferença foi mostrada. Todos os espécimes apresentaram vários graus de penetração do marcador, especialmente na interface dentina – resina composta. O lado lingual dos dentes apresentou maior infiltração em função das tensões de tração durante a ciclagem, comparado com o lado vestibular. Os autores concluíram que, embora todos os esquemas de reconstrução empregados foram resistentes à fadiga, a microinfiltração mostrou que as falhas de interface podem ocorrer sem causar falhas macroscopicamente evidentes.

Bolhuis et al.⁷ (2004) avaliaram o efeito da ciclagem mecânica sobre a integridade do cimento resinoso entre pinos e dentina intra-radulares de pré-molares. Quatro tipos de pinos foram selecionados: três pinos pré-fabricados (um pino de fibra de quartzo, um pino de fibra de quartzo-carbono, um pino de titânio) combinados com uma reconstrução de resina composta (Clearfil Photocore), e um retentor metálico fundido. A coroa dos dentes foi removida próximo da JCE. Tanto os pinos pré-fabricados quanto os retentores fundidos foram cimentados com sistemas adesivos (Clearfil Photobond e Panavia 21 TC, respectivamente) (comprimento de cimentação: 6 mm). Cada grupo de retentores foi dividido em 2 subgrupos: controle (sem ciclagem mecânica); espécimes submetidos ao teste de fadiga (10^6 ciclos, 37°C , 8 N – 40 N).

Após, os espécimes foram seccionados, obtendo-se por espécime 3 cp com 1,5 mm de espessura, que foram examinados em MEV e submetidos ao teste de *push-out*. O teste de fadiga não causou falha na reconstrução e não afetou a resistência adesiva. O cimento foi menos íntegro no grupo com pino de titânio, comparado aos outros três tipos de retentores. Os autores concluíram que a ancoragem radicular com pino de fibra associado a reconstrução coronária com resina composta pode ser considerada uma alternativa ao retentor metálico fundido.

A proposta de Bolhuis et al.⁸ (2005) foi avaliar a influência da ciclagem mecânica sobre a integridade do agente cimentante entre um pino de fibra de quartzo-carbono e dentina intra-radicular, bem como avaliar a resistência adesiva. As coroas de 24 dentes mono-radulares foram removidas próximo da JCE. Três tipos de sistemas de cimentação foram avaliados: G1- Panavia 21; G2- RelyX-ARC+Schotchbond 1; G3- RelyX. Após a cimentação dos pinos (comprimento de cimentação: 6 mm), a parte coronária foi reconstruída com um resina composta (Clearfil PhotoCore). Cada grupo foi dividido em dois subgrupos: controle (sem ciclagem mecânica); espécimes submetidos ao teste de fadiga (10^6 ciclos, 37 °C, 8 N – 40 N). Após, os espécimes foram seccionados, obtendo-se por espécime 3 cp com 1,5 mm de espessura, que foram examinados em MEV e submetidos ao teste de *push-out*. O teste de fadiga não foi estatisticamente significativa (não afetou a resistência adesiva). Os fatores tipo de cimento e região de dentina intra-tadicular foram significantes. Os cimentos resinosos (G1 e G2) mostraram melhor integridade, bem como, melhor resistência adesiva, que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (G3).

Galhano²⁶ (2005) avaliou o efeito da ciclagem mecânica sobre a resistência adesiva entre dentina radicular e um pino de zircônio-ítrio (CosmoPost). Foram utilizados 30 dentes humanos unirradulares, seccionados com comprimento de 16 mm, os quais foram preparados

para a cimentação do pino, que foi feita com o sistema All-Bond e o cimento resinoso dual Duolink. Foram constituídos três grupos (n=10): G1: controle, sem ciclagem mecânica; G2: foram realizados 20.000 ciclos mecânicos; G3: foram executados 2.000.000 ciclos mecânicos. A ciclagem mecânica foi realizada com uma ponta de 1,6 mm de diâmetro induzindo impulsos (carga: 37,5 N; angulação: 45° em relação ao longo eixo do dente; frequência: 8 Hz) diretamente sobre o pino. Para avaliação da resistência adesiva, os espécimes foram seccionados perpendicularmente ao longo eixo do dente, obtendo-se fatias de aproximadamente 2 mm (5 secções por dente) que foram submetidas ao ensaio de *push-out*. A média da resistência adesiva de cada dente foi obtida, e os dez valores (n=10) foram submetidos à análise estatística (ANOVA e Tukey). G1 ($7,7 \pm 1,3$ MPa) diferiu estatisticamente de G2 ($3,9 \pm 2,2$ MPa) e de G3 ($3,3 \pm 2,3$), que não tiveram diferença significativa. Concluiu-se que a ciclagem mecânica dos pinos cerâmicos promoveu uma redução estatisticamente significativa na resistência adesiva.

Comparar a resistência à fratura de dentes despulpados restaurados com diferentes ancoragens radiculares, sob cargas cíclicas repetidas foi a proposta do estudo de Goto et al.³³ (2005). As porções coronárias de quinze incisivos centrais superiores foram removidas e as raízes restauradas com os seguintes métodos: G1 – retentor metálico fundido; G2 – pino pré-fabricado de aço inoxidável (ParaPost); G3 – pino de fibra de vidro. Os retentores de G1 e G2 foram cimentados com um cimento de fosfato de zinco e os pinos de G3 foram cimentados adesivamente. A reconstrução coronária dos dentes de G2 e G3 foram feitas com resina composta, e os espécimes de todos os grupos receberam coroa protética metálica. Os espécimes foram submetidos ao teste de fadiga (3,3 Hz, água na temperatura ambiente, 60 N) da face palatina para vestibular, até que ocorresse a fratura ou deslocamento da coroa. Para tanto, um *strain gauge* foi posicionado na porção cervical da

coroa no lado palatino. As médias de ciclos para falha foram de 11.897 (G1), 24.384 (G2) e 50.696 (G3). A análise estatística mostrou diferença significativa entre os três grupos. Concluiu-se que o grupo com pino de fibra apresentou a maior resistência à fadiga.

Grandini et al.³⁴ (2005) compararam a resistência à fadiga de oito tipos de pinos de fibras (n=10): G1 – EasyPost (fibra de carbono); G2 – ParaPost FiberWhite (fibra de vidro); G3 – FibreKor (fibra de vidro); G4 – Ghimas White (fibra de vidro); G5 – DT Light-Post (fibra de quartzo); G6 – FRC Post (fibra de vidro); G7 – Luscent Anchors (fibra de vidro); G8 – Fototech (fibra de vidro). A ciclagem mecânica foi realizada com as amostras posicionadas no dispositivo para ensaio de flexão de três pontos, 90° em relação ao longo eixo dos pinos (2.000.000 ciclos; frequência: 3 Hz). Após a análise estatística, constatou-se que os pinos de G5 e G6 apresentaram os melhores resultados quando comparados aos outros pinos, os quais fraturaram antes de terminar a ciclagem. Concluiu-se que diferentes tipos de pinos apresentam diferentes comportamentos frente aos testes de fadiga.

2.2 Testes mecânicos *in vitro* e características biomecânicas de dentes despulpados

Em um artigo sobre aspectos biomecânicos de dentes despulpados, Assif & Gorfil² (1994) explicaram que esses dentes tornam-se enfraquecidos em função da perda de estrutura dental coronária e radicular, e esclareceram que os pinos intra-radulares não reforçam esses dentes, devido ao comportamento mecânico do dente. Quando o dente é solicitado mecanicamente na porção lingual, a seguinte situação é criada: a) cria-se um fulcro localizado no nível da crista óssea; b) o terço

médio lingual fica sob tensão de tração; c) o terço médio vestibular fica sob tensão de compressão; d) a região central correspondente ao canal radicular está em uma zona de menor stress (zona neutra). Assim, o pino teria pouca função em impedir a fratura radicular, a qual começaria muito provavelmente na região externa lingual (tensões de tração). Foi observado que quando os dentes despolpados são restaurados com retentores metálicos fundidos, há concentração de tensões no terço coronário, especialmente na interface entre estruturas com diferentes E. Os autores ressaltaram que os clínicos deveriam se preocupar mais em preservar estrutura dental sadia que colocar inadvertidamente pinos intraradiculares, especialmente em relação à preservação do diâmetro do canal (espessura de dentina). De acordo com os autores, a ancoragem radicular deveria ser realizada quando há necessidade de retenção do material de preenchimento coronário.

Torbjörner et al.⁸³ (1996) avaliaram as propriedades mecânicas de um pino de fibra de carbono e um pino metálico, em função da armazenagem em água e da ciclagem térmica. A resistência à flexão do pino de fibra de carbono foi significativamente reduzida após armazenagem e termociclagem. Pela análise em MEV, foi observado nas amostras submetidas a estas condições experimentais que: as fibras de carbono se destacaram da matriz de resina epóxica; a matriz de resina parece ter se fraturado. Os autores explicaram os resultados considerando que a exposição à água é um problema para os materiais baseados em resina, pois sofrem hidrólise e degradação da matriz orgânica. O inchaço da matriz pela sorção de água e mudança térmica geram tensões que são induzidas na interface matriz – fibra, o qual pode resultar em descolamento das fibras da matriz, fato observado pelas micrografias. Neste estudo, os autores avaliaram os possíveis efeitos citotóxicos do pino de fibra de carbono, sendo constatado absoluta biocompatibilidade desse material.

Sidoli et al.⁷⁶ (1997) compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes meios de retenção intracanal: G1 – pino de fibra de carbono; G2 – pino de aço inoxidável; G3 – retentor metálico fundido; G4 – dentes somente com tratamento endodôntico. Para a realização dos testes mecânicos, a parte radicular dos dentes foi embutida em RAAQ (2 mm abaixo da linha cimento-esmalte). Além da resistência à fratura, os autores avaliaram o modo de fratura, classificando em favorável (fratura acima da RAAQ) e desfavorável (abaixo da RAAQ). Os dentes do G1 apresentaram a menor resistência à fratura quando comparados aos outros grupos. Contudo, a maioria das fraturas dos dentes do G1 foram classificadas como favoráveis, enquanto que as fraturas nos outros grupos foram desfavoráveis. Assim, os autores consideraram que a resistência à fratura de dentes com pino de fibras de carbono está mais dependente da resistência do conjunto pino-reconstrução que da própria estrutura dental. Já a resistência dos dentes restaurados com retentores rígidos (G2 e G3) fica dependente da resistência do dente, pois o retentor normalmente não falha antes da fratura radicular.

Um estudo comparativo da resistência e modo de fratura de dentes despulpados restaurados com diferentes métodos de retenção intra-radicular foi realizado por Dean et al.¹⁴ (1998). Caninos superiores foram assim restaurados: (G1) foi realizado preparo protético nos dentes; (G2) preparo protético + acesso endodôntico; (G3) preparo protético + acesso endodôntico restaurado com resina composta; (G4) preparo protético + acesso endodôntico restaurado com um pino de fibra de carbono cimentado adesivamente (sistema adesivo e cimento resinoso); (G5) a coroa dos dentes foi removida, um pino de fibra de carbono foi cimentado e a reconstrução coronária foi feita com resina composta; (G6) igual ao G5, exceto o pino, que foi utilizado um de aço inoxidável cilíndrico; (G7) igual ao G5, exceto o pino, que foi utilizado um de aço

inoxidável cônico. Após os testes mecânicos, constatou-se que os dentes com remanescente coronário foram os mais resistentes. Quanto aos modos de fratura, os dentes restaurados com pino de fibra de carbono não sofreram nenhuma fratura no nível radicular, enquanto que 50% dos dentes de G6 e G7 sofreram fratura radicular.

A proposta do estudo de Martinez-Insua et al.⁵⁷ (1998) foi avaliar a resistência à fratura de dentes despolpados restaurados com dois tipos de ancoragem radicular: G1 – retentor metálico fundido (liga de ouro tipo III); G2 – pino pré-fabricado de fibras de carbono. Quarenta e quatro dentes pré-molares monorradiculares foram empregados neste estudo (n=22). Todos os dentes receberam uma coroa total metálica e o teste foi realizado com uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente. A resistência à fratura dos dentes de G1 foi estatisticamente maior que a de G2. Entretanto, em 92% dos dentes de G1 ocorreram fraturas radiculares, enquanto que nos dentes de G2, ou somente a porção coronária fraturou ou o conjunto pino-cimento-reconstrução-coroa deslocou sem fratura radicular. Para G2, apenas 5% de fratura radicular foi observada. Os resultados dos modos de fratura dos dois grupos foram justificados em função dos E dos dois tipos de retentores: o retentor de G1 apresenta maior E que o da dentina, favorecendo a fratura radicular; o retentor de G2 apresenta E mais próximo ao da dentina, diminuindo o risco de fratura da raiz.

Asmussen et al.³ (1999) avaliaram algumas propriedades mecânicas de quatro tipos de pinos intra-radiculares: Dois à base de óxido de zircônio (Biopost e Cerapost), um de titânio (PCR) e um de fibra de carbono com 1,4 mm e 1,8 mm de diâmetro (Composipost). Os seguintes resultados de rigidez (GPa) foram obtidos: Biopost – 136; Cerapost – 137; PCR – 64; Composipost 1,4 mm – 22; Composipost 1,8 mm – 38. Analisando os limites elásticos dos materiais, bem como o gráfico tensão/deformação dos mesmos, foi constatado que os pinos cerâmicos

são materiais frágeis (não dúcteis) e que o pino de fibra apresenta um certo comportamento elástico (ductibilidade). Os pinos cerâmicos apresentaram os maiores valores de resistência mecânica e os pinos de fibra de carbono os menores valores. Os autores ponderaram que os pinos com alta resistência mecânica são desejáveis pois apresentam menor risco de fratura ou torção e que do ponto de vista de distribuição de tensões nas paredes do canal radicular, um pino com características mecânicas mais próximas às características da dentina são mais desejáveis.

A proposta do estudo de Mannocci et al.⁵⁶ (2001) foi avaliar a resistência à flexão de cinco tipos de pinos de fibras: carbono (Composipost), quartzo (Æstheti-Plus), carbono (Carbotech), vidro (Light-Post), sílica (Snowpost). Os pinos foram submetidos a diferentes condições de armazenagem: em ambiente seco, em água a 37°C, em canais de dentes bovinos devidamente restaurados. Os testes de flexão de três pontos foram realizados após um ano de armazenagem. Todos os pinos que permaneceram armazenados em água apresentaram menor resistência à flexão que os pinos deixados em ambiente seco. Os pinos armazenados em ambiente seco apresentaram resistência estatisticamente semelhante aos pinos que ficaram nos dentes bovinos. Os autores recomendaram que os pinos de fibras não devem permanecer expostos em ambiente oral, pois pode apresentar redução nas suas propriedades mecânicas.

Akkayan & Gülmez¹ (2002) compararam a resistência e o modo de fratura de dentes despolpados restaurados com pinos intraradiculares com diferentes composições químicas. Caninos humanos superiores foram selecionados e seccionados no nível da JCE. As amostras foram divididas em quatro grupos, e as medidas méso-distal e vestibulo-lingual foram submetidas a análise de variância, para constatar a semelhança estatística entre os grupos. Os sistemas de pinos avaliados

foram: G1) pino de titânio (Filpost); G2) pino de fibra de quartzo (D.T. Light-Post); G3) pino de fibra de vidro (ParaPost FiberWhite); G4) pino de óxido de zircônio (CosmoPost). Todos os pinos foram cimentados com o sistema adesivo Single-Bond e o cimento resinoso RelyX. A parte coronária foi reconstruída com resina composta e coroas metálicas foram cimentadas nos dentes. Para o teste de resistência à fratura, as amostras foram embutidas em RAAQ e submetidas a uma carga de compressão com um ângulo de 45° (1 mm.min⁻¹). Tanto os valores de resistência quanto os modos de fratura foram analisados estatisticamente (análise de variância / teste de Tukey, e teste qui-quadrado). O grupo 2 apresentou a maior resistência à fratura estatisticamente significativa, quando comparada às dos outros grupos. Os grupos 3 e 4 foram semelhantes entre si. As fraturas nos grupos 2 e 3 foram 80% e 60% favoráveis (permitiram reparo), respectivamente. No grupo 2 (D.T. Light-Post), não ocorreu nenhuma fratura no nível do terço médio ou apical. Entretanto, 100% das fraturas no grupo 1 e 70% no grupo 4 foram catastróficas ou desfavoráveis (fraturas oblíquas, sem possibilidade de reparo). Especificamente no grupo 4 (CosmoPost), todos os pinos fraturaram e a maioria das fraturas, como já mencionado, foi catastrófica na raiz. Considerando estes resultados, os autores sugeriram que os pinos intraradiculares devem ter E o mais próximo possível da dentina radicular, a fim de reduzir a concentração de tensões e diminuir o risco de fratura irreversível.

Ottl et al.⁶³ (2002) avaliaram a resistência à fratura, bem como o modo das fraturas, de dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes tipos de pinos intracanaís, sendo quatro pinos metálicos pré-fabricados, um sistema de pino metálico com núcleo cerâmico, dois pinos cerâmicos (um pré-fabricado e outro maquinado na máquina Celay) e um pino de fibra de carbono. O grupo controle foi um grupo de dentes obturados endodonticamente, mas sem pino intra-

radicular. Exceto o retentor cerâmico fundido que era uma estrutura única pino-núcleo, para todos os outros sistemas de pinos a porção coronária foi reconstruída com resina composta. Indistintamente, todos foram cimentados com o sistema Panavia 21. O maior valor médio de resistência à fratura foi obtida com os dentes restaurados com pinos de fibras de carbono.

O fator cavitário^{††} (fator-C) tem sido um dos principais responsáveis pelo controle das tensões de polimerização de resina composta e cimentos resinosos. A proposta de Bouillaguet et al.¹¹ (2003) foi avaliar a resistência adesiva, pelo teste de microtração, entre dentina intra-radicular e sistemas adesivos, em função do fator-C. Para tanto, a parte coronária de quarenta e oito caninos e pré-molares humanos foi removida e os espécimes foram divididos em dois grupos: a) o canal foi preparado para receber o pino e a cimentação foi feita (cavidade fechada, i.e., fator-C máximo); b) o canal foi inicialmente preparado para o pino, a raiz foi separada em duas porções (*flat*) e a cimentação foi realizada nesta porção feita (cavidade aberta, i.e., fator-C reduzido). Para a cimentação, o pino pré-fabricado (ParaPost) foi duplicado em pinos de resina composta, os quais foram cimentados com quatro tipos de sistemas adesivos (Single Bond/RelyX ARC; ED Primer/Panavia F; C and B Metabond; Fuji Plus). Uma hora após a cimentação, os espécimes foram seccionados transversalmente e amostras em forma de ampulheta foram obtidas, para serem testadas sob tração. Após a análise estatística, ao comparar a cavidade fechada (alto fator-C) com a aberta (baixo fator-C), foi constatado que todos os sistemas adesivos reduziram significativamente a resistência adesiva, pois com o maior fator-C na cavidade confinada, a tensão de polimerização foi maior, afetando a resistência adesiva. Os autores esclareceram que o fator-C para restaurações intra-radulares é máximo, aproximando-se de 200, e assim o alto estresse de contração

^{††} Relação entre o número de superfícies cavitárias aderidas e não aderidas (e.g., cavidade classe I: fator-C igual a 5; cavidade classe IV: fator-C igual a 0,2).

pode ultrapassar a adesão de sistemas adesivos à dentina intra-radicular. Além disso, ponderaram que os resultados de resistência adesiva à dentina coronária não devem ser extrapolados para a dentina intra-radicular. Os autores concluíram que as tensões provenientes da contração de polimerização de materiais resinosos e o problema inerente ao acesso à cavidade radicular complicam a obtenção de altas resistências adesivas quando pinos endodônticos são cimentados com cimentos resinosos.

A proposta de Giachetti et al.²⁸ (2003) foi comparar dois sistemas adesivos indicados para a cimentação de pinos de fibras, através do teste de *pull-out* e análise em MEV da interface pino-cimento-dentina. Vinte incisivos superiores humanos foram divididos em dois grupos: G1) Excite / Tetric-Flow; 2) All Bond 2 / Rely X. Depois da cimentação dos pinos (EndoLight-Post – pinos translúcidos cônicos), sete espécimes de cada grupo foram submetidos ao teste de tração, e após dois espécimes testados foram seccionados para que o modo de falha fosse analisado. Os outros três espécimes de cada grupo foram seccionados transversalmente e a interface pino-cimento-dentina foi avaliada em MEV. As resistências à tração dos dois grupos foram estatisticamente semelhantes e ambas as técnicas resultaram em boa qualidade de interface, entretanto, em G1 (cimento fotopolimerizável) foi observado menor quantidade de defeitos. Baseado nos resultados, os autores fizeram algumas ponderações: a) em todas as amostras testadas, a falha ocorreu na interface entre o sistema adesivo e dentina, sendo claramente observado o rompimento dos *tags* de adesivo, uma parte desses *tags* permaneceu dentro dos canalículos dentinários e outra parte ficou sobre a superfície do pino, i.e., a interface sistema adesivo – dentina foi considerada mais fraca; b) na análise da interface pino-cimento-dentina, para ambos os grupos, foi constatado que no nível coronário e médio, a integridade da interface foi muito boa, sem descolamento entre os

substratos, ao passo que no terço médio-apical notou-se uma fenda entre a dentina e o cimento, possivelmente pelo menor grau de polimerização do cimento resinoso; d) foi sugerido que a espessura de cimento seja diminuída o máximo possível, a fim de diminuir o risco de bolhas e microporos, e minimizar o estresse da contração de polimerização; e) os autores acreditam que os cimentos de polimerização dual e química são os materiais mais confiáveis para a cimentação de pinos intra-radulares, embora entendam que os cimentos fotopolimerizáveis não necessitam serem misturados manualmente (diminui a quantidade de bolhas na massa de cimento) e apresentam maior tempo de trabalho.

Um estudo comparativo da resistência à fratura de dentes restaurados com quatro tipos de retenção intra-radicular foi realizado por Hu et al.³⁸ (2003). Quarenta incisivos humanos foram divididos em quatro grupos: G1) pino de aço inoxidável ParaPost associado à fundição de uma liga de Au-Pd (retentor metálico fundido) cimentado com cimento de poliacrilato; G2) pino de aço inoxidável ParaPost, cimentado com sistema adesivo, tendo a porção coronária reconstruída em resina composta; G3) pino de fibra de carbono-quartzo Estheti-Post (técnica de cimentação e reconstrução igual ao G2; G4) pino de óxido de zircônio Cerapost (técnica de cimentação e reconstrução igual ao G2). Todos os espécimes receberam coroas metálicas, e foram submetidos ao teste de resistência à fratura. Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos. As fraturas mais catastróficas (radulares) foram notadas nos dentes com os pinos cerâmicos (G4), apesar de terem ocorridas fraturas radulares em todos os grupos (em G3, a maioria da fraturas foram no terço cervical da raiz).

Um estudo de avaliação da resistência adesiva entre dentina intra-radicular e pinos pré-fabricados, em função do tipo de pino, cimento endodôntico e sistema adesivo, foi realizado por Kurtz et al.⁴⁴ (2003). Os pinos CosmoPost (óxido de zircônio), FibreKor (fibra de vidro) e ParaPost

FiberWhite (fibra de vidro) foram cimentados com os sistemas adesivos ParaPost Cement Conditioner / ParaPost Cement e One-Step / Post Cement Hi-X. A influência dos cimentos endodônticos Roth's 801 (com eugenol) e AH26 (sem eugenol) foi avaliada. Após a cimentação dos pinos, os espécimes foram seccionados transversalmente obtendo-se corpos-de-prova com espessura de 2 mm a 3 mm, de quatro regiões diferentes: coronária, cervical, média e apical. Cada cp foi submetido ao teste de *push-out*. O pino CosmoPost apresentou a menor resistência adesiva, se comparados aos outros dois pinos. Nenhuma diferença foi constatada entre os dois cimentos endodônticos, com e sem eugenol. Na avaliação regional, a porção coronária apresentou maior resistência adesiva que as regiões radiculares cervical, média e apical, em função provavelmente da estrutura dentinária diferente entre regiões e pelo acesso mais fácil para os procedimentos adesivos no terço coronário.

Lassila et al.⁴⁶ (2004) se propuseram avaliar a influência da ciclagem térmica sobre a resistência à flexão de dezessete pinos de fibra, com diferentes diâmetros (n=5): 1) Snowpost (pino de fibra de sílica-zircônia) com diâmetros de 1,2 mm, 1,4 mm e 1,6 mm; 2) Carbopost (pino de fibra de carbono) com diâmetros de 1,0 mm, 1,2 mm, 1,4 mm e 1,6 mm; 3) ParaPost FiberWhite (pino de fibra de vidro) com diâmetros de 1,2 mm, 1,35 mm e 1,5 mm; 4) C-Post liso (pino de fibra de carbono) com diâmetros de 1,4 mm, 1,8 mm e 2,1 mm, e C-Post serrilhado com diâmetros de 1,8 mm e 2,1 mm; 5) Glassix (pino de fibra de vidro em tranças) com diâmetro de 1,35 mm; 6) Carbonite (pino de fibra de carbono em tranças) com diâmetro de 1,35 mm; 7) EverStick-Post (pino de fibra de vidro – FRC) com diâmetro de 1,55 mm. Cada grupo foi sub-dividido em dois grupos, considerando a armazenagem em ambiente (grupos controles) e a ciclagem térmica (12.000 x, entre 5 °C e 55 °C). Todos foram armazenados durante duas semanas em água, para que os testes de flexão em três pontos fossem feitos. Após a análise estatística dos

dados, constatou-se que a ciclagem térmica, o tipo de pino e o diâmetro influenciaram significativamente na resistência à flexão. Observou-se que a termociclagem diminuiu a resistência de todos os pinos de fibra em aproximadamente 18% (Snowpost teve uma redução de 40%). Quanto ao diâmetro dos pinos, observou-se uma relação linear entre o diâmetro e a resistência. Portanto, os pinos mais espessos geram maior resistência ao sistema coroa-núcleo-pino-raiz, no entanto, ressalta-se também a necessidade de preservação máxima de estrutura dental. A maior resistência foi obtida com o grupo controle do pino EverStick-Post.

Maccari et al.⁴⁹ (2003) compararam a resistência à fratura de dentes despulpados, em função de diferentes pinos intra-radulares pré-fabricados. Trinta incisivos e caninos humanos foram selecionados, sendo que as porções coronárias foram removidas (espécimes com 17 mm de comprimento), os canais foram submetidos ao tratamento endodôntico (instrumentação + hipoclorito de sódio 1% + guta-percha com cimento Sealer 26) e os seguintes pinos foram cimentados, utilizando o sistema All Bond 2 / C&B resin cement: G1) Æstheti-Post (pino de fibra de carbono-quartzo); G2) FibreKor (pino de fibra de vidro); G3) CosmoPost (pino de óxido de zircônio). As porções coronárias de todos os espécimes foram reconstruídas com resina composta. Após os dentes terem sido embutidos em anéis com resina acrílica de polimerização fria, os ensaios de resistência à fratura foram realizados (ângulo de 45°) e o modo de fratura foi analisado em todos os espécimes. As resistências à fratura dos dentes restaurados com os pinos de fibra (G1 e G2) foram maiores que a resistência dos dentes com o pino cerâmico (G3). Trinta por cento dos dentes com pinos cerâmicos apresentaram fratura irreversível da raiz, enquanto que nos grupos com pinos de fibras, não ocorreram fraturas radulares.

Valandro et al.^{§§} (2006) avaliaram a resistência adesiva, pelo teste de microtração, entre um pino de fibra de quartzo translúcido e um cimento resinoso. Foram utilizados trinta pinos (Light-Post), que foram divididos em três grupos de acordo com o tratamento da superfície do pino (n=10): G1 – Condicionamento com ácido fosfórico 37% por 1 min + Primer B do sistema adesivo All Bond 2; G2 – Condicionamento com ácido fluorídrico 10% por 1 min + Primer B; G3 – jateamento com partículas de sílica 30 µm (CoJet-Sand) e silanização (ESPE-Sil). Após, os pinos foram cimentados em um cilindro (diâmetro: 5 mm; altura: 15 mm) com o cimento resinoso Duolink. Depois de serem armazenadas em água destilada (37°C/24 h), as amostras foram seccionadas em dois eixos, x e y, obtendo-se corpos-de-prova em forma de barras (*non-trimming*) (30 por grupo) com $0,8 \pm 0,1 \text{ mm}^2$ de área adesiva, e foram submetidos ao teste de microtração. A análise dos resultados mostrou que G3 (15,14 MPa) foi maior que G1 (6,94 MPa) e G2 (12,60 MPa). Concluiu-se que a deposição de sílica e silanização aumentam significativamente a capacidade adesiva do pino ao cimento resinoso estudados.

O objetivo do estudo de Valandro et al.⁸⁶ (2005) foi avaliar a retenção de um pino de fibra de vidro, cimentado com três diferentes sistemas adesivos, sem variar o cimento resinoso. Trinta raízes de dentes bovinos com 16mm de comprimento foram divididos em três grupos: G1) ScotchBond Multi Uso Plus (3M-Espe); G2) Single Bond (3M-Espe); G3) Tyrian SPE / One-Step Plus (Bisco). Os pinos de fibra de vidro (Reforpost) foram condicionados com ácido fosfórico 37% por 1min e silanizados (Porcelain Primer), e após foram cimentados utilizando o cimento resinoso dual EnForce. Os espécimes foram armazenados por 24h, e então fixados em um dispositivo adaptado e submetidos ao teste de *Pull-out*. G1 ($30,2 \pm 5,80^a$) apresentou o maior valor de retenção ($p < 0,001$), quando

^{§§} VALANDRO, L. F. et al. Microtensile bond strength between a quartz fiber post and a resin cement: effect of post surface conditioning. **J Adhes Dent** 2006. (*artigo aceito para publicação*)

comparado a G2 ($18,6 \pm 5,83^b$) e G3 ($14,3 \pm 5,88^c$), os quais foram estatisticamente semelhantes. Os autores concluíram que o sistema adesivo com condicionamento total em 3 passos gerou maior retenção do pino de fibra, quando comparado com os sistemas monocomponente com condicionamento total e autocondicionante de dois passos.

Melo⁵⁹ (2005) avaliou a resistência adesiva à dentina coronária e radicular de três sistemas adesivos. Os canais de trinta incisivos e caninos humanos superiores foram instrumentados e preparados com brocas. Os pinos usados na cimentação foram réplicas em cimento resinoso dual Duo-link do pino Aestheti Plus #2. Três grupos foram constituídos ($n = 10$): condicionamento total três passos (CT3) – All-Bond 2 + pino em cimento resinoso (pcr) + Duo-link (DI); condicionamento total 2 passos (CT2) – One-Step Plus + pcr + DI; autocondicionante (AC) – Tyrian/One-Step Plus + pcr + DI. Após a cimentação, foram obtidas oito secções transversais (1,5 mm), a partir de 4 mm acima da JEC até 4 mm aquém do ápice do canal, envolvendo dentina coronária e radicular. As secções foram submetidas ao ensaio de *push-out*, e os dados foram analisados com o teste ANOVA (2 fatores) de medidas repetidas. Foi observado que o efeito interação foi estatisticamente significativo, isto é, o relacionamento entre os adesivos não foi o mesmo para as diferentes regiões. Comparando-se as médias (MPa) obtidas com os adesivos em cada região, observou-se que o CT3 ($5,22 \pm 1,70$) foi superior ao CT2 ($2,60 \pm 1,74$) e ao AC ($1,68 \pm 1,85$). Para as condições estudadas, obteve-se melhor adesão à dentina com a utilização do sistema adesivo de condicionamento total com três passos, sobretudo na região coronária.

2.3 Análise de distribuição de tensões

Mason⁵⁸ (1997) comparou qualitativamente a distribuição de tensões em um modelo fotoelástico, empregando-se três tipos de pinos intra-radulares: a) pino metálico pré-fabricado cônico de superfície lisa; b) pino metálico pré-fabricado cônico de superfície serrilhada; c) pino de fibra de carbono pré-fabricado de faces paralelas. Os pinos foram inseridos na resina fotoelástica e submetidos à carga de 500 N em uma máquina de ensaio universal, sendo então analisado o padrão de distribuição de tensões. Nitidamente foi observado que os pinos metálicos distribuem as tensões de forma desigual: o pino metálico liso concentra na porção cervical e apical, caracterizando o efeito cunha; o pino metálico serrilhado apresenta um padrão de concentração nas espiras do pino. Entretanto, com o pino de fibra de carbono, as tensões foram distribuídas de forma mais homogênea, atenuando o efeito cunha. Além disso, o autor destacou a importância da cimentação passiva tanto dos pinos de fibra quanto dos metálicos para minimizar a concentração de estresse sobre as paredes radulares.

Ukon et al.⁸⁴ (2000) realizaram uma avaliação de distribuição de tensões (FEA bidimensional) no conjunto dente-pino-cimento-compósito, em função dos diferentes E dos materiais. Os seguintes E foram utilizados: 200 GPa (pino pré-fabricado de aço inoxidável ou de cromo-cobalto), 150 GPa (pino pré-fabricado de liga de titânio ou de níquel-cromo), 80 GPa (retentor fundido de ouro), 3 a 6 GPa (resina composta), dentina (15 GPa). O modelo de dente virtual foi construído apenas da porção radicular. As seguintes observações foram feitas pelos autores: as tensões na dentina se concentraram mais na região apical; maior E dos pinos gerou maior potencial de acúmulo de tensões; os pinos com maior E apresentam um significativo efeito cunha sobre a estrutura

radicular; menor E do material de reconstrução coronária permitiu melhor distribuição de tensões na região cervical da raiz e da restauração, além da maior distribuição de tensões ao redor do pino.

Rengo⁷¹ (2001) avaliou a distribuição de tensões no complexo pino-cimento-raiz, por meio da FEA. Um modelo virtual de um incisivo central superior foi construído e “restaurado” com três tipos de pinos intra-radulares: a) pino de aço inoxidável cimentado com um cimento de fosfato de zinco; b) pino de fibra de carbono cimentado com um cimento resinoso com E mais próximo ao da dentina ou cimentado com um cimento resinoso com E mais baixo que o da dentina; c) pino de fibra de vidro cimentado com um cimento resinoso com E mais baixo que o da dentina. Uma carga padrão foi aplicada na face palatina do modelo. Os resultados mostraram que os pinos de fibra de carbono e de vidro, cimentados com um cimento com menor ou maior E que o da dentina, a distribuição de tensões foi homogênea na dentina radicular. Entretanto, as tensões foram concentradas (mal distribuídas) quando o dente foi restaurado com o pino de aço inox.

Pegoretti et al.⁶⁶ (2002) avaliaram a distribuição de tensões (FEA) em modelo bidimensional de um incisivo central superior, considerando quatro modelos virtuais: Modelo A – dente natural íntegro; Modelo B – dente restaurado com um retentor intra-radicular metálico fundido; Modelo C – dente restaurado com um pino de fibra de carbono paralelo em dois estágios; Modelo D – dente restaurado com um pino de fibra de vidro experimental cônico. Os autores constataram que o retentor metálico fundido gerou a maior concentração de tensões na interface pino-dente. Por outro lado, observaram que os pinos de fibras de carbono e o de vidro estudados (E semelhante ao da dentina) geraram os menores picos de estresse dentro da raiz. O padrão de distribuição de tensão com o pino de fibra de vidro experimental foi muito similar ao padrão do dente natural.

Castro-Albuquerque et al.¹² (2003) realizaram um estudo de avaliação de distribuição de tensões em um modelo virtual de um incisivo central superior, empregando FEA (bidimensional). Uma carga de 100 N foi aplicada a 45° em relação ao longo eixo do dente, na face palatina. Foi descrito que a carga média que um incisivo superior recebe na mastigação é de 10 kg a 15 kg (100 N a 150 N) e um dente posterior recebe 50 kg a 70 kg (500 N a 700 N). Foi observado que o pino de aço inoxidável (E maior que o da dentina) concentrou tensões na raiz, ao passo que o pino de fibra de carbono (E semelhante ao da dentina) permitiu que as tensões fossem distribuídas uniformemente nas paredes radiculares.

Lertchirakarn et al.⁴⁷ (2003) acreditavam que a fratura radicular vertical poderia ser o resultado de tensões geradas no canal e tipicamente ocorria em direção vestibulo-lingual através da parte mais espessa de dentina. Assim, os autores se propuseram correlacionar o padrão de fratura com a distribuição de tensões, levando em conta as dimensões reais de dois dentes extraídos (um incisivo superior e outro inferior). Na FEA foi constatado que as tensões se localizaram predominantemente nas paredes radiculares das superfícies vestibular e lingual, correspondendo às áreas de maior curvatura da parede do canal. As tensões foram muito menores nas superfícies proximais, mesmo que a espessura de dentina nestas regiões fosse menor que a vestibular e lingual. Assim, concluíram que a curvatura das paredes dos canais é o principal fator na concentração de tensões, explicando o padrão de fratura radicular *in vivo*. Por exemplo, pela maior curvatura (forma oval) da parede vestibular no incisivo inferior, este dente apresentou maior concentração de tensões que o incisivo superior que tinha uma menor curvatura da parede vestibular (raiz mais circular). Além disso, este estudo explicou porque a fratura radicular vertical ocorre predominantemente no sentido vestibulo-lingual (no sentido da maior

espessura de dentina): no incisivo inferior à espessura de dentina no sentido vestibulo-lingual foi o dobro da espessura na porção proximal. Quanto à metodologia utilizada neste estudo, os autores declararam que a FEA é o método principal para o estudo da distribuição de tensões em raízes e permite predizer o padrão de fratura radicular, ao passo que o uso de extensômetros (*strain-gauge*) na superfície externa radicular não indica o padrão de distribuição de tensões e portanto não prediz o modo de fratura radicular.

Os fatores que afetam a distribuição de tensões no canal radicular e o padrão de fratura da raiz foram investigados por Lertchirakarn et al.⁴⁸ (2003), por meio de FEA. Várias secções de canais foram simuladas, baseadas em modelos de raízes humanas. O tamanho (raízes de diferentes dentes), a forma (circular, oval) e a morfologia externa dos canais (raio de curvatura), bem como a espessura de dentina radicular foram avaliadas. A distribuição de tensões nestas simulações foram comparadas às fraturas observadas clinicamente e em estudos *in vitro*. Fundamentalmente, a curvatura dos canais foi mais importante para o aumento da concentração de tensões que a morfologia externa, e que a diminuição da espessura aumentou sobremaneira a magnitude das tensões. Com a análise do padrão de fratura radicular real, foi possível constatar grande correlação entre esse padrão e a distribuição de tensões na raiz. Os autores ainda descreveram outros aspectos bastante significativos: a) o padrão de fratura vertical *in vivo* no sentido vestibulo-lingual é explicado pela substancial concentração de tensões neste sentido, mesmo que a espessura de dentina nestas regiões seja maior; b) a concentração de tensões é muito maior em raízes com maior raio de curvatura (forma oval) que em raízes com seções mais circulares (menor raio de curvatura); c) com a diminuição da espessura de dentina radicular proximal (sentido mesio-distal), a concentração de tensões aumentou no sentido vestibulo-lingual, predispondo à fratura neste sentido; d)

considerando as condições que aumentam a concentração de tensões e, portanto, o risco de fratura, os autores apontaram as raízes dos incisivos inferiores e a mesial de molares inferiores como os elementos mais susceptíveis à fratura; e) além das características morfológicas, a instrumentação mecânica endodôntica cria irregularidades internas que funcionam como pontos de concentração de tensões, agravando o risco de fratura; f) assim, os autores ponderaram que a instrumentação deve ser feita de forma criteriosa (mínima força) e com irrigação constante, a fim de diminuir as imperfeições inerentes; e) embora os autores tenham comprovado a influência principal da forma da secção transversal da raiz no aumento das tensões, recomendaram que a máxima preservação de dentina radicular é fundamental, especialmente a dentina proximal, pois minimizaria as tensões a partir dos mecanismos de flexão, o que diminuiria o risco de fratura.

Lanza et al.⁴⁵ (2005), usando FEA, compararam a distribuição de tensões na dentina intra-radicular e na camada de cimento resinoso. Foram avaliados um pino de aço inox, um de fibra de carbono e um de fibra de vidro, com E de 210 GPa, 118 GPa e 37 GPa, respectivamente. Além disso, foram avaliados dois cimentos resinosos com diferentes E (7 GPa [mais resiliente] e 18,6 GPa [mais rígido]). Os autores constataram que os sistemas mais rígidos (pino de aço inox e de fibra de carbono) apresentaram valores de tensão mais altos que os sistemas menos rígidos (pino de fibra de vidro). Para o pino menos rígido (fibra de vidro), o cimento resinoso não modificou a tensão distribuída na dentina, embora o cimento menos rígido tenha reduzido as tensões dos pinos mais rígidos.

2.4 Estudos de avaliação clínica

Sorensen & Martinoff⁷⁷ (1984), em um estudo clínico retrospectivo^{***}, se propuseram avaliar 1273 dentes endodonticamente tratados, a fim de determinar a relevância clínica do reforço proporcionado pelos retentores intra-radulares e pela cobertura oclusal de próteses. Os autores ponderaram que: a) os clínicos deveriam rever a razão principal do uso de um retentor, que tem como função reter o material de preenchimento coronário e a prótese; b) sugeriram que os clínicos deveriam se preocupar menos com os fatores relacionados à retenção dos retentores e concentrar maior atenção à preservação de estrutura dental; c) os pinos não devem ser colocados indiscriminadamente, pois vários fatores combinados indicariam o emprego de ancoragem radicular (remanescente, suporte periodontal, oclusão), pois, a remoção em demasia de dentina enfraquece a estrutura dental; d) a perda significativa de estrutura dental para a terapia endodôntica como um todo (instrumentação e ancoragem radicular) enfraquece substancialmente os dentes. Depois da extensa análise, observou-se que os incisivos superiores são os dentes mais susceptíveis à fratura.

Fredriksson et al.²⁵ (1998) realizaram em estudo clínico retrospectivo de 236 dentes restaurados com um pino de fibra de carbono (dois a três anos de serviço clínico). Do total de dentes avaliados, 2% foram extraídos por razões não atribuídas ao sistema de pinos (cinco dentes foram extraídos por razões periodontais, dois dentes fraturaram). As fraturas radulares foram atribuídas ao fato dos dentes já apresentarem prognóstico duvidoso. Assim, foi obtido um índice de 98% de sucesso. No entanto, os autores sugeriram mais estudos clínicos

*** **Estudo clínico retrospectivo** – estudos que examinam um grande número de casos tratados, fornecendo dados de tratamentos anteriores – não existe um delineamento ou planejamento experimental prévio.

prospectivos multicêntricos para se obter informações mais conclusivas a respeito do comportamento clínico desta técnica restauradora.

Em um estudo clínico retrospectivo (um a seis anos), Ferrari et al.²¹ (2000) avaliaram 1.304 dentes despolpados restaurados com três tipos de pinos de fibras: 840 com pinos de fibra de carbono (Composipost), 215 com pinos de fibra quartzo e carbono (Æstheti-Post) e 249 com pinos de fibra de quartzo (Æstheti-Plus). A média de idade dos pacientes foi de 53 anos (entre vinte e 84 anos). Os seguintes sistemas adesivos foram empregados: All Bond 2 e One Step com o cimento C&B, Scotchbond Multi-Purpose Plus com o cimento Opal, Scotchbond 1 com o cimento Rely X. Para a reconstrução coronária, as resinas compostas Bis-Core e Aliteflow foram empregadas. Constataram-se 3,2% de falhas, por duas razões principais: 25 pinos descolaram na fase das restaurações temporárias, 16 dentes apresentaram lesões periapicais. Nenhuma fratura radicular foi notada e não ocorreu nenhum deslocamento do pino depois da instalação das restaurações protéticas finais. Com a análise estatística, não foi observada nenhuma diferença entre os pinos e os sistemas adesivos testados. Baseado nos resultados, os autores indicaram que os pinos de fibras cimentados adesivamente podem ser empregados rotineiramente na clínica.

Em outro estudo clínico retrospectivo, Ferrari et al.²¹ (2000) compararam o comportamento clínico de duas técnicas de ancoragem intracanal: G1 – pinos de fibra de carbono (Composipost) cimentados adesivamente; G2 – retentores metálicos fundidos (liga preciosa Medior 3) cimentados com cimento de fosfato de zinco. Duzentos dentes foram empregados neste estudo (100 por grupo). As avaliações foram feitas em seis meses, um, dois e quatro anos. Em G1, uma taxa de sucesso de 95% foi obtida, com 2% de falhas endodônticas e 3% dos pacientes foram excluídos do estudo por não colaborarem. Nenhuma fratura radicular foi constatada neste grupo. Em G2, foi obtida uma taxa de sucesso de 84%,

com 2% de pacientes excluídos, 9% de fraturas radiculares, 2% de deslocamento de coroas e 3% de falhas endodônticas. A análise estatística constatou que o grupo restaurado com pino de fibra foi significativamente superior ao grupo restaurado com retentor fundido. As fraturas radiculares verificadas nos dentes com retentores fundidos foram justificadas pela possível maior concentração de tensões da raiz com esse tipo de ancoragem. Com os esses resultados, os autores indicaram que a ancoragem radicular com pinos de fibras é superior a ancoragem com retentores metálicos fundidos.

Glazer³¹ (2000) realizou um estudo clínico prospectivo^{†††} de dentes restaurados com pinos de fibras de carbono (Composipost UM). Cinquenta e nove dentes (47 pacientes) foram restaurados com os pinos, que foram cimentados adesivamente. Todos os dentes tinham menos que 50% de remanescente coronário. Após a cimentação e reconstrução da porção coronária com resina composta, uma restauração metalo-cerâmica foi feita. O período de avaliação foi de 6,7 a 45,4 meses. Para a análise dos resultados, foram incluídos 42 pacientes (52 dentes), pois 5 pacientes não compareceram para as re-avaliações. Não ocorreu nenhuma fratura radicular e a taxa de sobrevivência foi de 89,6% dos casos (7,7% de falhas). Três casos de falhas ocorreram em dentes com coroas unitárias e um caso foi em dente suporte de prótese fixa. Dentre os fracassos, dois foram em pré-molares inferiores, um em pré-molar superior e outro em canino superior. Os pinos colocados em pré-molares inferiores apresentaram o maior risco de falha. Das quatro falhas, duas foram relacionadas a lesões periapicais, uma pela descolagem da reconstrução coronária e uma pela descolagem da prótese. Este estudo contribuiu para o aumento da evidência que suporta o uso de pinos de fibras em dentes tratados endodonticamente.

^{†††} **Estudo clínico prospectivo** – pesquisa clínica programada, na qual o número de casos a serem tratados, os parâmetros de avaliação utilizados, os procedimentos clínicos e todos os dados para o registro são estabelecidos antes do início do estudo, a fim de que esse seja rigoroso e controlado, sendo possível a realização de estudos multicêntrico.

Em uma abrangente revisão acerca de diferentes fatores de sucesso e insucesso de dentes tratados endodonticamente com retentor intra-radicular, Fernandes & Dessai¹⁸ (2001) destacaram algumas importantes características de retentores que podem otimizar o sucesso clínico: comprimento deve ser três quartos do comprimento total da raiz (distribuição mais homogênea de tensões); diâmetro deve ser tanto menor quanto possível, sem que isto signifique enfraquecimento do retentor (retentor muito largo significa alto risco de fratura radicular); quanto à distribuição de tensões, os pinos de lados paralelos passivos são melhores, embora foi destacada a maior adaptação natural dos pinos cônicos no canal, o que significa maior preservação de estrutura radicular; os pinos devem ter E mais próximo ao da dentina; para a cimentação dos pinos, o uso de brocas Lentulo diminui substancialmente a quantidade de bolhas no cimento, bem como aumenta o contato do cimento à dentina e ao pino; a taxa de sucesso de dentes com retentores intra-radulares é de 95% em dentes com coroas unitárias, 89% em elementos suportes de prótese parcial fixa e 77% em dentes suportes de prótese parcial removível; a resistência à fratura do conjunto é muito mais importante que a retenção do retentor, uma vez que se houver descolagem do conjunto em função da diminuição da retenção, este conjunto pode ser recimentado, enquanto que uma fratura radicular freqüentemente é irreversível; existe uma correlação clínica positiva entre fratura radicular e corrosão de retentores metálicos. Os autores destacaram a importância da preservação máxima de estrutura dental para um maior sucesso clínico.

Heydecke & Peters³⁶ (2002) em uma revisão sistemática (meta-análise) a respeito de dentes monorradulares restaurados com retentores metálicos fundidos ou pré-fabricados, mostraram que ainda não existe nenhum estudo clínico controlado que de fato comprove que existe

diferença no comportamento clínico longitudinal dessas duas modalidades de tratamento restaurador.

Em um estudo clínico retrospectivo, Hedlund et al.³⁵ (2003) avaliaram 65 dentes restaurados que tiveram retenção intra-radicular com pinos pré-fabricados de fibra de carbono (97% com Composipost e 3% com Endopost), em 48 pacientes, durante um período entre um e 4,9 anos. Panavia foi o sistema adesivo utilizado para a cimentação e a reconstrução coronária foi realizada com as resinas compostas Z-100 e Cawex Clearfil. A taxa de falhas foi de 3%: uma falha ocorreu em um dente com coroa unitária (após um ano) e outra em um dente suporte para uma prótese parcial fixa em *cantilever* (após 1,3 anos). Os autores sugeriram que mais estudos clínicos devam ser conduzidos para que os pinos de fibra de carbono sejam considerados de uso rotineiro.

A proposta do estudo clínico prospectivo de Malferrari et al.⁵¹ (2003) foi avaliar a taxa de sobrevivência de 180 dentes tratados endodonticamente restaurados com pino de fibra de quartzo, por um período de trinta meses. Nestes 180 dentes, foram colocados 205 pinos de fibra de quartzo (*Æstheti-Plus*), em 132 pacientes (idade entre 18 e 65 anos). Sessenta e nove por cento dos dentes apresentavam um canal e 31% tinham dois ou três canais (52 incisivos centrais, 28 incisivos laterais, 44 caninos, 32 pré-molares e 24 molares). Os pinos foram cimentados com o sistema adesivo All Bond 2 / C&B resin cement. A reconstrução coronária foi feita com as resinas compostas Core-Flo e Bis-Core, e próteses metalo-cerâmicas e *metal-free* foram confeccionadas. As avaliações foram feitas em seis, 12, 24 e trinta meses, conforme os seguintes parâmetros: descolagem ou fratura do pino; fratura radicular ou do núcleo; deslocamento da prótese. Uma fratura coesiva da resina composta de preenchimento ocorreu após duas semanas. Depois de dois meses, duas descolagens do conjunto pino-cimento-resina (fratura adesiva entre sistema adesivo e dentina) foram constatadas. Todas as

três falhas ocorreram na fase das restaurações temporárias, envolvendo dentes com pouco remanescente coronário (todas foram reversíveis). Nenhuma fratura radicular foi constatada. Assim, a taxa de falha foi de 1,7% no período de trinta meses.

Monticelli et al.⁶¹ (2003), em um estudo clínico prospectivo, avaliaram 225 dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo. Foram constituídos três grupos (n=75), conforme o sistema adesivo de cimentação: G1) *Æstheti-Plus* (fibra de quartzo opaco, com forma paralela em dois estágios); G2) *D.T. Light-Post* (fibra de quartzo opaco, com dupla conicidade); G3) *FRC Postec* (fibra de quartzo translúcido). Os pinos de G1 e G2 foram cimentados com o sistema adesivo *One Step / Duolink* e a porção coronária foi reconstruída com a resina composta *Ælite-Flo*. Para a cimentação dos pinos de G3, foi utilizado o sistema *Excite DSC / Multilink* (reconstrução com *TetricFlow*). As avaliações clínica e radiográfica foram feitas após seis, 12 e 24 meses, e alguns pacientes foram re-chamados aos trinta meses. A análise dos dados mostrou uma taxa de falha de 6,2% (14 falhas): G1 – três descolagens do conjunto pino-cimento-reconstrução (falha adesiva entre sistema adesivo e dentina) e três lesões periapicais; G2 – duas descolagens similares aos de G1 e duas patologias periapicais; G3 – três descolagens como G1 e G2, e uma lesão periapical. Nenhuma fratura radicular foi constatada. Não foram constatadas diferenças significantes entre os grupos. Todas as falhas aconteceram durante a etapa das restaurações temporárias e em dentes com menos de 2 mm de remanescente coronário. Comparando os resultados deste estudo com os de outras investigações clínicas com pinos de fibras, os autores destacaram que: a) a falha mais freqüente com esta técnica é deslocamento do conjunto pino-cimento-reconstrução, por uma falha adesiva entre o sistema adesivo e a dentina intra-radicular; b) nenhuma fratura radicular tem sido relatada.

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo são:

- a) testar a resistência à fadiga de dentes restaurados com dois tipos de pinos de fibras;
- b) avaliar a resistência adesiva entre pino e dentina intraradiculares, em função de diferentes pinos de fibra e do regime de ciclagem mecânica;
- c) testar a hipótese nula de que a resistência adesiva não varia após o teste de fadiga;
- d) testar a hipótese nula de que a resistência adesiva não varia em função do tipo de pino de fibra.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Escolha dos dentes^{***}

Neste estudo foram utilizados 60 dentes humanos unirradiculares (incisivos centrais e caninos superiores, e pré-molares inferiores). Os critérios de inclusão no estudo foram: dentes que não tinham sido tratados endodonticamente. Todos os dentes foram obtidos no ambulatório da Clínica de Cirurgia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP. Após a utilização na pesquisa, os espécimes foram devidamente descartados, i.e., foram embalados em recipientes adequados para serem incinerados.

Logo após a extração, os dentes ficaram armazenados em água. Os mesmos foram limpos com curetas periodontais, armazenados por 2 horas em clorexidine 1,23% para desinfecção, para posterior armazenagem em H₂O (37°C) até a utilização no estudo, da qual permaneceu em água destilada a temperatura ambiente.

4.2 Adequação dos dentes, tratamento endodôntico e calibragem dos canais

Inicialmente, as porções coronárias de todos os dentes foram removidas, utilizando um disco diamantado sob refrigeração em uma máquina de corte, a fim de padronizar o comprimento longitudinal dos espécimes (Sp) em 16 mm. O diâmetro médio do canal radicular na porção coronária de todas as raízes foi medido em um microscópio óptico (Leica M-10 Wild, Heerbrugg, Switzerland), considerando que o $\bar{\varnothing}_\mu = \varnothing_{\text{vestíbulo-lingual}} + \varnothing_{\text{mésio-distal}} / 2$. Se um dos diâmetros considerados para o cálculo ultrapassasse o diâmetro estimado do pino nesta região

^{***} Projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP (Protocolo nº 101/2003-PH/CEP).

(aproximadamente 1,7mm), o espécime era descartado e substituído. A partir desta medição, os Sp foram colocados em ordem decrescente de dimensão do diâmetro, e classificados em dez partes de 6 Sp, considerando o diâmetro coronário do canal. Após, cada um dos seis grupos experimentais recebeu um Sp de cada setor (n=10), de modo que todos os grupos pudessem ser constituídos por uma amostragem mais semelhante possível quanto ao diâmetro dos canais.

Os canais radiculares foram então instrumentados mecanicamente com instrumentos de NiTi, seguido de irrigação com líquido de Dakin (10 ml). Não foi realizada a obturação endodôntica (BALDISSARA et al.⁴, 2003; KURTZ et al.⁴⁴, 2003).

Após, os ápices foram vedados com um sistema adesivo (One Step Plus, Bisco, Schaumburg, EUA) e uma resina composta (W3D Master, Wilcos, Petrópolis, RJ), a fim de evitar o extravasamento do sistema adesivo e do cimento resinoso.

O leito no canal para a cimentação dos pinos foi realizado, padronizando-se em 12 mm o comprimento de cimentação do pino. Para a calibragem dos canais, foram utilizadas as fresas de calibragem de cada sistema de pinos de resina reforçados por fibras (FRC):

- a) **Q-FRC**: 30 Sp foram calibrados para o pino de fibra de quartzo **D.T. Light-Post® #2** (Bisco, Schaumburg, EUA; Lote n. 0300011837).
- b) **V-FRC**: 30 Sp foram calibrados para o pino de fibra de vidro **FRC Postec Plus # 3** (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein; Lote n. G28105).

As características dos FRC estão descritas no Quadro 1.

Características										
	Matriz orgânica / fibra (%)	E_f	σ	Forma	$\varnothing_{\text{pino}}$	L	C	$\varnothing_{\text{fibras}}^*$	D*	S*
Q-FRC	Resina epóxica / quartzo (70%)	18	744	Dupla-conicidade	1,5	20	5	12	32	38,4
V-FRC	Dimetacrilatos / vidro (70%)	21	1214	Cônica	1,5	20	5	12	25	30

* $\varnothing_{\text{fibras}}$, **D** e **S** foram obtidos de Grandini et al.³⁴ (2005);

E_f = Módulo de elasticidade obtido pelo teste de flexão em três pontos (*flexural modulus*) em GPa;

σ = Resistência à flexão em três em MPa;

$\varnothing_{\text{pino}}$ = Diâmetro médio do pino em mm;

L = comprimento em mm;

C = conicidade em graus;

$\varnothing_{\text{fibras}}$ = diâmetro das fibras em μm ;

D = densidade das fibras (número de fibras por mm^2);

S = superfície ocupada por fibra / mm^2 da superfície do pino.

4.3 Cimentação dos pinos

Os seguintes procedimentos foram realizados para a cimentação dos dois tipos de pinos:

- tratamento de superfície do pino com o sistema CoJet (3M-Espe, Seefeld, Alemanha) – jateamento com partículas de óxido de alumínio 30 μm modificadas por óxido de sílica* (CoJet-Sand) + aplicação do agente silano ESPE-Sil, aguardando-se 5 min (VALANDRO et al.^{†††}, 2006);
- tratamento do canal radicular com o sistema All Bond 2 (Bisco, Schaumburg, EUA), conforme as recomendações do fabricante:
 - Condicionamento do canal radicular com ácido fosfórico 32% por 15 s,
 - lavagem com 10 ml de água utilizando uma seringa descartável,
 - remoção do excesso de água inicialmente com aspirador e após com cones de papel absorvente # 80,

* Protocolo de jateamento: pressão = 2,8 bars; distância = 10 mm; perpendicular a superfície do pino; tempo = 20 s.

††† Idem página 47.

- mistura do Primer A e o Primer B do sistema All Bond 2, aplicação da mistura e remoção dos excessos com um pincel (*microbrush* Cavi-tip, SDI),
 - aplicação do Pre-Bond resin do All Bond 2 e remoção dos excessos com um pincel.
- c) Cimentação do pino com o cimento resinoso Duolink (Bisco, Schaumburg, EUA):
- proporcionamento e mistura das pastas A e B do cimento, e aplicação no canal com broca Lentulo # 40 (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suíça), e com o próprio pino,
 - fotopolimerização pela superfície incisal por 40 s (XL 3000, 3M/Espe, St. Paul, USA; intensidade de luz = 450 mW/cm²).

Considerando o comprimento de cimentação (12 mm) e os comprimentos dos dois tipos de pinos (20 mm), 8 mm do pino ficaram projetados na porção coronária.

4.4 Adequação dos Sp para a ciclagem mecânica

Para que fosse possível a ciclagem mecânica, os Sp foram embutidos em resina epóxica (285, Schaller, Florença, Itália). Para tanto, foi utilizado um suporte com 16 mm de diâmetro específico para cada pino (Figura 1A - a), tendo uma perfuração central ligeiramente maior que o diâmetro coronário do pino. Isto permitiu que o Sp ficasse mais perpendicular possível ao solo (eixo x) (Figura 1A). Uma seringa cirúrgica plástica de 10 ml foi seccionada em um torno mecânico, de modo que a superfície deste corte fosse paralelo ao solo ($\varnothing = 14$ mm; h = 40 mm). Assim, quando o suporte-Sp foi posicionado na seringa, o Sp ficou embutido mais perpendicularmente possível ao solo (eixo x) (Figura 1B).

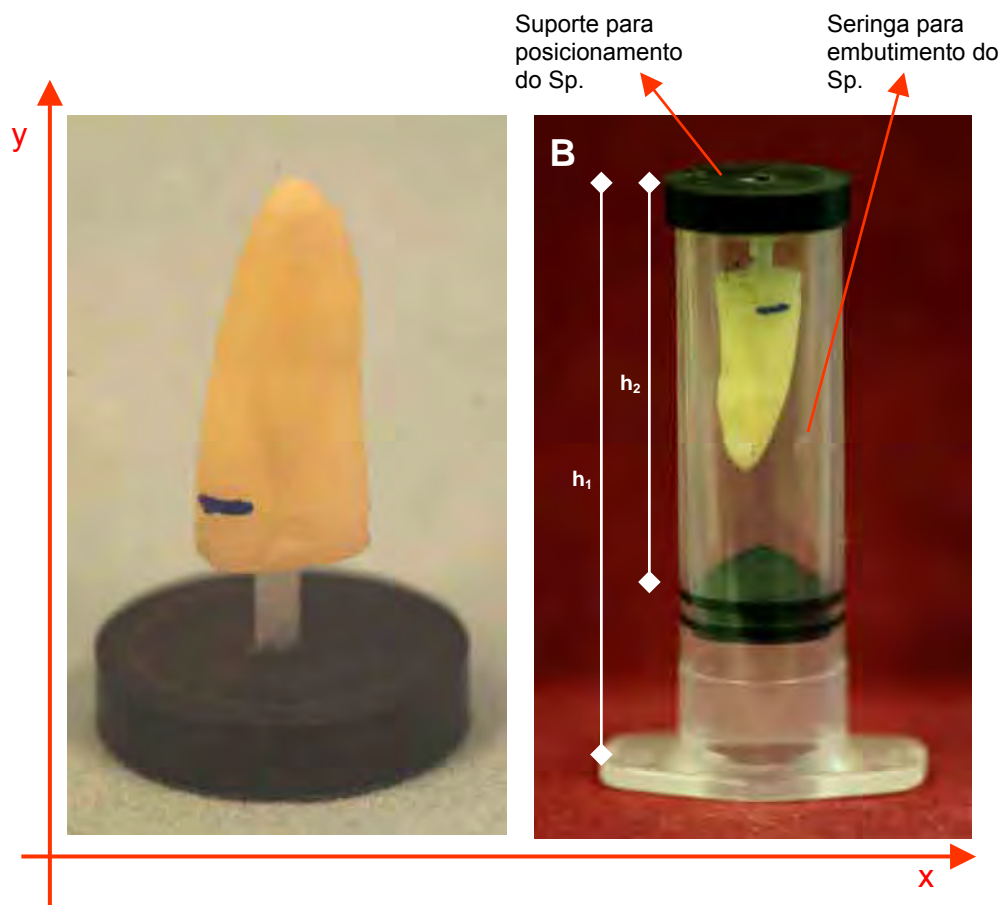


FIGURA 1 – Adequação dos Sp: A) Sp posicionado no suporte (a) para o embutimento. Nota-se que o pino foi introduzido dentro de uma perfuração-guia, ficando perpendicular ao solo; B) Suporte e Sp posicionados na seringa de embutimento ($h_1 = 40$ mm; $h_2 = 30$ mm).

Em seguida, a resina epóxica foi manipulada e vertida dentro da seringa, e sucessivamente o suporte com o Sp acoplado foram posicionados dentro da seringa, de modo que a raiz fosse embutida a partir de 3 mm em direção apical (Figura 2).

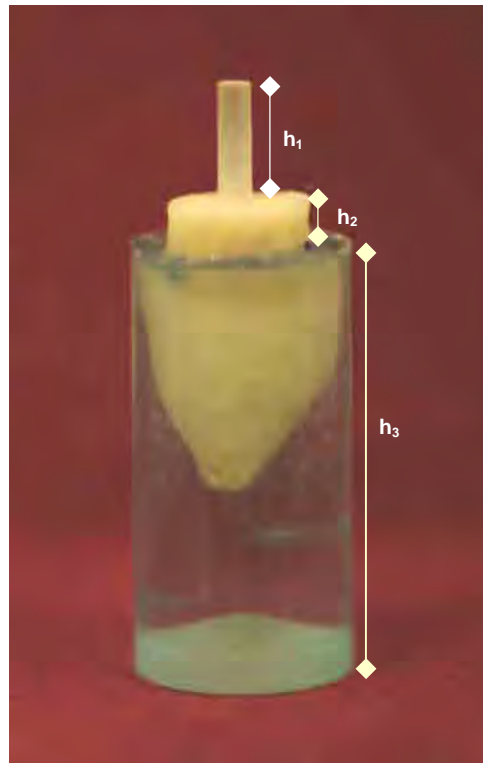


FIGURA 2 – Sp embutido na resina epóxica ($h_1 = 8$ mm; $h_2 = 3$ mm; $h_3 = 30$ mm).

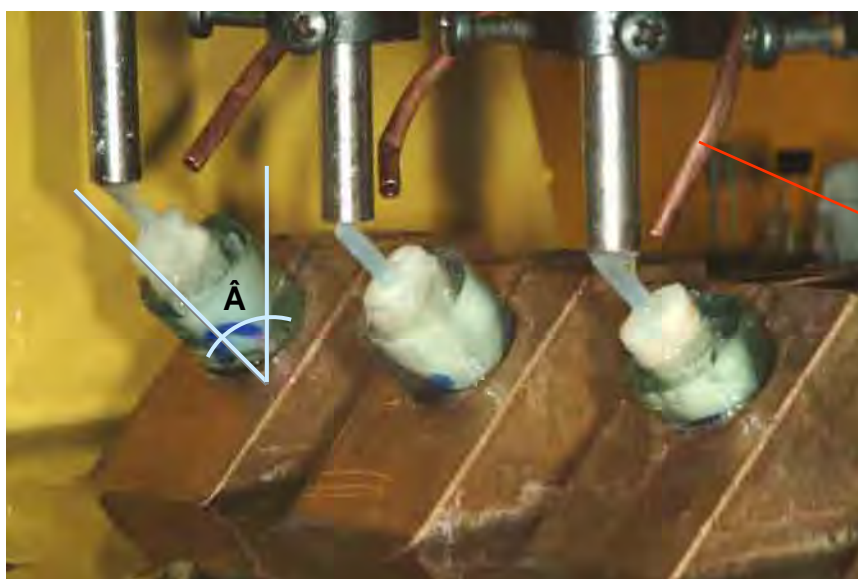
4.5 Teste de fadiga

O teste de fadiga foi realizado em uma máquina desenvolvida por Baldissara et al.⁶ (2001). Os Sp foram apoiados em uma base metálica com angulação de 45° , em relação ao longo eixo da raiz, para que uma ponta com diâmetro de 1,6 mm, fixada na haste superior na máquina de ciclagem, induzisse os impulsos de carga entre 0 – 50 N, com frequência de 8 Hz (oito ciclos por segundo), diretamente sobre o pino, i.e., sem nenhum efeito férula (proteção) da raiz (Figuras 3 e 4). Durante a ciclagem, os Sp permaneceram irrigados por água, à temperatura de $37^\circ\text{C} \pm 1^\circ\text{C}$, regulada por meio de um termostato (WISKOTT et al.⁹¹, 1995; ISIDOR et al.⁴¹, 1996; BALDISSARA et al.⁶, 2001; ITINOCHE⁴², 2002; BALDISSARA et al.⁴, 2003; DRUMMOND & BAPNA¹⁶, 2003; SCOTTI et al.⁷³, 2003; BALDISSARA et al.⁵, 2004).



Uma das 5 estações com o Sp posicionado para o teste de fadiga.

FIGURA 3 – Máquina de ciclagem, tendo 5 estações para o teste de fadiga.



Cânula para constante irrigação do Sp.

FIGURA 4 – Sp posicionados em um ângulo $\hat{A} = 45^\circ$ para o teste de fadiga.

Considerando os dois fatores do estudo, “pino de fibra” em 2 níveis (Q-FRC e V-FRC) e “ciclagem mecânica” em três níveis (0, 20.000 e 2.000.000 ciclos), foram constituídos seis grupos, conforme o Quadro 2.

Quadro 2 – Grupos de estudo considerando os dois fatores do experimento: pino intra-radicular (2 níveis) e ciclagem mecânica (3 níveis)

Pinos	Sistema adesivo	Ciclagem mecânica	Grupos	n° de dentes por grupo	*n° de repetições (dente / grupo)
Q-FRC	All Bond 2	0	G1	10	4 / 40
		20.000 ciclos (2×10^4)	G2	10	4 / 40
		2.000.000 ciclos (2×10^6)	G3	10	4 / 40
V-FRC	+ Duolink	0	G4	10	4 / 40
		20.000 ciclos (2×10^4)	G5	10	4 / 40
		2.000.000 ciclos (2×10^6)	G6	10	4 / 40

*numero aproximado de repetições.

A fim de padronizar o tempo de permanência em água e eliminar a variável armazenagem, todos os Sp permaneceram o mesmo tempo em água destilada (37°C), independente de serem ou não submetidos ao teste de fadiga. O tempo de armazenagem foi definido pelo tempo necessário para a ciclagem de G3 e G6 (grupos com o maior número de ciclos).

4.6 Teste de extrusão (*push-out*)

Obtenção dos corpos-de-prova (cp): os Sp foram fixados em uma base metálica na máquina de corte (LabCut 1010, Extec Corp., Enfield, CT, USA) e seccionados perpendicularmente ao longo eixo da raiz (perpendicular ao eixo y), com disco diamantado sob refrigeração, em cortes de aproximadamente 2 mm (Figuras 5 e 6). O primeiro corte cervical (aproximadamente 1 mm) foi descartado, pois as inerentes imperfeições na zona adesiva, influenciariam os resultados (VAN NOORT et al.⁸⁸, 1991; KITASAKO et al.⁴³, 1995). Foram então realizadas outras quatro secções, obtendo-se aproximadamente quatro cp por Sp (quarenta cp por grupo).

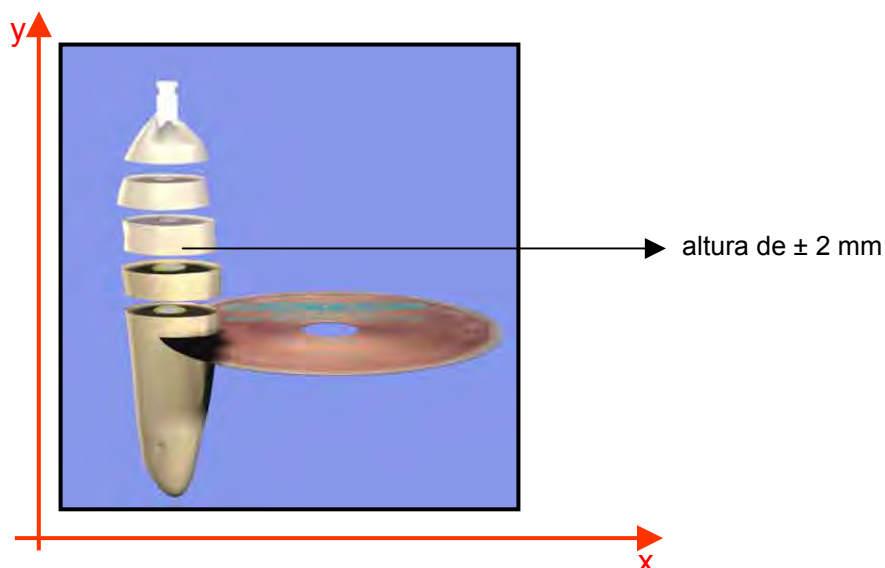


FIGURA 5 – Desenho esquemático da secção dos dentes em fatias de $2 \pm 0,1$ mm, considerando os eixos x e y (modificado de Mallmann⁵², 2003).

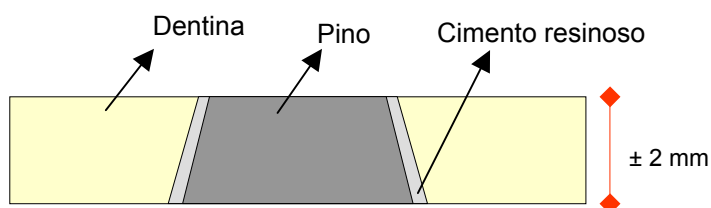


FIGURA 6 - Desenho esquemático do formato do cp.

Cada cp foi posicionado sobre um dispositivo metálico com abertura central ($\varnothing = 3$ mm) maior que o diâmetro do canal. Sempre a face mais coronária do cp foi colocada para baixo, ou seja, a carga foi aplicada de apical para coronário. Para o ensaio de extrusão (*push-out*), um cilindro metálico ($\varnothing_{\text{extremidade}} = 0,85$ mm) induziu a carga sobre a porção central do pino, sem que a mesma fosse aplicada sobre o cimento e/ou dentina (Figura 7). Considerando a metodologia de embutimento (Figura 1) e corte dos Sp (Figura 5), o pino do cp foi submetido a uma carga mais paralela possível em relação ao longo eixo da raiz (eixo y) (Figura 7B). O teste foi executado em máquina de ensaio universal (Instron 4440, Instron Inc., Canton, EUA) a velocidade de $1 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ (BOSCHIAN PEST et al.⁹, 2002; BALDISSARA et al.⁵, 2004; GALHANO²⁶, 2005).

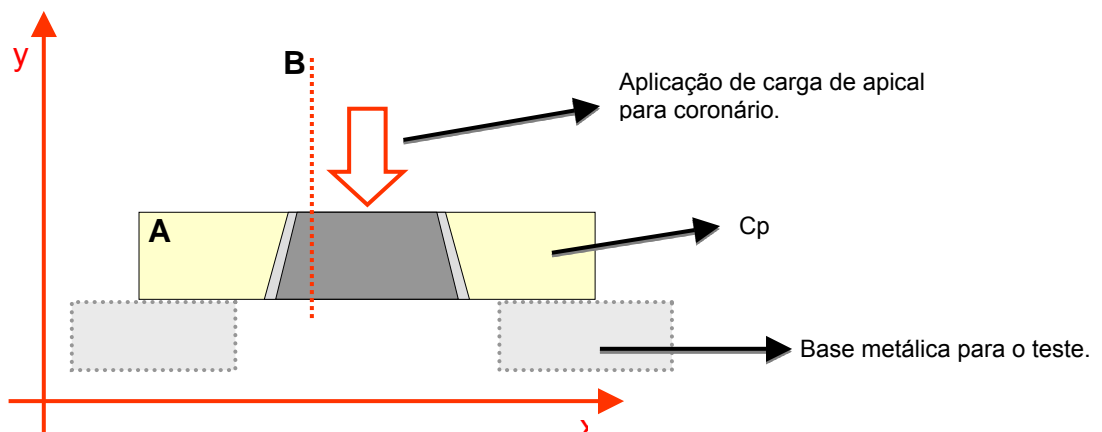


FIGURA 7 – Desenho esquemático do teste de extrusão. (A) Forma adequada de cp, mostrando que a carga foi aplicada mais perpendicular ao pino (B).

A resistência adesiva (σ) foi obtida, conforme a fórmula $\sigma = C/A$ onde, **C** = carga para ruptura do cp (N) e **A** = área interfacial (mm^2).

Cálculo da área adesiva (A) dos cp: Para isso, foi empregada a fórmula para cálculo de área lateral da figura de um tronco de cone circular reto de bases paralelas, conforme a Figura 8 (GIOVANNI et al.³⁰, 1988; GALHANO²⁶, 2005).

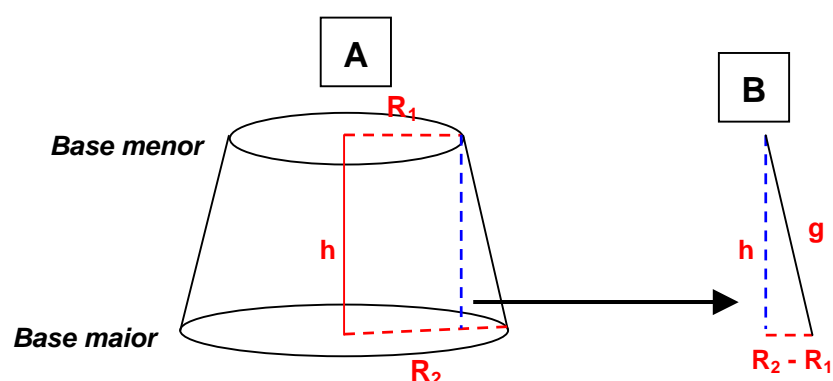


FIGURA 8. **A** – Desenho esquemático correspondente à secção interna do cp (paredes cônicas do pino) – figura geométrica de um tronco de cone circular reto de bases paralelas; **B** – Figura geométrica (triângulo) para cálculo da geratriz **g** do tronco de cone ($g^2 = h^2 + [R_2 - R_1]^2$).

Então, $A = \pi \cdot g \cdot (R_1 + R_2)$ onde, A = área interfacial, $\pi = 3,14$, g = geratriz do tronco, R_1 = raio da base menor, R_2 = raio da base maior e h = altura da secção

Para o cálculo da geratriz do tronco de cone g foi utilizado o Teorema de Pitágoras, o qual estabelece que o “*quadrado da medida de hipotenusa = a soma dos quadrados das medidas dos catetos*” (Figura 8B). Assim, a seguinte fórmula foi utilizada: $g^2 = h^2 + [R_2 - R_1]^2$.

Os valores de R_1 e R_2 foram obtidos pela medição dos diâmetros internos da base menor e maior, respectivamente, correspondente ao diâmetro interno entre paredes do canal do cp. Esses diâmetros foram medidos após o ensaio em um microscópio óptico (Leica M-10 Wild), enquanto que a altura h foi medida antes do ensaio com paquímetro digital (Starrett® 727, Starrett, Itu, Brasil).

4.7 Análise estatística

O valor médio de resistência adesiva de cada Sp foi inicialmente calculado, a partir de suas respectivas repetições. Considerando que cada grupo foi constituído por 10 Sp, 10 valores de resistência adesiva de cada grupo (n=10) foram utilizados para a análise estatística (análise de variância [2 fatores], $\alpha \leq 0,05$).

4.8 Avaliação do tipo de falha

Todos os cp ensaiados foram inicialmente analisados em um microscópio óptico (Leica M-10 Wild) com aumentos de até 98x, com o propósito de verificar o local da falha: (**Ades DC**) adesiva entre dentina e sistema adesivo; (**Ades. PC**) adesiva entre pino e cimento; (**Coes P**) coesiva do pino; (**Coes D**) coesiva da dentina; (**M**) mista adesiva / coesiva; e (**Coes C**) coesiva do cimento na interface DC ou PC.

Cp dos seis grupos foram selecionados para serem analisados em um Microscópio Eletrônico de Varredura (JEOL-JSM-

5400, Jeol Ltd, Tokyo, Japão). Para tanto, os cp foram inicialmente fixados sobre base de alumínio, usando uma fita adesiva dupla-face de carbono (SPI, West Chester, PA, USA), para então serem metalizados com uma liga de ouro-paládio em um metalizador (Polaron SC 7620 Sputter Coater, Quorum Technologies, Newhaven, UK) (tempo: 130 s, corrente de 10-15 mA, vácuo de 130 mTorr, taxa de metalização: 3,5 nm / min, camada de Pd-Au de aproximadamente 80 Å). Os cp foram analisados com aumentos de 35x a 5.000x.

4.9 Avaliação micro-estrutural dos pinos de fibra

Duas amostras de cada pino de fibra, uma longitudinal e outra transversal, foram avaliados em MEV (1000x e 5000x), a fim de observar as características micro-estruturais dos materiais. Para a análise da secção transversal, cada pino foi cortado perpendicularmente ao longo eixo do pino, usando uma ponta diamantada. As amostras foram limpas com água destilada em um ultra-som (Vitasonic, Vita) por 3 min e preparadas para a análise em MEV, seguindo o mesmo processamento descrito acima.

5 RESULTADOS

Nenhuma fratura radicular ou do pino, nem mesmo perda de retenção foi constatada após o teste de fadiga mecânica (20.000 ou 2.000.000 ciclos) em ambos tipos de pinos de fibra testados.

Os valores médios de resistência adesiva (MPa) de cada dente foram tabulados e estão apresentados na Tabela 4 (Apêndice).

Como variável resposta (um esquema fatorial tipo 3 x 2, com dez réplicas) foram considerados os valores médios obtidos de cada um dos dez espécimes.

A medida de tendência central (média) e a medida de dispersão (desvio padrão) dos dados de resistência adesiva são apresentadas na Tabela 1 e representadas graficamente na Figura 9.

Tabela 1 – Média (\pm desvio padrão) dos dados de resistência adesiva (MPa) das condições experimentais estabelecidas pelas variáveis ciclagem mecânica (CM) e pinos de fibra

CM	Pino de Fibra		linha
	Q-FRC (DT)	V-FRC (FRC)	
0	7,10 \pm 2,76	6,82 \pm 2,21	6,96 \pm 2,44
20.000x	7,11 \pm 1,80	6,88 \pm 2,42	6,99 \pm 2,08
2.000.000x	7,14 \pm 2,17	6,90 \pm 1,93	7,02 \pm 2,00
coluna	7,12 \pm 2,20	6,87 \pm 2,12	

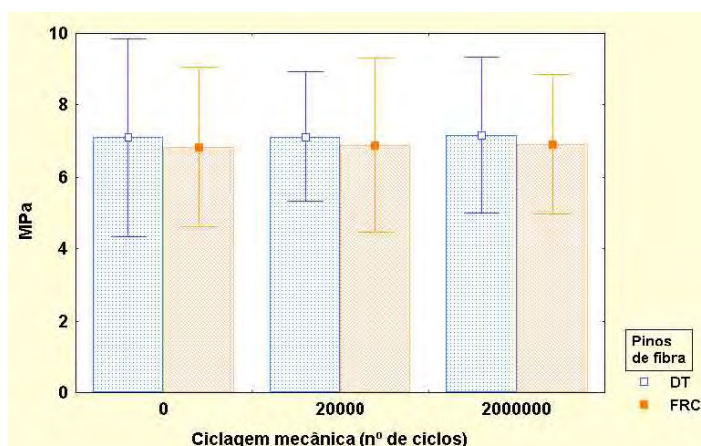


FIGURA 9 – Gráfico de colunas (média \pm desvio padrão) dos dados de resistência adesiva (MPa) para as seis condições experimentais.

Pode-se verificar, com as informações acima, que os valores médios do pino Q-FRC (DT) e do V-FRC (FRC) são muito semelhantes, em todos os níveis de ciclagem, e que as condições experimentais apresentam valores próximos de dispersão (o maior valor de desvio padrão encontrado igual a 2,76 não supera mais que duas vezes o menor valor igual a 1,8).

Para se avaliar o relacionamento entre o tipo de pino de fibra sob os três diferentes níveis de ciclagem mecânica, foi efetuado o teste estatístico de análise de variância 2 fatores, cujo resultado é apresentado na Tabela 2.

Tabela 2 - Análise de variância (dois fatores, efeito fixo) dos dados de resistência adesiva

Fonte de Variação	gl	SQ	QM	F	P
Pino	1	0,948	0,94753	0,19	0,665 ns
Ciclagem mecânica	2	0,039	0,01926	0,00	0,996 ns
Interação	2	0,004	0,00216	0,00	1,000 ns
Resíduo	54	270,367	5,00679		
Total	59	271,357			

ns: não significativa.

Pode-se verificar com o resultado do teste ANOVA que:

- i) o fator pino de fibra foi estatisticamente não significativo (hipótese nula foi aceita, $P=0,665$). Os valores de resistência adesiva obtidos com pino de fibra Q-FRC (DT) ($7,12 \pm 2,20$ MPa) e com o pino de fibra V-FRC (FRC) ($6,87 \pm 2,12$ MPa) foram estatisticamente semelhantes entre si;
- ii) o fator ciclagem mecânica foi estatisticamente não significativo (hipótese nula foi aceita, $P=0,996$). Os valores obtidos para a condição sem ciclagem ($6,96 \pm 2,44$ MPa) foram similares estatisticamente aos obtidos nas condições 20.000 ($6,99 \pm 2,08$ MPa) e 2.000.000 ($7,02 \pm 2,00$ MPa);
- iii) o efeito interação é estatisticamente não significativo ($P=1,000$). Isto significa que os seis grupos experimentais foram estatisticamente semelhantes entre si.

Com a Figura 10, pode-se observar que, na condição sem ciclagem, o aumento da resistência obtida pelo pino DT frente ao FRC é próximo do aumento de resistência obtido pelo pino DT frente ao FRC nas condições de ciclagem 20.000 e 2.000.000.

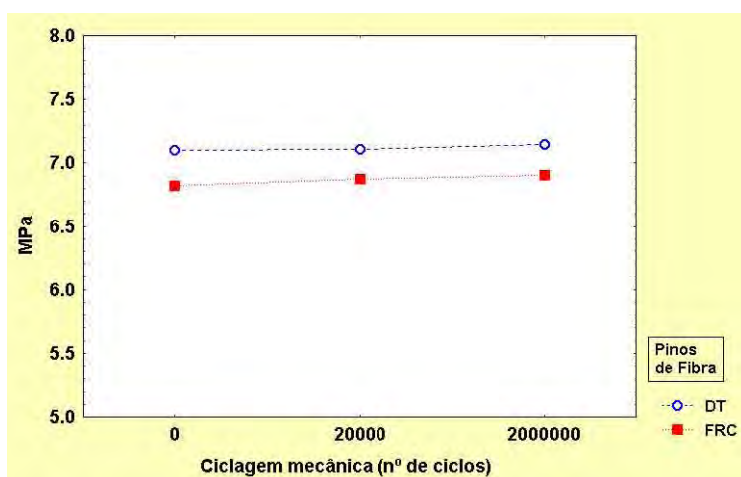


FIGURA 10 – Efeito dos pinos de fibra e da ciclagem mecânica sobre a resistência adesiva. Gráfico de médias de resistência adesiva (MPa), em função dos dois fatores estudados (tipo de pino e ciclagem mecânica).

Os tipos de fraturas observadas nos cp de cada grupo experimental estão descritas na Tabela 3 e graficamente representadas na Figura 11. Foram descritos os números (análise quantitativa) e as percentagens das fraturas.

Tabela 3 – Número de corpos-de-prova (cp) e percentual (%) de distribuição das fraturas ocorridas no teste de *Push-out*.

Grupos	Nº total de cp	TIPO DE FRATURA*		
		Adesiva D-C	Coesiva P	Mista
G1	37 (100%)	29 (78%)	7 (19%)	1 (3%)
G2	36 (100%)	30 (83%)	6 (17%)	0
G3	37 (100%)	32 (86%)	5 (14%)	0
Total Q-FRC	110 (100%)	91 (82%)	18 (17%)	1 (1%)
G4	36 (100%)	26 (72%)	10 (28%)	0
G5	37 (100%)	28 (75%)	9 (25%)	0
G6	34 (100%)	24 (71%)	10 (29%)	0
Total V-FRC	107 (100%)	78 (73%)	29 (27%)	0
Total	217 (100%)	169 (78%)	47 (21,6%)	1 (0,4%)

*D-C: dentina-cimento; P: pino; Mista: adesiva entre D-C e coesiva P.

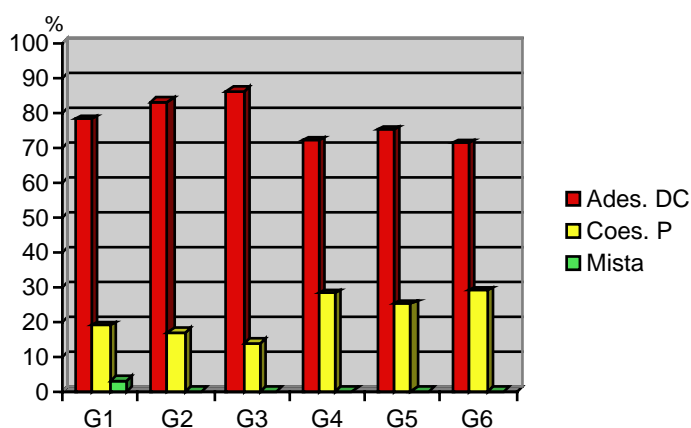


FIGURA 11 – Representação gráfica das percentagens dos tipos de fraturas ocorridas nos cp submetidos ao teste de *push-out* (**Ades. DC** = fratura entre dentina e cimento; **Coes P** = fratura coesiva do pino; **Mista** = fratura adesiva pino-cimento e coesiva do pino).

Observando a Tabela 3 e a Figura 11, nota-se que 78% dos cp submetidos ao teste de *push-out* sofreram uma fratura do tipo adesiva entre dentina e sistema adesivo, enquanto que em 21,6% e 0,4% dos cp ocorreram fraturas coesivas no pino e mista, respectivamente.

Considerando os tipos de fratura de cada pino de fibra, o percentual de fraturas Ades. C-D foi maior com o pino Q-FRC (82%) que o pino V-FRC (73%), enquanto que a percentagem de fraturas coesivas no pino foi maior para o pino V-FRC (27%) em relação ao pino Q-FRC (17%).

Nenhuma fratura adesiva entre pino e cimento foi observada.

As micrografias obtidas em MEV dos cp testados bem como suas análises estão apresentadas no capítulo Discussão.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo observou que a ciclagem mecânica (20.000 e 2×10^6 ciclos) não modificou a resistência adesiva em ambos os pinos de fibra (quartzo e vidro) testados (0 ciclos = $6,96 \pm 2,44$ MPa; 20.000 ciclos = $6,99 \pm 2,08$ MPa; 2.000.000 ciclos = $7,02 \pm 2,00$ MPa; $P = 0,996$). Este resultado pode suportar os estudos de análise de distribuição de tensões, uma vez que provavelmente as tensões durante o teste de fadiga tenham sido uniformemente distribuídos ao longo da interface pino – cimento – dentina intra-radicular, e assim uma maior área de dentina suportou a carga aplicada (MASON⁵⁸, 1997; ASMUSSEN et al.³, 1999; RENGO⁷⁰, 1999; PEGORETTI et al.⁶⁶, 2002; PIERRISNARD et al.⁶⁷, 2002; CASTRO-ALBUQUERQUE et al.¹², 2003; LANZA et al.⁴⁵, 2005). Estes resultados corroboram os resultados de dois estudos recentes (BOLHUIS et al.⁷, 2004; BOLHUIS et al.⁸, 2005), os quais também observaram que a ciclagem mecânica (10^6 ciclos) não afetou a resistência adesiva entre dentina intra-radicular e pinos de fibra cimentados adesivamente.

Ao contrário de nosso estudo, Galhano²⁶ (2005), empregando uma metodologia semelhante, mostrou que a resistência adesiva (*push-out*) entre um pino de óxido de zircônio e dentina intra-radicular foi significativamente diminuída após o teste dinâmico de fadiga (2×10^6 ciclos). Provavelmente, esta redução esteja relacionada ao potencial de concentração de tensões na dentina intra-radicular desses pinos rígidos de óxido de zircônio (RENGO⁷⁰, 1999; RENGO⁷¹, 2001), o que pode ter afetado a adesão entre pino e dentina.

Os pinos de fibra cimentados adesivamente têm uma capacidade de absorção e re-distribuição mais homogênea de tensões ao remanescente dental, por apresentarem um módulo de elasticidade (E) semelhante ao da dentina. A concentração de tensões tem sido relacionada com os retentores fundidos (metálicos ou cerâmicos) e os pinos endodônticos pré-fabricados metálicos (titânio e aço inoxidável) e cerâmicos (óxido de zircônio), pelo fato de apresentarem E consideravelmente maior que o da dentina (MASON⁵⁸, 1997; ASMUSSEN et al.³, 1999; RENGO⁷⁰, 1999; UKON et al.⁸⁴, 2000; RENGO⁷¹, 2001; PEGORETTI et al.⁶⁶, 2002; PIERRISNARD et al.⁶⁷, 2002; CASTRO-ALBUQUERQUE et al.¹², 2003; LANZA et al.⁴⁵, 2005).

Baseado nestes estudos de distribuição de tensões, parece ser evidente o efeito de concentração de tensões nas paredes radiculares com pinos de alto E (efeito cunha), fato que aumenta o risco de fratura e facilita a degradação da adesão, uma vez que uma menor área da estrutura suporta maior tensão, ao passo que pinos com E similar ao da dentina permitem que as tensões sejam distribuídas mais uniformemente na raiz, diminuindo o risco de fratura do remanescente dental (SIDOLI et al.⁷⁶, 1997; DEAN et al.¹⁴, 1998; MARTINEZ-INSUA et al.⁵⁷, 1998; MANNOCCI et al.⁵⁵, 1999; FERRARI et al.²⁰⁻²¹, 2000; SCOTTI & Malferrari⁷⁴, 2001; AKKAYAN & GÜLMEZ¹, 2002; Malferrari et al.⁵¹, 2003; MACCARI et al.⁴⁹, 2003; MONTICELLI et al.⁶¹, 2003; NEWMAN et al.⁶², 2003).

Assim, considerando os nossos resultados e os resultados de Bolhuis et al.⁷ (2004), Bolhuis et al.⁸ (2005) e Galhano²⁶ (2005), assim como as ponderações dos estudos de FEA, supõe-se que muito provavelmente os pinos com E semelhante ao da dentina podem afetar menos a adesão à dentina intra-radicular, em função da distribuição mais homogênea das tensões, que os retentores com E maior que o da dentina.

Todos os dentes submetidos ao teste dinâmico de fadiga em nosso estudo suportaram 2.000.000 de ciclos, sem nenhuma fratura radicular (100% de sobrevivência). Nossos resultados concordam com os resultados observados nos estudos que submeteram dentes restaurados com pinos de fibras ao teste dinâmico de fadiga mecânica, que também relataram nenhuma fratura radicular (ISIDOR et al.⁴¹, 1996; DIETSCHI et al.¹⁵, 1997; MANNOCCI et al.⁵⁵, 1999; BALDISSARA et al.⁶, 2001; MALFERRARI et al.⁵⁰, 2001; PONTIUS & HUTTER⁶⁹, 2002; BALDISSARA et al.⁴, 2003; HU et al.³⁷, 2003; BALDISSARA et al.⁵, 2004; BOLHUIS et al.⁷, 2004; BOLHUIS et al.⁸, 2005; GOTO et al.³³, 2005).

Isidor et al.⁴¹ (1996) utilizaram teste de fadiga para avaliar três tipos de retentores intra-radulares e concluíram que a taxa de falha (fratura radicular) dos dentes restaurados com retentores metálicos fundidos ou com pinos pré-fabricados de titânio foi maior quando comparada à taxa observada nos dentes com pinos de fibras de carbono. Mannocci et al.⁵⁵ (1999), usando teste de fadiga, compararam três tipos de pinos intra-radulares (fibra de quartzo, fibra de quartzo-carbono, óxido de zircônio), e observaram que um dente dos grupos de pinos de fibra fraturou-se, enquanto que 6 dentes fraturaram-se no grupo com pino cerâmico. Consideraram que o E dos pinos de fibra semelhante ao da dentina minimiza o risco de fratura radicular. Baldissara et al.⁶ (2001) testaram, sob fadiga mecânica, dentes restaurados com cinco tipos de pino de fibra cimentados adesivamente. Nenhuma fratura radicular ou falha macroscópica foi observada. Da mesma forma, Malferrari et al.⁵⁰ (2001) avaliaram três tipos de pinos de fibra, e nenhuma fratura radicular ou do pino foram notadas.

Os estudos *in vitro* de resistência à fratura estática de dentes tratados endodonticamente também têm mostrado resultados vantajosos para os pinos de fibras. Os resultados mostram que, em dentes com pinos de fibras, as fraturas não ocorrem na raiz, enquanto

que nos dentes restaurados com retentores rígidos (metálicos ou cerâmicos), normalmente ocorrem fraturas radiculares, gerando falha catastrófica ou irreversível da raiz (SIDOLI et al.⁷⁶, 1997; DEAN et al.¹⁴, 1998; MARTINEZ-INSUA et al.⁵⁷, 1998; MANNOCCI et al.⁵⁵, 1999; AKKAYAN & GÜLMEZ¹, 2002; HU et al.³⁸, 2003; MACCARI et al.⁴⁹, 2003; NEWMAN et al.⁶², 2003). Da mesma forma, os estudos clínicos têm indicado um comportamento favorável dos pinos de fibras. Em todos os estudos *in vivo*, nenhuma fratura radicular foi observada, embora tenha sido relatado aproximadamente 3% de falhas do tipo perda de retenção (principal falha), o qual é invariavelmente relacionado a dentes com pouco remanescente coronário. Todas as falhas deste tipo foram reversíveis (FERRARI et al.²⁰⁻²¹, 2000; GLAZER³¹, 2000; HEDLUND et al.³⁵, 2003; MALFERRARI et al.⁵¹, 2003; MONTICELLI et al.⁶¹, 2003).

Apesar do presente estudo ter mostrado que os dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo ou fibra de vidro foram resistentes à fadiga e que os estudos *in vitro* (testes de fadiga, resistência mecânica e FEA) e *in vivo* (prospectivos e retrospectivos) mostrem resultados favoráveis para os pinos de fibra, não existe nenhum estudo clínico controlado (*randomized controlled study*), que de fato comprove o comportamento longitudinal da técnica de ancoragem radicular com pinos de resina reforçados por fibras (HEYDECKE & PETERS³⁶, 2002). Assim, mesmo sendo uma técnica muito promissora, posteriores avaliações clínicas longitudinais (SUTHERLAND et al.⁷⁹, 2001) devem ser realizadas.

A abordagem minimamente invasiva associando técnicas adesivas e pinos com características mecânicas similares a dentina parece contribuir para um melhor prognóstico clínico de dentes tratados endodonticamente. No entanto, um dos problemas principais é que muitas vezes os clínicos enfatizam e se preocupam com os fatores que afetam a retenção dos retentores intra-radiculares, em detrimento da preservação da estrutura dental e dos fatores que podem protegê-la de uma eminente

fratura catastrófica sob carga mastigatória. Estudos clínicos têm mostrado que a preservação de remanescente dental influencia significativamente na retenção do conjunto pino – reconstrução – coroa, além de diminuir o risco de fratura radicular (FERRARI et al.²⁰⁻²¹, 2000; GLAZER³¹, 2000; HEDLUND et al.³⁵, 2003; Malferrari et al.⁵¹, 2003; Monticelli et al.⁶¹, 2003).

Sorensen & Martinoff⁷⁷ (1984) ponderaram que: a) a função de retentor intra-radicular é a retenção da reconstrução coronária e da prótese, e a distribuição mais uniforme de tensões em uma maior área; b) os pinos não devem ser colocados indiscriminadamente, visto que vários fatores combinados indicariam o emprego de ancoragem radicular (suporte periodontal, remanescente, oclusão); c) a remoção em demasia de estrutura dental (terapia endodôntica e ancoragem radicular) enfraquece substancialmente os dentes. Dean et al.¹⁴ (1998) observaram que os dentes com a porção coronária íntegra ou com apenas o acesso endodôntico restaurado foram mais resistentes à fratura que os dentes em que a parte coronária foi restaurada com pinos de fibra ou de aço inox, mostrando que a mínima intervenção é mais importante que uma abordagem mais invasiva com o objetivo de aumentar a retenção, em dentes tratados endodonticamente. Pontius & Hutter⁸⁴ (2002) avaliaram a resistência à fadiga de incisivos centrais superiores restaurados com três tipos de retentores intra-radulares, comparados a dentes com a abertura coronária e preenchimento adesivo com resina composta (grupo controle). O grupo controle foi o mais resistente à fadiga, e os autores ponderaram que a preservação de estrutura dental é de fundamental importância. Hu et al.³⁷ (2003) mostraram que a preservação de 1 mm de dentina coronária (efeito férula) aumenta significativamente a resistência à fratura e à fadiga de dentes com pinos intra-radulares. Os autores concluíram que a associação de pino de fibra com resina composta mostra vantagens evidentes para restauração de dentes despolpados. Ainda no aspecto

preservação, Lertchirakarn et al.⁴⁸ (2003) constataram que as tensões se concentram menos nas paredes radiculares proximais que nas porções vestibulo-linguais, mesmo que a espessura seja maior nesta última porção. Os autores ainda observaram que a diminuição da espessura de dentina radicular proximal (sentido mésio-distal) causou um aumento na concentração de tensões no sentido vestibulo-lingual, predispondo à fratura neste sentido, ou seja, a fratura radicular catastrófica no sentido vestibulo-lingual é substancialmente dependente da espessura de dentina no sentido mesio-distal, ratificando o fato que a preservação deve ser a recomendação essencial para qualquer técnica de ancoragem radicular.

No presente estudo, o teste de fadiga (2×10^6) foi realizado em poucos dias, mesmo equivalendo à aproximadamente dez anos de serviço clínico (PONTIUS & HUTTER⁶⁹, 2002). Esta versatilidade é a principal vantagem dos testes de fadiga, pois tentam prever, em um tempo breve, o comportamento clínico a longo prazo de técnicas e materiais odontológicos. No entanto, mesmo que nenhuma falha “macroscopicamente visível” tenha ocorrido, durante ou após o teste de fadiga, e que o efeito principal “ciclagem mecânica” não tenha influenciado a resistência adesiva, deve-se ponderar que em uma situação clínica real, durante estes “possíveis” dez anos de serviço clínico, pode ocorrer infiltração marginal em uma interface, levando a degradação do cimento ou de uma interface adesiva, com posterior formação de cárie (MANNOCCI et al.⁵⁴, 2005), fato que não foi considerado por nós. Neste sentido, Baldissara et al.⁵ (2004) avaliaram a resistência à fadiga (2×10^6 ciclos) de dentes restaurados com pinos de fibras e diferentes reconstruções coronárias, e após a ciclagem, os espécimes foram imersos em fucsina (24 h). Mesmo que todos os espécimes tenham sido resistentes à fadiga, foi constatado que todos eles apresentaram vários graus de infiltração, especialmente na interface dentina - resina composta do lado lingual dos dentes, em função das tensões de tração durante o

teste, comparado com o lado vestibular. Os autores concluíram que, embora sendo resistentes à fadiga, podem ocorrer falhas interfaciais sem ter havido falhas catastróficas macroscopicamente evidentes. Por conseguinte, não se deve considerar somente o teste de resistência à fadiga ou resistência adesiva como parâmetro para um bom comportamento desta técnica. É fundamental que outros testes como de micro-infiltração e avaliações microscópicas da integridade das interfaces sejam realizados para complementar os resultados verificados no presente estudo.

Além disso, mesmo que os testes dinâmicos de fadiga sejam considerados mais relevantes clinicamente que os estudos *in vitro* de resistência à fratura estática, é importante ressaltar que os resultados obtidos em qualquer estudo *in vitro*, mesmo que tentem simular uma realidade clínica, não devem ser imediatamente extrapolados para a situação real. Os testes de fadiga servem como um dos principais parâmetros, mas são os estudos clínicos longitudinais que irão de fato evidenciar o comportamento de uma técnica restauradora (SUTHERLAND et al.⁷⁹, 2001).

Do ponto de vista mecânico, é importante esclarecer que o pino está localizado em uma região mecanicamente neutra, o que reforça o fato que qualquer retentor intra-radicular não tem efeito de reforço do remanescente radicular (ASSIF & GORFIL², 1994; GOTO et al.³³, 2005). O retentor intra-radicular funciona com uma viga (barra) fixada em uma de suas extremidades e livre na outra, como se fosse uma estrutura “rígida” em *cantilever*, e assim, seu comportamento mecânico (resistência à flexão, E e deflexão) é fundamental para a integridade do sistema.

A fórmula a seguir mostra como a deflexão **y** do pino e a tensão **S** são dependentes do **E** e do diâmetro de um pino, considerando uma flexão de 2 pontos (ASMUSSEN et al.³, 1999):

$$y = \frac{64 \times F \times l^3}{3\pi \times E \times d^4} \text{ e} \quad (\text{Eq. 1})$$

$$S = \frac{32 \times F \times l}{\pi \times d^3}, \text{ onde,} \quad (\text{Eq. 2})$$

FIGURA 12. Fórmulas para cálculo da deflexão e da tensão.

F é a força, **l** é o comprimento, **E** o módulo de elasticidade e **d** o diâmetro. A partir da equação 1, nota-se que aumentando-se o diâmetro do pino, a deflexão é diminuída, e também constata-se que aumentando-se o comprimento (**l**) da estrutura que está sendo carregado (por exemplo, extensão coronária de um pino), a deflexão aumenta.

Assim, é possível que aumentando-se o diâmetro dos pinos ou conforme o tipo de fibra que constitui o pino podem apresentar um comportamento mecânico diferente, afetando a distribuição de tensões. Vale lembrar que no presente estudo foram empregados dois FRC com diâmetros médios (1,5 mm) e comprimentos (20 mm) semelhantes, o que facilita uma comparação entre esses pinos (ASMUSSEN et al.³, 1999; LASSILA et al.⁴⁶, 2004).

Analisando a Tabela 2, constata-se que o efeito principal “pino de fibra” não foi significativo ($P = 0,665$), e portanto os pinos de fibra de quartzo (DT Light-Post) ($7,12 \pm 2,20$ MPa) e de fibra de vidro (FRC Postec Plus) ($6,87 \pm 2,12$ MPa) apresentaram resistências adesivas estatisticamente semelhantes. De qualquer forma, mais importante que a resistência adesiva semelhante, é considerar que ambos pinos foram resistentes à fadiga, o que é fundamental do ponto de vista clínico.

Esta semelhança estatística das resistências adesivas dos dois pinos pode ser explicada se forem consideradas as características micro-estruturais dos dois pinos (Figuras 13 e 14), bem como seus E ($E_{DT} = 18$ GPa; $E_{FRC} = 21$ GPa). O diâmetro e a densidade das fibras parecem ser semelhantes, embora a qualidade destes materiais, assim como a

qualidade da união entre fibra-resina não são sabidos. Provavelmente esses pinos apresentaram um comportamento mecânico similar durante a ciclagem mecânica, absorvendo e re-distribuindo as tensões de forma semelhante.

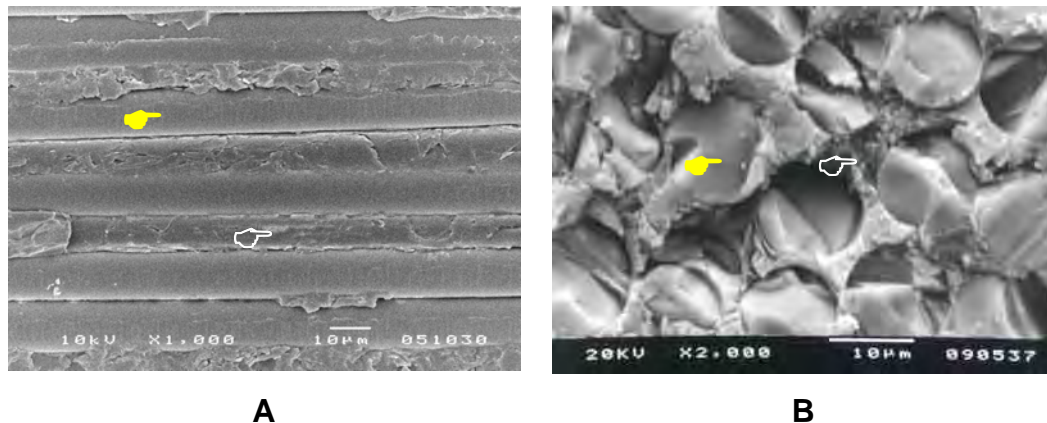


FIGURA 13 – Micrografia representativa de um pino de fibra de quartzo D.T. Light-Post. **A** (1000x, imagem longitudinal) e **B** (2000x, imagem transversal). Podem ser observadas as fibras de quartzo (☛) e a matriz resinosa de preenchimento (☞).

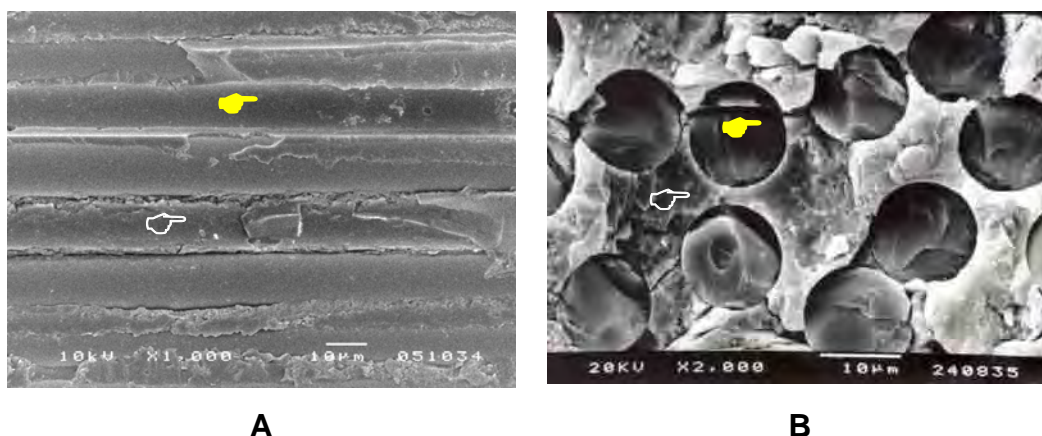


FIGURA 14 – Micrografia representativa de um pino de fibra de vidro FRC Postec Plus. **A** (1000x, imagem longitudinal) e **B** (2000x, imagem transversal). Podem ser observadas as fibras de quartzo (☛) e a matriz resinosa de preenchimento (☞).

Embora insignificante, o maior valor médio de resistência adesiva do Q-FRC (D.T. Light-Post) em relação ao V-FRC (FRC Postec Plus) pode ter sido em função do tipo de fratura dos cp (Figuras 15 e 16). Os cp com o pino Q-FRC sofreram 17% de fratura coesiva no pino e os cp com o V-FRC sofreram 27% de fraturas coesivas. Quando ocorre este tipo de falha, a resistência adesiva é automaticamente subestimada, considerando a seguinte compilação: a) o resistência adesiva (σ) é a razão entre a carga aplicada para fratura do cp (C) e a área adesiva (A) (Eq. 1), e para o cálculo da área, foram considerados os raios maior e menor do pino (Figura 8); b) quando o pino colapsava antes que a interface dentina-cimento-pino falhasse, obtinha-se um valor de C menor; c) desta forma, com um valor de C menor, consequentemente a resistência adesiva tornava-se subestimada para alguns cp; d) como o percentual de fraturas coesivas com o pino V-FRC foi maior (27%) que a taxa com o pino Q-FRC (17%), muito provavelmente o pino V-FRC sofreu mais com esta subestimação.

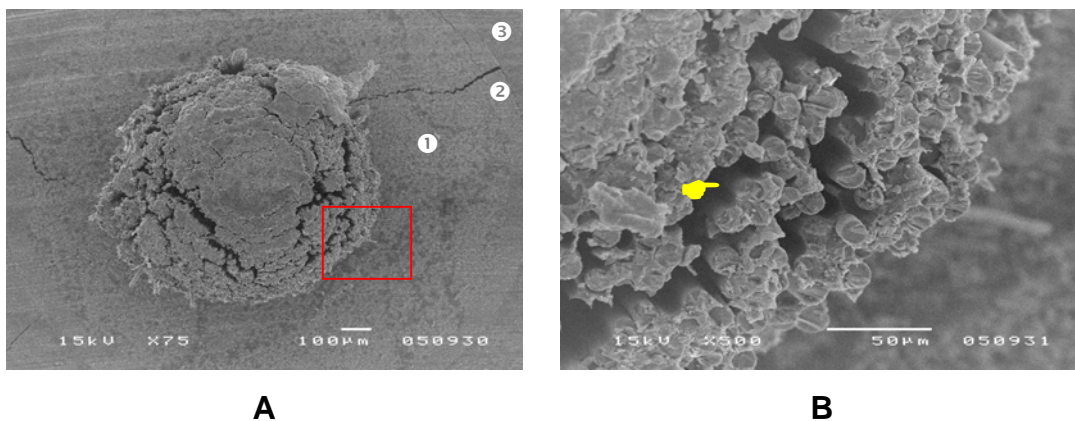


FIGURA 15 – Micrografia representativa de uma fratura do tipo coesiva no pino de fibra de quartzo (D.T. Light-Post). O quadrado em **A** (75x) está aumentado em **B** (500x). Em **A**, ❶ = pino de fibra, ❷ = cimento resinoso e ❸ = dentina. O sinalizador (➤) em **B** está indicando algumas fibras que se destacaram da resina de preenchimento.

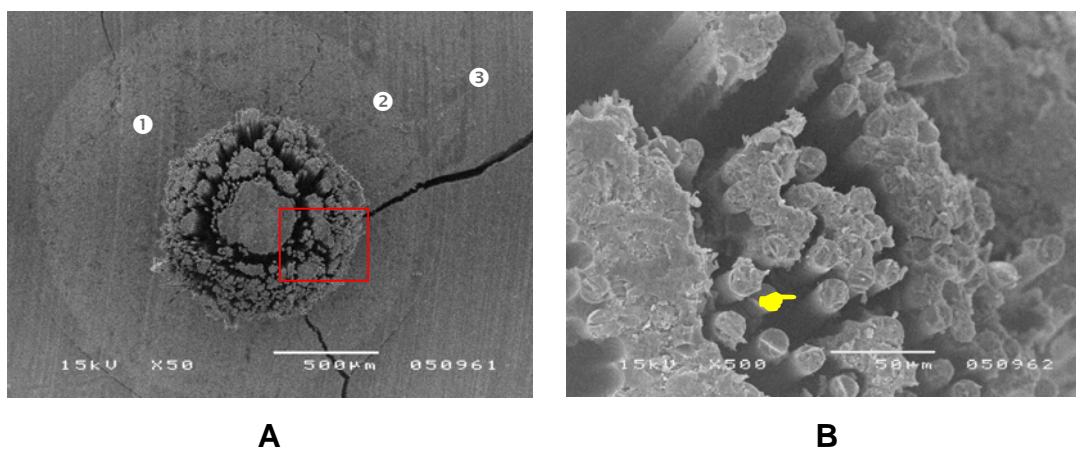


FIGURA 16 – Micrografia representativa de uma fratura do tipo coesiva no pino de fibra de vidro (FRC Postec Plus). O quadrado em **A** (75x) está aumentado em **B** (500x). Em **A**, ❶ = pino de fibra, ❷ = cimento resinoso e ❸ = dentina. O sinalizador (➤) em **B** está indicando algumas fibras que se destacaram da resina de preenchimento.

Essas fraturas coesivas nos pinos de fibra (Figuras 15 e 16) podem ser justificadas pela exposição do FRC em água e seu efeito sobre a matriz orgânica do pino, bem como sobre a interface fibra – matriz orgânica. É importante esclarecer que ao terminar o procedimento de

cimentação dos pinos, os Sp foram imediatamente armazenados em água (37°C), permanecendo sempre em contato com água a partir deste momento, passando pelo período de ciclagem mecânica, até o procedimento de corte dos Sp para o teste de *push-out*. Assim, os Sp ficaram expostos à água por aproximadamente três meses. Alguns autores têm observado uma diminuição das propriedades mecânicas de FRC após armazenagem em água (TORBJÖRNER et al.⁸³, 1996; MANNOCCI et al.⁵⁶, 2001; DRUMMOND & BAPNA¹⁶, 2003; LASSILA et al.⁴⁶, 2004). Torbjörner et al.⁸³ (1996) armazenaram FRC em água (37°C) por quatro meses e observaram que a resistência à flexão reduziu. Ponderaram que a matriz orgânica dos FRC sorvem a água, e este aumento de volume da matriz gera tensões na interface matriz – fibra, o que reflete-se nas propriedades mecânicas. Miettinen et al.⁶⁰ (1999) observaram altos valores de sorção de água por matrizes orgânicas constituintes de polímeros reforçados por fibra. Comentaram que a sorção é dependente do tipo, homogeneidade e grau de conversão da matriz orgânica, e que pode afetar a estabilidade hidrolítica dos polímeros reforçados por fibras. Lassila et al.⁴⁶ (2004) avaliaram o efeito da armazenagem (duas semanas) e da ciclagem térmica (12.000x) sobre a resistência à flexão de diferentes pinos de fibra e observaram que esta propriedade diminuiu aproximadamente 18%. Naturalmente que no nosso estudo além do efeito da água, a fadiga mecânica deve ter potencializado os efeitos de degradação da matriz orgânica e da interface fibra – matriz.

Ainda a respeito das fraturas coesivas no pino, é provável que o emprego no teste de *push-out* de um cilindro de compressão com extremidade arredondada e com diâmetro de 0,85 mm tenha contribuído para a extrusão de uma parte das fibras e resina epóxica do pino. Talvez o uso de um cilindro com base plana poderia reduzir o número de falhas coesivas no pino.

Considerando o modo de fratura dos cp submetidos ao teste de *push-out*, é possível observar na Tabela 3 que 78% dos cp tiveram uma fratura adesiva entre dentina e sistema adesivo. Com os Q-FRC (DT) ocorreram 82% de fraturas adesivas DC (Figuras 17 e 18) e com os pinos V-FRC (FRC) ocorreram 73% (Figuras 19, 20 e 21). Nenhuma fratura do tipo adesiva entre pino e cimento resinoso foi observada, o que muito provavelmente esteja relacionado ao tratamento da superfície do pino (deposição de sílica e silanização), que aumenta significativamente a resistência adesiva ao cimento resinoso (VALANDRO et al.^{***}, 2006).

^{***} Idem página 47.

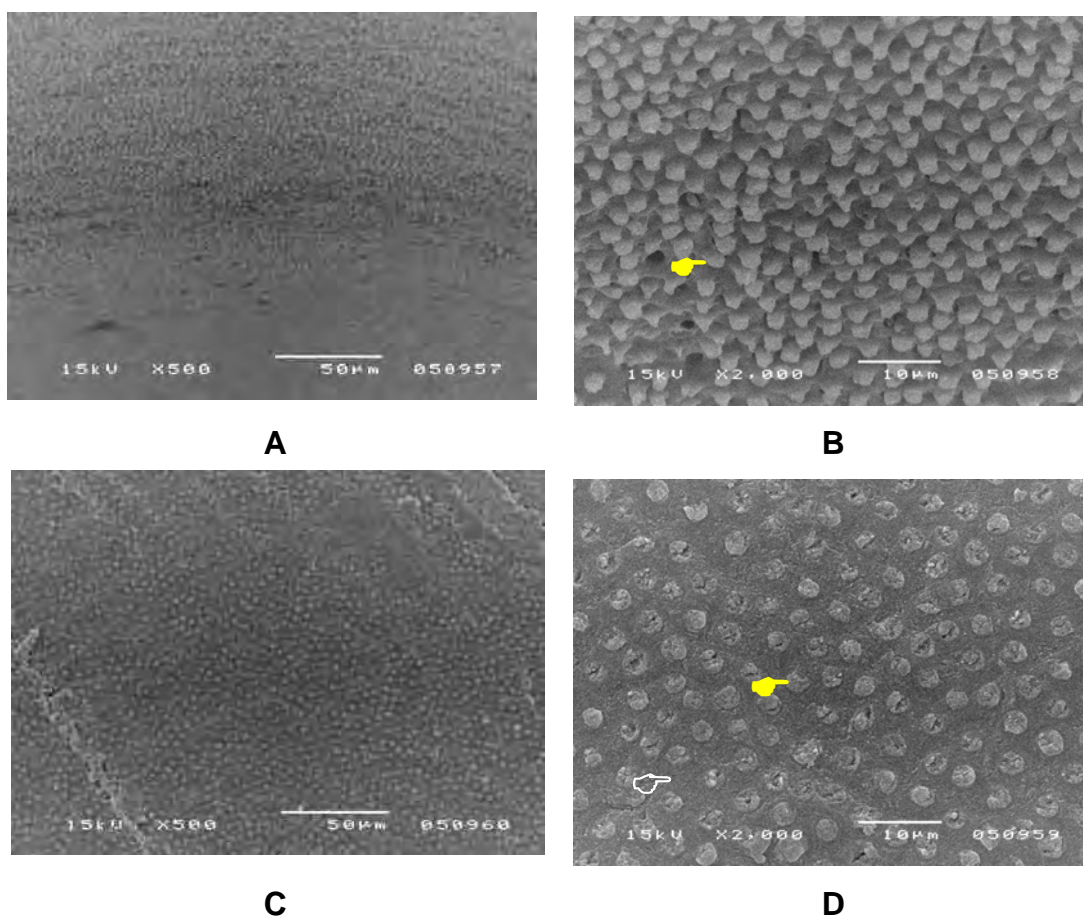


FIGURA 17 – Micrografia representativa de uma fratura adesiva entre dentina e sistema adesivo, com fratura coesiva dos *tags* de resina (pino D.T. Light-Post). **A** (500x) e **B** (2000x) são imagens da superfície da dentina, denotando-se um rompimento adesivo. Em **B** evidenciam-se os *tags* de resina fraturados na sua base e ligeiramente exteriorizados pela tensão de cisalhamento (☛), executada durante o teste de *push-out*. **C** (500x) e **D** (2000x) são imagens da superfície do cimento que ficou aderida ao pino, confirmando-se a fratura adesiva. Em **D** nota-se a fratura dos *tags* em sua base (☛) e que a superfície do pino ficou recoberta pelo cimento e/ou pelo sistema adesivo (☞).

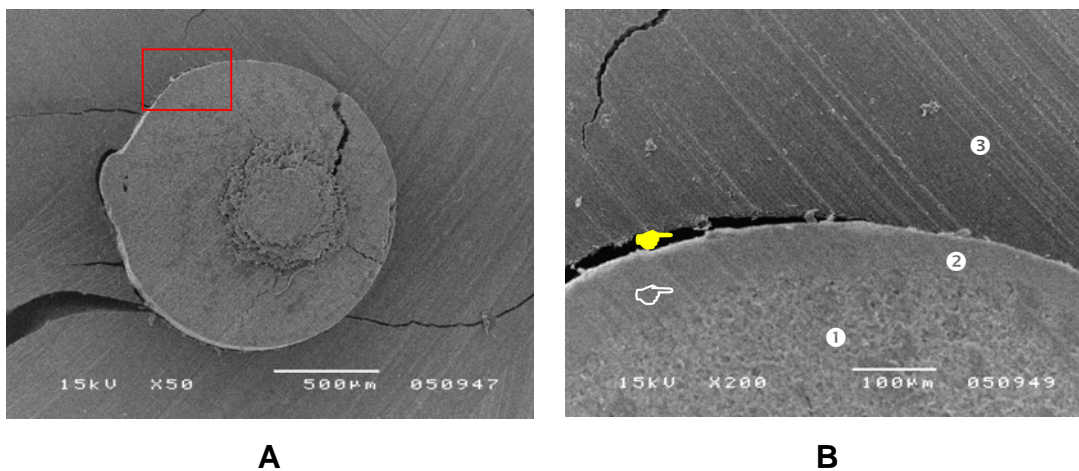


FIGURA 18 – Micrografia representativa de uma fratura do tipo adesiva entre dentina e cimento resinoso (pino D.T. Light-Post). O quadrado em **A** (50x) está aumentado em **B** (200x). Em **B**, ① = pino de fibra, ② = cimento resinoso e ③ = dentina, onde se observa um rompimento na interface dentina – cimento resinoso (☛). Ainda em **B**, a integridade da interface pino – cimento é também evidenciada (☞).

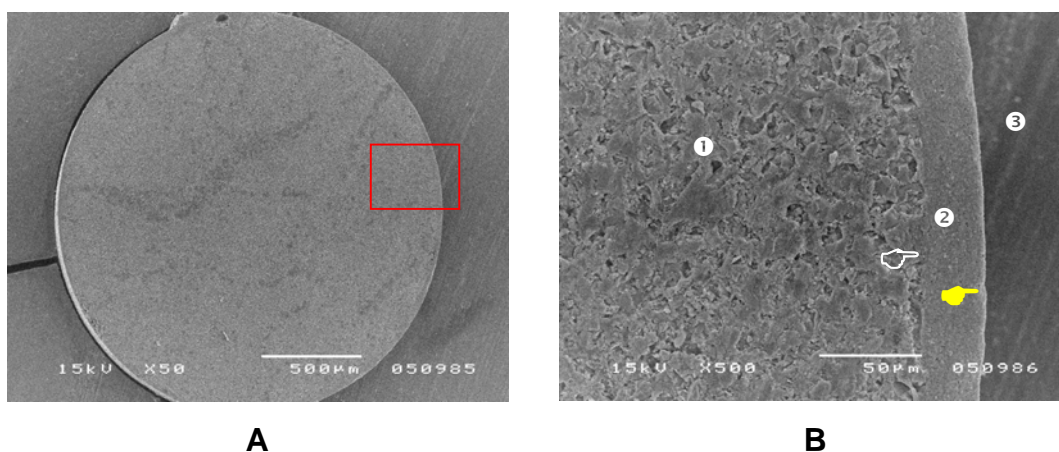


FIGURA 19 – Micrografia representativa de uma fratura do tipo adesiva entre dentina e cimento resinoso (pino FRC Postec Plus). O quadrado em **A** (50x) está aumentado em **B** (500x). Em **B**, ① = pino de fibra, ② = cimento resinoso e ③ = dentina, onde constata-se um rompimento na interface dentina – cimento resinoso (☛), assim como, é possível observar a integridade da interface pino – cimento (☞).

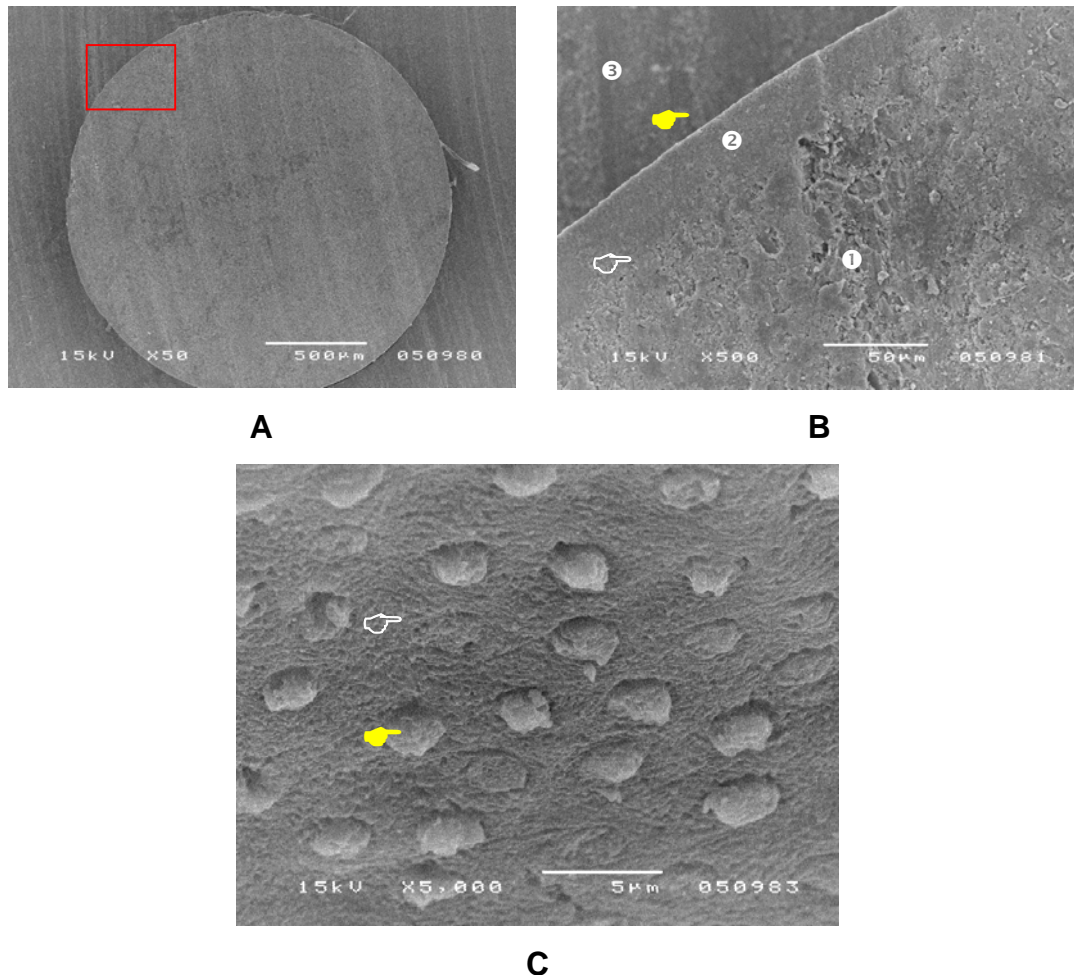
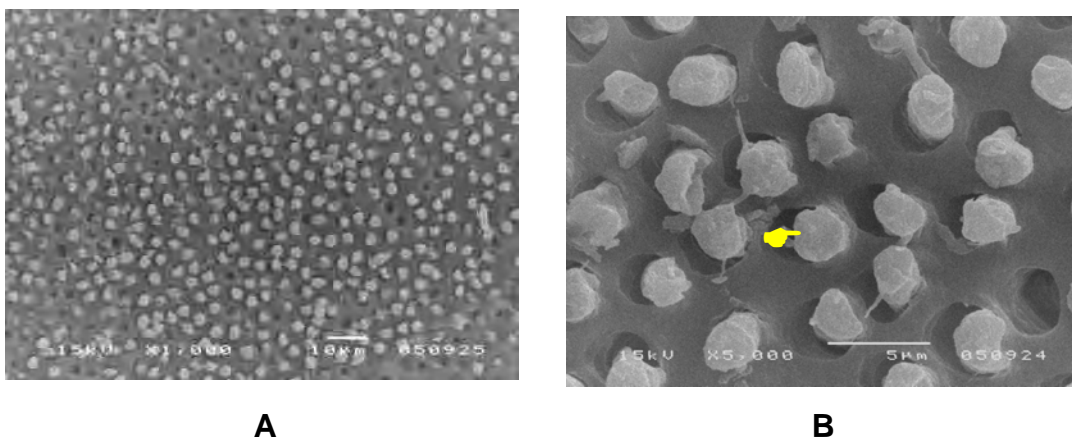


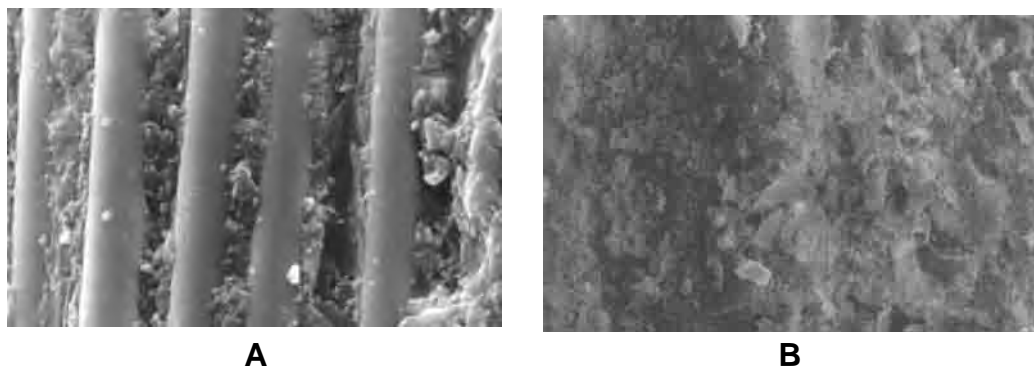
FIGURA 20 – Micrografia representativa de uma fratura do tipo adesiva entre dentina e cimento resinoso, com fratura coesiva dos *tags* de resina (pino FRC Postec Plus). O quadrado em **A** (50x) está aumentado em **B** (500x). Em **B**, ❶ = pino de fibra, ❷ = cimento resinoso e ❸ = dentina, onde constata-se a fratura na interface cimento resinoso – dentina (➡), e também observa-se a integridade da interface pino – cimento (⬅). **C** (5000x) corresponde à superfície do cimento resinoso e/ou adesivo que permaneceu aderido ao pino, na região do indicador (➡) em **B**. Observa-se em **C** que ocorreu uma fratura na base dos *tags* de resina (➡) e que a superfície do pino está recoberta pelo cimento resinoso e/ou adesivo (⬅).



A **B**

FIGURA 21 – Micrografia representativa de uma fratura do tipo adesiva entre dentina e cimento resinoso, sendo observada a fratura coesiva dos *tags* de resina (pino FRC Postec Plus). **A** (1000x) e **B** (5000x) são imagens da superfície da dentina, constatando-se o rompimento na interface dentina – sistema adesivo. Em **B** evidencia-se que os *tags* de resina fraturaram-se em sua base e estão ligeiramente exteriorizados pela tensão de cisalhamento (↔).

Com o jateamento da superfície do FRC com partículas de Al_2O_3 30 μm modificadas com SiO_x , cria uma superfície impregnada de óxido de silício quimicamente mais reativa (silicatização) (Figura 22) (PLUEDDEMANN⁶⁸, 1970; OZCAN et al.⁶⁵, 2003, OZCAN et al.⁶⁴, 2004; VALANDRO et al.⁸⁵, 2004; BOTTINO et al.¹⁰, 2005; VALANDRO et al.⁸⁷, 2005).



A **B**

FIGURA 22 – Micrografias representativas (2000x) das superfícies de um pino de fibra: **(A)** sem condicionamento; **(B)** jateamento com partículas de óxido de silício. Nota-se em B que a superfície ficou impregnada pelo óxido.

Após a silicatização, um agente de ligação silano do tipo MPS (*3-methacryloxypropyltrimethoxy silane* em etanol) é aplicado, e as moléculas do silano reagem com água para formar grupos silanóis (--Si--OH) a partir dos grupos *metacriloxi* (--Si--O--CH_3). Os grupos silanóis reagem para formar uma rede siloxana (--Si--O--Si--O--) com a sílica depositada sobre o superfície do material. As extremidades monoméricas do silano reagem com os grupos metacrilatos do material resinoso (PLUEDDEMANN⁶⁸, 1970; OZCAN et al.⁶⁵, 2003, OZCAN et al.⁶⁴, 2004). Assim, o processo de adesão entre a superfície do pino de fibra silicatizado e o cimento resinoso ocorre por meio do processo químico entre a sílica depositada da superfície e o agente de ligação silano (*Tribochemical silica coating*). É possível constatar pelas Figuras 18B, 19B e 20B (∞) que a interface pino-cimento permaneceu bastante íntegra. Valandro et al.^{†††} (2006) mostraram que a resistência adesiva entre um pino de fibra de quartzo e um cimento resinoso aumentou significativamente quando o pino foi submetido ao jateamento com partículas de óxido de sílica (CoJet-Sand) e silanizado (15,14 MPa), comparando-se ao tratamento com ácido fosfórico 37% (6,94 MPa) ou com ácido fluorídrico (12,60 MPa).

Um outro aspecto importante a ser considerado na cimentação de pino intra-radicular usando materiais resinosos, diz respeito ao alto fator cavitário (fator-C), o qual é máximo na cavidade intra-radicular, atingindo aproximadamente um fator 200 (BOUILAGUET et al.¹¹, 2003; MALLMANN⁵², 2003; MALLMANN et al.⁵³, 2005). Bouilaguet et al.¹¹ (2003) observaram uma significativa influência do fator cavitário sobre a resistência adesiva entre dentina e pino intra-radicular. Ponderaram que as tensões provenientes da contração de polimerização de materiais resinosos é um problema inerente em restaurações intra-radicular, o que dificulta a obtenção de altas resistências adesivas quando pinos

^{†††} Idem página 47.

endodônticos são cimentados com cimentos resinosos. Como a cimentação dos pinos de fibras deve ser obrigatoriamente com sistema adesivo e cimento resinoso (sua retenção é dependente da adesão à dentina intra-radicular), certamente este comportamento é um dos principais problemas desta técnica, pois com uma resistência adesiva reduzida, a retenção do pino é prejudicada, aumentando o risco de perda de retenção do conjunto pino-coroa, como relatado pelos estudos clínicos (FERRARI et al.²⁰⁻²¹, 2000; GLAZER³¹, 2000; Malferrari et al.⁵¹, 2003; Monticelli et al.⁶¹, 2003).

Além do fator-C, alguns estudos têm demonstrado incompatibilidade química entre adesivos simplificados (auto-condicionantes de 1 frasco e com condicionamento total de 2 frascos) e cimento resinoso, especialmente os de polimerização química ou dual (SANARES et al.⁷², 2001; SUH et al.⁷⁸, 2003; TAY et al.⁸⁰, 2003; TAY et al.⁸¹, 2003; TAY et al.⁸², 2004). O baixo pH e a característica hidrofílica dos adesivos, bem como, o fato da camada do adesivo comportar-se como membrana permeável parecem ser as condições impróprias para a interação com os cimentos resinosos (SANARES et al.⁷², 2001; SUH et al.⁷⁸, 2003; TAY et al.⁸⁰, 2003; TAY et al.⁸¹, 2003; TAY et al.⁸², 2004).

Por outro lado, alguns procedimentos clínicos podem otimizar a adesão à dentina intra-radicular: a) uso de sistemas adesivos de 3 frascos com polimerização dual ou química associado a cimentos resinosos com polimerização química ou dual (GIACHETTI et al.²⁸, 2003; MALLMANN⁵², 2003; VALANDRO et al.⁸⁶, 2005; MALLMANN et al.⁵³, 2005; MELO⁵⁹, 2005); b) emprego de pincéis com tamanho compatível ao canal radicular para a aplicação do sistema adesivo (FERRARI et al.¹⁹, 2000; FERRARI et al.²², 2002; FERRARI et al.²³, 2002; VICHI et al.⁸⁹, 2002); c) uso de brocas tipo Lentulo (FERNANDES & DESSAI¹⁸, 2001; GIACHETTI et al.²⁸, 2003) para a inserção do cimento resinoso. Embora muitas vezes contra-indicado por alguns fabricantes, as brocas tipo

Lentulo foram usadas no presente estudo, e ao analisarmos os modos de falhas dos cp, não constatamos presença de bolhas visíveis de cimento resinoso da interface dente-pino, considerando os aumentos empregados no MEV.

No que diz respeito à metodologia de ensaio de resistência adesiva, é importante considerar que no presente estudo foram observadas 21,6% de falhas coesivas no pino de fibra, o que pode ser considerado uma limitação do teste de *push-out* para pinos de fibra, uma vez que as falhas coesivas no pino subestimam a real resistência adesiva, como já discutido. Goracci et al.³² (2004) consideraram o teste de *push-out* mais indicado para avaliar a resistência adesiva entre pinos de fibra e dentina intra-radicular, comparado ao teste de microtração, pois neste último teste, muitos cp (aproximadamente 22%) fraturaram-se durante a preparação dos mesmos, enquanto que no *push-out*, nenhum cp foi perdido. Ao contrário de Goracci et al.³² (2004), Mallmann et al.⁵³ (2005) tiveram aproximadamente 8% de perda de cp durante a preparação desses para o teste de microtração, sendo que o número de perdas foi mais alto com os sistemas adesivos com baixa resistência adesiva. Por conseguinte, nos estudos em que baixas resistências adesivas são esperadas, o teste de *push-out* parece ser mais recomendado. Desta forma, deve-se ponderar que ambos os testes apresentam limitações para avaliar a adesão entre estes substratos, sendo, portanto fundamental interpretar estas limitações, a fim de obter resultados mais reais possíveis de resistência.

7 CONCLUSÃO

Considerando os resultados obtidos foi possível concluir:

- a) todos os espécimes restaurados com os pinos de fibras foram resistentes à fadiga;
- b) as resistências adesivas dos grupos experimentais foram estatisticamente semelhantes entre si;
- c) o fator ciclagem mecânica foi estatisticamente insignificante, ou seja, a resistência adesiva não foi afetada pelo teste de fadiga;
- d) o fator pino de fibra foi estatisticamente insignificante, ou seja, os pinos de fibra apresentaram resistências adesivas significativamente semelhantes.

8 REFERÊNCIAS*

1. AKKAYAN, B.; GÜLMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post system. **J Prosthet Dent**, v.87, n.4, p.431-7, Apr., 2002.
2. ASSIF, D.; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, v.71, n.6, p.565-7, June, 1994.
3. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; HEITMANN, T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic post. **J Dent**, v.27, p.275-8, 1999.
4. BALDISSARA, P. et al. Effect of endodontic treatment on fatigue resistance of fiber post bonding. **J Dent Res**, v.82, Sp. Iss. B, p.B-331, 2003. (Abstract 2562).
5. BALDISSARA, P. et al. Fatigue resistance of fiber posts and different cement/build-up materials. **J Dent Res**, v.83, Sp. Iss. A, 2004. Abstract 0579.
6. BALDISSARA, P.; PIERI, F.; ARCIDIACOMO, A. Fatigue resistance of fiber posts: a comparison study. **J Dent Res**, v.80, Sp. Iss., p.706, 2001. (Abstract 1434)
7. BOLHUIS, P.; DE GEE, A.; FEILZER, A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. **Quintessence Int**, v.35, n.8, p.657-67, 2004.

* Baseado em:
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro. **Informação e documentação**: referências, elaboração, NBR6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p

8. BOLHUIS, P.; DE GEE, A. J.; FEILZER, A, J.. 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**, v.30, n.2, p.220-7, 2005.
 9. BOSCHIAN PEST, L. B. et al. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. **Dent Mater**, v.18, n.8, p.596-602, 2002.
 10. BOTTINO, M. A. et al. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. **Int J Prosthodont**, v.18, n.1, p.60-5, 2005.
 11. BOUILLAGUET, S. et al. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. **Dent Mater**, v.19, n.3, p.199-205, 2003.
 12. CASTRO-ALBUQUERQUE, R. et al. Stress analysis of an upper central incisor restored with different post. **J Oral Rehabil**, v.30, p.936-43, 2003.
 13. DE BOEVER, J. A. et al. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. **J Prosthet Dent**, v.40, n.3, p.326-33, Sept., 1978.
 14. DEAN, J. P.; JEANSONNE, B. G.; SARKAR, N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. **J Endod**, v.24, n.12, p.807-10, Dec., 1998.
 15. DIETSCHI, D.; ROMELLI, M.; GORETTI, A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. **Int J Prosthodont**, v.10, n.6, p.498-507, 1997.
 16. DRUMMOND, J. L.; BAPNA, M. Static and cyclic loading and fiber-reinforced dental resin. **Dent Mater**, v.19, n.3, p.226-31, 2003.
-

17. DRUMMOND, J. L.; TOEPKE, T. R. S.; KING, T. J. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. **Eur J Oral Sci**, v.107, n.2, p.220-4, 1999.
18. FERNADES, A. S.; DESSAI, G. S. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. **Int J Prosthodont**, v.14, n.4, p.355-63, 2001.
19. FERRARI, M. et al. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. **Am J Dent**, v.13, n.5, p.256-60, 2000.
20. FERRARI, M. et al. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. **Am J Dent**, v.13, Sp. Iss., p.15B-18B, 2000.
21. FERRARI, M. et al. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am J Dent**, v.13, Sp. Iss., p.9B-13B, 2000.
22. FERRARI, M. et al. Influence of a microbrush on bonding fiber post into root canals under clinical conditions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.94, n.5, p.627-31, Nov., 2002.
23. FERRARI, M. et al. Influence of microbrush on efficacy of bonding into root canals. **Am J Dent**, v.15, n.4, p.227-231, 2002.
24. FIELDS, H. W. et al. Variable affecting measurements of vertical occlusal force. **J Dent Res**, v.65, n.2, p.135-8, 1986.
25. FREDRIKSSON, M. et al. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. **J Prosthet Dent**, v.80, n.2, p.151-7, Aug., 1998.
26. GALHANO, G. A. P. **Avaliação da cimentação adesiva de pinos cerâmicos à dentina intra-radicular: avaliação do efeito da ciclagem mecânica**. 2005. 94f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade de Prótese) – Faculdade

de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos, 2005.

27. GALHANO, G. Á. P. et al. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. **J End**, v.31, n.3, p.209-11, Mar., 2005.
28. GIACHETTI, L.; SCAMINACI RUSSO, D.; BERTINI, F. Utilizzo di adesivi e composite fotopolimerizzanti nella cementazione di perni traslucidi: analisi al SEM e Pull-out test. **Minerva Stomatol**, v.52, n.4, p.133-44, 2003.
29. GIBBS, C. H. et al. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. **J Prosthet Dent**, v.46, n.4, p.443-9, Oct., 1981.
30. GIOVANNI, J. R. et al. Geometria. In:_. **Matemática: 2º grau**. São Paulo: FTD, 1988. p.351-412.
31. GLAZER, B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fiber posts. **J Can Dent Assoc**, v.66, n.11, p.613-8, 2000.
32. GORACCI, C. et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. **Eur J Oral Sci**, v.112, p.353-61, 2004.
33. GOTO, Y. et al. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems. **J Prosthet Dent**, v.93, p.45-50, Jan., 2005.
34. GRANDINI, S. et al. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. **Dent Mater**, v.21, p.75-82, 2005.
35. HEDLUND, S. O.; JOHANSSON, N. G.; JÖGREN, G. A retrospective study of prefabricated carbon fibre root canal posts. **J Oral Rehabil**, v.30, p.1036-40, 2003.

36. HEYDECKE, G.; PETERS, M. C. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores. **J Prosthet Dent**, v.87, n.4, p.380-6, Apr., 2002.
37. HU, S. et al. Resistance to static and dynamic loading of pulpless teeth with flared canals restored with different post-and-core systems. **J Dent Res**, v.82, Sp. Iss. B, p.B-319, 2003. (Abstract 2465).
38. HU, Y. et al. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. **Quintessence Int**, v.34, n.5, p.349-53, 2003.
39. HUYSMANS, M. C. D. N. J. M. et al. Fatigue behavior of direct post-and-core-restored premolars. **J Dent Res**, v.71, n.5, p.1145-50, 1992.
40. ISIDOR, F.; BRØNDUM, K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. **Int J Prosthodont**, v.5, n.3, p.257-61, 1992.
41. ISIDOR, F.; ÖDMAN, P.; BRANDUN, K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. **Int J Prosthodont**, v.9, n.2, p.131-6, 1996.
42. ITINOCHE, M. K. **Estudo na ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas**. 2002. 111f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de concentração em Prótese) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, São José dos Campos, 2002.
43. KITASAKO, Y. et al. Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. **Dent Mater**, v.11, p. 298-304, 1995.
44. KURTZ, J. S. et al. Bond strengths of tooth-colored posts. Effects of sealer, dentin adhesive, and root regions. **Am J Dent**, v.16, Sp. Iss., p.31A-36A, 2003.
45. LANZA, A. et al. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in maxillary incisor. **Dent Mater**, v.21, n.8, p.709-15, 2005.

46. LASSILA, L. V. J. et al. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dent Mater**, v.20, p.29-36, 2004.
47. LERTCHIRAKARN, V.; PALAMAR, J. E. A.; MESSER H. H. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. **J Endod**, v.29, n.8, p.529-34, Aug., 2003.
48. LERTCHIRAKARN, V.; PALAMAR, J. E. A.; MESSER H. H. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. **J Endod**, v.29, n.8, p.523-28, Aug., 2003.
49. MACCARI, P. C.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES, M. F. Fracture resistance of endodontically treated teeth with three different prefabricated esthetic post. **J Esthet Restor Dent**, v.15, n.1, p.25-31, 2003.
50. Malferrari, S.; Baldissera, P.; Scotti, R. Quartz fiber posts: an in vitro evaluation on fatigue resistance. In: PROCEEDING OF ACADEMY OF DENTAL MATERIALS ON SCIENTIFIC CRITERIA SELECTING MATERIALS AND TECHNIQUES IN CLINICAL DENTISTRY, 2001. Siena: Academy of Dental Materials, 2001. (Abstract P78).
51. Malferrari, S.; Monaco, C.; Scotti, R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. **Int J Prosthodont**, v.16, n.1, p.39-44, 2003.
52. MALLMANN, A. **Resistência adesiva de pinos intra-radiculares opacos e translúcidos em diferentes regiões da dentina, utilizando adesivos químico e foto-ativado**. 2003. 108f. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de São Paulo, São Paulo, 2003.
53. MALLMANN, A. et al. Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. **Oper Dent**, v.30, n.4, p.500-6, 2005.

54. MANNOCCI, F. et al. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. **Oper Dent**, v.30, n.1, p.9-15, 2005.
55. MANNOCCI, F.; FERRARI, M.; WATSON, T. F. Intermittent Loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber and zirconium dioxide ceramic root canal posts. **J Adhes Dent**, v.1, n.2, p.153-8, 1999.
56. MANNOCCI, F.; SHERRIFF, M.; WATSON, T. F. Three-point bending test of fiber posts. **J Endod**, v.27, n.12, p.758-61, Dec., 2001.
57. MARTINEZ-INSUA, A. et al. Comparison of fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. **J Prosthet Dent**, v.80, n.5, p.527-32, 1998.
58. MASSON, P. N. Contributo sperimentale alla ricerca sul legame Compositopost-endodonto. In: ATTI DEL I SIMPOSIO INTERNAZIONALE ODONTOIATRIA ADESIVA OGGI, 1997, S. Margherita Ligure. Anais do I SIMPOSIO INTERNAZIONALE ODONTOIATRIA ADESIVA OGGI. Torino: Abaco, 1997. p.18-24.
59. MELO, R. M. **Efeitos do tipo de sistema adesivo e região do dente sobre a resistência adesiva à dentina**. 2005. 94f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade de Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.
60. MIETTINEN V. M.; NARVA, K. K.; VALLITTU, P. K. Water sorption, solubility and effect of post-curing of glass fibre reinforced polymers. **Biomaterials**, v.20, p.1187-94, 1999.
61. MONTICELLI, F. et al. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. **Int J Prosthodont**, v.16, n.6, p.593-6, 2003.

62. NEWMAN, M. P. et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. **J Prosthet Dent**, v.89, n.4, p.360-7, 2003.
63. OTTL, P. et al. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. **J Oral Rehabil**, v.29, p.175-83, 2002.
64. ÖZCAN, M. et al. Effect of drying time of 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane on the shear bond strength of a composite resin to silica-coated base/noble alloys. **Dent Mater**, v.20, p.586-90, 2004.
65. ÖZCAN, M.; VALLITTU, P.K. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. **Dent Mater**, v.19, p.725-31, 2003.
66. PEGORETTI, A. et al. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, v.23, p.2667-82, 2002.
67. PIERRISNARD, L. et al. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. **J Prosthet Dent**, v.88, n.4, p.442-8, Oct., 2002.
68. PLUEDDEMANN, E. P. Adhesion through silane coupling agents. **J Adhesion**, v.2, p.184-201, July, 1970.
69. PONTIUS, O.; HUTTER, J. W. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. **J Endod**, v.28, n.10, p.710-5, Oct., 2002.
70. RENGO, S. Behavior of RTD fiber posts in finite element analysis (FEM) on three-dimensional models. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ADHESION AND RECONSTRUCTION IN MODERN

- DENTISTRY, 3rd, 1999. S. Margherita Ligure. Proceedings from the 3rd International Symposium. p.20-27.
71. RENGO, S. Problematiche legate all'utilizzo dei perni in fibra e dei materiali adesivi nel restauro del dente trattato endodonticamente. **G It End**, v.15, n.4, p.18, 2001.
72. SANARES, A. M. E. et al. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. **Dent Mater**, v.17, p.542-56, 2001.
73. SCOTTI, R.; FERRARI, M.; BALDISSARA, P. Propriedades mecânicas e avaliação *in vitro*. In: SCOTTI, R.; FERRARI, M. Pinos de fibras: considerações teóricas e aplicações clínicas. São Paulo: Artes Médicas, 2003. p.39-51.
74. SCOTTI, R.; Malferrari, S. Prosthetic aspects of endodontically tooth restoration. In: ATTI DEL V SIMPOSIO INTERNAZIONALE ODONTOIATRIA ADESIVA E RECONSTRUTTIVA, 2001, S. Margherita Ligure. Anais do V SIMPOSIO INTERNAZIONALE ODONTOIATRIA ADESIVA E RECONSTRUTTIVA. Torino: Abaco, 2001. p.27-33.
75. SCOTTI, R.; MONACO, C.; Malferrari, S. Pre-prosthetic rebuilding using quartz fiber post: clinical experience after 18 months. In: ATTI DEL IV SIMPOSIO INTERNAZIONALE ODONTOIATRIA ADESIVA E RICOSTRUTTIVA, 2000, S. Margherita Ligure. Anais do IV SIMPOSIO INTERNAZIONALE [ODONTOIATRIA ADESIVA E RICOSTRUTTIVA. Torino: Abaco, 2000. p.21-26.
76. SIDOLI, G. E.; KING, P. A.; SETCHELL, D. J. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. **J Prosthet Dent**, v.78, n.1, p.5-9, July, 1997.
77. SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, v.51, n.6, p.780-4, June, 1984.

78. SUH, B. I. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. **J Adhes Dent** v.5, p.267-82, 2003.
79. SUTHERLAND, S. U. Evidence-based dentistry: Part IV. Research design and levels of evidence. **J Can Dent Assoc**, v.67, n.7, p.375-8, July/Aug., 2001.
80. TAY, F. R. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. **J Adhes Dent**, v.5, p.27-40, 2003.
81. TAY, F. R. et al. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. **J Adhes Dent**, v.5, p.91-105, 2003.
82. TAY, F. R. et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. **J Dent**, v.32, p.611-21, 2004.
83. TORBJÖRNER, A. et al. Carbon fiber reinforced root canal posts. **Eur J Oral Sci**, v.104, p.605-11, 1996.
84. UKON, S. et al. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root. **Dent Mater J**, v.19, n.1, p.50-64, 2000.
85. VALANDRO, L. F. et al. Effect of ceramic surface treatment on the microtensile bond strength between a resin cement and an alumina-based ceramic. **J Adhes Dent**, v.6, n.4, p.327-32, 2004.
86. VALANDRO, L. F. et al. The effect of adhesive systems on the pull-out strength of a fiber glass-reinforced composite post system in bovine teeth. **J Adhes Dent**, v.7, p.331-6, 2005.

87. VALANDRO, L. F. et al. The effect of silica coating a densely sintered alumina ceramic on bonding to a resin cement. **J Prosthet Dent**, v.93, n.3, p.253-9, Mar., 2005.
88. VAN NOORT, R. et al. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. **J Dent Res**, v.70, n.5, p.889-93, 1991.
89. VICHI, A. et al. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. **Dent Mater**, v.18, p.495-502, 2002.
90. VIGUIE, G. et al. Epoxy/carbon composite resins in dentistry: mechanical properties related to fiber reinforcements. **J Prosthet Dent**, v.72, n.3, p.245-9, Sept., 1994.
91. WISKOTT, H. W. A.; NICHOLLS, J. L.; BELSER, U. C. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont**, v.8, n.2, p.105-16, 1995.