

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
ODONTOLÓGICAS – NÍVEL MESTRADO**

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES COM  
DIFERENTES GRAUS DE FRAGILIZAÇÃO  
RADICULAR RECONSTRUÍDOS COM OU SEM  
PINOS ACESSÓRIOS**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2010**

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES COM  
DIFERENTES GRAUS DE FRAGILIZAÇÃO RADICULAR  
RECONSTRUÍDOS COM OU SEM PINOS ACESSÓRIOS**

**por**

**Ricardo Abreu da Rosa**

**Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em  
Ciências Odontológicas - Nível Mestrado, Área de  
Concentração em Odontologia, da Universidade Federal de  
Santa Maria (UFSM-RS), como requisito parcial para obtenção  
do Título de Mestre em Ciências Odontológicas**

**Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Bazzan Kaizer**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2010**

**Universidade Federal de Santa Maria  
Centro De Ciências Da Saúde  
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas –  
Nível Mestrado**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada, aprova a Dissertação  
de Mestrado:

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES COM  
DIFERENTES GRAUS DE FRAGILIZAÇÃO RADICULAR  
RECONSTRUÍDOS COM OU SEM PINOS ACESSÓRIOS**

elaborada por  
**Ricardo Abreu da Rosa**

como requisito parcial para a obtenção do grau de **Mestre em  
Ciências Odontológicas – Área de Concentração Odontologia**

**COMISSÃO EXAMINADORA**

**Dr. Osvaldo Bazzan Kaizer**  
(Presidente/Orientador)

**Dr. Paulo Cesar Armani Maccari (PUC-RS)**

**Dr. Paulo Afonso Burmann (UFSM)**

Santa Maria, 11 de março de 2010

## ***Dedico este trabalho***

*À minha querida mãe **Eleonora** e ao meu estimado pai **Romar**, que além de me concederem a maior das dádivas - a própria existência, presenteiam-me com a benção de seu amor irrestrito e me acompanham tão próximos quanto possível em todos os instantes além de sempre me direcionarem no caminho correto.*

*Ao meu irmão e grande amigo **Tiago**, pelo apoio, companheirismo e auxílio durante a realização de algumas etapas laboratoriais desta dissertação e de algumas outras pesquisas.*

*À **Deus**, pois a consciência de Sua presença invisível ao meu lado é uma motivação permanente.*

*Ao meu orientador, **Prof. Dr. Osvaldo Bazzan Kaizer**, agradeço por compartilhar comigo sua experiência inestimável e sua inteligência aguda, bem como por sua paciência inesgotável.*

*Que fique aqui registrada minha eterna gratidão por sua assistência sempre que dela necessitei, por suas palavras e atitudes sempre serenas e seguras e, finalmente, pelas lições de vida que me foram transmitidas juntamente com seu conhecimento científico.*

## ***Agradecimentos Especiais***

*Ao Curso de Odontologia da Universidade Federal de Santa Maria, representada por seu Coordenador Prof. Dr. Jorge Abel Flores, por sua dedicação para com a Faculdade e por sua firmeza de propósitos.*

*Ao Coordenador da Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Universidade Federal de Santa Maria Prof. Dr. Paulo Afonso Burmann, por sua permanente e incansável busca em melhorar a qualidade de nosso curso de pós-graduação, bem como de nosso aprendizado durante todo o curso de Mestrado e por ser um exemplo de Mestre.*

*Ao Prof. Dr. Luiz Felipe Valandro, pela sua incessante preocupação com nosso bem-estar, pelo oferecimento de auxílio antes mesmo que fosse necessário solicitá-lo e pela humanidade que sempre demonstrou para comigo – algo raro em nossos dias.*

*A todos os professores do Curso de Odontologia da Universidade Federal de Santa Maria, especialmente ao Prof. Carlos Alexandre Bier, Prof. Dr. Cláudio Figueiró, Prof. José Carlos de Abreu Pithan, Prof. Raquel Rocha, Prof. Roselaine Pozzobom, Prof. Thiago Ardenghi, por sua amizade e pelo voto de confiança em mim depositado.*

*Aos Prof. Carlos Frederico Brilhante Wolle, Prof. Charles Cunha Pereira Prof. Clacir Zenker, Prof. Claudia Pagliarin, Prof. Janice Marin Coletto, pela minha formação durante o Curso de Especialização e por despertar em mim o gosto pela pesquisa.*

*Aos meus colegas César Dalmolin Bérigoli e Jovito Adiel Skupien,, pela amizade com que me brindaram desde o início do curso, por compartilharem suas preciosas experiências comigo e por todas as conversas que tivemos tanto nos momentos alegres como naqueles mais penosos.*

*Aos meu colegas Aline Batista, Chaiana Piovesan, Charles Cavalheiro, Fabiana Vargas, Isabele Mutti, Leandro Harb, Luiz Wentz, Marciano Borges, Mauro Cordeiro, Raquel Pachaly, Rodrigo Farcilli, Sara Oliveira, Tathiane Lenzi, Wlater Blaya por compartilharem seus conhecimentos comigo quando aqui cheguei, por sua consciência de coleguismo e por seu espírito de união que só merecem elogios, sem exceção.*

*À secretária da Pós-Graduação, Sra. Jéssica Dalcin da Silva, pela atenção dispensada, disponibilidade e boa vontade no auxílio das atividades do Curso de Mestrado, sempre buscando o melhor para o programa de pós-graduação e para os alunos.*

## **Agradecimentos**

*À Universidade Federal de Santa Maria por me proporcionar todas as condições através de sua estrutura e seu corpo docente de poder concluir o Curso de Graduação e por poder ingressar em um Curso de Pós-Graduação em uma instituição conceituada.*

*Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Universidade de Santa Maria, pela oportunidade da realização de meu curso de Mestrado nesta conceituada escola.*

*Ao Coordenador da Pós-Graduação, Prof. Paulo Afonso Burmann, pelo seu constante empenho e interesse em buscar a melhoria das condições da Pós-Graduação.*

*Aos meus pacientes, a maioria dos quais, além de permitir a aplicação prática dos conhecimentos científicos, tornaram-se também meus amigos.*

*Aos meus amigos Felipe Escobar, Felipe Ribeiro, Guilherme Skinowsky, Heitor Pansard, Julio Batista, Marcos Gazzoni, Rafael Pansard, Roberta Silveira.*

*À companheira e amiga Mirélla Bernardini pela força, apoio irrestrito, companherismo e cumplicidade durante grande parte do Curso.*

*À todas as pessoas que de alguma forma contribuíram, direta ou indiretamente, para a conclusão deste trabalho.*

Dissertação de Mestrado  
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas – Nível  
Mestrado  
Universidade Federal de Santa Maria

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES COM DIFERENTES  
GRAUS DE FRAGILIZAÇÃO RADICULAR RECONSTRUÍDOS  
COM OU SEM PINOS ACESSÓRIOS**

AUTOR: RICARDO ABREU DA ROSA  
ORIENTADOR: PROF. DR. OSVALDO BAZZAN KAIZER

Data e Local da Defesa: Santa Maria, 11 de Março de 2010.

No presente trabalho foi avaliada a resistência à fratura de dentes bovinos com diferentes graus de alargamento do conduto radicular e reconstruídos com pinos de fibra de vidro utilizados isoladamente ou associados a pinos acessórios de fibra de vidro. Foram selecionados 50 incisivos inferiores bovinos, de dimensões méso-distal e vestibulo-lingual similares, seccionados transversalmente a 14 mm do ápice radicular. O tecido pulpar foi removido e os dentes foram fixados em blocos de resina acrílica, sendo a seguir distribuídos aleatoriamente em 5 grupos: G1) conduto com alargamento normal e cimentação de pino de fibra de vidro Exacto nº 3, que possui 2 mm diâmetro na porção cervical e 1,1 mm de diâmetro apical (grupo controle); G2) conduto medianamente alargado e cimentação do mesmo pino de fibra de vidro usado no grupo 1 (alargamento médio); G3) conduto medianamente alargado e cimentação de pino de fibra de vidro Exacto nº 3 associado a dois pinos de fibras de vidro acessórios Reforpin ; G4) conduto amplamente alargado e cimentação de pino de fibra de vidro Exacto nº 3 (alargamento amplo); G5) conduto amplamente alargado e cimentação de pino de fibra de vidro principal Exacto nº 3 associado a 5 pinos acessórios Reforpin (alargamento amplo). Os espécimes do grupo 1 tiveram seus condutos preparados em 10 mm de profundidade utilizando broca nº 3 do sistema Exacto (diâmetro extremidade apical: 1,1 mm; diâmetro em 10 mm: 2 mm). Os espécimes do grupo 2 e 3 foram preparados com a mesma broca do sistema de pinos em profundidade de preparo idêntica ao grupo 1, associado ao preparo dos 5 mm cervicais com pontas diamantadas 3018 HL (no diâmetro da broca – 2,9 mm). Nos espécimes dos grupos 4 e 5 foram utilizadas as mesmas pontas diamantadas dos grupos 2 e 3, entretanto o desgaste dos 5 mm cervicais foi realizado de modo que permanecesse espessura dentinária radicular de apenas 1 mm, verificada através de paquímetro digital. A cimentação dos pinos foi realizada com o sistema adesivo Scotch Bond Multiuso Plus e cimento resinoso RelyX ARC. As porções coronárias dos núcleos foram reconstruídas com resina composta Filtek Z-350 e coroas totais metálicas foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina RelyX Luting sobre os núcleos de preenchimento. Os espécimes foram armazenados em água destilada durante 72 horas a 37°C até serem submetidos ao teste de compressão mecânica. Para tal, foi utilizada máquina de ensaios universal Emic e aplicação da carga em angulação de 135° em relação ao longo eixo do dente, à velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados não indicaram diferença estatística significativa entre os grupos testados (ANOVA 1-fator,  $\alpha = 0,05$ ). Todos os grupos apresentaram predomínio de falhas favoráveis para o remanescente dentário.

Palavras-chave: Pino de fibra; Pinos intra-radulares; Resistência à fratura.



## ABSTRACT

### FRACTURE STRENGTH OF WEAKENED TEETH RESTORED WITH OR WITHOUT ACCESSORY POSTS.

At this work, fracture strength of bovine teeth with different weakened root levels and rebuilt with glass fiber posts used in a unique way or associated with accessory glass fiber posts was evaluated. Fifty bovine mandibular incisors with similar mesio-distal and bucco-lingual dimensions were used at the study. They were sectioned at 14 mm from the apex and the pulp was removed. Teeth were fixed in acrylic resin blocks, then they were allocated into 5 groups: G1) teeth with normal root canal enlargement and glass fiber post Exacto # 3 (2 mm cervical diameter and 1.1 mm apical diameter (control group); G2) medium root canal enlargement and glass fiber post Exacto # 3; G3) medium root canal enlargement and glass fiber post Exacto # 3 associated with two accessory glass fiber post; G4) wide root canal enlargement and glass fiber post Exacto # 3; G5) wide root canal enlargement and glass fiber post Exacto # 3 associated with five accessory glass fiber posts. Specimens from group 1 were prepared with burs # 3 from Exacto Kit (apical diameter: 1.1 mm and 10 mm diameter: 2 mm) at 10 mm of depth. Specimens from group 2 and 3 were prepared with the same bur and depth than group 1, however the cervical 5 mm were prepared with diamonds burs 3018 HL (diameter 2.9 mm). Specimens from group 4 and 5 were prepared with the same burs of groups 3 and 4, nevertheless remained just 1 mm of dentinal thickness at cervical 5 mm and measured with digital caliper. The post luting process was made with Scotch Bond Multipurpose and RelyX ARC. Resin composite cores with Filtek Z-350 and metallic crowns were made. The specimens were stored at distilled water during 72 hours at 37<sup>0</sup>C until use at fracture strength test. A universal testing machine (Emic) was used and the specimens were loaded at 135<sup>0</sup> with the teeth long axis at crosshead speed 0.5 mm/min. The results did not indicated difference statistically significant among the groups (ANOVA 1-factor,  $\alpha = 0.05$ ). All the groups showed predominant failure patterns favorable to remaining teeth.

Key-words: Fiber post; Intra-radicular posts; Fracture strength.

## LISTA DE QUADROS

|  |    |
|--|----|
| QUADRO 1 – Listagem dos materiais utilizados durante a pesquisa..... | 75 |
|--|----|

## LISTA DE TABELAS

|  |    |
|--|----|
| TABELA 1 - Valores individuais de resistência à fratura (N) para cada corpo de prova, médias e respectivos desvios padrão para cada grupo..... | 91 |
| TABELA 2 - Médias de resistência à fratura (N) e respectivos desvios-padrão para cada grupo experimental.....                                  | 92 |
| TABELA 3 - Resultados da Análise de Variância a um critério (ANOVA) para o ensaio de resistência à fratura das raízes.....                     | 92 |
| TABELA 4 - Padrão de falha observado para os grupos experimentais.....   | 93 |
| TABELA 5 - Classificação do padrão de falha observado para os grupos experimentais.....  | 94 |

## LISTA DE GRÁFICOS

|  |    |
|--|----|
| GRÁFICO 1 - Gráfico representativo das médias de resistência à fratura dos grupos experimentais..... | 92 |
| GRÁFICO 2 - Representação gráfica do padrão de falha observado nos cinco grupos experimentais.....   | 93 |
| GRÁFICO 3 - Representação gráfica da relação entre falhas favoráveis e desfavoráveis.....            | 94 |

## LISTA DE FIGURAS

|   |     |
|---|-----|
| FIGURA 1 - Representação esquemática dos cinco grupos experimentais.....  | 77  |
| FIGURA 2 - Fixação das raízes no delineador e em cilindros plásticos.....   | 79  |
| Figura 2A - Fixação da raiz no delineador.....  | 79  |
| Figura 2B – Imagem da raiz sendo fixada no cilindro de PVC perpendicular à base.....  | 79  |
| FIGURA 3 - Broca do sistema de pinos de fibra de vidro Exacto, ponta diamantada 3018HL, pino de fibra de vidro Exacto principal, pino acessório de fibra de vidro Reforpin..... | 80  |
| FIGURA 4 - Representação esquemática da seqüência de preparo do conduto.....  | 80  |
| FIGURA 5 - Grau de alargamento dos condutos (vista incisal).....  | 80  |
| Figura 5A – Alargamento normal.....   | 80  |
| Figura 5B – Alargamento médio.....  | 80  |
| Figura 5C – Alargamento amplo.....  | 80  |
| FIGURA 6 - Cimentação do pino de fibra no conduto (grupo 1).....  | 82  |
| FIGURA 7 – Cimentação do pino de fibra no conduto (grupo 2).....  | 83  |
| FIGURA 8 – Cimentação do pino de fibra de vidro e de dois pinos acessórios no conduto (grupo 3).....  | 84  |
| FIGURA 9 – Cimentação do pino de fibra no conduto (grupo 4).....  | 85  |
| FIGURA 10 – Cimentação do pino de fibra e de 5 pinos acessórios no conduto.....   | 85  |
| FIGURA 11 – Porção coronária do núcleo de preenchimento reconstruída em resina composta.....  | 86  |
| FIGURA 12 – Coroa metálica cimentada.....   | 88  |
| FIGURA 13 – Aplicação da carga compressiva.....   | 89  |
| Figura 13A – Carregamento de compressão, formando um ângulo de 45 <sup>0</sup> em relação ao plano horizontal (135 <sup>0</sup> em relação ao longo eixo do dente).....         | 89  |
| Figura 13B - Carregamento de compressão (detalhe).....  | 89  |
| FIGURA 14 - Desenho esquemático representando os padrões de falha ocorridos.....  | 107 |
| FIGURA 15 - Fratura do terço cervical radicular (falha favorável).....  | 107 |
| FIGURA 16 - Fratura da porção coronária (falha favorável).....  | 108 |
| FIGURA 17 - Deslocamento porção coronária/pino (falha favorável).....   | 108 |
| FIGURA 18 - Fratura do terço médio radicular (falha desfavorável).....  | 109 |
| FIGURA 19 - Fratura longitudinal da raiz (falha desfavorável).....  | 110 |

## SUMÁRIO

|   |            |
|---|------------|
| <b>1. INTRODUÇÃO.....</b>   | <b>13</b>  |
| <b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>                                 | <b>17</b>  |
| <b>3. PROPOSIÇÃO.....</b>   | <b>74</b>  |
| <b>4. MATERIAIS E MÉTODO.....</b>                                     | <b>75</b>  |
| <b>4.1 Materiais.....</b>   | <b>75</b>  |
| <b>4.2 Método.....</b>  | <b>72</b>  |
| 4.2.1 Seleção dos dentes.....   | 76         |
| 4.2.2 Secção da porção coronária.....                                 | 77         |
| 4.2.3 Remoção do tecido pulpar.....                                   | 78         |
| 4.2.4 Fixação das raízes em cilindro de PVC.....                      | 78         |
| 4.2.5 Divisão dos grupos experimentais e preparo dos condutos.....    | 79         |
| 4.2.6 Preparo dos corpos de prova.....                                | 81         |
| a. Preparo dos corpos de prova do grupo 1 (controle).....             | 81         |
| b. Preparo dos corpos de prova do grupo 2.....                        | 82         |
| c. Preparo dos corpos de prova do grupo 3.....                        | 83         |
| d. Preparo dos corpos de prova do grupo 4.....                        | 84         |
| e. Preparo dos corpos de prova do grupo 5.....                        | 85         |
| f. Confecção das porções coronárias dos núcleos de preenchimento..... | 86         |
| g. Confecção e cimentação das coroas totais metálicas .....           | 87         |
| 4.2.7 Teste de resistência à fratura sob compressão.....              | 88         |
| 4.2.8 Análise do padrão de falha.....                                 | 89         |
| 4.2.9 Análise dos resultados.....                                     | 90         |
| <b>5. RESULTADOS.....</b>   | <b>91</b>  |
| <b>6. DISCUSSÃO.....</b>  | <b>95</b>  |
| <b>7. CONCLUSÕES.....</b>   | <b>116</b> |
| <b>8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>                             | <b>117</b> |

## **1. INTRODUÇÃO**

A restauração de dentes tratados endodonticamente vem sendo discutida na literatura odontológica há muitas décadas (KING e SETCHELL, 1990; TROPE e RAY, 1992; HORN BROOK e HASTINGS, 1995; DURET, DURET, REYNAUD, 1996; FREDRIKSSON et al., 1998; SIRIMAI, RIIS, MORGANO, 1999; RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001). Este procedimento é mais complexo quando toda ou extensa porção da estrutura coronária é perdida por cárie, erosão, abrasão, restaurações anteriores, traumas e pelo próprio acesso endodôntico, reduzindo a resistência do dente despulpado às forças intra-orais. (SHILLINGBURG e KESSLER, 1991; SOARES, 1999; BONILLA, 2001; KAIZER, 2003; MARCHI et al., 2003; MITSUI et al., 2004; BRAZ et al., 2005; GONÇALVES et al., 2006; NAUMANN, PREUSS, ROSENTRIT, 2006; MARCHI, MITSUI, CAVALCANTI, 2008; MOOSAVI, MALEKNEJAD, KIMYAI, 2008; ZOGHREIB et al., 2008).

Estudos recentes demonstraram que núcleos metálicos fundidos e pinos pré-fabricados de materiais rígidos (metálicos e cerâmicos) não protegem o remanescente dentário e podem torná-lo mais susceptível à fratura (SORENSEN e ENGELMAN, 1990; SIDOLI, KING, SETCHEL, 1997; DEAN, JEANSONE, SARKAR, 1998; CORMIER, BURNS, MOON, 2001; FOKKINGA et al., 2004; NAUMANN, BLANKENSTEIN, DIETRICH, 2005; GONÇALVES et al., 2006; MACCARI et al., 2007; MARCHI, MITSUI, CAVALCANTI, 2008). Além disso, alguns estudos demonstraram a relação entre resistência à fratura e quantidade de estrutura dental remanescente (TJAN e WHANG, 1985; MARCHI, 1997; CARLINI Jr., 1998; DEAN, JEANSONE, SARKAR, 1998; MARTINEZ-INSUA et al., 1998; SOARES 1999; MARCHI et al., 2003; GONÇALVES et al, 2006; NAUMANN, PREUSS, ROSENTRIT, 2006; MARCHI, MITSUI, CAVALCANTI, 2008; MOOSAVI, MALEKNEJAD, KIMYAI, 2008), segundo estes autores, quanto maior a quantidade dentinária preservada, maior a resistência à fratura do dente. Por outro lado, alguns trabalhos não têm demonstrado diferenças significativas entre a resistência à fratura e a quantidade de remanescente dentário, dependendo do material utilizado para reconstrução (BONILLA 2001; KAIZER 2003, NEWMANN et al., 2003; ZOGHREIB et al., 2008; BUTTEL et al., 2009). A tendência atual é usar

núcleos apenas quando realmente necessários. Ou seja, quando a retenção da porção coronária estiver prejudicada (SORENSEN e ENGELMAN, 1990b; MITSUI et al., 2004), do contrário, o preparo do conduto para receber o retentor intra-radicular pode fragilizar ainda mais o dente envolvido. De acordo com Schillenburg e Kessler (1991) retentores intra-radulares devem ser utilizados apenas quando metade ou mais do volume coronário é destruído.

Pinos mais estéticos e com capacidade real de proteger a estrutura dentária, têm sido extensivamente pesquisados (DEAN, JEANSONNE, SARKAR, 1998; MANOCCI, FERRARI, WATSON, 1999; KIMMEL, 2000a; AKKAYAN e GULMEZ, 2002; KAIZER 2003; MITSUI et al., 2004; GALHANO et al., 2005; BOTTINO et al., 2007; MACCARI et al., 2007; AL WAHADNI et al., 2008; MARTELLI Jr. et al., 2008). Dentre eles, estão os pinos à base de compósitos reforçados por fibras que associam um elemento de alta resistência (fibras de carbono, vidro ou quartzo) com matrizes resinosas. Têm-se buscado a formação de uma restauração em monobloco, através da união em um único complexo biomecânico entre estrutura dentária e materiais de reconstrução (pino intra-radicular, agente cimentante e material de preenchimento coronário). Além disso, busca-se um material com propriedades mecânicas similares às da estrutura dentária, especialmente um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina (18 GPa) (DURET, DURET, REYNAUD, 1996).

Técnicas restauradoras com núcleos podem tornar-se dificultadas ou até mesmo inviáveis quando o conduto possui amplo alargamento. Isto pode ocorrer devido a alguns fatores, como presença de cáries extensas, restauração prévia com núcleo de grande diâmetro, super-instrumentação endodôntica, desenvolvimento radicular incompleto, reabsorção interna ou anomalias de desenvolvimento (KIMMEL, 2000b; NEWMAN et al., 2003). Raízes com paredes finas são mais sujeitas à fratura durante cimentação dos pinos ou durante função subsequente (MOOSAVI, MALEKNEJAD, KIMYAI, 2008). Em canais alargados, núcleos metálicos fundidos produzem efeito de cunha e pinos pré-fabricados, muitas vezes, adaptam-se imprecisamente, exigindo quantidades excessivas de cimento para substituir a estrutura perdida (BONFANTE et al., 2007; HORN BROOK e HASTINGS, 1995; MOOSAVI, MALEKNEJAD, KIMYAI, 2008).

Assim, diversas técnicas vêm sendo empregadas para a restauração de dentes com canais amplamente alargados de maneira a proteger o remanescente dentário. Dentre os primeiros materiais pesquisados com esta finalidade encontram-se o cimento de ionômero de vidro (TROPE e RAY, 1992; SOARES, 1999) e a resina composta (LUI, 1987; LUI 1994; MARCHI, 1997; SOARES, 1999; TROPE e RAY, 1992). Pesquisas posteriores também demonstraram a possibilidade da utilização de pinos biológicos ou dentários, que são obtidos pela preparação de dentes extraídos, provenientes de um banco de dentes, e então cimentados como retentores intra-radulares (BONILLA, 2001; KAIZER 2003). Entretanto, devido à relativa dificuldade para sua confecção, além da necessidade de um banco de dentes para realização do procedimento, o uso destes pinos não foi amplamente difundido.

Outra forma de restauração de dentes com raízes fragilizadas que também foi pesquisada consistia na utilização de fitas de fibra de vidro, usadas para preencher espaços vazios, diminuindo a espessura da camada de cimento circundante. Porém, sua técnica sensível de manipulação limitou seu uso (KIMMEL, 2000a; KIMMEL, 2000b; BONFANTE et al., 2007).

Mais uma alternativa foi o reembasamento de um pino de fibra de vidro no interior do canal radicular através do uso de resina composta. Esta técnica era denominada como pino anatômico (GRANDINI, 2003; KAIZER, 2003). Desta forma, conseguia-se uma adaptação adequada do pino à anatomia do canal radicular, proporcionando uma delgada camada de cimento entre o pino e as paredes do conduto, prevenindo falhas adesivas (GRANDINI, 2003). Por meio de microscopia eletrônica de varredura, pôde-se observar que o número e a dimensão de bolhas na camada de cimento diminuíram significativamente quando se utilizou o pino anatômico. Além disso, o reembasamento do pino pré-fabricado diminuiu em 6 vezes a espessura da camada de cimento (GRANDINI, 2003).

Uma proposta mais recente visando também a diminuição da película de cimento é a inserção de pinos de fibra de vidro acessórios em torno do pino principal. Algumas pesquisas recentes, *in vitro*, têm demonstrado bom desempenho de dentes restaurados com a utilização desta técnica (BRAZ et al., 2005; FERRARI, 2005; BONFANTE et al., 2007; MARTELLI Jr. et al., 2008, KIMMEL, 2000a; KIMMEL, 2000b; BONFANTE et al., 2007)).

Braz et al. (2005) compararam a resistência à fratura de dentes com condutos alargados em que foram cimentados pinos de fibra de vidro associados a diferentes materiais, como a resina composta, o cimento resinoso e os pinos acessórios, sendo este último o procedimento que obteve os melhores resultados.

A realização de estudos laboratoriais relacionados a procedimentos restauradores propostos com pinos de fibras de vidro em canais com diferentes graus de alargamento possibilita o uso clínico destas opções de forma menos empírica e mais segura. Assim, esta pesquisa justifica-se pela necessidade de se observar a influência da utilização de pinos acessórios na resistência à fratura e no padrão de falhas de dentes com condutos radiculares apresentando diferentes graus de alargamento.



## **2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

Os primeiros registros oficiais da utilização de retentores intraradiculares foram publicados no ano de 1728 por Fauchard (1728 apud RING, 1989, p. 320), que descreveu uma técnica de confecção de coroas retidas por um pino de madeira inserido no conduto radicular. Através da umidade, ocorria a expansão do pino e, por consequência, a retenção das coroas.

Em meados de 1880, teve início a utilização das coroas de Richmond, também conhecidas como “pivots”, nas quais um pino metálico intra-radicular formava uma peça única com a coroa. A partir da década de 1960, as coroas “pivots” foram gradualmente abandonadas, devido à dificuldade para obtenção de paralelismo entre os pilares de próteses parciais fixas, que tinha de ser obtido à custa das paredes dos condutos e também devido ao alto risco de fratura na remoção dos pinos.

Dessa maneira, a utilização de núcleos metálicos fundidos separadamente da coroa, passou a se tornar mais freqüente. O núcleo metálico fundido é constituído de um pino intra-radicular, fixado no conduto previamente preparado, e de uma porção que reconstitui a porção coronária, como se o dente estivesse preparado para receber uma coroa total. A coroa é cimentada sobre a porção coronária do núcleo. Os núcleos metálicos fundidos podem ser obtidos em metais nobres, não-nobres ou semi-nobres, a partir de padrões de resina acrílica ou de cera confeccionados diretamente na boca do paciente ou indiretamente, em modelos de gesso dos preparos dentários (Shillingurg e Kessler, 1991).

Mais recentemente, tem-se procurado desenvolver sistemas de pinos intraradiculares que visam evitar um aumento do risco de fratura do remanescente dentário debilitado e que não interfiram negativamente na estética. Desta forma, houve um enorme impulso na pesquisa de núcleos não-metálicos, especialmente dos pinos de resina reforçados por fibras. Atualmente, busca-se a obtenção de um único complexo biomecânico (restauração em monobloco) pela adesão entre os materiais utilizados para reconstrução dentária (pino, agente cimentante e material de preenchimento coronário) e a estrutura dentária, sendo que estes mesmos materiais,

idealmente, devem apresentar propriedades mecânicas semelhantes às da estrutura dentária remanescente (FREEDMAN, 1996; FREILICH et al., 2000).

Silverstein (1964) recomendou a utilização de núcleos metálicos fundidos para reforço de dentes despolpados com perdas importantes de estrutura, que seriam frágeis e mais predispostos à fratura. Apresentou diversas técnicas para obtenção de núcleos em dentes anteriores e posteriores e afirmou que o núcleo metálico fundido é mais vantajoso que a coroa “pivot”, porquê: (1) coroa e pino são independentes, facilitando reparos e trocas da coroa; e (2) é mais fácil a obtenção de paralelismo entre os dentes pilares de uma prótese fixa, sem desgastes excessivos das raízes.

Baraban (1967) afirmou que dentes despolpados são mais frágeis devido à desidratação dentinária, devendo ser protegidos contra fraturas. Descreveu vários métodos para obtenção desta proteção, como: núcleos metálicos fundidos, associados ou não a pinos dentinários auxiliares; núcleos divididos; pinos metálicos pré-fabricados, entre outros. Afirmou que três fatores influenciam na seleção do método: 1) quantidade de coroa clínica remanescente; 2) finalidade para a qual o dente será utilizado; e 3) oclusão e hábitos oclusais do indivíduo.

Shillinburg, Fisher e Dewhirst (1970) indicaram a confecção de núcleos metálicos fundidos para dentes sem remanescente coronário, tanto em dentes unirradiculares quanto em dentes multiradulares, aproveitando a raiz mais volumosa. O pino intra-radicular deveria possuir, pelo menos, o mesmo comprimento da coroa clínica do dente em questão. Sendo considerado comprimento ideal quando o pino apresentasse de 2/3 a 3/4 do comprimento da raiz. O material obturador também deve ser considerado, não devendo permanecer em comprimento inferior à 3 mm na região apical, sob pena de possibilitar deslocamento da massa obturadora e subsequente infiltração.

Standlee et al. (1972), através de análise fotoelástica, investigaram a distribuição do estresse nas estruturas de suporte por pinos metálicos pré-fabricados com diferentes desenhos, durante a cimentação e sob cargas de cisalhamento e compressão. Foram utilizados três tipos de pinos: 1) pinos cônicos lisos (1,4 mm de diâmetro); 2) pinos paralelos lisos (1,4 mm de diâmetro); 3) pinos rosqueáveis (1,5 mm de diâmetro). Cada pino foi cimentado

em três comprimentos: 4 mm, 7 mm e 10 mm. Simularam-se raízes de incisivos centrais superiores em modelos fotoelásticos e cimentaram-se os pinos nos condutos artificiais com fosfato de zinco. Sobre os pinos cimentaram-se coroas metálicas fundidas. Com a aplicação da carga, a concentração de estresse foi maior com pinos de menor comprimento. Concluiu-se que o comprimento do pino deve ser igual ou maior do que o comprimento da coroa anatômica. Recomendaram confecção de sulcos em pinos paralelos longos para reduzir a pressão durante a cimentação. Pinos rosqueáveis devem ser utilizados com precaução para evitar fraturas radiculares, devido ao alto estresse quando não adaptados adequadamente.

Quatro anos mais tarde, Caputo e Standlee (1976) observaram, através de uma revisão sobre o emprego de pinos intra-radulares em reconstruções dentárias, que estes possibilitam adequada reconstrução da estrutura perdida. Além disso, núcleos e/ou pinos devem ser utilizados quando o remanescente coronário é insuficiente para retenção da restauração, pois auxiliam na resistência ao deslocamento por forças mastigatórias. Pinos rosqueados ou retidos por fricção não devem ser utilizados em função de aumentar o risco de trincas dentinárias. Pinos paralelos são mais retentivos e distribuem melhor o estresse que os cônicos (que causam efeito de cunha).

Trabert, Caputo e Abou-Rass (1978) investigaram a resistência à fratura de incisivos centrais superiores, distribuídos em três grupos: 1) sem tratamento; 2) com tratamento endodôntico somente; 3) com tratamento endodôntico e pino de aço inoxidável paralelo e serrilhado (Para-Post). Em cada grupo, testaram-se dentes com três comprimentos de raízes: 11 mm, 13 mm e 15 mm. Nos grupos 2 e 3, prepararam-se os condutos com dois diâmetros diferentes: 1,4 mm e 1,8 mm. No grupo 3, utilizaram-se pinos de 1,2 mm e de 1,7 mm. A abertura da câmara coronária foi selada com resina composta. Não houve diferença estatística significativa entre dentes não tratados ou tratados endodonticamente, e nem entre os preparos com diferentes diâmetros. A resistência à fratura aumentou com pinos de menor diâmetro e raízes de maior comprimento.

Guzy e Nicholls (1979) observaram que dentes despolpados pareciam mais friáveis que dentes vitais, pois fraturam com freqüência durante a função.

Embora a literatura recomendasse reforçar estes dentes com núcleos intraradiculares, até aquele momento a afirmação não possuía suporte científico. Assim, compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com e sem pinos para determinar se estes reforçam as raízes. Utilizaram 59 incisivos centrais superiores e caninos inferiores divididos em quatro grupos: caninos com e sem pinos, e incisivos centrais com e sem pinos. Nos grupos com pinos, removeu-se a obturação até 5 mm do ápice e cimentaram-se pinos pré-fabricados Endo-Post com fosfato de zinco. Cortaram-se os pinos 1 mm abaixo do acesso endodôntico, que foi restaurado com silicato. Os dentes foram fixados em blocos de resina acrílica e cargas compressivas foram aplicadas sobre os dentes na máquina de ensaios, a um ângulo de  $130^{\circ}$  com seu longo eixo. Não houve diferença estatística significativa na resistência à fratura entre dentes com e sem pinos nem no padrão de fratura, sendo que 58 dentes fraturaram no terço médio ou cervical da raiz. Como as falhas se iniciaram na face vestibular ou lingual das raízes, concluiu-se que o pino, por sua posição, recebe estresse mínimo, reforçando muito pouco a raiz sob cargas externas; e que quanto mais larga a dimensão vestibulo-lingual da raiz, maior sua resistência à fratura.

Sorensen e Martinoff (1984a) pesquisaram a relação entre desenho, configuração de superfície e comprimento dos núcleos com a taxa de sucesso clínico. Os sistemas que mostraram as maiores taxas de sucesso foram pinos paralelos e serrilhados (Para-Post) com porção coronária fundida (100%) e pinos Para-Post com porção coronária em amálgama ou resina composta (97,7%). Dentes com núcleos metálicos fundidos cônicos exibiram menor taxa de sucesso (87,3%) que dentes sem reforço intra-radicular (89,9%). Além disso, os dentes com pinos Para-Post não falharam por fratura radicular, enquanto cerca de um terço dos dentes com núcleos metálicos fundidos foram extraídos devido a fraturas radiculares não-restauráveis. Com pinos de comprimento igual ou maior que o da coroa, o sucesso foi de mais de 97%.

No mesmo ano, utilizando a mesma amostra acima, Sorensen e Martinoff (1984b) avaliaram 1273 dentes tratados endodonticamente com ou sem pinos metálicos intraradiculares (um a 25 anos de tratamento) para estabelecer correlação com as taxas de sucesso clínico. Dividiram os dentes

em seis grupos: anteriores superiores, pré-molares superiores, molares superiores, anteriores inferiores, pré-molares inferiores e molares inferiores. A utilização de núcleos intra-radulares não aumentou significativamente a resistência à fratura em nenhum grupo em relação aos dentes sem pinos. Os autores sugeriram que pinos metálicos não devem ser usados rotineiramente, pois não parecem capazes de reforçar o remanescente dentário ou substituir a estrutura perdida.

Tjan e Whang (1985) avaliaram a influência da espessura da parede vestibular da raiz sobre a resistência à fratura dentária. Cimentaram-se núcleos metálicos fundidos em 40 incisivos centrais superiores preparados de forma que a espessura de dentina vestibular da raiz fosse de 1 mm (grupo 1), 2 mm (grupo 2), 3 mm (grupo 3) ou 1 mm com bisel de 60° para formação de colar metálico (grupo 4). Submeteram-se as raízes à carga de compressão horizontal na máquina de ensaios. Não se registraram diferenças significativas na resistência à fratura entre os quatro grupos, mas houve diferenças no padrão de falhas de acordo com a espessura da parede da raiz: no grupo 1 todas as raízes fraturaram; no grupo 2 fraturaram oito raízes; no grupo 3 apenas duas raízes fraturaram; no grupo 4 fraturaram sete raízes. O colar metálico no grupo 4 não aumentou a resistência à fratura.

Lui (1987) sugeriu uma técnica para reforço de raízes debilitadas, preenchendo-as internamente com resina composta. Após tratamento endodôntico e eliminação da porção coronária sem suporte, preparava-se o conduto com uma broca de tamanho compatível. Verificava-se no conduto a adaptação de um pino de tamanho similar ao da broca. Sulcos eram feitos com brocas tipo cone invertido nas paredes mais espessas. Seguia-se condicionamento com ácido fosfórico e aplicação do sistema adesivo. Inseria-se o pino lubrificado com vaselina no conduto e em torno dele era injetada e condensada resina composta. Após a polimerização o pino era removido, formando o espaço para o núcleo. Terminava-se o preparo com brocas diamantadas e, para evitar rotação do núcleo, executava-se uma cavidade elíptica de 2 a 3 mm de profundidade na porção cervical do conduto. A técnica permitiria a formação de um conduto retentivo e capaz de suportar um núcleo

metálico fundido, evitando fratura de raízes enfraquecidas durante cimentação ou função mastigatória.

Assif et al. (1989) analisaram através de um modelo fotoelástico dispersão de forças para as estruturas de suporte quando aplicadas na superfície oclusal de dentes tratados endodonticamente. Para tal, utilizaram diferentes formas de restaurações: grupo 1 - dente com obturação do canal; grupo 2 - dente com obturação do canal e coberto com coroa total; grupo 3 - dente com pino metálico e núcleo em resina composta; grupo 4 - dente com pino metálico fundido e coroa total. Os dentes foram montados em um material fotoelástico e fotografados em campo de luz polarizada. Foi observado que pinos metálicos possuem módulo de elasticidade maior que a estrutura dental, com potencial de fraturar a raiz. Dessa maneira, o dente deve ser restaurado com material que possua módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, como as resinas compostas, que também possuem alta resistência ao cisalhamento.

Sorensen e Engelman (1990a) buscaram determinar o efeito de diferentes desenhos de pinos e do grau de adaptação do pino ao conduto na resistência à fratura dentária. Utilizaram 40 incisivos centrais superiores. Após tratamento endodôntico, prepararam-se os condutos com brocas Peeso nº 3 e removeram-se as coroas. Nos grupos 1 a 3, os condutos foram preparados de forma cônica, mantendo-se 1mm de espessura da parede axial dos condutos na porção cervical da raiz. No grupo 4, o conduto não foi tornado cônico e sua parede axial permaneceu com 2,5 mm na porção cervical da raiz. A partir de pinos Para-Post paralelos e calcináveis, fundiram-se núcleos de prata-paládio. No grupo 1, utilizou-se apenas pino Para-Post sem reembasamento, de modo que após cimentação este ficou envolvido por grande volume de cimento e adaptado somente no terço apical. No grupo 2, o pino foi reembasado para obtenção de núcleo cônico totalmente adaptado ao conduto. No grupo 3, reembasaram-se apenas os 2 mm mais cervicais do pino (adaptação parcial). No grupo 4, utilizou-se apenas o pino Para-Post (máxima adaptação). Cimentaram-se coroas metálicas sobre os núcleos e fixaram-se os dentes em blocos de resina acrílica com 2 mm da estrutura dentária acima da resina. Aplicaram-se cargas de compressão em ângulo de  $135^{\circ}$  com o longo eixo da

raiz, à velocidade de 2,5 mm/min. A força necessária para falha foi (ordem decrescente): grupo 2 – 49,58 kgf; grupo 3 - 29,47 kgf; grupo 4 - 28,89 kgf; e grupo 1 - 22,48 kgf. O grupo 2 (pinos cônicos totalmente adaptados) foi significativamente mais resistente que os demais, porém foi significativamente maior a quantidade de fraturas radiculares extensas que condenariam estes dentes à extração. Nos grupos 2 e 3 (pinos cônicos total ou parcialmente adaptados), 17 dos 20 dentes fraturaram. Já nos grupos 1 e 4, 50% ou menos das raízes fraturaram, com menor envolvimento de estrutura dentária. Apesar da camada mais espessa de cimento e da menor espessura de dentina no grupo 1 em relação ao grupo 4, não houve diferença significativa entre eles.

Sorensen e Engelman (1990) examinaram o efeito de vários desenhos de férulas sobre a resistência à fratura de dentes despolpados com quantidades variáveis de remanescente coronário. Prepararam-se os condutos de 60 incisivos centrais superiores (distribuídos em 6 grupos) com brocas Peeso nº 4 até 4mm do ápice e cimentaram-se pinos de aço Para-Post. No grupo 1, preparou-se ombro de 90° e removeu-se toda a estrutura coronária; o conduto foi alargado, mantendo-se 1mm de espessura da parede axial ao nível cervical. O grupo 2 foi preparado da mesma forma, mas sem alargamento do conduto. No grupo 3 preparou-se um chanfro em 130° e removeu-se toda a coroa. Nos grupos 4, 5 e 6, prepararam-se um ombro de 90° e um bisel de 1mm de largura no término, com 60° de inclinação. No grupo 4, removeu-se toda a coroa. No grupo 5, manteve-se 1mm de altura da dentina coronária e a união entre porção coronária do núcleo e estrutura dentária foi topo a topo. No grupo 6, além de manutenção de 2mm da dentina coronária, a união entre porção coronária do núcleo e estrutura dentária foi através de contra-bisel de 60° com 1mm de largura. Obteve-se o padrão do núcleo a partir de um pino Para-Post nº 4 calcinável. Executaram-se os testes na máquina de ensaios em ângulo de 130° com o longo eixo do dente, à velocidade de 2,5mm/min. As maiores resistências à fratura foram obtidas nos grupos 5 e 6, seguindo-se em ordem decrescente os grupos 4, 3, 1 e 2. Os valores dos grupos 5 e 6 foram significativamente mais altos que os dos demais grupos, sugerindo que o fator crítico para a maior resistência foi manter pelo menos 1mm de estrutura coronária, para obtenção de efeito férula a partir de paredes paralelas. Não houve aumento da resistência nos grupos com paredes radiculares mais

espessas. Os diferentes desenhos de férulas também não aumentaram a resistência à fratura.

Duret, Reynaud, Duret (1990) salientaram a importância da similaridade entre materiais restauradores em dentes tratados endodonticamente, seja no ponto de vista biomecânico ou na reconstituição do volume de tecido perdido. Além do pino possuir uma forma que permanecesse o mais adaptado possível no interior do conduto, com a finalidade de transmitir de maneira mais homogênea os esforços mastigatórios à superfície radicular. Nesse contexto, baseados nas excelentes propriedades físicas da fibra de carbono, com larga aplicação na indústria automobilística, aeroespacial e esportiva, os autores idealizaram um pino intra-radicular à base de fibras de carbono longas e em disposição paralela, imersas em matriz de resina epóxica. Este sistema, denominado em seu país de origem (França) como Composipost, baseia-se no conceito de monobloco entre núcleo e raiz, pois as propriedades biomecânicas do pino, especialmente o módulo de elasticidade (rigidez), são similares às da estrutura dentária, além de ser adesivamente unido ao esmalte e à dentina. Os pinos Composipost possuíam valores de cisalhamento de 170 MPa em função da alta proporção fibra-matriz (64%), sendo muito similares aos valores da dentina. Pinos pré-fabricados de metal são mais resistentes, entretanto apresentam alto risco de fratura radicular devido ao seu elevado módulo de elasticidade (dez vezes maior que a dentina). Segundo os pesquisadores, o sistema representou uma inovação em desenho, composição e performance na área de pinos pré-fabricados, apresentando-se como um núcleo passivo em dois estágios e disponível em três tamanhos, com brocas standardizadas para preparo dos condutos.

King e Setchell (1990) avaliaram a resistência à fratura de dentes anteriores (incisivos centrais superiores e caninos inferiores ou superiores) restaurados com pinos de fibra de carbono e pinos metálicos pré-fabricados, com diferentes complementos coronários e com cimentação de coroas totais metálicas cimentadas. Grupo A, dentes restaurados com pinos metálicos pré-fabricados Parapost associados à núcleos metálicos fundidos em ouro tipo III; Grupo B, dentes com pinos de fibra de carbono associados à núcleos metálicos de mesmo material do grupo A; Grupo C, dentes com pinos de fibra de carbono



associados à porção coronária em resina composta P-30; Grupo D, pinos metálico Parapost com porção coronária em resina composta P-30. após serem restaurados com coroas totais metálicas, foram submetidos à teste de resistência à compressão à velocidade de 5 mm/min em uma angulação de 130° em relação ao longo eixo do dente até que ocorresse fratura dental. A resistência à fratura apresentada pelos grupos não diferiu significativamente. As coroas do grupo C apresentaram falhas na interface pino/resina composta. Os dentes restaurados com pinos de fibras de carbono, independentemente da forma de reconstrução coronária, apresentaram padrão de falha mais favorável para o remanescente dentário que o dos pinos metálicos.

Miller (1993) analisou um material à base de fibras de polietileno entrelaçadas denominado Ribbond e comercializado em forma de fitas, originalmente indicado para esplintagem periodontal e retenção ortodôntica. Usos alternativos seriam: núcleos de preenchimento, próteses adesivas diretas ou indiretas, reforço de próteses provisórias, infra-estrutura de onlays, coroas e próteses parciais fixas de compósitos, reforço de dentes fraturados, reparo de cantilever fraturado de próteses implantossuportadas, reparo de próteses removíveis totais ou parciais e de aparelhos ortodônticos removíveis. As principais características físicas do material são: alto módulo de elasticidade, alta resistência à tração e baixa sorção de água (1%). O autor afirmou que o Ribbond possui vantagens como: união química à resina composta ou acrílica; alta maleabilidade (quase sem memória elástica); cor branca, compatível com a das resinas; estrutura entrelaçada, que fornece reforço multidirecional da resina e não desfia. A adesão com resinas deve-se ao tratamento eletroquímico da superfície com gás plasma: uma camada externa de 200Å torna-se quimicamente reativa. As fitas são colocadas em uma câmara selada, que é preenchida por gás e exposta a altas cargas de energia elétrica. Para não contaminar a superfície, o material não deve ser tocado por dedos desprotegidos, lençol de borracha ou luvas de vinil. A flexibilidade da fita permite amortecimento (dissipação do estresse) das forças funcionais ou parafuncionais presentes na cavidade oral, aumentando a resistência à fratura.

Lui (1994) descreveu uma técnica para reforçar raízes com condutos excessivamente alargados através de seu preenchimento com resina composta

fotopolimerizável. Para melhor polimerização da resina nas porções mais profundas do conduto, indicou o pino plástico fototransmissor Luminex, que permite obtenção de um conduto preciso ao qual se adaptam outros pinos (componentes do sistema Luminex) de tamanho e forma idênticos, que podem ser de aço inoxidável, titânio, ouro ou mesmo calcináveis (para fundição do pino). A técnica permite aproveitamento de raízes que de outra forma seriam indicadas para extração. Seis pinos com diferentes diâmetros (1,05 mm, 1,2 mm, 1,35 mm, 1,5 mm, 1,65 mm, 1,8 mm) foram investigados após resina composta Prisma APH ser injetada no canal radicular. Os pinos Luminex, em diâmetros similares aos anteriormente descritos, foram posicionados no interior dos condutos e as resinas inseridas nos espaços entre pino e parede do canal, em seguida foi realizada fotopolimerização. Observou-se que quanto maior o diâmetro do pino, maior era a profundidade de polimerização, salvo para pinos de 1,35 mm e 1,5 mm. Foi observado ainda, que a profundidade de polimerização pode exceder 11 mm quando da utilização destes pinos plásticos para transmissão de luz.

Burges, Robbins e Summit (1995), um ano mais tarde, afirmaram que pinos intra-radulares têm a capacidade de reter a restauração, entretanto não aumentam a resistência da raiz e podem até enfraquecê-la em função de preparos inadequados. Os pinos podem ser divididos em duas categorias, segundo os autores: (1) pinos moldados e fundidos; e (2) pinos pré-fabricados. Os primeiros - que segundo os autores são indicados para casos de canais excessivamente expulsivos e elípticos - possibilitam melhor adaptação, maior rigidez e espessura de cimento mais uniforme, porém são mais dispendiosos por requererem procedimentos laboratoriais, demandam mais tempo para confecção. Os pinos pré-fabricados são indicados para a maioria dos casos clínicos.

Hornbrook e Hastings (1995) apresentaram um método de confecção de pinos com fibras de polietileno Ribbond. Afirmaram que em condutos alargados os núcleos metálicos fundidos são contra-indicados, devido ao efeito de cunha. Pinos pré-fabricados também não são ideais, pois sua adaptação é imperfeita e a espessa camada de cimento em torno do pino gera um prognóstico desfavorável. Além disso, o resultado será antiestético se executadas coroas

de cerâmica pura. O pino de fibras de polietileno é adesivo, anti-rotacional e passivo, sendo indicado inclusive para canais alargados. Forma uma unidade com a raiz pela união de materiais adesivos entre si, reforçando-a e reduzindo o risco de fratura. Também impediria propagação de trincas já existentes nas paredes até o periodonto e não compromete a estética. Para sua confecção, remove-se guta-percha até permitir a obtenção de um pino com comprimento igual à altura da porção coronária do núcleo. A largura de fita mais usada para pinos é 2 mm; a de 3 mm pode ser usada em canais largos e a de 4 mm em câmaras pulpares de molares inferiores. O comprimento da fita deve ser cerca de três vezes o do conduto, medido com sonda periodontal. A fibra é impregnada com adesivo fotopolimerizável sem carga. O remanescente dentário sofre condicionamento ácido e o sistema adesivo é aplicado. Cimento resinoso dual, híbrido e com carga é injetado no conduto com a ponta agulha da seringa Centrix. A fita dobrada é levada ao conduto com condensador endodôntico, preenchendo-o totalmente. Em condutos largos insere-se uma segunda fita com 1,5 vezes o comprimento do canal. O conjunto é fotopolimerizado e uma resina híbrida é aplicada em torno das fibras que emergem do conduto para construir a porção coronária do núcleo. Os autores utilizaram a técnica em 24 casos durante 12 meses, sem nenhuma falha clínica, mesmo em dentes severamente comprometidos.

Duret, Duret e Reynaud (1996) descreveram o efeito do módulo de elasticidade na transmissão da força para a dentina que envolve o pino. Cimentaram-se três pinos de formas idênticas em incisivos centrais superiores: um de níquel-cromo (módulo de elasticidade de 210 GPa), um de titânio (módulo de elasticidade de 110 GPa) e o pino de fibras de carbono C-Post (módulo de elasticidade de 8 GPa). Aplicou-se uma carga de 1 N na borda incisal do dente, em 90° com o longo eixo do dente e do pino. Quanto mais alto o módulo de elasticidade do pino, mais força foi transmitida para a dentina; assim, o pino ideal deveria possuir módulo de elasticidade próximo ao da dentina. Realizaram ainda testes de resistência à fadiga na máquina de ensaios, comparando dois pinos de fibras de carbono (C-Post e Endo-Composipost) com três pinos metálicos de diâmetro similar ao C-Post: Para-Post, Flexi-Post e Adpost. Observou-se que pinos de fibra de carbono

resistiram melhor à fadiga que os metálicos, os quais deformaram progressivamente. Somente dois C-Post fraturaram no teste de fadiga; já os pinos metálicos com frequência fraturavam antes do fim da série de ciclos. Observaram queda de menos de 20% na resistência do C-Post ao final do teste, mas os pinos metálicos não possuíam praticamente mais nenhuma resistência. A elasticidade não foi afetada no C-Post, mas diminuiu muito nos pinos metálicos. Concluíram que com pinos de fibras de carbono o risco de fratura da raiz diminui, pois as deformações ocorridas com pinos metálicos levam a trincas da dentina. As fibras de carbono são unidas por uma matriz de resina epóxica; são longas, orientadas unidirecionalmente no longo eixo do pino e equitativamente distribuídas no mesmo. O pino tem forma cilíndrica e dois estágios, um cervical de maior diâmetro e um apical de menor diâmetro. O ápice é cônico para maior estabilização. Seu módulo de elasticidade varia de 8 GPa a 110 GPa. Com ângulo de incidência de 90° com o longo eixo do pino, o módulo é de 8 GPa (próximo ao da dentina radicular); com ângulo de incidência de 20 a 45° com o longo eixo, o módulo é de 18 a 30 GPa; com ângulo de incidência de 0°, o módulo é de 100 a 110 GPa. A resina epóxica tem excelente adesão a resinas compostas e cimentos resinosos.

Freedman (1996), no mesmo ano, avaliou as características dos pinos Composipost de fibra de carbono. Estes são constituídos por fibras de 8 µm de diâmetro, dispostas paralelas umas às outras, no sentido do longo eixo do dente, imersas em matriz resinosa. Esta matriz epóxi de Bis-GMA constitui 36% o peso do pino, o restante corresponde as fibras. O sistema apresenta ótima coesão de seus componentes, apresentando, assim, ótimas propriedades físicas este material. Devido a essas propriedades, o sistema é capaz de absorver o estresse gerado na porção coronária e redirecionar as cargas ao longo eixo da raiz. Núcleos metálicos fundidos apresentam módulo de elasticidade dez vezes maior que a dentina, gerando estresse na interface entre pino/cimento/raiz, levando a separação do pino e fratura radicular. Em função de seu módulo de elasticidade muito similar ao da dentina, ocorre uma diminuição do estresse transmitido ao remanescente radicular. Quando comparado à pinos de titânio, por exemplo, os pinos de fibra de carbono transmitem apenas 63% do estresse gerados por esses pinos metálicos e um

terço em relação a pinos em liga de níquel-cromo. Além disso, as propriedades adesivas do pino aumentam a resistência dentária e diminuem a micro-infiltração.

Isidor, Odman e Brondum (1996) avaliaram a resistência à fratura de 14 dentes bovinos restaurados com pinos de fibras de carbono Composit. Simulou-se o ligamento periodontal com silicona em torno das raízes, que foram fixadas em blocos de resina acrílica. Preparou-se o conduto até 8,5 mm de profundidade. Cimentaram-se os pinos com cimento resinoso e restaurou-se a porção coronária com resina composta. Cimentaram-se coroas metálicas com fosfato de zinco e submeteram-se os espécimes à carga intermitente (250 N, 2 Hz) em ângulo de 45° com o longo eixo do dente até que os corpos de prova fraturassem. Os resultados foram comparados a estudo prévio dos autores, conduzido sob condições similares, porém usando pinos metálicos paralelos Para-Post e núcleos metálicos fundidos. O índice de falha dos pinos de fibra de carbono foi significativamente mais baixo que dos pinos metálicos. Nenhum dos pinos de fibra de carbono fraturou, ao passo que 85% dos dentes restaurados com pinos pré-fabricados metálicos e com núcleos metálicos fundidos fraturaram. A maior resistência ao pino de fibra de carbono foi atribuída ao módulo de elasticidade próximo ao da dentina (melhor distribuição do estresse ao longo do pino), à sua forma (paredes paralelas) e ao preparo conservador do conduto em áreas apicais críticas.

Saupe et al. (1996) estudaram a influência da férula e do reforço radicular com resina composta em dentes fragilizados e restaurados com núcleo metálico fundido. Quarenta incisivos centrais superiores tiveram os condutos radiculares preparados em 10 mm de comprimento, sendo os 8 mm cervicais preparados de modo que permanecesse 0,5 à 0,75 mm de espessura dentinária. Em seguida, foram divididos em dois grupos principais: com presença de férula (2 mm) e ausência de férula. Estes grupos foram subdivididos de acordo com o tipo de reconstrução realizada: com núcleo metálico fundido adaptado ao preparo do conduto ou reforço da região fragilizada com resina composta e pino fototransmissor Luminex e posterior cimentação de núcleo metálico fundido. Os espécimes receberam cobertura coronária em liga de ouro tipo III. Em seguida foram submetidos à ciclagem

térmica (1500 ciclos, 9<sup>o</sup>C por 5 segundos, 37<sup>o</sup>C por 20 segundos e 55<sup>o</sup>C por 5 segundos) e ao teste de resistência à fratura. Análise estatística não revelou influência da presença de férula de 2 mm em dentes fragilizados, independentemente do tipo de material usado na reconstrução. Entretanto, quando utilizada resina composta para preenchimento da região fragilizada, os valores de resistência à fratura foram significativamente superiores (cerca de 41,1% à 52,4%) quando comparados aos dentes reconstruídos apenas com núcleos metálicos fundidos. Em relação ao padrão de falha, a maioria delas foi classificada como fratura radicular (80%).

Marchi (1997) avaliou a resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas internamente com resina composta e pinos intra-radulares. Empregou 76 raízes de incisivos centrais superiores ou caninos superiores. Em metade das raízes foi executado desgaste interno de dimensões padronizadas, simulando enfraquecimento; as raízes foram preenchidas com resina composta fotopolimerizável. As outras 38 raízes eram hígidas. Ambos os grupos foram subdivididos igualmente para receber pinos metálicos Radix-Anker (1,35 mm de diâmetro) ou núcleos metálicos fundidos. Aplicou-se uma carga de compressão sobre os espécimes na máquina de ensaios, em ângulo de 135<sup>o</sup> com o longo eixo da raiz e à velocidade de 0,5 mm/min. Os fatores analisados foram: 1) volume da raiz (pequena, média ou grande) - as maiores apresentaram maior resistência à fratura; 2) condição da raiz (hígida ou debilitada) – as hígidas mostraram-se mais resistentes; 3) tipo de pino intra-radicular (núcleo metálico fundido ou pino metálico pré-fabricado) – os pinos pré-fabricados tiveram melhor performance. A interação que apresentou a maior resistência foi: raízes grandes, hígidas e com pinos pré-fabricados. O autor concluiu que: a espessura de dentina remanescente em torno do núcleo está diretamente relacionada à resistência da raiz à fratura; pinos paralelos e rosqueados proporcionam maior resistência que núcleos metálicos fundidos cônicos; e que a resina composta não recuperou toda a resistência original do dente à fratura.

Mendoza et al. (1997) investigaram a resistência à fratura de dentes estruturalmente comprometidos e reconstruídos com diferentes métodos de reforço radicular. Os condutos radiculares de 40 caninos foram preparados em

8 mm e sua porção cervical foi fragilizada de modo que permanecesse parede dentinária com espessura de 1 mm. Em seguida foram divididos em 4 grupos de acordo com o tipo de reforço radicular: G1 – cimento de fosfato de zinco; G2 – cimento resinoso Panavia F; G3 – cimento resinoso C&B; G4 resina composta Z100. Em todos os grupos pino de fibra paralelo Dentatus número 4 foi cimentado. No G4, o espaço cervical foi preenchido com resina composta através de pino translúcido Luminex. Nos demais grupos os cimentos foram inseridos com broca lentulo. Após serem montados em blocos de resina, os dentes foram submetidos à ciclagem térmica durante 4 horas, em 5 segundos à 5<sup>o</sup>C, 20 segundos em 37<sup>o</sup>C e 5 segundos em 60<sup>o</sup>C. O teste de resistência à fratura com carga progressiva em 60<sup>o</sup> em relação ao longo eixo do dente foi realizado em seguida. Os grupos não apresentaram diferença significativa, exceto o grupo Panavia F (92 Kg) em relação ao grupo do fosfato de zinco (59,22 Kg). O grupo Z100 e do cimento C&B apresentaram valores intermediários (72,20 Kg e 79,33 Kg, respectivamente).

Sidoli, King e Setchell (1997), compararam resistência à fratura e padrão de fratura de pinos de fibra de carbono com outros sistemas de núcleos. Distribuíram 40 incisivos centrais ou caninos superiores em quatro grupos de dez dentes. Aplicou-se carga estática compressiva de 2500 N sobre os espécimes em um ângulo de 130<sup>o</sup> com o longo eixo do dente. Os grupos pesquisados foram: (1) pino de fibras de carbono Composipost e porção coronária de resina composta; (2) pino de aço inoxidável Para-Post e porção coronária de resina composta; (3) núcleos metálicos fundidos em ouro tipo III; e (4) dentes tratados endodonticamente sem nenhum sistema de reconstrução radicular. Cimentaram-se todos os pinos com cimento resinoso. O grupo no qual não foram utilizados núcleos foi significativamente mais resistente que os demais, sugerindo que o preparo do conduto enfraquece a raiz. Dentes restaurados com Composipost exibiram resistência inferior em relação aos demais sistemas, especialmente quando comparados com núcleos metálicos fundidos. Os autores conjecturaram que isto provavelmente ocorreu porque o pino de fibras de carbono não possui retenções mecânicas para a resina coronária. Considerou-se que o potencial para flexão do Composipost poderia levar à perda do cimento e micro-infiltração. A situação seria de maior risco se

estes dentes fossem pilares de próteses parciais fixas ou removíveis. Contudo, o Compositopost apresentou os melhores resultados em relação ao modo de fratura (60% de fraturas favoráveis à preservação do remanescente dentário, ou seja, fratura somente do pino ou do dente acima do nível de inserção). Já com núcleos metálicos fundidos houve 100% de fraturas desfavoráveis, devido a seu alto módulo de elasticidade, que lhe proporciona baixa flexibilidade e o torna impróprio para absorver estresse. O modo de fratura deve ser levado em consideração na seleção do núcleo.

Dean, Jeansonne e Sarkar (1998) avaliaram diferentes procedimentos endodônticos e restauradores quanto à resistência à fratura. Setenta caninos foram divididos em 7 grupos: G1 – preparo coronário sem tratamento endodôntico (; G2 – tratamento endodôntico e preparo coronário; G3 – preparado como G2 e porção coronária restaurada em resina composta; G4 – preparado como anterior e cimentado pino de fibra de carbono; no G5, G6 e G7 executaram-se tratamento endodôntico, remoção das coroas, cimentação de pinos de fibras de carbono, pinos de aço inoxidável cônicos e pinos de aço inoxidável paralelos, respectivamente, e construção da porção coronária em resina composta. Os espécimes foram submetidos à carga compressiva em ângulo de 45° com seu longo eixo, à velocidade de 0,5 mm/min. Os grupos em que se manteve a coroa (G1 a G4), os valores de resistência à fratura foram superiores quando comparados com os demais grupos (G5 a G7). Não houve diferença significativa na resistência entre dentes restaurados com diferentes pinos. Os grupos restaurados com pinos de aço inoxidável demonstraram incidência de 50% de fratura radicular, ao passo que o grupo restaurados com pinos de fibra de carbono não apresentou este tipo de fratura.

Mannocci et al. (1998) avaliaram clinicamente após 3 anos, índices de sucesso de pinos metálicos e de fibra de carbono. Foram utilizados 240 pinos de fibra de carbono e 201 pinos metálicos. Os pinos de fibra de carbono Compositopost foram cimentados com sistema adesivo All-Bond 2 e cimento resinoso C & B. Já os pinos metálicos foram feitos pela técnica indireta e cimentados com fosfato de zinco. A cimentação dos pinos foi realizada por dois operadores. Em 3 anos, 226 dentes restaurados com pinos de fibra de carbono e 194 com pinos metálicos foram analisados. Como fracasso foi considerado



perda de retenção, fratura das raízes e fratura dos pinos. Os dentes restaurados com pinos de fibra de carbono não houve caso de fratura de raiz ou de pino, somente um caso de descimentação do pino e coroa. Quando utilizados pinos metálicos, 10 casos de fratura radicular foram observados.

Outro estudo clínico de Mannocci, Vichi e Ferrarri (1998), publicado no mesmo ano, avaliou, após dois anos, o índice de sucesso de cem dentes restaurados com pinos de fibra de carbono C-Post, cimentados com sistema adesivo All-Bond 2 e cimento resinoso C&B (G1) e cem dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos cimentados com fosfato de zinco (G2). Exames radiográficos, clínico e de saúde periodontal e periapical foram realizados. Noventa e cinco dentes do G1 e 97 do G2. Houve dois casos de fracasso apresentados pelo G1 e estavam relacionados a infecções periapicais. O G2 apresentou 4 fracassos, todos relacionados à fratura radicular.

Martinez-Insua et al. (1998) seccionaram as coroas e trataram endodonticamente 44 dentes e dividiram aleatoriamente em 2 grupos: G1 - pinos de fibra de carbono Composipost cimentados com cimento resinoso Panavia 21 e porção coronária restaurada com resina autopolimerizável Cavex Clearfill Core com sistema adesivo Clearfill New Bond; G2 – núcleo metálico fundido em ouro tipo III cimentados com mesmo cimento. Os dentes receberam coroa metálica de Ni-Cr cimentadas com cimento de ionômero de vidro Ketac-Cem. Os dentes foram submetidos ao teste de resistência à fratura sob carga aplicada em 45<sup>0</sup> em relação ao longo eixo dos dentes, à velocidade de 1mm/min. G1 apresentou valor médio de 103,7 kg e G2 de 202,7 kg. Para G1, as falhas ocorreram na interface pino-complemento coronário, antes que ocorresse fraturas radiculares. Apenas um dente deste grupo apresentou fratura radicular. Para o G2, 20 dos 22 dentes apresentaram fratura radicular em nível cervical. Dois espécimes tiveram deslocamento dos núcleos.

Rovatti, Mason e Dallari (1998) relataram o desenvolvimento de pinos à base de fibras mais estéticos que os de carbono originais: o Aestheti-Post, com fibras de carbono recobertas por fibras de quartzo e o Aestheti-Plus, totalmente composto de fibras de quartzo em matriz resinosa. A resistência à flexão destes pinos (1200-1500 MPa), embora inferior à do Composipost (1900 MPa), é suficiente para os requisitos clínicos. A resistência à tração lateral é

levemente menor para pinos estéticos (50-60 MPa) que para o Composipost (65-95 MPa), mas isto facilita a remoção dos pinos se necessário, pois as brocas penetram facilmente entre as fibras. A resistência à tração longitudinal para estes pinos é de 2480 MPa. No teste de resistência à fadiga, estes pinos ultrapassaram cinco milhões de ciclos sem fratura. A carga necessária para fratura é clinicamente suficiente para o Aestheti-Plus (92,65 kgf/mm<sup>2</sup>) e para o Aestheti-Post (98,57 kgf/mm<sup>2</sup>). Testes com o Aestheti-Plus revelaram excelente resistência à descimentação (29,83 MPa), maior que a do Composipost (27,12 MPa), mostrando adequada adesão das fibras de quartzo ao cimento resinoso. Os módulos de elasticidade do Aestheti-Post (55 GPa) e do Aestheti-Plus (44 GPa) são mais favoráveis para dissipação do estresse que o de qualquer pino metálico.

Katebzadeh, Dalton e Trope (1998) avaliaram a capacidade da resina composta de reforçar internamente dentes com maturação incompleta. Afirmaram que o trauma de um dente jovem pode impedir o desenvolvimento completo do ápice e paredes radiculares. As paredes radiculares finas na região cervical tornam estes dentes susceptíveis a fraturas (30% fraturam durante ou após tratamento endodôntico). Distribuíram-se 100 incisivos centrais endodonticamente tratados em cinco grupos (20 dentes cada). No grupo 1 (controle), não executou-se nenhum preparo cervical e restaurou-se a câmara pulpar com resina composta fotopolimerizável. Preparam-se os condutos nos grupos 2 a 5 simulando paredes radiculares finas na região cervical, até 3 mm apicalmente à junção cimento-esmalte (JCE). No grupo 2 (controle negativo), restaurou-se a câmara pulpar com resina composta somente até o nível da junção cimento-esmalte. No grupo 3, restaurou-se a câmara pulpar com resina composta até 3mm apicalmente à junção cimento-esmalte, introduzindo-se o pino plástico fototransmissor Luminex na resina antes da polimerização, executada por 60 segundos. Após remoção do Luminex, obtinha-se um canal de resina desobstruído. No grupo 4, restaurou-se a câmara como no grupo 3, substituindo o pino translúcido por um pino opaco e polimerizando-se o compósito por 60 segundos. O pino foi então removido, deixando um conduto de resina. O grupo 5 foi tratado como o grupo 3, mas após remoção do pino translúcido, cimentou-se um pino metálico

Luminex no canal com cimento resinoso. Para cada grupo, registrou-se a força de compressão necessária para causar fratura cervical. Todas as técnicas utilizando resina composta reforçaram significativamente os dentes contra fratura em relação ao controle negativo. Nenhum dos grupos experimentais (3 a 5) foi significativamente diferente do grupo 1 (controle). O grupo 5 (canal de resina com pino metálico) foi mais resistente que o grupo 3 (canal de resina com pino plástico), mas não diferente do grupo 4 (canal de resina com pino opaco). Porém, a fratura no grupo 5 ocorreu ao nível do ápice do pino, contraindicando o uso do pino metálico nestes casos.

Hollis et al. (1998) estudaram a resistência à fratura de dentes despulpados e restaurados com sete tipos de pinos. Os grupos controle foram dois: incisivos centrais superiores preparados, mas não restaurados e incisivos restaurados apenas com resina composta dual injetada no conduto, sem pino. Os pinos utilizados foram: 1) pino de fibras de carbono C-Post; 2) pino de fibras de carbono-quartzo Aestheti-Post; 3) pino de fibras de polietileno Ribbond; 4) pino de aço inoxidável Para-Post Plus; 5) pino de titânio puro Filpost; 6) pino de liga de titânio Para-Post Plus. Após tratamento endodôntico, removeu-se a coroa e fixaram-se os dentes em blocos de resina acrílica, 2 mm apicalmente à junção cimento-esmalte. Os pinos, cortados com 13 mm de comprimento, foram cimentados com cimento resinoso na profundidade de 9 mm. Confeccionou-se a porção coronária com resina composta dual (5 mm de altura). Após termociclagem, aplicaram-se cargas compressivas na face lingual do núcleo, em ângulo de 45° com o longo eixo do pino, à velocidade de 1 mm/min. Todos os núcleos tiveram resistência significativamente maior que a da resina sem pino, exceto o núcleo de Ribbond. Todos os núcleos exibiram estatisticamente a mesma ou levemente mais resistência que a do dente preparado sem pino, exceto o de Ribbond e a resina sem pino (mais fracos). Os valores de resistência à fratura, em ordem decrescente, foram: pino de aço inoxidável – 69,13 kgf; pino de titânio puro – 65,87 kgf; pino de fibras de carbono – 64,75 kgf; pino de liga de titânio – 63,52 kgf; pino cerâmico – 62,91 kgf; pino de fibras de carbono-quartzo e dente preparado sem pino – 57,92 kgf; somente resina composta sem pino – 41,19 kgf; núcleo de fibras de polietileno Ribbond e resina composta – 40,38 kgf. Com a resina sem pino normalmente

ocorria fratura de raiz e deslocamento da porção coronária. No pino de Ribbond, as reconstruções coronárias eram lentamente esmagadas, e nos demais pinos geralmente fraturavam. Com o pino de Ribbond não houve fraturas dentárias. Com pinos metálicos, a média de fraturas radiculares foi de 47%, enquanto com pinos não metálicos esta foi de 33%, exceto para o Aestheti-Post (60% de fratura dentária). Em um segundo teste, os pinos foram inseridos diretamente nos blocos acrílicos, sendo preparados três grupos (15 pinos cada). Não se utilizaram pinos de Ribbond nesta fase. O primeiro grupo (controle) foi submetido somente à fratura de forma similar à descrita no primeiro teste; o segundo foi submetido à fadiga (15.000 ciclos com cargas alternadas de 5-50 N) antes da fratura; no terceiro, após a fadiga, os espécimes foram imersos em água a 37<sup>0</sup>C por 24 horas antes da fratura. Nenhum dos pinos foi afetado pelo teste de fadiga, mas após imersão em água os pinos cerâmicos, de fibras de carbono e de carbono-quartzo mostraram-se mais fracos que os demais. Concluiu-se que, embora os pinos metálicos tenham apresentado maior resistência que os não-metálicos, todos os sistemas exibiram desempenho satisfatório para necessidades clínicas.

Carlini Jr. (1999) avaliou a capacidade de pinos intra-radiculares de reforçar dentes enfraquecidos. Oitenta incisivos centrais superiores foram divididos em 8 grupos: G1 – dentes com duas cristas marginais debilitadas restaurados com sistema adesivo e compósito; G2 – dentes com duas cristas marginais debilitadas restaurados com pino intra-radicular metálico paralelo cimentados com sistema adesivo, cimento resinoso e restaurados com sistema adesivo e compósito; G3 – situação idêntica à anterior, porém pinos de fibra de carbono foram utilizados; G4 – dentes com crista marginal debilitada restaurados com sistema adesivo e compósito; G5 – dentes com uma crista marginal debilitada restaurados com pino intra-radicular metálico paralelo cimentados com sistema adesivo, cimento resinoso e restaurados com sistema adesivo e compósito; G6 – igual ao grupo anterior, porém com utilização de pinos de fibra de carbono; G7 – dente com cristas marginais íntegras e câmara pulpar restaurada com sistema adesivo e compósito; G8 – dentes hígidos. Os dentes foram submetidos à carga compressiva em 135<sup>0</sup> em relação ao longo eixo do dente à velocidade de 0,5 mm/min. Pôde-se observar que pinos intra-radiculares não reforçaram dentes anteriores debilitados. A restauração com

sistema adesivo e resina composta foi capaz de recuperar a resistência à fratura de dentes debilitados. Pinos de fibra de carbono e pinos metálicos tiveram comportamento similar em relação a resistência a fratura.

Stockton (1999) ressaltou fatores importantes que afetam a retenção de pinos intra-radulares, especialmente pinos metálicos. Quanto maior o comprimento do pino, maior a retenção; pinos com  $\frac{3}{4}$  do comprimento da raiz são mais rígidos que pinos com  $\frac{1}{2}$  ou  $\frac{1}{4}$  do comprimento da raiz, além de que pinos curtos estão relacionadas com altas taxas de falha. No entanto, em dentes curtos não se consegue tal comprimento sem prejuízo ao selamento apical. O aumento do diâmetro do pino não aumenta significativamente a retenção e diminui a resistência à fratura da raiz; um diâmetro de  $\frac{1}{3}$  da raiz foi sugerido, bem como espessura mínima de 1 mm na extremidade apical do pino. Pinos rosqueados são os mais retentivos (porém, pouco indicados pelo alto estresse que provocam na inserção), seguidos pelos pinos paralelos, sendo os pinos cônicos os menos retentivos. Pinos serrilhados são mais retentivos que lisos. Pinos cônicos produzem mais estresse no terço coronário do conduto e pinos paralelos mais estresse no ápice; os paralelos resistem melhor a forças de tração e cisalhamento que os cônicos e distribuem o estresse mais uniformemente ao longo da raiz. Pinos paralelos passivamente cimentados fornecem ótima retenção e baixo estresse, podendo ser indicados para a maioria dos dentes despolpados. Pinos em dentes anteriores superiores estão sujeitos a forças de cisalhamento em direção vestibular na interface dentina-pino, que aumentam a tendência ao deslocamento; preparos biselados aumentam a resistência ao deslocamento. A técnica de cimentação adequada é mais importante que o cimento usado. O fosfato de zinco fornece retenção confiável. Ionômeros de vidro convencionais são fáceis de manipular, têm adesão química à dentina e resistência adequada. Cimentos resinosos possuem alta resistência à tração e compressão, união micromecânica à dentina e são indicados quando maior retenção é exigida, mas são altamente técnico-sensíveis. A colocação dos cimentos com lentulo no conduto é recomendada para cobertura uniforme do pino, sem bolhas, e maior retenção.

Assmann (1999) avaliou o comportamento de 3 tipos de pinos pré-fabricados em diferentes materiais, associados a dois tipos de resinas

compostas como material para complemento coronário. Os pinos utilizados foram: Parapost (n<sup>o</sup> 5, com 1,25 mm de diâmetro), C-Post (n<sup>o</sup> 2, com 1,7 mm de diâmetro) e CosmoPost (com 1,7 mm de diâmetro). As resinas utilizadas foram Tetric-Ceram e Ti-Core, formando seis grupos experimentais. Os corpos de prova foram montados em plano inclinado para realização dos testes de resistência a compressão em ângulo de 130<sup>o</sup>. A resina composta Tetric-Ceram suportou valores de carga estatisticamente superiores às resinas Ti-Core. Porém, a análise estatística não mostrou diferença entre os pinos pré-fabricados utilizados quando submetidos às mesmas cargas.

Mannocci, Ferrari e Watson (1999) compararam o desempenho de dentes restaurados com pinos de fibras de quartzo (Aestheti-Plus), pinos de fibras de carbono-quartzo (Aestheti-Post) e pinos de dióxido de zircônia (Cerapost). Distribuíram igualmente 40 pré-molares inferiores endodonticamente tratados em três grupos experimentais e um grupo controle sem pino. O conduto foi preparado até 8 mm de profundidade. A porção coronária do núcleo foi construída com resina composta. Os dentes foram cobertos com coroas de cerâmica pura e fixados em blocos de resina acrílica. Aplicaram-se cargas intermitentes (dois ciclos por segundo) em ângulo de 45<sup>o</sup> com o longo eixo do dente. Ocorreu uma fratura com pinos de fibras de carbono-quartzo e uma fratura com pinos de fibras de quartzo (fratura da raiz mais pino); com pinos de zircônia houve seis fraturas (uma fratura de coroa e cinco fraturas de raiz mais pino). A taxa de sobrevivência de dentes com pinos cerâmicos foi significativamente menor que nos outros grupos. Todos os grupos mostraram taxa de sobrevivência maior que a do grupo sem pinos, indicando ser necessário um pino para suportar o material da porção coronária do núcleo quando toda a coroa dentária é perdida. Pinos de fibras reduziram significativamente o risco de fratura da raiz, e as fraturas foram favoráveis à manutenção da raiz (ocorreram na altura em que estaria a gengiva marginal). O alto módulo de elasticidade dos pinos cerâmicos em relação à dentina foi provavelmente a causa do alto índice de fratura. O comportamento mecânico dos pinos de fibras estéticas foi similar ao dos pinos de fibras de carbono.

Lui (1999) relatou a técnica de reforço radicular utilizando o sistema Luminex de pinos plásticos que permitem transmissão de luz. Estes pinos apresentam adaptação passiva, lados paralelos e são reforçados por resina

composta. Estes pinos, associados à resina composta de preenchimento, poderiam dar uma nova conformação radicular para remanescentes radiculares com contra-indicação para receberem pinos metálicos. Este sistema pode ser utilizado em dentes com grandes perdas intra-radiculares, cuja técnica poderia reforçar o remanescente dentário.

Soares (1999) comparou a resistência à fratura de raízes híidas restauradas com núcleo metálico fundido com a resistência de raízes debilitadas reconstruídas com três sistemas restauradores e núcleo metálico fundido. Distribuiu 56 incisivos centrais e caninos superiores em quatro grupos: 1) raiz híida com núcleo metálico fundido (controle); 2) raiz debilitada restaurada com resina composta fotopolimerizável Z100; 3) raiz debilitada restaurada com cimento de ionômero de vidro Vitremer; 4) raiz debilitada restaurada com resina composta autopolimerizável Bisfil II. Após tratamento endodôntico, removeram-se as coroas e executou-se um desgaste interno padronizado para simular enfraquecimento das raízes (espessura de 0,5 mm das paredes radiculares no terço cervical). As raízes foram preenchidas internamente com o material restaurador, utilizando-se pino fototransmissor Luminex para auxiliar na fotopolimerização. No grupo controle, utilizou-se uma broca de 1,5 mm de diâmetro do sistema Luminex para preparo do conduto até 8mm de profundidade. As raízes foram fixadas em blocos acrílicos, os núcleos cimentados com fosfato de zinco e armazenados por 24 horas em água deionizada à temperatura ambiente. Aplicou-se uma carga de compressão na máquina de ensaios, na face palatina do núcleo, em ângulo de 45<sup>0</sup> com o plano horizontal. Em ordem decrescente, os sistemas mais resistentes à fratura foram: grupo 1, grupo 2, grupo 4 e grupo 3. Não houve diferença significativa entre as resinas Z100 e Bisfil II. O ionômero de vidro apresentou a menor resistência (diferença significativa com os demais grupos). Nenhum dos procedimentos restauradores recuperou a resistência original da raiz. Nas raízes debilitadas, todos os espécimes fraturaram ao passo que no grupo controle esse valor diminuiu para 78,6%.

Ferrari et al. (2000a) através de um estudo clínico retrospectivo, avaliaram o comportamento após 6 anos de dentes restaurados com pinos de fibra de carbono C-Post, de carbono-quartzo Aestheti-Post e de fibra de quartzo Aestheti-Plus. Em 719 pacientes tratados por 3 dentistas, foram

colocados 840 pinos C-Posts, 215 pinos Aestheti-Posts e 249 pinos Aestheti-Plus. Foram utilizadas coroas metalo-cerâmicas em 52% dos casos, 38% coroas cerâmicas e 10% mantiveram apenas o núcleo de preenchimento em resina Bis-Core. Foram avaliados os fracassos de técnicas, perda de retenção, fratura dos pinos ou fratura das raízes. Do período de 18 a 68 meses, houve 25 fracassos devido ao deslocamento de pinos e 16 dentes mostraram lesões periapicais em exame radiográfico, perfazendo um total de 3% de fracasso em todos os dentes analisados.

Ferrari et al. (2000b) publicaram um estudo clínico relativo ao comportamento de dentes restaurados com pinos metálicos e pinos de fibra de carbono após 4 anos. Duzentos dentes foram divididos em 2 grupos experimentais: G1 – pinos Composipost + sistema adesivo All Bond 2 + cimento resinoso C&B + núcleo de preenchimento Bis-Core; G2 – pinos metálicos fundidos em liga preciosa + cimentação com fosfato de zinco. Os dentes receberam coroas metálicas e foram avaliados em 6 meses, 1, 2 e 4 anos, em relação à caries e problemas periapicais ou periodontais. No G1, 95% dos dentes obtiveram sucesso, 3% foram excluídos por não aparecimento dos pacientes e 2% apresentaram fracasso endodôntico. Em G2, 84% dos dentes obtiveram sucesso, 2% dos casos foram excluídos por não comparecimento dos pacientes, 9% apresentaram fraturas radiculares, 2% deslocamento das coroas e 3%, fracassos endodônticos. O sistema Composipost de fibra de carbono foi estatisticamente mais efetivo após 4 anos de avaliação em comparação com pinos metálicos fundidos.

Glazer (2000) conduziu um estudo para avaliar clinicamente pinos de fibras de carbono (Composipost e Endopost) cimentados em 52 dentes (71,2% inferiores e 28,8% superiores), sendo 30,8% incisivos, 25% caninos e 44,2% pré-molares. Todos os dentes tinham menos de 50% da estrutura coronária. Coroas unitárias englobaram 51,9% da amostra e retentores de próteses parciais fixas 48,1% da mesma. Utilizou-se cimento resinoso e confeccionou-se a porção coronária do núcleo com resina composta dual. Os dentes receberam coroas metalo-cerâmicas e acompanhamento pelo período médio de 28 meses. A taxa de sobrevivência foi de 89,6%. Falhas ocorreram em três dentes com coroas unitárias e um retentor de prótese parcial fixa (dois pré-molares inferiores, um pré-molar superior e um canino superior). Duas falhas foram



biológicas (patologia periapical) e duas mecânicas (um deslocamento de coroa e um deslocamento de núcleo), nenhuma delas comprometendo o elemento dentário. Concluiu-se que pinos de fibras de carbono estão entre os mais previsíveis atualmente e que sua utilização em dentes anteriores superiores está associada com alto padrão de sucesso.

Bonilla (2001) avaliou a resistência à fratura de raízes amplamente destruídas reconstruídas internamente ou não com resina composta e restauradas com núcleos metálicos fundidos, bem como a resistência à fratura de raízes amplamente destruídas restauradas com pinos dentários. Distribuiu 40 caninos superiores em quatro grupos (10 dentes cada): (1) raiz íntegra com núcleo metálico fundido; (2) raiz amplamente destruída com núcleo metálico fundido; (3) raiz amplamente destruída reconstruída com resina composta e núcleo metálico fundido; e (4) raiz amplamente destruída reconstruída com pino dentário. Removeram-se as coroas dentárias e os condutos foram obturados. No grupo 1, preparou-se o conduto para receber núcleo metálico fundido. Nos grupos 2, 3 e 4, foi executada seqüência padronizada de desgaste para simular uma raiz amplamente destruída, com espessura de parede de 0,5mm no terço cervical. No grupo 2, confeccionaram-se núcleos metálicos fundidos. No grupo 3, as raízes foram reconstruídas com resina composta fotopolimerizável para núcleos Build-It!, polimerizada através de pino fototransmissor Luminex, criando um novo conduto que foi preparado para receber núcleo metálico fundido. O grupo 4 recebeu pinos dentários obtidos a partir de dentes naturais. As raízes foram incluídas em blocos acrílicos e os núcleos cimentados com cimento resinoso. Os espécimes foram armazenados por 24 horas em água deionizada à temperatura ambiente. Executaram-se os testes de resistência à fratura sob compressão na máquina de ensaios à velocidade de 0,5 mm/min, incidindo na face lingual do núcleo, em ângulo de 135° com o longo eixo da raiz. Os valores de resistência à fratura foram (em ordem crescente): (1) Grupo 3 – 53,98 kgf; (2) Grupo 2 – 57,64 kgf; (3) Grupo 4 – 76,35 kgf; e (4) Grupo 1 – 87,59 kgf. Não houve diferença significativa entre os grupos 1 e 4, nem entre os grupos 2 e 3. Os valores encontrados para os grupos 2 e 3 foram 30% menores que os dos grupos 1 e 4 (diferença significativa).

Boudrias, Sakkal e Petrova (2001) ressaltaram que a adaptação dos pinos às paredes do conduto é importante para o adequado desempenho biomecânico da restauração. Relataram que visando uma melhor adaptação dos pinos ao conduto, tanto no terço apical quanto cervical, foram desenvolvidos pinos de fibras de quartzo com dois estágios de conicidade: o D.T. Light-Post (translúcido) e o D.T. White-Post (branco). Alguns dos benefícios dos pinos são: mínima remoção de estrutura dentária durante preparo do conduto, baixo módulo de elasticidade, não interfere na difusão da luz através da estrutura dentária e não altera a cor de restaurações livres de metal. Estes novos pinos estéticos possuem propriedades mecânicas similares às de pinos de carbono e desenho próximo à forma cônica dos condutos. Já pinos paralelos necessitam de alargamento excessivo no terço apical do conduto, enquanto no terço cervical permanece um espaço vazio em torno do pino, que será preenchido por cimento. O pino ideal deve possuir forma similar à do conduto instrumentado, exigindo mínimo preparo. Para auxiliar a determinar a forma dos pinos, registraram-se as medidas mesiodistal e vestibulolingual a 5 mm e 10 mm do ápice, e na junção cimento-esmalte, em 967 dentes extraídos (11 tipos de dentes) tratados endodonticamente, com auxílio de radiografias. Respeitou-se no sistema D.T. Light-Post a dupla conicidade (terço apical menos cônico que o cervical) dos condutos. O sistema possui pinos com três diâmetros nos 5 mm apicais: ISO 90, 100 e 120. Do terço apical à junção cimento-esmalte, os pinos aumentam em conicidade e diâmetro.

Jiménez (2001) afirmou que os pinos de fibras de vidro são mais práticos, estéticos, econômicos e conservadores do que os núcleos metálicos fundidos. São biocompatíveis, resistentes à corrosão e fratura, e de fácil remoção. Sua capacidade de adesão à dentina e a materiais resinosos permite reconstruir dentes com condutos alargados, formando um monobloco que, juntamente com o módulo de elasticidade similar ao da dentina, auxilia a distribuir o estresse ao longo da raiz. Sua incorporação às resinas aumenta sua dureza e resistência ao desgaste. Na segunda metade da década de 1990, surgiram pinos mais estéticos que os pinos de fibras de carbono: Aestheti-Plus (branco e paralelo), Aestheti-Plus (branco e cônico) e Light-Post (cônico e

transparente, capaz de transmitir luz). Comentou sobre os pinos de fibras de vidro mais usados: 1) Fibrekor - diâmetros de 1 mm, 1,25 mm e 1,5 mm; cônicos, brancos e serrilhados; capazes de transmitir luz para polimerizar o cimento resinoso; aderem à estrutura dentária; 2) Dentatus Luscent Anchors – diâmetros de 1,4 mm, 1,6 mm e 1,8 mm; translúcidos, lisos e cônicos; transmitem luz; tratados quimicamente para adesão à resina. Pinos de fibras podem ser construídos diretamente nos canais, nos quais são inseridas fibras de vidro ou polietileno; a técnica é ideal para condutos amplamente alargados. Apesar dos ótimos resultados clínicos relatados com a última aplicação, a mesma necessita de estudos adicionais.

Segundo Stewardson (2001) as principais vantagens dos pinos não-metálicos são: (1) reduzido número de fraturas radiculares (geralmente favoráveis quando ocorrem); (2) estética melhorada; (3) fácil remoção (exceto para pinos cerâmicos); (4) maior biocompatibilidade (ausência de corrosão e citotoxicidade); (5) formação de um complexo biomecânico único pela adesão entre estrutura dentária, agente cimentante e pino, reforçando a raiz. O autor classificou os pinos não-metálicos em pinos de materiais compósitos e pinos cerâmicos. Os pinos de compósitos, que devido à similaridade de seu módulo de elasticidade com o da dentina, minimizam fraturas radiculares, podem classificar-se em: (1) pinos de fibras de carbono (Composipost, Endopost), que em versões atuais podem ser encontrados radiopacos; (2) pinos de fibras de vidro, geralmente quartzo ou sílica-zircônia em matriz resinosa (Fibrekor, Aestheti-Post, Aestheti-Plus, Snowpost), com propriedades físicas similares às dos pinos de fibras de carbono; (3) pinos fototransmissores (Lightpost, Luscent Anchors), compostos por fibras de vidro translúcidas, que visam facilitar a polimerização de cimentos duais ou fotopolimerizáveis; (4) pinos de fibras de polietileno. Pinos cerâmicos (Cosmopost, Cerapost) são mais indicados com coroas de porcelana pura pela excelente estética, e possuem alta resistência e dureza, bem como biocompatibilidade.

Raygot, Chai e Jameson (2001) estudaram o modo de fratura inicial e a resistência à fratura de incisivos centrais superiores despulpados e restaurados com núcleos metálicos fundidos, pinos pré-fabricados de aço inoxidável ou de fibras de carbono. Quando utilizados pinos pré-fabricados, confeccionou-se a

porção coronária com resina composta. Cimentaram-se coroas totais metálicas com fosfato de zinco sobre os núcleos. Após armazenamento dos espécimes por 24 horas em água destilada, estes foram submetidos à carga compressiva em ângulo de  $130^{\circ}$  com o longo eixo do dente, à velocidade de 25,4 mm/min. A carga foi programada para cessar ao primeiro sinal de fratura, permitindo melhor análise do modo de fratura que em estudos nos quais os espécimes são totalmente destruídos e falhas secundárias são geradas. Para detectar o modo inicial de falha, os dentes foram imersos em tinta preta por 12 horas e seccionados no sentido méso-distal. A resistência à fratura foi similar entre os três grupos: 38,13 kgf para núcleos metálicos fundidos, 31,3 kgf para pinos de fibras de carbono e 31,1 kgf para pinos de aço. Em todos os espécimes, houve falhas adesivas entre pino e estrutura dentária, bem como fratura dentária. Nos três grupos, 70 a 80% dos dentes mostraram fraturas acima do nível ósseo simulado. Não ocorreram falhas coesivas de materiais restauradores.

Cormier, Burns e Moon (2001) avaliaram seis sistemas de núcleos (núcleos metálicos fundidos, pino de aço inoxidável ParaPost XH, pino de fibras de carbono C-Post, pino de fibras de carbono-quartzo Aestheti-Post, pino de fibras de vidro FibreKor e pinos cerâmicos CosmoPost) em quatro estágios clínicos da restauração para determinar resistência à fratura e modo de falha em cada estágio. Os estágios analisados foram (10 espécimes para cada estágio): 1) somente o pino, seccionado em 10mm de comprimento e submetido a carga em ângulo reto, no ponto médio (teste de flexão dos três pontos); 2) somente o pino, cimentado no conduto; 3) pino cimentado e confecção da porção coronária do núcleo; 4) cimentação de coroa total sobre o núcleo. Para os estágios 2 a 4, removeu-se a coroa de 180 pré-molares inferiores despolpados e fixaram-se os espécimes em blocos de resina acrílica. Prepararam-se os condutos até 8 mm de profundidade. Cimentaram-se os pinos com cimento resinoso e confeccionou-se a porção coronária dos núcleos com resina composta. No estágio 4, cimentou-se com ionômero de vidro híbrido uma coroa total metálica sobre o núcleo. Nos estágios 2 a 4, armazenaram-se os espécimes em umidificador por 24 horas e depois em água a  $37^{\circ}\text{C}$  por 7 dias. Aplicou-se uma carga estática na máquina de ensaios em ângulo de  $90^{\circ}$  com o longo eixo da raiz. Considerou-se a fratura desfavorável

quando os dentes exibiram fraturas verticais ou oblíquas estendendo-se abaixo da borda do bloco de resina acrílica. Os valores de resistência para cada pino foram significativamente diferentes em cada estágio, mas de modo geral a seqüência dos resultados por tipo de pino foi similar de um estágio para outro. No estágio 1, os pinos Para-Post e os núcleos fundidos exibiram dobramento e deformação plástica gradual. Pinos de fibra fraturaram em “galho verde”. Pinos Para-Post mostraram a maior resistência e grande quantidade de fraturas desfavoráveis nos quatro estágios. Pinos FibreKor apresentaram menor resistência que os demais nos estágios 2 a 4, não causaram fraturas dentárias nos estágios 2 e 3 e no estágio 4 o número de fraturas desfavoráveis foi similar ao dos outros pinos. Em um grupo intermediário quanto à resistência, situaram-se C-Post, Cosmopost e AesthetiPost (ordem decrescente), apresentando número moderado de fraturas desfavoráveis. O CosmoPost exibiu número significativo de fraturas em todos os estágios, devido à friabilidade. A resistência do núcleo metálico foi sempre alta, mas variável em cada estágio, sendo que com este núcleo nenhum dente fraturou no estágio 2, 90% dos dentes fraturaram desfavoravelmente no estágio 3, e todos fraturaram desfavoravelmente no estágio 4. No estágio 4 (prótese concluída), não houve diferença na resistência entre os pinos testados, exceto para o FibreKor, que continuou a apresentar resultados menores que os demais pinos. Concluiu-se que pinos de fibras possuem vantagem quanto à preservação dentária sobre pinos metálicos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos (pequeno número de fraturas desfavoráveis em relação aos sistemas metálicos).

Akkayan e Gulmez (2002) avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e reforçados com quatro tipos de pinos: G1 - pino de titânio, G2 - pino de fibra de quartzo, G3 - pino de fibra de vidro e G4 - pino de zircônia. Todos os pinos foram cimentados com Single Bond e cimento resinoso RelyX. Receberam ainda, porção coronária em resina composta e coroas totais metálicas. Os espécimes foram embutidos em resina acrílica e submetidos ao teste de compressão em angulação de  $130^{\circ}$  com o longo eixo do dente, em velocidade de 1 mm/min até que alguma falha ocorresse. Os valores de resistência à fratura foram em ordem crescente: 66,95 kg (G1), 75,90 kg (G3), 78,91 kg (G4); 91,20 kg (G2). Os dentes reconstruídos com pinos de fibra de quartzo (G2) mostraram maior resistência à fratura que os

demais grupos ( $p < 0,001$ ). Observaram-se fraturas passíveis de reparo em dentes restaurados com pinos de fibras de quartzo e fibras de vidro, e observaram-se fraturas não restauráveis com pinos de zircônia e de titânio. Os autores especularam que uma das principais causas deste padrão de fratura deve ser o alto módulo de elasticidade de pinos de titânio e zircônia em relação à dentina, enquanto pinos de fibras de quartzo e de fibras de vidro possuem módulos próximos ao da dentina.

Grandini, Balleri e Ferrari (2002) avaliaram através de microscopia eletrônica de varredura as superfícies de pinos de fibra cortados de diferentes maneiras. Foram utilizados os seguintes pinos: G1 - fibra de carbono (RTD), G2 - fibra de quartzo (RTD), G3 - Aesthetic Post (RTD), G4 - Aesthetic Plus Posts (Ivoclar), G5 - Translucent Posts (Dentatus) e G6 - FRC Postec Posts (Ivoclar). Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos de acordo com o tipo de corte utilizado: ponta diamantada, disco de carborundum ou tesoura. Não houve diferença entre os grupos 1, 4 e 6. As superfícies dos pinos utilizados no G5 foram mais irregulares depois de cortados com os instrumentos rotatórios. Os demais grupos mostraram diferenças desfavoráveis quando cortados com tesoura em comparação às pontas diamantadas ou disco de carborundum. As superfícies cortadas com tesouras mostraram dois planos e bordas convergentes, tendo linhas de fraturas que podem perder a integridade ao longo do comprimento dos pinos. Os autores sugeriram que pinos de fibra podem ser cortados com pontas diamantadas em baixa rotação sob refrigeração. Embora o disco de carborundum mostre menor irregularidade, este procedimento não seria recomendado. Já cortes com tesoura seriam desencorajados.

Heydecke e Peters (2002) conduziram uma revisão da literatura para comparar o comportamento clínico e laboratorial de núcleos metálicos fundidos com o de pinos pré-fabricados metálicos ou de fibras de carbono. Após seleção inicial de 1773 artigos, estes foram submetidos a critérios de inclusão. Para estudos laboratoriais, os critérios foram: dentes unirradiculares, restauração com coroas totais e aplicação da carga em ângulo de 130 a 135°; para estudos clínicos foram: acompanhamento por pelo menos três anos, dentes anteriores, restauração com coroas totais, descrição dos sistemas testados e informações sobre sobrevivência ou sucesso do estudo. Permaneceram dez artigos

laboratoriais e seis clínicos. A comparação da resistência à fratura em estudos laboratoriais não revelou diferenças significativas entre núcleos fundidos e de preenchimento. Por falta de dados, uma análise global de sobrevivência não foi possível com estudos clínicos. A sobrevivência para núcleos metálicos fundidos em dois estudos variou de 87,2% a 88,1% e em um terceiro estudo alcançou 86,4% após 72 meses. A meta-análise dos estudos laboratoriais não encontrou diferenças no padrão de fratura entre núcleos fundidos ou de preenchimento: a maioria das fraturas ocorreu no terço médio ou apical da raiz. Somente com pinos de fibras de carbono a fratura geralmente ocorreu acima do suporte acrílico (fratura restaurável). Observaram que sendo comparáveis os resultados dos tratamentos, restaurações diretas reduzem tempo e custos para o paciente. Porém, estudos adicionais de acompanhamento de núcleos de preenchimento devem ser conduzidos, pois ainda são escassos.

Vichi et al. (2002) avaliaram a efetividade de três sistemas adesivos de um frasco (grupos 3, 4 e 5) e de dois sistemas adesivos de três passos (grupos 1 e 2) quanto à formação da camada híbrida, de *tags* de resina e de ramificações laterais de adesivo quando usados para cimentação de pinos de fibras. Distribuíram-se 50 dentes tratados endodonticamente, a serem extraídos por razões endodônticas ou periodontais, em cinco grupos (10 espécimes cada), onde utilizaram-se as seguintes combinações de sistema adesivo e cimento resinoso: 1) All Bond 2 com C & B Cement; 2) Scotchbond Multipurpose Plus com Opal Luting Composite; 3) Scotchbond 1 com RelyX ARC; 4) One-Step com C & B Cement; 5) All Bond Experimental com Post Cement HI-X. Utilizaram-se todos os materiais como recomendado pelos fabricantes. Cimentaram-se 50 pinos de fibras de quartzo Aestheti-Plus em condutos preparados até 9 mm de profundidade. Uma semana depois, as raízes foram extraídas e observadas em microscópio eletrônico de varredura. Ocorreu formação da camada híbrida, *tags* de resina e ramificações laterais com todos os adesivos, mas com melhor qualidade nos grupos 1 e 2. A morfologia e formação da camada híbrida e dos *tags* de resina foi mais facilmente detectável e uniforme nos terços cervical e médio dos canais que no terço apical. Não houve diferença significativa entre os três adesivos de um frasco nas áreas avaliadas. Concluiu-se que sistemas adesivos de três passos

proporcionam melhor embricamento micromecânico entre adesivo e dentina que sistemas de um frasco, especialmente no terço apical.

Albuquerque (2003) avaliou o efeito de pinos intra-radiculares de diferentes materiais e formas na distribuição do estresse em incisivos endodonticamente tratados, através do método do elemento finito. Consideraram-se todos os materiais homogêneos e isotrópicos, bem como a obtenção de uma adesão perfeita em todas as interfaces. Quatro modelos foram criados: 1) dente hígido; 2) dente restaurado com pino cônico (2 mm de diâmetro cervical e 1mm de diâmetro apical); 3) dente restaurado com pino cilíndrico (1,4 mm de diâmetro); 3) dente restaurado com pino de dois estágios (cervical com 1,8 mm de diâmetro e apical com 1,2 mm de diâmetro). A porção coronária do núcleo foi confeccionada com resina composta reforçada por titânio e recoberta com coroa de porcelana. Nos três modelos, utilizaram-se pinos de aço inoxidável, de titânio e de fibras de carbono. Simulou-se a aplicação de uma carga estática de 10 kg na face palatina, próxima à borda incisal e em 45° com o longo eixo dentário. Em relação aos dentes hígidos, o uso de pinos aumentou o nível de estresse, especialmente na região cervical da interface pino-dentina da face palatina. Pinos de aço causaram o maior estresse, seguidos por pinos de titânio e finalmente por pinos de fibras de carbono. Não houve diferenças significativas na concentração do estresse relacionadas à forma do pino.

Kaizer (2003) avaliou a resistência à fratura de dentes despulpados reconstruídos com pinos de fibras de polietileno ou pinos dentários. Selecionou 60 caninos superiores seccionados na junção cimento-esmalte, tratados endodonticamente (condutos desobturados até 8mm de profundidade) e fixados em blocos de resina acrílica. Distribuíram-se os espécimes em quatro grupos (15 dentes cada): 1) preparo convencional dos condutos e confecção de pinos de fibras de polietileno Ribbond; 2) preparo convencional dos condutos e pinos dentários; 3) condutos medianamente alargados e pinos dentários; 4) condutos amplamente alargados (espessura de paredes de 0,5 mm no terço cervical) e pinos dentários. Nos grupos 1 e 2, dilataram-se os condutos até a broca Largo nº 4; nos grupos 3 e 4, os condutos sofreram desgastes seqüenciais padronizados, simulando raízes medianamente ou amplamente



destruídas, respectivamente. Cimentaram-se os pinos com sistema adesivo Scotchbond Multi-Usso Plus e cimento resinoso Enforce. Construiu-se a porção coronária dos núcleos com resina composta reforçada com titânio Ti-Core. Após 24 horas de armazenamento em água destilada, submeteram-se os espécimes ao ensaio de resistência à fratura sob compressão na máquina de ensaios, em ângulo de 135° com o longo eixo da raiz, à velocidade de 0,5mm/min. Os valores de resistência à fratura foram (ordem decrescente): Grupo 3 - 58,67 kgf; Grupo 2 - 53,30 kgf; Grupo 4 - 47,91 kgf; Grupo 1 - 45,46 kgf. Houve diferença significativa apenas entre os grupos 1 e 3. Em relação ao padrão de fratura, observou-se: ampla predominância de fratura da porção coronária do núcleo no grupo 1; padrão variado de fraturas (tanto radiculares como do pino e/ou porção coronária) nos grupos 2 e 3; fratura de 100% das raízes no grupo 4. Concluiu-se que: 1) a resistência à fratura foi similar entre grupos reconstruídos com pinos dentários ou pinos de fibras de polietileno; 2) com pinos de fibras de polietileno houve ampla predominância de fratura do pino e/ou da porção coronária do núcleo; 3) com pinos dentários a fratura foi predominantemente no terço cervical da raiz, pino e/ou da porção coronária do núcleo; em condutos alargados, houve principalmente fraturas de raiz com estes pinos; 4) pinos dentários parecem ideais para reforçar raízes debilitadas, por suas propriedades biomecânicas similares às da estruturas dentária e capacidade de adesão com a mesma e com materiais restauradores.

Marchi et al. (2003) estudaram a resistência à fratura de dentes bovinos fragilizados e restaurados com pinos metálicos associados à diferentes materiais. Setenta e cinco incisivos bovinos foram divididos em 5 grupos: G1 – dentes não fragilizados restaurados com pino metálico (controle); G2 - dentes fragilizados reconstruídos com pino metálico e cimento resinoso C&B; G3 – dentes fragilizados reconstruídos com pino metálico e cimento de íonômero de vidro Vitremer; G4 – dentes fragilizados reconstruídos com pino metálico e resina composta modificada Dyract AP; G5 - dentes fragilizados reconstruídos com pino metálico e resina composta Z-100. Os condutos foram preparados em 9 mm com ponta diamantada esférica 1016 (controle). Para fragilização, foram preparados em 7 mm com ponta diamantada esférica 3017 e em 4mm com 3018. Após cimentados os pinos, copings metálicos foram posicionados sobre

eles para suportarem as cargas compressivas em angulação de 135<sup>0</sup> em relação ao longo eixo das raízes à velocidade de 0,5 mm/min. O grupo controle apresentou os maiores valores de resistência à fratura (52,38 kgf), diferindo significativamente dos demais grupos. Os dentes fragilizados reconstruídos com pino de fibra e cimento C&B, apenas, apresentaram os menores valores (31,75 kgf). Porém, quando comparado com os outros materiais, diferença significativa foi observada apenas em relação ao Vitremer (42,68 kgf). Quando utilizado Vitremer, Dyract AP e Z100, não houve diferença estatística.

Monticelli et al. (2003) em um estudo prospectivo avaliaram o desempenho de três pinos translúcidos em 225 pacientes com pré-molares tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibras e coroas cerâmicas. Distribuíram-se os dentes em três grupos (75 dentes cada): G1-pino Aesthetic Plus; G2-pino D. T. Ligh-Post; G3-pino FRC Postec. Prepararam-se os condutos com 9mm de profundidade. Para a cimentação, utilizaram-se nos grupos 1 e 2 o sistema adesivo fotopolimerizável One-Step e o cimento resinoso dual Duo-Link; no grupo 3, utilizaram-se apenas materiais autopolimerizáveis (sistema adesivo Excite DSC e cimento resinoso MultiLink). Reconstruiu-se a porção coronária com resina composta fluida AeliteFlo para verificar se o material suportaria cargas funcionais por longos prazos. Após 6, 12 e 24 meses, dois examinadores independentes e cegos ao tipo de tratamento realizaram exame clínico e radiográfico dos dentes restaurados. Houve oito casos (3,5%) de deslocamento dos pinos, sendo 3 casos no G1, 2 casos no G2 e 3 no G3. Seis casos apresentaram lesão periapical em dois anos, necessitando retratamento endodôntico. Não houve nenhum fracasso relacionado à fratura de pino nem fratura radicular. Não foi observada diferença significativa no desempenho clínico dos pinos testados, sugerindo que todos são adequados para uso clínico.

Kurtz et al. (2003) avaliaram, através de teste de resistência à extrusão (*push-out*), o efeito do sistema adesivo, cimento endodôntico e região do canal radicular sobre a resistência adesiva de três pinos estéticos. Distribuíram-se 24 dentes anteriores superiores endodonticamente tratados em três grupos iguais, nos quais foram utilizados: 1) pinos cerâmicos Cosmopost; 2) pinos de fibras de vidro FibreKor; 3) pinos de fibras de vidro Parapost Fiber White. Cimentaram-se os pinos em cada grupo com uma das seguintes combinações:

1) sistema adesivo auto-condicionante Parapost Cement Conditioner e cimento resinoso autopolimerizável Parapost Cement; 2) sistema adesivo fotopolimerizável One Step (um frasco) e cimento resinoso autopolimerizável Hi-X Post. Para metade dos espécimes de cada combinação, utilizou-se um cimento endodôntico contendo eugenol e para a outra metade um cimento à base de resina epóxica. Executou-se o teste de resistência à extrusão em diferentes secções da raiz para medir a resistência adesiva em cada área do canal. Foram obtidos quatro segmentos de cada raiz por secção em máquina de corte, sendo três deles apicais à junção cimento-esmalte e um coronário a esta. Cada segmento era levado à máquina de ensaios, na qual carga era aplicada à velocidade de 1 mm/min, até deslocamento do pino. O Cosmopost mostrou adesão significativamente menor que Fibrekor e Parapost, que não diferiram entre si. A adesão dos pinos na secção coronária foi significativamente mais alta que nas demais secções da raiz (adesão similar). Concluiu-se que o tipo de pino e a área da raiz afetaram a resistência adesiva, mas o tipo de cimento endodôntico ou de adesivo não tiveram efeito sobre a adesão.

Grandini (2003) observou que é relativamente comum o conduto apresentar-se ovóide ou alargado. Nestes casos, é possível reembarcar um pino de fibras pré-fabricado com resina composta fotopolimerizável, obtendo-se um “pino anatômico” que reproduz exatamente a morfologia do canal. O autor utilizou um pino de fibras de quartzo para a técnica, reembarcado com uma resina fotopolimerizável de baixa viscosidade, a qual adere ao pino graças ao sistema adesivo. Verificou, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), que a espessura do cimento resinoso foi cerca de 6 vezes maior (ao longo de todo o canal) com pinos pré-fabricados que com pinos anatômicos. Argumentou que quanto menor a espessura do cimento, mais uniforme é a distribuição das cargas oclusais e menor a contração de polimerização do cimento resinoso (e menor o estresse por ela causado), bem como mais baixo é o número de bolhas no cimento. De fato, a MEV mostrou que com o pino anatômico houve redução significativa do número e da dimensão das bolhas no cimento resinoso. Após preparo do conduto (removendo-se áreas retentivas para permitir remoção do pino após polimerização), este deve ser isolado com

água ou glicerina líquida (que deve ser eliminada com *microbrush* e irrigação abundante antes da cimentação). A resina composta e a seguir o pino são inseridos no conduto, procedendo-se à sua pré-polimerização. Remove-se o pino reembasado do conduto e completa-se a fotopolimerização. A cimentação é feita da mesma forma que para o pino de fibras pré-fabricado. A seguir, procede-se à construção da porção coronária do núcleo. O autor ressaltou que a eficácia da técnica deve ser avaliada em estudos clínicos longitudinais.

Newman et al. (2003) compararam os efeitos de três sistemas de pinos de fibras sobre a resistência à fratura e modo de falha de dentes despolpados. Distribuíram 90 incisivos centrais superiores em oito grupos experimentais e um grupo controle, no qual utilizou-se pino de aço inoxidável Para-Post de 1,5 mm (10 espécimes cada grupo). Metade dos dentes dos grupos experimentais possuía condutos estreitos e a outra metade condutos alargados. Em espécimes com canais estreitos, prepararam-se os condutos com a broca correspondente para pinos de fibras de vidro FibreKor (1,5 mm) ou Luscent Anchors (1,6 mm); os pinos de fibras de polietileno Ribbond foram confeccionados diretamente em condutos de 1,6 mm de diâmetro. Os mesmos pinos foram cimentados nos condutos largos, que possuíam preparo cônico com 2 mm de diâmetro na porção mais cervical da raiz e 1,5 mm no ápice, feito com pontas diamantadas tronco-cônicas. Em condutos estreitos, cimentaram-se os pinos pré-fabricados com cimento resinoso autopolimerizável Cement-It! (usado também para cimentar o pino ParaPost), e em condutos largos com resina composta fluida Flow-It!. Os pinos de Ribbond foram confeccionados com resina fluida fotopolimerizável Flow-It! para os dois tipos de condutos; nos condutos estreitos utilizaram-se dois pedaços de Ribbond com 2 mm X 28 mm e nos condutos largos três pedaços do mesmo tamanho. Prepararam-se todos os condutos até 10 mm de profundidade e em todos os grupos utilizou-se o adesivo Scotchbond Multi-uso de forma dual. Preparou-se ainda um grupo chamado de “Ribbond não-padronizado”, com 20 pinos de Ribbond e porção coronária de forma e tamanho variável, cujos resultados foram excluídos da análise estatística devido à falta de padronização. Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à fratura à velocidade de 5 mm/min. Não houve diferença significativa na resistência entre condutos estreitos ou

alargados com os pinos testados, exceto para o Ribbond (maior valor em condutos largos). Em canais estreitos, a menor resistência foi 4,55 kgf para Ribbond e a mais alta foi 12,9 kgf para Luscent Anchors. Em canais largos, a menor resistência foi 9,04 kgf para FibreKor e a mais alta (12,87 kgf) foi igual para Luscent Anchors e Ribbond. O grupo com maior resistência à fratura foi o controle (18,33 kgf). O grupo do Ribbond não-padronizado obteve média de 24,91 kgf para condutos estreitos e de 31,95 kgf para condutos largos. Não ocorreu fratura radicular em nenhum dos grupos experimentais, e no grupo controle houve três fraturas no terço cervical da raiz. Concluiu-se que embora pinos metálicos tenham apresentado maior resistência que pinos de fibras, o modo de falha dos últimos protege o remanescente dentário.

Purton, Chandler e Qualtrough (2003) investigaram o efeito da termociclagem sobre a retenção de pinos de fibras de vidro. Distribuíram-se 40 raízes de caninos e pré-molares em dois grupos (20 espécimes cada), nos quais pinos Lightpost ou Luscent Anchors foram cimentados com cimento resinoso. As coroas foram removidas, os condutos preparados com 9 mm de profundidade e as raízes embebidas em blocos de resina acrílica. Cada grupo foi subdividido em dois subgrupos iguais: um foi submetido à termociclagem (3.000 ciclos em banhos de água a 5°C e 55°C, com 60 segundos em cada banho de água e tempo de transferência de dois segundos) e o outro serviu como controle (espécimes armazenados a 37°C). Os espécimes foram submetidos à força de tração no longo eixo do pino, à velocidade de 5 mm/min. No grupo controle, a força necessária para deslocar os pinos foi 31,5 kgf para o pino Lightpost e 15,49 kgf para o pino Luscent Anchors (diferença significativa); nos grupos com termociclagem, obteve-se 23,04 kgf para Lightpost e 17,02 kgf para Luscent Anchors (diferença não significativa). Não houve diferença significativa na retenção entre espécimes submetidos ou não à termociclagem. Todos os pinos tinham remanescentes de cimento, sugerindo falha adesiva na interface cimento-dentina, ou falha coesiva dentro do cimento, ou ainda associação de ambas. Considerou-se que pinos de fibras de vidro cimentados com cimento resinoso ofereceram retenção aceitável, que não diminuiu com a termociclagem, indicando não ser essencial usar a termociclagem em testes de retenção de pinos de fibras cimentados com cimentos resinosos.

Drummond e Bappa (2003) avaliaram a resistência à flexão de pinos de fibras de carbono (Carbon-Post), pinos cerâmicos (Zirconia-Post) e pinos de fibras de vidro (Esthetic-Post, Light-Post, Luscent Anchors e FibreKor de três diâmetros diferentes) antes e após ciclagem térmica, examinado também o efeito da carga estática e cíclica sobre esses materiais. O diâmetro dos pinos variou de 0,98 a 1,90 mm. Submeteram-se 10 pinos de cada grupo a ciclagem térmica (6000 ciclos entre 7 e 63°C) e um número igual de pinos de cada grupo não sofreram ciclagem térmica. Barras de resina reforçada por fibras de vidro unidirecionais também foram submetidas a ciclagem térmica e cargas cíclicas. Executaram-se os testes à velocidade de 2 mm/min na máquina de ensaios, com os espécimes imersos em água ou em ambiente seco. Realizou-se o teste de fadiga sob a mesma velocidade, até 1000 ciclos, com carga de 40 kg. A microscopia eletrônica de varredura foi usada para avaliar diferenças microestruturais entre os pinos e a qualidade de aderência das fibras à matriz resinosa. Os pinos de fibras de carbono e o pino de fibras de vidro FibreKor foram significativamente mais resistentes que o pino cerâmico e que os demais pinos de fibras de vidro. A ciclagem térmica reduziu significativamente a resistência à flexão dos pinos de fibras de carbono ou vidro. Com barras de resina reforçadas, não houve diferença significativa com o teste em ambiente úmido ou seco, mas houve perda significativa de resistência sob carga cíclica; a ciclagem térmica diminuiu a resistência em 11%. Frequentemente observaram-se depressões irregulares ou vazios nas áreas de fratura. Não houve falta de adesão entre fibras e matriz resinosa com nenhum pino. Concluiu-se que a diminuição da resistência sob carga cíclica e sob ciclagem térmica de pinos de fibras indica que seu uso no ambiente oral aumenta sua degradação, encurtando a vida clínica.

Hu et al. (2003) avaliaram a resistência à fratura e os padrões de falhas de incisivos centrais superiores despulpados e distribuídos em quatro grupos (10 espécimes cada), com diferentes tipos de núcleos. Os condutos foram desobturados, preservando-se 4 mm da obturação radicular. Após execução de preparo para coroa total com chanfrado de 1,2 mm de largura ao nível da junção cimento-esmalte (JCE), as coroas foram removidas, mantendo-se 1 mm de estrutura dentária acima da JCE. No Grupo 1, utilizaram-se núcleos metálicos fundidos em ouro-paládio, com porção radicular paralela e serrilhada,

obtida a partir de padrões Parapost calcináveis. O canal foi preparado com a broca paralela Parapost nº 4 (1 mm de diâmetro). Para a cimentação, utilizou-se cimento de policarboxilato. No grupo 2, os dentes receberam pinos de aço inoxidável paralelos e serrilhados Parapost (1 mm de diâmetro). No grupo 3, utilizaram-se pinos de fibras de carbono-quartzo paralelos e de ápice cônico Aestheti-Post nº 1 (1 mm de diâmetro). No grupo 4, utilizaram-se pinos cerâmicos paralelos e de ápice cônico ER-Cerapost (0,9 mm de diâmetro). Nos grupos 2 a 4, a porção coronária foi confeccionada com resina composta e os pinos cimentados com cimento resinoso dual. As raízes foram fixadas em blocos de resina acrílica. Cimentaram-se coroas totais metálicas sobre os núcleos. Após armazenamento em soro fisiológico à temperatura ambiente por sete dias, submeteram-se os espécimes à compressão em ângulo de 45° com o longo eixo da raiz, à velocidade de 2,5 mm/min. O modo de falha foi classificado como: 1) deslocamento do pino; 2) fratura de estrutura dental coronária; 3) fratura da raiz (localização variável). Para facilitar a localização da falha, os espécimes foram imersos após o teste em solução de fucsina básica, embebidos em resina epóxica e então seccionados longitudinalmente em máquina de corte. Os valores de resistência à fratura encontrados foram aceitáveis em todos os grupos: grupo 1 – 36,92 kgf; grupo 2 – 25,80 kgf; grupo 3 – 29,34 kgf; e grupo 4 – 33,02 kgf. Não houve diferença significativa entre os quatro grupos quanto à resistência. O pior padrão de falha foi observado nos dentes restaurados com pinos cerâmicos e complementos coronários em resina composta, onde 9, dos 10 espécimes fraturaram.

Maccari, Conceição e Nunes (2003) utilizaram três tipos de pinos estéticos para avaliar a resistência à fratura de dentes tratados edodonticamente. Foram utilizados Aestheti-Post, FibreKor Post e Cosmopost, cimentados com sistema All Bond 2 e cimento resinoso C&B. Os complementos coronários foram confeccionados com resina composta obtidos através de matrizes de poliéster pré-fabricadas. Foram utilizados 30 dentes humanos monorradiculares. Após aplicação de carga compressiva em 45° com o longo eixo do dente, os valores de carga necessários para que alguma falha ocorresse no sistema, bem como o padrão de falha foram observados. Os dentes restaurados com Aestheti-Post e FibreKor apresentaram valores de resistência à fratura superiores ao dentes restaurados com Cosmopost. Este

apresentou fratura em todos os espécimes, sendo 3 fraturas radiculares. Os dentes restaurados com Aestheti-Post apresentaram diferentes tipos de fraturas. Ao passo que espécimes em que foram utilizados os pinos FibreKor Post não fraturaram.

Akkayan (2004) comparou o efeito de três comprimentos de férula sobre a resistência à fratura e padrões de falha em dentes despulpados e restaurados com pinos estéticos. Removeram-se as coroas de 123 caninos superiores e prepararam-se três deles com férulas de 1 mm, 1,5 mm e 2 mm, que depois foram moldados com silicone de adição e reproduzidos em resina acrílica autopolimerizável para produzir padrões de cada comprimento de férula. Utilizando-se estes padrões, obtiveram-se, no sistema fresador Celay, 40 dentes preparados com cada comprimento de férula, formando três grupos. Cada grupo foi dividido em quatro sub-grupos de 10 espécimes restaurados com: 1) pinos de fibras de quartzo D. T. Light-Post; 2) pinos de fibras de vidro ER DentinPost; 3) pinos de fibras de vidro associadas à zircônia EasyPost; 4) pinos de zircônia Cosmopost. Cimentaram-se os pinos com cimento resinoso. A porção coronária dos núcleos foi reconstruída com resina composta e recoberta com coroas totais metálicas. Submeteram-se os dentes à carga de compressão em ângulo de 130° com seu longo eixo, à velocidade de 1 mm/min. Classificaram-se as falhas como localizadas no terço cervical da raiz ou abaixo dele. Os seguintes valores de resistência à fratura (kgf) para pinos de fibras de quartzo, de fibras de vidro, de fibras de vidro mais zircônia, ou de zircônia foram, respectivamente: 98,09; 85,36; 80,24; e 70,11 (férula de 1,0 mm); 101,00; 87,58; 89,8; e 82,71 (férula de 1,5 mm); e 119,5; 99,84; 98,6; e 95,42 (férula de 2,00 mm). O aumento do comprimento da férula de 1,00 mm para 1,5 mm em dentes com pinos de fibras de quartzo ou de fibras de vidro não aumentou significativamente a resistência à fratura, mas a férula de 2 mm aumentou significativamente a resistência com todos os pinos. Não houve diferença significativa nos padrões de fratura dentro dos subgrupos ou entre grupos. Com os três comprimentos de férula, a resistência foi significativamente maior com pinos de fibras de quartzo que com outros tipos de pinos. Houve diferença significativa entre os tipos de pinos dentro dos



quatro subgrupos com os três comprimentos de férula, exceto entre pinos de fibras de quartzo e de fibras de vidro com férulas de 1,0 mm e 1,5 mm.

Berger e Cavina (2004) ressaltaram que entre os pinos intra-radulares recentemente lançados destacam-se os pinos de fibras de carbono e de fibras de vidro. Consideraram também que pinos ativos estão obsoletos (predispõem à fratura da raiz), devendo ser dada preferência a pinos passivos, que podem ser classificados em: metálicos, cerâmicos ou de resinas reforçadas por fibras. Estes últimos proporcionam absorção de cargas funcionais de forma similar ao dente íntegro, devido a suas características mecânicas próximas à dentina. Os insucessos com estes pinos de fibras estão relacionados a falhas de cimentação ou à utilização em dentes com menos de 2 mm de remanescente coronário. Modificações estéticas de pinos de carbono levaram à produção de pinos com núcleo de carbono revestido por fibras de quartzo ou vidro. Os pinos de fibras de vidro ou quartzo possuem propriedades mecânicas e comportamento clínico similar aos pinos de fibras de carbono, além de melhor estética. Permitem a refração e transmissão da luz, tornando os opacificadores desnecessários. Existem ainda pinos de fibras de quartzo translúcidos, na tentativa de facilitar a polimerização de adesivos e cimentos resinosos no conduto. Recomendaram cimentos resinosos para cimentação de pinos de fibras, pois apresentam resistência adequada mesmo em camadas espessas, já que pinos pré-fabricados não se adaptam precisamente ao conduto. Sistemas adesivos de três passos são os mais indicados, pois não possuem acidez elevada (como adesivos convencionais de dois passos ou autocondicionantes de passo único), não interferindo na polimerização de cimentos resinosos duais ou autopolimerizáveis.

Ferrario et al. (2004) investigaram os valores de força de mordida máxima em pacientes do sexo masculino e feminino, comparando o lado esquerdo e direito da face. Utilizaram pacientes entre 19 e 29 anos de idade, sendo 36 homens e 16 mulheres. Terceiros molares não foram incluídos no estudo. O sensor era posicionado na região correspondente ao segundo molar superior direito e o paciente realizava máxima mordida. Em seguida o sensor era posicionado no primeiro molar superior direito e o procedimento era repetido. Assim sucessivamente até o segundo molar superior esquerdo. Em

seguida, os testes eram repetidos para todos os dentes e os valores da primeira medição eram descartados. Após duas horas o teste era repetido, bem como duas semanas depois, sendo realizada duas medições com 2 horas de intervalo. O lado da face não teve influência significativa nos valores obtidos. Para ambos os sexos, os menores valores foram encontrados na região anterior, sendo os incisivos centrais nas mulheres (93,88 N) e incisivos laterais nos homens (139,30 N), podendo chegar, nesta região, em caninos a 119,68 N e 190,31 N para as mulheres e homens, respectivamente. Os homens apresentaram valores de mordida superiores às mulheres para todos os dentes analisados, sendo significativamente superiores a partir dos pré-molares em direção à posterior. A região anterior apresentou diminuição da força de mordida em cerca de 40-48% em relação à máxima força apresentada.

Fokkinga et al. (2004) executaram uma revisão sistemática agregando dados de estudos laboratoriais sobre carga de falha e modos de falha de pinos pré-fabricados de fibras, metálicos e cerâmicos. Após revisão de 1984 artigos do MEDLINE de 1984 a 2003, com as palavras-chave "*post or core or build up or dowel e teeth or tooth*". Os critérios de inclusão foram: 1) comparação de pinos de fibras com qualquer outro tipo de núcleos; 2) dentes humanos unirradiculares; 3) resina composta como material de reconstrução coronária; e 4) registro dos valores de resistência à fratura e modos de falha classificados como favoráveis (reparáveis) ou desfavoráveis (irreparáveis). Núcleos metálicos fundidos mostraram cargas de falhas significativamente maiores que pinos de fibras. Pinos cerâmicos tiveram carga de falha significativamente menor que pinos de fibras. O modo de falha foi significativamente mais favorável para o remanescente dentário quando pinos de fibra foram utilizados.

Mitsui et al. (2004) avaliaram a resistência à fratura de raízes de incisivos centrais bovinos restauradas com diferentes pinos intra-radulares, distribuídos em cinco grupos (15 espécimes cada): 1) núcleo metálico fundido; 2) pino de titânio; 3) pino de fibras de carbono; 3) pino de fibras de vidro; e 5) pino de dióxido de zircônia. Executou-se a secção dos incisivos a 14 mm do ápice e prepararam-se os condutos até 9 mm de profundidade, com as brocas recomendadas pelos fabricantes. Após cimentação dos pinos com cimento resinoso e confecção da porção coronária com resina composta (3 mm de

altura), fixaram-se as raízes em resina, mantendo 3 mm das raízes expostas. A seguir, submeteram-se as raízes à compressão em ângulo de 135° com o longo eixo da raiz, à velocidade de 0,5 mm/min. Raízes restauradas com pinos de titânio apresentaram maior resistência que as restauradas com pinos cerâmicos ou de fibras de vidro e similar àquela de pinos de fibras de carbono. A resistência de qualquer dos pinos pré-fabricados foi similar a dos núcleos metálicos fundidos.

O trabalho de Braz et al. (2005) avaliou a resistência flexural de pinos de fibras de vidro combinados com materiais de preenchimento utilizados para reforço radicular, bem como a resistência à fratura de raízes alargadas reforçadas com os mesmos materiais. Para o teste de resistência flexural, confeccionaram-se 10 cilindros (3,5 mm de diâmetro e 14 mm de comprimento) em cada grupo: 1) pino de fibras de vidro Reforpost e cimento resinoso dual Variolink II; 2) pino Reforpost e resina composta dual para núcleos de preenchimento BisCore; 3) pino Reforpost e três pinos acessórios Reforpin com cimento Variolink II. Após armazenamento em ambiente seco por 24 horas, submeteram-se os cilindros à carga na máquina de ensaios, na velocidade de 0,5mm/min. As médias de resistência flexural foram (em MPa): grupo 1 – 206,52; grupo 2 – 224,39; e grupo 3 – 272,64. A resistência flexural do grupo 3 foi significativamente maior que a dos outros grupos. Para o teste de resistência à fratura, removeram-se as coroas de 30 caninos superiores despulpados ao nível da junção cimento-esmalte e alargaram-se os condutos até 3,5 mm de diâmetro, simulando canais alargados. Aplicou-se o sistema adesivo dual Excite DSC nas raízes, que foram divididas em três grupos, nos quais foram utilizados os mesmos materiais que no teste de resistência flexural. A porção coronária do núcleo foi construída com resina composta e fixaram-se as raízes com resina acrílica em cilindros metálicos. Após armazenamento por 24 horas, aplicou-se a carga nos espécimes em ângulo de 135° com o longo eixo da raiz, na velocidade de 0,5 mm/min. Os valores médios de resistência à fratura foram (em kgf): grupo 1 – 47,45; grupo 2 – 66,57; e grupo 3 – 74,11. A média do grupo 1 foi significativamente menor que a dos demais grupos. Concluiu-se que o pino de fibras, combinado com pinos acessórios, é o método de escolha para reforçar raízes debilitadas.

Galhano et al. (2005) investigaram a resistência à flexão de diferentes pinos de fibras, distribuídos em oito grupos (10 espécimes cada): 1) pino de fibras de carbono C-Post; 2) pino de fibras de carbono-quarzo Aestheti-Post; 3) pino de fibras de quartzo Aestheti-Plus; 4) pino de fibras de quartzo Light-Post; 5) pino de fibras de quartzo D. T. Light-Post; 6) pino de fibras de vidro ParaPost FiberWhite; 7) pino de fibras de vidro FibreKor; 8) pino de fibras de vidro Reforpost. Executou-se o teste de flexão dos três pontos, à velocidade de 1 mm/min. Os valores médios obtidos para pinos Aestheti-Post e Aestheti-Plus foram mais altos (estatisticamente similares) que os dos demais grupos. Os valores médios obtidos com os pinos C-Post, Light-Post, D. T. Light Post, ParaPost FiberWhite e FibreKor foram similares entre si e mais altos que os obtidos com pinos Reforpost, que atingiram os valores mais baixos.

Grandini et al. (2005) avaliaram, através de microscopia eletrônica de varredura, a espessura e a uniformidade da camada de cimento em três níveis radiculares quando cimentados pinos de fibra translúcidos e pinos anatômicos. Vinte dentes anteriores superiores foram randomizados e divididos em dois grupos: G1 – pinos translúcidos duplo-cônicos e G2 – pinos translúcidos duplo-cônicos reembasados com resina composta. Para confecção do pino anatômico, os canais eram lubrificados com glicerina gel, o pino adaptado no conduto e resina composta era compactada no interior do conduto. O conjunto era pré-fotopolimerizado por 20 segundos e, em seguida, removido do conduto para nova fotopolimerização por mesmo período. Em ambos os grupos foram utilizados sistema adesivo One-Step (Bisco) e cimento resinoso Duo Link (Bisco). As raízes foram seccionadas ao nível de 1mm, 4,5mm e 8mm e a espessura da camada de cimento e a presença de bolhas ou falhas foram avaliadas sob microscopia eletrônica de varredura. No G1, a espessura da camada de cimento aumentou significativamente de apical para coronal (130  $\mu\text{m}$  em 8 mm, 240  $\mu\text{m}$  em 4,5 mm e 610  $\mu\text{m}$  em 1 mm). Já no G2, ocorreu o inverso, à medida que se aproximava da porção coronária, a espessura diminuía (100  $\mu\text{m}$  em 8 mm, 40  $\mu\text{m}$  em 4,5 mm e 20  $\mu\text{m}$  em 1 mm), porém apenas para a porção coronal e média essa diferença foi significativa. A espessura da camada de cimento foi significativamente diferente nos níveis médio e coronal quando os dois grupos foram comparados entre si. Bolhas e espaços vazios localizados no agente cimentante, no material de reconstrução

coronária e entre o pino de fibra e o cimento foram observadas nos dois grupos da mesma forma.

Naumann, Blankenstein e Dietrich (2005) avaliaram 105 dentes restaurados com pinos de fibras de vidro aos 12 e 24 meses. Foram utilizados pinos de fibra de vidro paralelos serrilhados Fibrekor (Jeneric Pentron) em três diâmetros: 1; 1,25 e 1,5 mm e pinos duplo-cônicos Luscent Anchors (Dentatus) de mesmo diâmetro na porção coronal. A maioria dos dentes não possuía remanescente coronário e muitos tinham condutos alargados. Após 12 meses, 4 restaurações falharam (3,8%): houve um caso de deslocamento de pino e 2 pinos fraturaram. Uma fratura não reparável ocorreu em um molar inferior. Após 24 meses, 12 restaurações falharam (11,4%): 2 pinos deslocaram, 7 pinos fraturaram, 1 raiz sofreu fratura não reparável e houve falha adesiva da porção coronária de um núcleo. Os dois tipos de pinos analisados apresentaram similar padrão de falha após 2 anos de acompanhamento clínico, com predominância de falhas restauráveis.

Yoldas e Tayfun (2005) avaliaram a profundidade de polimerização da resina composta utilizando-se: 1) pinos fototransmissores Luminex; 2) pinos de fibra de vidro convencionais; ou 3) apenas fotopolimerização convencional (grupo controle). Ambos os pinos possuíam 1,5 mm de diâmetro. A resina composta foi condensada em condutos artificiais de 15 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro, feitos em 30 cilindros plásticos negros (divididos em três grupos iguais). O tempo de fotopolimerização foi sempre de 90 segundos. Vinte e quatro horas após a polimerização, removeram-se os cilindros plásticos e executou-se o teste de microdureza superficial nas profundidades de 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm e 14 mm. Houve aumento significativo na microdureza da resina quando utilizado pinos fototransmissores ou pinos de fibras de vidro convencionais em relação ao grupo controle. Não houve diferença significativa na microdureza entre pinos de fibras de vidro e pinos fototransmissores até 10 mm; a partir desse ponto, os valores para o grupo em que foi utilizado pino Luminex foi maior. A microdureza decresceu com o aumento da distância da ponta fotopolimerizadora nos três grupos.

Gonçalves et al. (2006) investigaram a resistência à fratura de raízes fragilizadas reconstruídas com núcleos metálicos fundidos e com pinos de

titânio associados a diferentes resinas compostas. Quarenta e oito incisivos superiores foram aleatoriamente divididos em 6 grupos. G1 – preparo convencional do canal radicular com broca largo número 6 (1,7 mm de diâmetro) e cimentação de núcleo metálico fundido (grupo controle). Os grupos experimentais tiveram suas raízes fragilizadas através de desgaste com brocas 718, 720 e 730 nos comprimentos de 7, 6 e 5 mm, respectivamente, apresentando 3,2 mm de diâmetro do conduto. Os grupos experimentais foram os seguintes: G2 – núcleo metálico fundido; G3 – pino Luminex + Tetric Ceram + pino de titânio; G4 – pino Luminex + Filtek Supreme + pino de titânio; G5 - pino Luminex + Z-100 + pino de titânio; G6 - pino Luminex + resina Renew + pino de titânio. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso C & B (Bisco). Os dentes foram submetidos ao ensaio de resistência a fratura após terem sido armazenados por 24h a 37<sup>0</sup>C. Quando reconstruídos com núcleo metálico fundido, houve diferença significativa entre os valores de resistência à fratura de dentes fragilizados e com preparo convencional do conduto (212,8 N e 447,8 N, respectivamente). Os valores dos demais grupos não diferiram do grupo controle (G3 - 520,9 N, G4 - 479,9 N, G5 - 391,6 N, G6 – 333 N). Os autores salientam que o uso de resina composta é capaz de reforçar raízes fragilizadas quando comparado com núcleos metálicos fundidos.

Li et al. (2006) avaliaram, através de análise de elemento finito, a distribuição de estresse em raízes fragilizadas restauradas com pino e titânio Parapost e diferentes agentes cimentantes: Superbond C&B, cimento de ionômero de vidro, Panavia F, fosfato de zinco e cimento de poliacrilato de zinco. Incisivos centrais superiores foram simulados, com preparo do conduto em 8 mm de profundidade, sendo que os 4 mm cervicais possuíam 1mm de espessura de parede dentinária. Foram simuladas coroas metalo-cerâmicas, pino de titânio, porção coronária em resina composta, os diferentes cimentos, dentina, ligamento periodontal, osso alveolar e guta percha. Carga de 100 N foi aplicada na porção palatina em 45<sup>0</sup> em relação ao longo eixo do dente e os valores de estresse computados. Na dentina radicular, pôde ser observado maior estresse na região vestibular e palatina da porção cervical radicular. Quando o modo de elasticidade do cimento era próximo ao da dentina (18,6 GPa), como fosfato de zinco (22,4 GPa) e Panavia F (18,3 GPa) a quantidade

de estresse na superfície radicular era baixo. Quando analisado o estresse na camada de cimento, observou-se maior concentração de estresse nos cimentos com maior módulo de elasticidade (Panavia F e fosfato de zinco).

Naumann, Preuss e Rosentritt (2006) compararam a resistência à fratura de dentes endodonticamente tratados e com férulas incompletas da coroa. Devido a situações como: sobrecarga oclusal, injúria traumática e processos cariosos é comum ser impossível a obtenção de abraçamento de tecido dental sadio em toda a circunferência da coroa, caracterizando uma férula incompleta. Distribuíram-se 40 incisivos centrais superiores em 4 grupos (10 dentes cada): 1) férula completa (360°) c/ 2 mm de altura; 2) férula de 2 mm interrompida na face vestibular; 3) férula de 2 mm interrompida na face lingual; 4) férula de 2 mm interrompida nas faces proximais. Após o preparo dos condutos com 8 mm de profundidade, cimentaram-se pinos de fibras de vidro (Fibrepoints Root Pins Glass) nos condutos com um cimento resinoso (RelyX Unicem) e confeccionou-se a porção coronária dos núcleos com resina composta (Clearfil Core). Coroas de cerâmica pura (Empress II) foram cimentadas sobre os núcleos com o mesmo cimento resinoso. Após a fixação em blocos de resina acrílica, oito espécimes de cada grupo foram expostos à ciclagem térmica (6.000 ciclos entre 5 e 55°C, 2 minutos cada ciclo) e à carga dinâmica (1,2 milhões de ciclos, equivalendo a 5 anos de mastigação, força de 50 N) em ângulo de 135° com o longo eixo da raiz. Os espécimes sobreviventes (sete dos grupos 2 e 3, cinco do grupo 4 e todos os do grupo 1) foram submetidos à carga estática na máquina de ensaios, à velocidade de 1 mm/min. A maior resistência (91,67 kgf) foi obtida para o grupo 3 (ausência de férula na face lingual). Com a ausência de férula na face vestibular (grupo 2), a resistência foi de 67,09 kgf e a férula completa (grupo 1) alcançou 51,18 kgf. O menor valor (36,70 kgf) foi visto com a ausência de férula nas proximais (grupo 4). A análise estatística revelou diferença significativa entre todos os grupos, exceto entre os grupos 1 e 4, e entre os grupos 2 e 4. Dois espécimes de cada grupo foram submetidos somente à carga estática, apresentando valores similares àqueles submetidos à carga dinâmica. O tipo de fratura mais freqüente foi a fratura oblíqua estendendo-se da margem cervical da face lingual da raiz até o 1/3 médio da face vestibular da raiz (fratura desfavorável à reabilitação dentária). Os autores

concluíram que apesar dos altos valores de resistência, uma férula incompleta está associada com uma maior propensão à fratura dentária e com maior variação na resistência à fratura.

Naumann, Preuss e Frankenberger (2006) avaliaram a resistência à fratura de dentes com canais excessivamente alargados e restaurados com pinos de fibra de vidro e coroas cerâmicas. Trinta e dois incisivos centrais inferiores foram divididos aleatoriamente em 4 grupos de 8 amostras. Dois grupos tiveram suas coroas seccionadas 2 mm acima da junção cimento-esmalte e dois grupos ao nível da mesma. Grupo 1 – pino cimentado com cimento auto-adesivo RelyX Unicem sem presença de férula e com conduto amplamente alargado, permanecendo paredes com apenas 0,5 - 0,75 mm de espessura; grupo 2 – alargamento normal do conduto, sem presença de férula e cimentação do pino com RelyX Unicem; grupo 3 – alargamento normal do conduto, presença de férula e pino cimentado com RelyX Unicem; grupo 4 – alargamento normal do conduto, com presença de férula e pino cimentado com cimento resinoso Panavia F. Após reconstrução com resina composta da porção coronária e cimentação da coroa cerâmica, os espécimes foram submetidos à ciclagem térmica (6000 ciclos, 5°C - 55°C, 2 min. cada ciclo) e ciclagem mecânica ( $1.2 \times 10^6$  ciclos com angulação de 135° em relação ao longo eixo do dente). Por fim, os espécimes que resistiram às ciclagens térmica e mecânica foram submetidos à carga compressiva à velocidade de 1 mm/min até que ocorresse falha. A resistência à fratura foi significativamente diferente entre os quatro grupos analisados. O grupo 4 apresentou os maiores valores, seguido pelos grupos 3, grupo 2 e grupo 1, respectivamente. Os espécimes com férula e cimentados com Panavia F e RelyX Unicem (grupos 3 e 4) apresentaram, respectivamente, 2 e 3 falhas restauráveis e 6 e 5 falhas catastróficas. Já o grupo sem férula e pino cimentado com RelyX Unicem apresentou 50% de falhas restauráveis. O grupo 1 apresentou 8 falhas restauráveis, sendo 6 delas ocorridas durante a ciclagem térmica e mecânica.

Perez et al. (2006) estudaram a influência da espessura de cimento resinoso na resistência adesiva de pinos de fibra à dentina radicular. Dezoito dentes unirradiculares foram divididos em 2 grupos. Os canais radiculares foram preparados na profundidade de 12 mm com broca n<sup>o</sup>3 do sistema Light



Post (Bisco). No grupo 1, foram utilizados pinos nº 3 deste sistema (com diâmetro apical de 1,4 mm e diâmetro médio-coronário de 2,2 mm). No grupo 2, foram utilizados pinos nº 1 (diâmetro apical de 1mm e diâmetro médio-coronal de 1,4 mm). Cada dente foi seccionado produzindo cinco discos de 1,5 mm de espessura, os quais foram submetidos ao teste de resistência à extrusão. Os resultados demonstraram que a resistência adesiva não foi influenciada pela espessura da camada de cimento. Em ambos os grupos o tipo de falha mais freqüente foi adesiva entre o pino e o cimento.

Bonfante et al. (2007) investigaram a resistência à fratura e o padrão de falhas de dentes com raízes debilitadas, reconstruídos com diferentes procedimentos. Distribuíram 50 caninos tratados endodonticamente em 5 grupos: 1) núcleo metálico fundido; 2) pino de fibras de vidro FibreKor nº 2 de diâmetro menor que do conduto; 3) pino de fibras de vidro FibreKor nº 2 de diâmetro menor que do conduto associado à fitas de fibras de vidro; 4) pino de fibras de vidro FibreKor nº 2 de diâmetro menor que do conduto associado à pinos acessórios de fibras de vidro Reforpin; 5) pino anatômico (pino de fibras de vidro FibreKor nº 2 de diâmetro menor que o conduto, reembasado com resina composta Filtek Flow de baixa viscosidade. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso RelyX ARC e construiu-se a porção coronária dos núcleos com resina composta Enforce-Core. Sobre os núcleos, cimentaram-se coroas totais metálicas. Os espécimes foram submetidos a cargas de compressão na máquina de ensaios. Os maiores valores de resistência à fratura foram observados nos grupos restaurados com núcleo metálico fundido, seguidos, respectivamente, pelos pinos de fibra de vidro associados à pinos acessórios e pelos pinos anatômicos, sendo que estes valores não diferiram significativamente entre si. Os grupos 2 e 3 apresentaram valores de resistência à fratura estatisticamente inferiores. Quanto ao padrão de falhas, o grupo 1 apresentou 100% de fraturas radiculares; os grupos 2 e 4 tiveram padrão variado de fraturas; no grupo 3, 60% das fraturas ocorreram no terço cervical da raiz e no grupo 5, 50% das falhas ocorreram na porção coronária do núcleo.

Bottino et al. (2007) investigaram o efeito da ciclagem mecânica na resistência adesiva de pinos de zircônia (Cosmopost) e de pinos reforçados por fibras de quartzo (DT Light Post). Quarenta dentes humanos foram divididos

em quatro grupos: grupo 1 – pinos de fibras de quartzo que não receberam ciclagem mecânica; grupo 2 – pinos de fibras de quartzo submetidos a  $2 \times 10^6$  ciclos; grupo 3 – pinos de zircônia que não sofreram ciclagem mecânica; e grupo 4 – pinos de zircônia submetidos a  $2 \times 10^6$  ciclos. Após a ciclagem mecânica, os dentes foram seccionados transversalmente, dando origem a quatro discos de 2 mm de espessura, os quais foram submetidos ao teste de resistência à extrusão. Os resultados demonstraram que a ciclagem mecânica afetou a resistência adesiva apenas dos pinos de zircônia.

Com o propósito de avaliar o efeito da espessura da camada de cimento sobre a força adesiva entre pinos de fibra de quartzo e a dentina radicular, D'Arcangelo et al. (2007) utilizaram 80 incisivos centrais superiores. Após serem seccionados ao nível da junção cimento-esmalte e realizado tratamento endodôntico, os espécimes foram divididos em 4 grupos de acordo com o diâmetro de preparação do conduto radicular: Grupo 1 – diâmetro apical de 0,9 mm; Grupo 2 – diâmetro apical de 1 mm; Grupo 3 – diâmetro apical de 1,2 mm; Grupo 4 – diâmetro apical de 1,4 mm. Todos os condutos foram preparados com 8 mm de profundidade e conicidade 2%. Pinos de fibra de quartzo Endo Light Post, com 0,9 mm de diâmetro apical e conicidade 2%, foram cimentados com cimento resinoso Panavia 21 em todos os grupos, variando assim a espessura da camada de cimento. Em seguida, os espécimes foram submetidos ao teste de *pull-out* à velocidade de 1 mm/min e a força necessária para deslocar o pino foi registrada. Os resultados mostraram valores estatisticamente significantes entre todos os grupos, exceto entre os grupos 3 e 2, sendo estes os grupos que obtiveram maiores valores de força adesiva, seguidos pelo grupo 1 e 4, respectivamente. Assim, para grandes espessuras de cimento, a resistência ao deslocamento de pinos de fibra foi significativamente menor.

Maccari et al. (2007) analisou a resistência à fratura de dentes com raízes enfraquecidas e restaurados com 3 sistemas de pinos intra-radulares. Após realizada a endodontia e o preparo dos condutos em 11 mm de profundidade com a broca nº 1 (1,5 mm de diâmetro apical) do sistema de pinos DT Light Post, procedeu-se o preparo da região cervical dos 30 espécimes com pontas diamantadas tronco-cônicas nº 3131 aprofundando todo

o comprimento da broca (4 mm de comprimento de parte ativa, 2,5 mm de diâmetro da porção cervical e 1,8 mm de diâmetro da porção apical). Em seguida, os espécimes foram divididos em 3 grupos diferentes, de acordo com o tipo de pino intra-radicular que receberiam: Grupo 1 – pino de fibra de quartzo DT Light Post; Grupo 2 – pino de fibra de vidro FRC Postec; Grupo 3 (controle) – núcleo metálico fundido em Ni-Cr. Após aplicação da carga compressiva com angulação de 45<sup>o</sup> em relação ao longo eixo do dente, foi observada menor resistência à fratura dos pinos de fibra em comparação com o núcleo metálico fundido (G1 - 108,62 N; G2 - 93,28 N e G3 - 207,65 N) Entretanto, todos os dentes restaurados com pinos de fibra apresentaram falhas restauráveis. Já o grupo controle apresentou 70% de falhas irreparáveis.

Valandro et al. (2007) avaliaram o efeito da ciclagem mecânica sobre a resistência à tração de dois tipos de pinos de fibra. Foram cimentados pinos de fibras de quartzo (DT Light Post) e pinos de fibras de vidro (G-FRC) com 12 mm de comprimento em dentes humanos extraídos. As amostras foram divididas em 4 grupos. Dois deles sofreram 20.000 ciclos, enquanto que os outros dois sofreram  $2 \times 10^6$  ciclos com cargas de 50 N em uma frequência de 8 Hz. As amostras foram cortadas perpendicularmente ao longo eixo de dente em discos com espessuras de 2 mm e submetidas ao teste de *push-out*. Os resultados mostraram que a ciclagem mecânica não afetou a resistência a tração dos dois tipos de pinos testados.

Al-Wahadni et al. (2008) avaliaram a resistência à fratura e o padrão de falha de dentes restaurados com pinos de fibra de vidro GF, pinos de fibra de carbono C-Post e pinos metálicos RADIX-Anchor, grupos 1, 2 e 3, respectivamente. Os dentes foram submetidos à carga compressiva progressiva em máquina de ensaios universal. O padrão de falha foi classificado como catastrófico (fratura da porção coronária/radicular ou fratura radicular isolada) e reparável (fratura da porção coronária). Os dentes restaurados com pinos metálicos apresentaram valores de resistência à fratura estatisticamente superiores aos demais grupos ( $571,6 \pm 80,3$  N). Entretanto, o grupo restaurado com pinos de fibra de vidro não diferiu do grupo restaurado com pino de fibra de carbono ( $393,9 \pm 124,3$  N e  $420,6 \pm 102,7$  N, respectivamente). Em relação ao padrão de falha, os grupos 1 e 3

apresentaram 100% de fraturas catastróficas, predominando fraturas combinadas entre porção coronária e radicular, 90 e 100%, respectivamente. Já o grupo 2 apresentou 4 fraturas da porção coronária, 4 da porção radicular e 2 fraturas combinadas.

Marchi, Mitsui e Cavalcanti (2008) analisaram a influência da ciclagem termo-mecânica na resistência à fratura de 288 dentes bovinos reconstruídos sob diferentes formas. Vinte e quatro grupos ( $n = 12$ ) foram formados, de acordo com a quantidade de remanescente radicular e tipo de pino e núcleo coronário. A quantidade de remanescente radicular foi classificada como intacta, semi-fragilizada e fragilizada. Na primeira, os condutos eram preparados em 9 mm com broca relativa ao sistema de pinos utilizado. Na segunda e na terceira, os condutos eram preparados com pontas diamantadas esféricas (diâmetro de 1,7 mm) em 9 mm de profundidade e os 7 mm cervicais eram preparados com pontas diamantadas esféricas de maior diâmetro (2,5 mm para raízes semi-fragilizadas e 2,9 mm para fragilizadas). Como retentores intrar-adiulares foram utilizados núcleo metálico fundido em liga prata-paládio, pino metálico pré-fabricado Radix Anker n<sup>o</sup> 3, pino de fibra de carbono Aestheti Post n<sup>o</sup> 3, resina composta Filtek Z350. Metade dos grupos foi submetida à ciclagem térmica e mecânica (5000 ciclos,  $5^{\circ}\text{C} \pm 2$  e  $55^{\circ}\text{C} \pm 2$ , durante 1 minuto cada ciclo e 100000 ciclos, 80 N, 3,5 Hz, respectivamente). Após, foi realizados o ensaio de resistência à fratura com carga progressiva de 0,5 mm/min em  $135^{\circ}\text{C}$  em relação ao longo eixo do dente. Os dentes restaurados com resina composta não suportaram a ciclagem termo-mecânica e não foram incluídos na análise estatística, para os demais grupos a ciclagem termo-mecânica não influenciou de maneira significativa os valores de resistência à fratura. A quantidade de remanescente radicular não interferiu nos valores de resistência à fratura dos dentes restaurados com pinos metálicos e com pinos de fibra de carbono. Entretanto, afetou significativamente os dentes restaurados com núcleo metálico fundido. Dentes fragilizados restaurados com este material apresentaram-se menos resistentes à compressão. Em relação aos materiais de reconstrução os valores foram estatisticamente diferentes de acordo com cada grau de fragilidade radicular, sendo o núcleo metálico fundido o mais resistente, seguido pelos pinos metálicos e pelos pinos de fibra de

carbono, respectivamente. Entretanto, o estudo não avaliou o padrão de falha ocorrido após o teste de compressão.

Marteli Jr. et al. (2008) verificaram a influência da utilização de pinos acessórios Reforpins e da presença de 2 mm de férula na resistência a fratura de dentes bovinos fragilizados. Trinta dentes bovinos foram seccionados em 15 mm e vinte, em 17 mm, para obtenção da férula. A entrada do canal foi preparada com ponta diamantada esférica com 3,5 mm de diâmetro e, a partir daí, em direção apical, seguindo a morfologia radicular de modo a manter espessura de parede dentinária homogênea. Grupo 1 – núcleo metálico fundido cimentado com cimento de fosfato de zinco; Grupo 2 – pino de fibra de vidro Reforpost; Grupo 3 – pino de fibra de vidro associado à pinos acessórios; Grupo 4 – pino de fibra de vidro na presença de 2 mm de remanescente coronário e Grupo 5 – pinos de fibra de vidro associado à pinos acessórios com 2 mm de remanescente coronário. Nos grupos 2 ao 5, foi utilizado sistema adesivo Adper Single Bond e cimento resinoso Relyx ARC, sendo a porção coronária do núcleo reconstruída com resina composta Filtek Z250. Os dentes foram submetidos ao teste de resistência à compressão em  $135^{\circ}$  em relação ao longo eixo do dente, os valores (kgf) foram tabulados e os padrões de falhas analisados. A análise estatística não revelou diferença significativa no valor de resistência à fratura entre os grupos analisados (G1 -  $61,81 \pm 21,25$ ; G2 -  $63,12 \pm 20,53$ ; G3 -  $55,46 \pm 18,11$ ; G4 -  $56,07 \pm 15,34$  e G5 -  $53,10 \pm 9,70$ ). Entretanto, em relação ao padrão de falha, houve diferença estatisticamente significante entre G1, G2 e G3. No grupo em que foi utilizado núcleo metálico fundido, em todos os casos ocorreram fratura radicular. Quando utilizado pino principal isoladamente e sem férula, metade dos casos apresentou fratura radicular. Ao acrescentar pinos acessórios à ultima situação, houve predominância de fraturas coronárias, 9 casos. A presença de férula não alterou os padrões de falhas tanto dos grupos em que foram utilizados pinos acessórios quanto nos que não foram.

Salameh et al. (2008) compararam a resistência à fratura e o padrão de falha de incisivos superiores tratados endodonticamente após o uso ou não de pinos de fibra de vidro associados a diferentes tipos de coroas totais. Cento e vinte dentes foram divididos em 4 grupos de 30 dentes cada. Em seguida,

estes foram divididos em dois sub-grupos: com ou sem a utilização de pinos de fibra de vidro. No grupo 1 foram cimentadas coroas metalo-cerâmicas; no grupo 2, coroas de cerâmica Empress II; no grupo 3, coroas de Vectris reforçadas por carga e no grupo 4, coroas YTZ zircônia. Após sofrerem carga compressiva, a carga necessária para que ocorresse falha mecânica foi registrada, bem como o padrão de falha. Os resultados demonstraram que o tipo de cobertura coronária não foi determinante para afetar a resistência à fratura, ao passo que a presença do pino foi significativa para aumentar a resistência. Em relação ao padrão de falhas, o tipo de coroa e a presença do pino influenciaram os resultados. Nos casos em que foram utilizados pinos de fibra de vidro, as fraturas restauráveis foram significativamente mais frequentes do que as fraturas não-restauráveis quando comparadas às amostras que não receberam pino intra-radicular. As coroas metalo-cerâmicas apresentaram significativamente maior frequência de fraturas não restauráveis quando comparadas com coroas de Vectris e coroas de YTZ zircônia, porém não diferiram das coroas Empress II que foram similares às coroas Vectris. As coroas YTZ zircônia apresentaram menor frequência de fraturas não restauráveis.

Moosavi, Maleknejad, Kimyai (2008) avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com diferentes materiais restauradores. Quarenta dentes humanos foram distribuídos aleatoriamente em 4 grupos. Os grupos 1, 2 e 3 tiveram seus canais amplamente alargados. Em todos os grupos foram cimentados pinos de fibra de quartzo DT Light Post com cimento resinoso Panavia F 2.0. No grupo 1 foi usada resina composta Clearfil DC Core Automix (Kuraray) com auxílio de pinos transparentes para reconstrução do espaço radicular amplamente alargado; no grupo 2, dois pinos acessórios Reforpin (Ângelus) foram combinados com o pino principal; e no grupo 3 apenas espessa camada de cimento resinoso. No grupo 4 (controle) o canal recebeu alargamento normal. Os espécimes foram submetidos a cargas compressivas na máquina de ensaios universal a velocidade de 0,5 mm/min com angulação de 45<sup>0</sup> em relação ao longo eixo do dente, sobre a superfície palatina, até que alguma falha ocorresse. Os valores de resistência à fratura foram, em ordem decrescente: grupo controle, seguido pelo grupo 2 que

utilizou pinos acessórios associados ao pino principal; grupo 1, que associou o pino principal à resina composta e, por fim, grupo 3, em que foi utilizado apenas pino principal com uma camada espessa de cimento. Todos os grupos apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, exceto os grupos 2 e 3. Além disso, o grupo 2 foi o único que apresentou todas as fraturas restauráveis.

Zoghreib et al. (2008) estudaram a resistência à fratura de dentes fragilizados restaurados com pinos de fibra de vidro. Trinta caninos foram divididos em 3 grupos: G1 – dentes sem raízes fragilizadas (controle); G2 – raízes parcialmente fragilizadas e G3 – raízes amplamente fragilizadas. Todos os grupos foram tiveram seus condutos preparados em 9 mm com ponta diamantada esférica 1016. O G2 teve os 5 mm cervicais preparados com ponta diamantada 3017, de modo que permanecesse 1 mm de parede dentinária remanescente. No G3 os 3 mm cervicais foram, ainda, desgastados com pontas diamantadas 3018, com apenas 0,5 mm de parede dentinária remanescente. Os grupos fragilizados tiveram suas porções média e cervical reconstruídas com resina composta Z250 com auxílio de pino translúcido Luminex. Em seguida pinos Reforpost número 3 foram cimentados no conduto com sistema adesivo Scotch Bond Multiuso e cimento resinoso RelyX ARC. A porção coronária foi reconstruída com resina composta Z250 e coroas metálicas foram cimentadas. Os dentes foram incluídos em blocos de resina acrílica e submetidos à ciclagem mecânica (250000 ciclos; 30 N; 2,6 Hz) em angulação de 45<sup>o</sup> em relação ao longo eixo do dente. Em seguida, os dentes foram submetidos ao teste de resistência à fratura e o padrão de falha foi analisado. O grupo controle (566,7 N) apresentou valores de resistência à fratura significativamente superior ao G2 (409,6 N) e ao G3 (410,9 N). Estes não diferiram entre si. No que diz respeito ao padrão de falha, os dentes sem fragilização radicular apresentaram maior quantidade de fraturas no terço incisal radicular, ao passo que dentes dos grupos fragilizados apresentaram maior quantidade de fratura no terço médio.

Buttel et al. (2009) avaliaram a influência da adaptação e do comprimento do pino de fibra de vidro no conduto. Noventa e seis dentes monorradiculares foram divididos em 4 grupos. Os grupos 1 e 3 tiveram os

condutos preparados em 6mm de profundidade (diâmetro apical do preparo de 1mm e 1,3mm, respectivamente) e os grupos 2 e 4 em 3mm (diâmetro apical do preparo de 1,3mm e 1,6mm, respectivamente). Sistema adesivo Excite DSC e cimento resinoso Multicore Flow foram utilizados para cimentação dos pinos. A porção coronária dos dentes foi reconstruída com resina composta Multicore Flow. Em seguida, os dentes foram incluídos em blocos de resina acrílica e submetidos a ciclagem térmica (3000, 5-50<sup>0</sup>C) e mecânica (1.200.000 ciclos; 49 N; 1,7 Hz). Após, foram submetidos ao teste de resistência à fratura em máquina de ensaio universal em angulação de 45<sup>0</sup> em relação ao longo eixo do dente. Os dentes que tiveram pinos cimentados com 6mm de profundidade apresentaram valores de resistência de fratura estatisticamente superiores àqueles cimentados em 3mm. O grau de adaptação do pino não influenciou os valores de resistência à fratura.

Giovani et al. (2009) avaliaram a resistência a fratura e o padrão de falha de dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e núcleo metálico fundido em diferentes comprimentos. Sessenta caninos superiores foram utilizados no estudo, e divididos em seis grupos: núcleo metálico fundido com 6, 8 e 10 mm de comprimento cimentados com cimento de fosfato de zinco e pinos de fibra de vidro com mesmas dimensões dos núcleos metálicos fundidos e cimentados com Panavia F. Os espécimes foram incluídos em blocos de resina acrílica e submetidos ao teste de resistência à fratura. Os dentes restaurados com núcleo metálico fundido não apresentaram diferença estatística em relação ao comprimento de cimentação. Nos grupos em que foram utilizados pinos de fibra, houve diferença significativa quando cimentados em 6 mm (6,9 N) e 10mm (31,7 N). Com relação ao padrão de falha, quando utilizado núcleo metálico fundido, independente do comprimento, houve predominância de fraturas no terço apical, não havendo nenhuma no terço cervical. Com pinos de fibra, não foi observada fratura no terço apical radicular. Houve diminuição da quantidade de fraturas no terço médio, à medida que o comprimento de cimentação do pino aumentava.

Teixeira, Silva-Sousa, Sousa-Neto (2009) investigou a resistência adesiva de pinos de fibra em raízes fragilizadas após restauração com resina composta em diferentes tempos de fotopolimerização. Sessenta incisivos



superiores foram divididos em 4 grupos de acordo com o tempo de fotopolimerização: 40 (G2), 80(G3) e 120 (G4) segundos para raízes fragilizadas. Os com dutos foram preparados com ponta diamantada 4137. O grupo controle (G1) foi preparado com a broca específica do kit de pinos utilizado. Para reconstrução das raízes fragilizadas pino translúcido vaselinado foi posicionado no conduto e resina composta translúcida Light Core foi inserida e fotopolimerizada de acordo com os tempos experimentais. Em seguida os pinos DT Light Post foram cimentados no conduto com cimento resinoso Duolink. Os espécimes foram seccionados em fatias de 1 mm de espessura e uma fatia de cada porção radicular foi selecionada para o teste de push-out (2; 6 e 10 mm de profundidade). O aumento do tempo de fotopolimerização e a porção radicular não aumentaram a resistência adesiva de pinos de fibra à dentina radicular/resina composta. Os grupos com reforço radicular apresentaram resistência adesiva similar ou superior ao grupo controle. Com relação ao padrão de falha, houve predominância de falhas adesivas em todos os grupos. Nos grupos reconstruídos com resina composta, houve tanto deslocamento do cimento em relação ao pino, quanto do sistema pino/cimento/resina em relação à dentina. No grupo controle, falhas adesivas entre pino e cimento foram mais freqüentes. Falhas coesivas foram mais prevalentes na região apical dos dentes fragilizados.

### **3. PROPOSIÇÃO**

Frente à necessidade de desenvolver técnicas capazes de restaurar adequadamente raízes com diferentes graus de alargamento do conduto radicular, bem como de investigar as propriedades mecânicas destas raízes quando reconstruídas com pinos de fibras de vidro, a presente pesquisa tem como objetivos:

1. Avaliar a influência da utilização de pinos acessórios na resistência à fratura de dentes bovinos com diferentes graus de alargamento do conduto radicular;

2. Analisar os padrões de falhas ocorridos nestes dentes quando submetidos à carga compressiva de  $135^0$  em relação ao longo eixo do dente.

## **4. MATERIAIS E MÉTODO**

### **4.1 Materiais**

Os materiais utilizados na realização da pesquisa foram descritos no Quadro 1.

| <b>MATERIAL</b>   | <b>NOME COMERCIAL</b>       | <b>FABRICANTE</b>  |
|---|-----------------------------|--|
| Ácido etileno diamino tetracético                         | EDTA trissódico 24%         | Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda., Ibitipora – PA                                   |
| Ácido fosfórico a 37% em gel                              | Ácido fosfórico Dentsply    | Dentsply Ind. e Com., Rio de Janeiro – RJ  |
| Agente silano   | Prosil                      | FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC  |
| Aparelho fotopolimerizador                                | Fotopolimerizador XL1500    | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA   |
| Broca esférica de carboneto de tungstênio (carbide) n° 4  |                             | S.S. White Artigos Odontológicos – Rio de Janeiro – RJ                                     |
| Brocas esféricas de carboneto de tungstênio (carbide) n°2 |                             | S.S. White Artigos Odontológicos – Rio de Janeiro – RJ                                     |
| Cimento de ionômero de vidro modificado por resina        | RelyX Luting 2              | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA   |
| Cimento resinoso de cura dual                             | RelyX ARC                   | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA   |
| Compasso de ponta seca                                    | Compasso de ponta seca JON  | JON, São Paulo – SP  |
| Cureta periodontal  | Cureta Gracey n° 11/12      | Duflex / S.S.White Artigos Odontológicos – Rio de Janeiro – RJ                             |
| Delineador  | Delineador Bio-Art          | Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos – SP                                  |
| Digluconato de clorexidina 1,23% (solução)                |                             | Nova Derme, Farmácia de Manipulação, Santa Maria – RS                                      |
| 50 dentes incisivos inferiores bovinos                    |                             |  |
| Disco diamantado dupla face                               | Disco diamantado dupla face | KG Sorensen Ind. e Com. Ltda., São Paulo – SP  |
| Espessímetro  | Espessímetro Otto           | Arminger e Cia. Ltda, São Leopoldo – RS  |
| Espátula de teflon  | Espátula de Thompson        | Miltex Inc., Alemanha  |
| Gesso especial  | Durone                      | Dentsply Ind. e Com., Rio de Janeiro – RJ  |
| Hipoclorito de sódio a 1%                                 | Solução de Milton           | Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda., Ibitipora – PA                                   |
| Liga de Níquel-Cromo                                      | Metal Wironia               | Wilcos do Brasil Indústria e Com. Ltda., Petrópolis - RJ<br>do Brasil Indústria e Comércio |
| Limas de aço inoxidável n°                                | K-flex                      | Dentsply Ind. e Com., Rio de   |

|  |   |  |
|--|---|--|
| 15 a 60                                      |   | Janeiro – RJ   |
| Lubrificante à base de água                  | K-Y Gel   | Johnson & Johnson Comércio e Distribuição Ltda., São Paulo - SP        |
| Máquina de ensaios universal                 | Emic DL 2000/700  | Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, SP. |
| Paquímetro digital                           | Starrett 727  | Starrett, Itu – Brazil   |
| Pinos acessórios de fibras de vidro          | Reforpin  | Ângelus, Odonto-Lógica Ind. de Prod. Odontológicos Ltda, Londrina – PR |
| Pinos de fibras de vidro convencionais       | Exacto nº3  | Ângelus, Odonto-Lógica Ind. de Prod. Odontológicos Ltda, Londrina – PR |
| Plastificador a vácuo                        | Plastivac   | Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos – SP              |
| Pontas de papel absorvente                   | Tanari  | Tamariman Industrial Ltda., Macaçaruru – AM                            |
| Pontas diamantadas nº 1, 3018HL, 3216 e 4138 |   | KG Sorensen Ind. e Com. Ltda., São Paulo – SP                          |
| Pontas para seringa Centrix                  | Pontas Centrix  | Centrix Inc., Milford – USA  |
| Resina acrílica autopolimerizável            | Clássico  | Clássico Artigos Odontológicos S/A – Brasil                            |
| Resina acrílica autopolimerizável            | Duralay   | Reliance Dental Manufacturing Co., Worth, Illinois – USA               |
| Resina composta fotopolimerizável cor A2     | Filtek Z-350, cor A2  | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA   |
| Revestimento fosfatado                       | Heat Shock  | Polidental Ind. Bras., São Paulo – SP                                  |
| Silicona de condensação                      | Clonage   | DFL Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, RJ                      |
| Sistema adesivo                              | Scotchbond Multi-Usó Plus (Primer, Ativador, Catalisador e Adesivo) | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA   |
| Solução evidenciadora de contatos            | Arti-Spot 2   | Bausch Articulating Papers Inc., Nashua – USA                          |
| Sonda exploradora nº5                        |   | Duflex / S.S.White Artigos Odontológicos – Rio de Janeiro – RJ         |

**Quadro 1** – Listagem dos materiais utilizados durante a pesquisa.

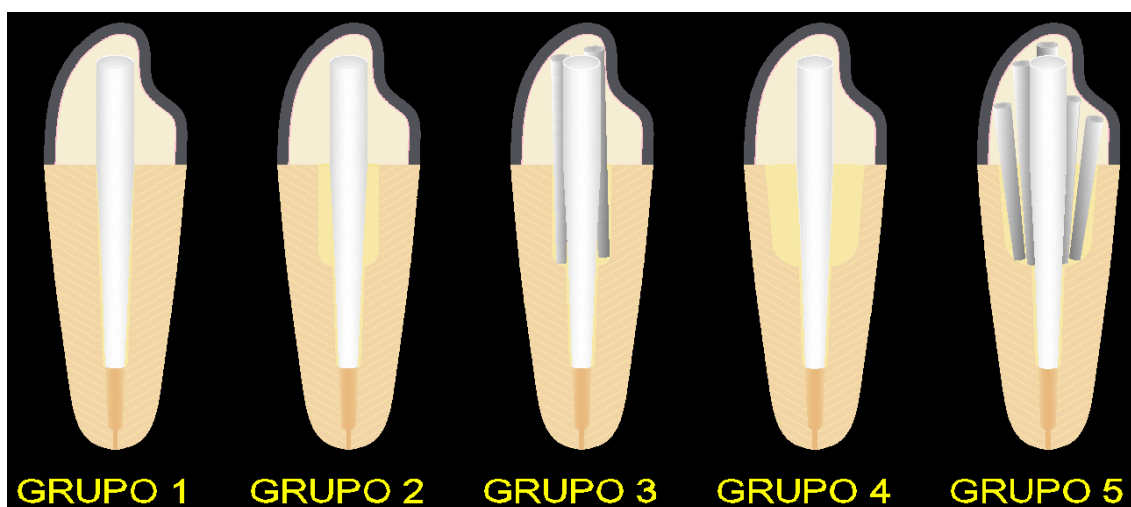
## 4.2 Método

### 4.2.1 Seleção dos dentes

Foram selecionados 50 dentes incisivos inferiores bovinos, sem defeitos nas raízes. Após a extração dos dentes bovinos os remanescentes de tecido ósseo, ligamento periodontal e tecido gengival foram removidos com cureta periodontal Gracey nº 11/12. Em seguida, os dentes foram armazenados em água destilada ( $\pm 4^{\circ}\text{C}$ ) até a utilização no estudo.

Os dentes foram aleatoriamente distribuídos em cinco grupos com 10 espécimes cada, de acordo com as seguintes condições experimentais (Figura 1):

- **Grupo 1** (grupo controle): alargamento normal do conduto e cimentação de pino de fibra de vidro;
- **Grupo 2**: alargamento médio do conduto e cimentação de pino de fibra de vidro;
- **Grupo 3**: alargamento médio do conduto e cimentação de pino de fibra de vidro associado à dois pinos acessórios de fibra de vidro;
- **Grupo 4**: alargamento amplo do conduto e cimentação de pino de fibra de vidro;
- **Grupo 5**: alargamento amplo do conduto e cimentação de pino de fibra de vidro associado à 5 pinos acessórios de fibra de vidro.



**Figura 1** – Representação esquemática dos cinco grupos experimentais.

#### 4.2.2. Secção da porção coronária

Seccionamento da porção coronária, perpendicular ao longo eixo do dente, em plano reto, com disco diamantado dupla face em baixa rotação sob refrigeração de spray ar/água, de modo a padronizar o comprimento longitudinal das raízes em 14 mm. Após secção, a superfície da raiz foi regularizada com pontas diamantadas 3216 e 4138 em baixa-rotação.

Foram selecionados apenas dentes com dimensão cervical de 5 a 5,5 mm no sentido méso-distal e de 7 a 7,5 mm no sentido vestibulo-palatino, medidos por meio de um paquímetro digital (BONFANTE et al., 2007). Os dentes com diâmetro do conduto radicular maior que 1,1 mm, ou seja, mais calibrosos que a porção apical do pino de fibra de vidro White Post DC nº 3 também foram descartados.

#### 4.2.3. Remoção do tecido pulpar

Os canais radiculares foram instrumentados manualmente com limas tipo Kerr e irrigados com hipoclorito de sódio 1% (10 ml) apenas para remoção do tecido pulpar. A seguir, foi realizado o vedamento do ápice radicular com sistema adesivo e resina composta, a fim de evitar o preenchimento do terço apical do canal radicular com resina acrílica durante a inclusão dos dentes, bem como o extravasamento do sistema adesivo e do cimento resinoso durante a cimentação dos pinos.

#### 4.2.4. Fixação das raízes em cilindros de PVC

As raízes foram fixadas com resina acrílica auto-polimerizável em cilindros de PVC com 25 mm de diâmetro e 15 mm de altura, mantendo-se 3 mm de raiz exposta para simular o espaço biológico. Estas raízes foram posicionadas perpendicularmente à base dos cilindros, com auxílio de um delineador (Figura 2A e 2B).

Após polimerização da resina, todos os cilindros foram numerados de acordo com seus grupos e mantidos imersos em água destilada 37°C.

**A****B**

**Figura 2** – Fixação das raízes no delineador e em cilindros plásticos

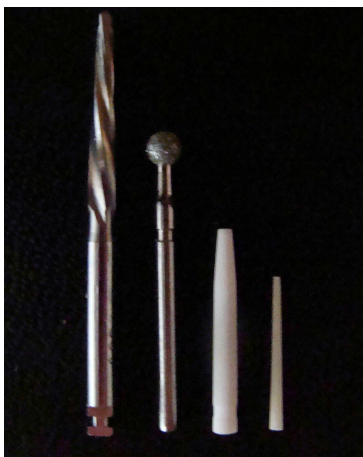
**Figura 2A** – Fixação da raiz no delineador;

**Figura 2B** - Imagem da raiz sendo fixada no cilindro de PVC perpendicular à base.

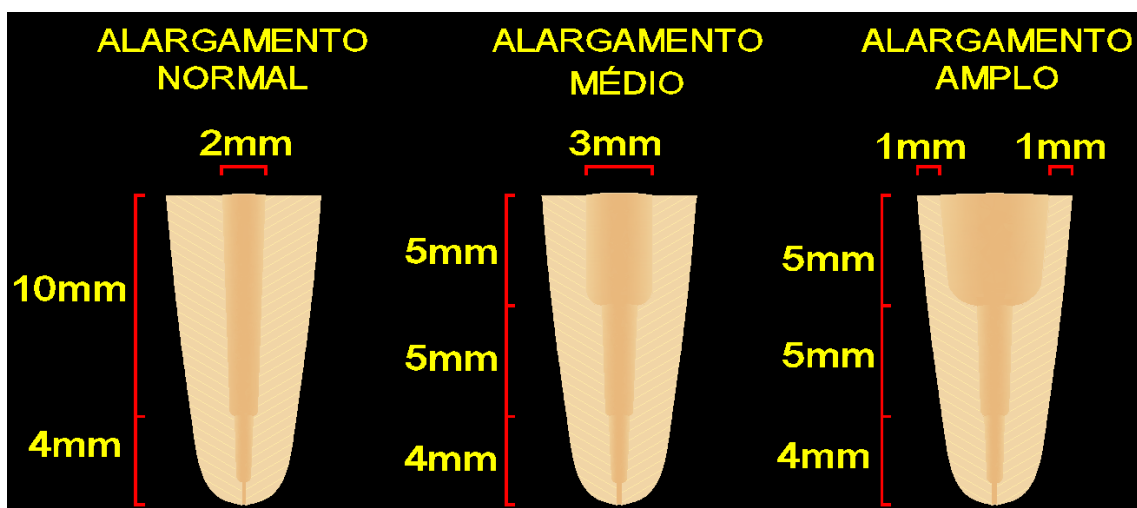
#### 4.2.5 Divisão dos grupos experimentais e preparo dos condutos

Os 50 dentes bovinos selecionados foram divididos aleatoriamente em cinco grupos experimentais com dez espécimes cada.

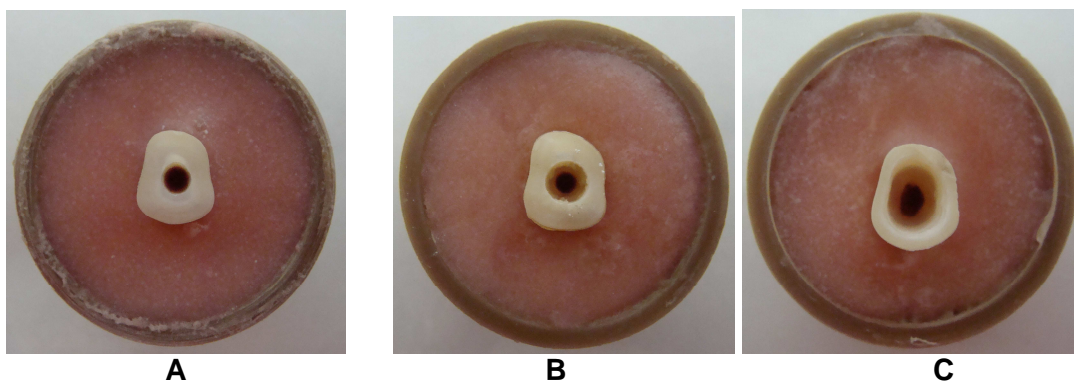
Todos os grupos foram preparados com broca nº 3 do sistema de Pinos Exacto até 10 mm de profundidade. Os espécimes do grupo 1 foram preparados apenas com a broca acima citada. A porção cervical (5 mm cervicais) dos espécimes do grupo 2 e do grupo 3 foi adicionalmente alargada com pontas diamantadas esféricas 3018 HL (que possui 2,9 mm de diâmetro), simulando canais mediantemente alargados. Os 5 mm cervicais dos condutos do espécimes do grupo 4 e do grupo 5 também foram adicionalmente alargados com a mesma broca 3018HL, porém de modo que permanecesse uma espessura de apenas 1 mm da parede radicular nesta região, simulando canais amplamente alargados (MARCHI, 1997; SOARES, 1999; BONILLA, 2001; KAIZER, 2003; BONFANTE et al., 2007)(Figuras 3, 4 e 5).



**Figura 3** – Da esquerda para a direita: broca do sistema de pinos de fibra de vidro Exacto, ponta diamantada 3018HL, pino de fibra de vidro Exacto principal, pino acessório de fibra de vidro Reforpin.



**Figura 4** – Representação esquemática da seqüência de preparo do conduto.



**Figura 5** – Grau de alargamento dos condutos (vista incisal).

**Figura 5A** – Alargamento normal.

**Figura 5B** – Alargamento médio.

**Figura 5C** – Alargamento amplo.



#### 4.2.6. Preparo dos corpos de prova

##### a. Preparo dos corpos de prova do grupo 1 (grupo controle)

Neste grupo, foram cimentados dez pinos de fibra de vidro Exacto n<sup>o</sup> 3, o qual possui forma cilíndrica em sua porção cervical (com 2 mm de diâmetro) e uma extremidade apical cônica (com 1,1 mm de diâmetro na porção apical do pino). Uma marcação com caneta hidrográfica determinou o ponto exato de secção do pino, que foi executada com pontas diamantadas cilíndricas de alta rotação n<sup>o</sup> 3216 sob abundante refrigeração de spray ar-água, de modo que todos os pinos possuíssem 15 mm de comprimento (5 mm acima da embocadura do conduto e 10 mm cimentados no canal radicular). Este mesmo protocolo foi realizado para todos os grupos.

Os condutos foram preparados com brocas do sistema Exacto compatíveis com o tamanho do pino n<sup>o</sup> 3, sob constante refrigeração com spray ar/água, utilizando a superfície aplainada da raiz como referencial. Para delimitar o limite de penetração da broca no conduto, foi realizada uma demarcação na mesma com caneta hidrográfica a uma distância de 10 mm da sua extremidade apical.

Da mesma forma, foi realizada uma demarcação no pino a uma distância de 10 mm de sua extremidade apical para verificar sua penetração no canal radicular. A porção do pino acima da embocadura canal radicular foi mensurada através de um compasso de ponta seca.

O conduto radicular e o remanescente dentário foram condicionados com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos e lavados com 10 ml de água destilada durante 30 segundos. A secagem foi feita com cânula de aspiração endodôntica e cones de papel absorvente. O sistema adesivo utilizado foi o Scotchbond Multi-Use Plus na forma dual. Inicialmente, aplicou-se o ativador no conduto com ponta aplicadora Microbrush e secagem com suaves jatos de ar por 3 segundos, à distância de 5 a 6 cm. A seguir, foram aplicados da mesma forma o primer e o catalisador do sistema, sucessivamente.

Após limpeza do pino de fibra de vidro com álcool etílico, foi aplicada sobre o mesmo uma camada de silano Prosil e, após um minuto, o pino foi seco com suaves jatos de ar a distância de 5 a 6 cm. Para sua cimentação, foi utilizado o cimento resinoso de polimerização dual RelyX ARC. Quantidades iguais das pastas base e catalisadora do cimento foram manipuladas até

obtenção de mistura de cor uniforme. O cimento foi levado ao conduto com broca lentulo em baixa rotação e, imediatamente após, o pino foi posicionado no conduto. Após cimentação do pino e remoção do excesso de cimento, o cimento foi fotopolimerizado por 40 segundos pela face vestibular e 40 segundos pela face palatina. Para confirmar se a cimentação foi corretamente executada, a altura do pino acima da embocadura do conduto foi novamente mensurada com compasso de ponta seca. Aguardou-se 6 minutos para polimerização do cimento (Figura 6).



**Figura 6** – Cimentação do pino de fibra no conduto (grupo 1).

#### b. Preparo dos corpos de prova do grupo 2

Neste grupo, foram cimentados 10 pinos de fibra de vidro Exacto nº 3 circundados por média camada de cimento resinoso ao redor do pino.

Após o preparo dos condutos como descrito anteriormente, o pino foi provado no conduto para verificar sua adaptação ao comprimento preparado como executado no Grupo 1. Os processos de limpeza, condicionamento dos condutos e dos pinos, bem como a cimentação, foram executados de forma similar ao Grupo 1.

Uma vez que o conduto foi medianamente alargado, foi utilizado um delineador para evitar o deslocamento do pino e mantê-lo no centro do conduto, paralelo ao longo eixo da raiz, enquanto foi executada a fotopolimerização do cimento como descrito anteriormente para o grupo 1.

Para confirmar se a cimentação foi corretamente executada, a altura do pino acima da embocadura do conduto novamente foi medida com um compasso de ponta seca. Aguardaram-se mais 6 minutos a para polimerização do cimento (Figura 7).



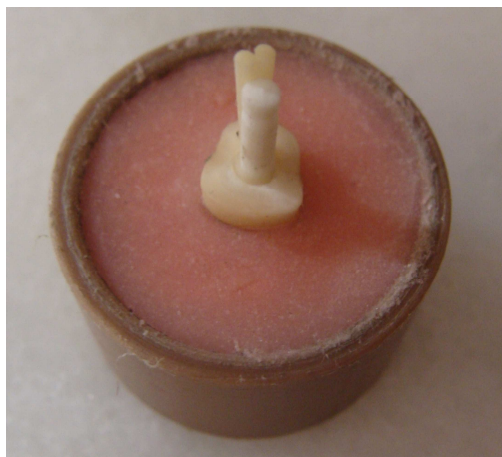
**Figura 7** – Cimentação do pino de fibra no conduto (grupo 2).

#### c. Preparo dos corpos de prova do grupo 3

Neste grupo, 10 pinos de fibra de vidro Exacto nº 3 associados a dois pinos acessórios de fibra de vidro Reforpin foram cimentados. Os condutos foram mediamente alargados a exemplo do grupo 2, como descrito anteriormente.

O preparo dos condutos deu-se da mesma maneira que o Grupo 2. Em seguida, foi realizado tratamento adesivo do conduto e dos pinos, tanto o pino principal quanto os acessórios, idêntico aos grupos anteriores. O pino principal foi cimentado com o cimento resinoso RelyX ARC com a mesma técnica utilizada para o grupo 1; em seguida, dois pinos acessórios Reforpin cobertos pelo mesmo cimento foram inseridos em torno do pino principal. Finalmente, foi feita a fotopolimerização do cimento como descrito para o grupo 1, aguardando-se mais 6 minutos para a polimerização do cimento (Figura 8).

Após, os pinos acessórios foram ajustados com 5 mm de altura extraradicular, a exemplo do pino principal .



**Figura 8** – Cimentação do pino de fibra de vidro e de dois pinos acessórios no conduto (grupo 3).

d. Preparo dos corpos de prova do grupo 4

Neste grupo, foram cimentados 10 pinos de fibra de vidro Exacto nº 3 com espessa camada de cimento resinoso ao redor do pino.

Os condutos foram amplamente alargados de modo que permanecesse apenas 1 mm de espessura dentinária nos 5 mm cervicais radiculares. A adaptação do pino ao conduto foi verificada testando o comprimento do pino intracanal. A aplicação do sistema adesivo e do cimento resinoso também foi executada de forma similar ao grupo 1.

Para manter o pino no centro do conduto e paralelo ao longo eixo da raiz foi utilizado um delineador, enquanto executada a fotopolimerização do cimento por 40 segundos na face vestibular e 40 segundos na face palatina (Figura 9). Para confirmar se a cimentação foi corretamente executada, a altura do pino acima da embocadura do conduto foi novamente medida com um compasso de ponta seca. Aguardaram-se 6 minutos para polimerização do cimento.



**Figura 9** – Cimentação do pino de fibra no conduto (grupo 4).

e. Preparo dos corpos de prova do grupo 5

Foram cimentados 10 pinos de fibra de vidro White Post DC nº 3 associados à cinco pinos acessórios de fibra de vidro Reforpin em cada amostra.

Os condutos foram alargados da mesma forma como descrito no grupo 4. Após a aplicação do sistema adesivo e do cimento resinoso como descrito anteriormente, o pino principal foi assentado no conduto e, então, inseridos 5 pinos acessórios em torno do pino principal. Foi realizada fotopolimerização durante 40 segundos por oclusal e aguardou-se 6 minutos para a polimerização do cimento (Figura 10).

O comprimento extra-radicular dos pinos acessórios foi ajustado com 5 mm de altura extra-radicular, assim como do pino principal.



**Figura 10** – Cimentação do pino de fibra e de 5 pinos acessórios no conduto.

f. Confecção das porções coronárias dos núcleos de preenchimento

O remanescente dentário recebeu novo tratamento adesivo como descrito anteriormente e o pino foi novamente limpo com álcool etílico e, em seguida, nova camada de silano Prosil foi aplicada sobre a porção extra-radicular do pino principal e dos pinos acessórios (grupos 3 e 5) para confecção da porção coronária do núcleo com a resina composta Filtek Z350 (Figura 11). A forma e dimensão da porção coronária dos núcleos foram padronizadas pelo uso de matrizes de polipropileno obtidas a partir da moldagem com silicona de condensação da porção coronária de um espécime já finalizado do grupo 1. A partir destes moldes, foram obtidos 5 troquéis em gesso especial, fixados em uma base de gesso-pedra e levados ao plastificador a vácuo para serem reproduzidos na forma das matrizes de polipropileno. Incrementos iniciais de resina composta foram posicionados sobre os pinos, para melhor adaptação da resina ao pino, diminuindo número de bolhas e os efeitos adversos da contração de polimerização. Em seguida, foram fotopolimerizados por 20 segundos em cada face. Logo após, a resina composta foi aplicada no interior das matrizes e estas foram posicionadas sobre o pino, padronizando assim, a forma e a dimensão da porção coronária de todos os núcleos. Os excessos de resina foram removidos com espátula de teflon e a fotopolimerização executada por 40 segundos pela face vestibular e 40 segundos pela face palatina. Se presentes, os excessos de resina da porção coronária dos núcleos foram eliminados com pontas diamantadas 3216 e 4138 em baixa rotação para permitir a obtenção de um término em chanfrado com 1,2 mm.



**Figura 11** – Porção coronária do núcleo de preenchimento reconstruída em resina composta.

#### g. Confeção e cimentação das coroas totais metálicas

A partir do enceramento de uma coroa em um espécime do grupo 1, foram confeccionadas, em um laboratório comercial de prótese dentária, coroas totais metálicas idênticas entre si com 7 mm de altura, simulando a anatomia de caninos, de modo a padronizar as dimensões e a forma das coroas para todos os espécimes. Ao serem recebidas do laboratório (já identificadas com o número do espécime e do grupo), as coroas foram examinadas com lupa frontal de 4 aumentos e sonda exploradora para detecção de nódulos de fundição internos e/ou falhas de adaptação cervical. Os nódulos foram removidos com brocas esféricas nº 2 de carboneto de tungstênio em baixa rotação. No caso de falta de adaptação da coroa, esta foi pincelada internamente com uma fina camada de evidenciador de contatos e, após secagem com jatos de ar, assentada sobre a porção coronária do núcleo. Nas áreas que impedirem assentamento completo da coroa, o evidenciador foi removido e as áreas de atrito ajustadas com brocas carbide nº 4 até que se observasse uma película uniforme de evidenciador. A confirmação da adaptação foi feita com sonda exploradora nº 5 e lupa de 4 aumentos. Após serem jateadas internamente com óxido de alumínio (partículas de 50 µm), as coroas foram lavadas com água destilada e secadas com jatos de ar. A porção coronária dos núcleos foi submetida à profilaxia com pedra-pome. Para cimentação das coroas, foi utilizado o cimento de ionômero de vidro modificado por resina RelyX Luting 2, fornecido em dispensador “clicker”, que proporciona quantidades iguais das pastas base e catalisadora do cimento sobre o bloco de mistura. O cimento foi manipulado por cerca de 20 segundos. Uma pequena porção de cimento foi aplicada internamente na borda cervical das coroas com pincel descartável. Após realizou-se assentamento da coroa sobre a porção coronária do núcleo. Após 10 minutos, os excessos de cimento foram removidos e o espécime retirado da prensa estática (Figura 12).



**Figura 12** – Coroa metálica cimentada.

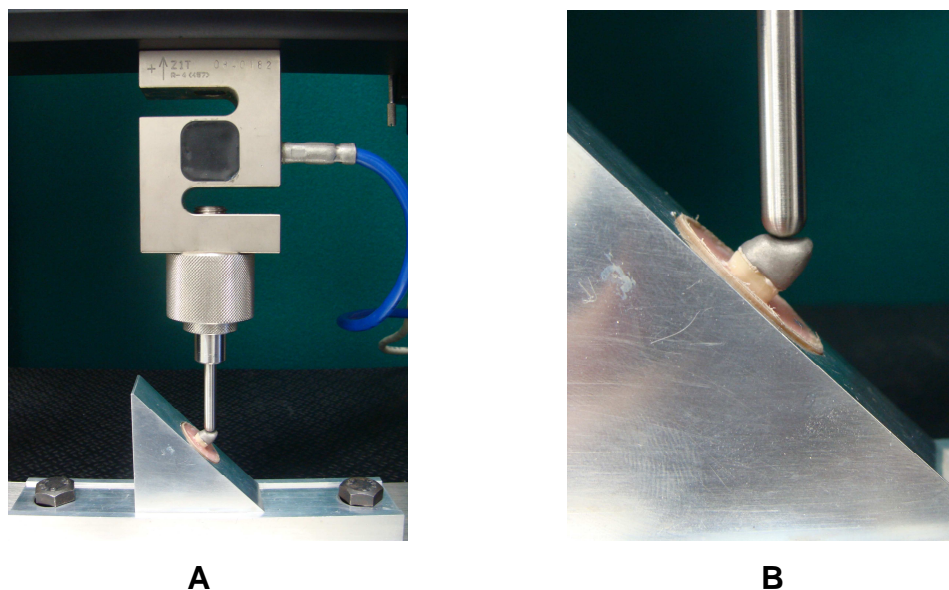
#### 4.2.7 Teste de resistência à fratura sob compressão

A resistência à fratura foi determinada pela máquina de ensaios universal EMIC DL 2000/700 através da aplicação de carga compressiva.

Os corpos de prova foram acoplados à máquina de ensaios universal através de um dispositivo, permitindo que o espécime apresentasse uma inclinação de  $45^{\circ}$  em relação ao eixo x e de  $135^{\circ}$  em relação ao eixo y, fazendo com que a carga de compressão fosse aplicada simulando uma condição clínica de classe I. Na porção superior da máquina de ensaios, foi adaptada a ponta ativa (com 2,5 mm de diâmetro) que imprimiu a força de compressão (Figura 13, 13A e 13B).

A carga estática progressiva foi aplicada em velocidade de 0,5 mm/min, utilizando uma célula de carga de 1000 kgf. A aplicação da força foi realizada na superfície palatina da coroa metálica dos espécimes, em um ponto localizado 3mm cervicalmente à borda incisal.





**Figura 13** – Aplicação da carga compressiva.

**Figura 13A** – Carregamento de compressão, formando um ângulo de  $45^{\circ}$  em relação ao plano horizontal ( $135^{\circ}$  em relação ao longo eixo do dente).

**Figura 13B** - Carregamento de compressão (detalhe).

A máquina de ensaios foi programada de modo que a carga fosse automaticamente descontinuada (paralisação da máquina) quando o sistema, de alguma forma, falhasse (deslocamento ou fratura do núcleo ou da porção coronária ou ainda fratura da raiz).

#### 4.2.8 Análise do padrão de falha

Também foi analisado o tipo de falha que ocorreu em cada corpo de prova, sendo que as falhas foram consideradas: 1) favoráveis; e 2) desfavoráveis. As primeiras são consideradas passíveis de reparo (flexão ou fratura do pino e/ou da porção coronária do núcleo, com deslocamento parcial ou total da coroa; ou ainda fraturas radiculares até 1 mm abaixo do nível ósseo simulado). Já as falhas desfavoráveis (catastróficas) são aquelas que condenam o dente à extração (fraturas radiculares abaixo de 1 mm do nível ósseo simulado ou fraturas longitudinais) (AKKAYAN e GULMEZ, 2002; HEYDECKE e PETERS, 2002; BONFANTE et al., 2007).

#### 4.2.9 Análise dos resultados

Os resultados obtidos durante os testes de resistência à fratura nos cinco grupos experimentais foram organizados para tratamento estatístico. Foi

empregada análise descritiva, com o uso de tabelas, gráficos e parâmetros de média e desvio-padrão.

Para comparação das médias, foi utilizada a Análise de Variância (ANOVA) a um critério, modelo fixo. Em todas as induções estatísticas, foi adotado nível de significância de 5%. O programa utilizado para análise estatística foi o Statistix 8.0.

## **5. RESULTADOS**

Os valores (em Newton) obtidos para cada corpo de prova após os ensaios de resistência à fratura sob compressão na máquina de ensaios universal, suas respectivas médias e desvios padrão são apresentados na Tabela 1.

**Tabela 1** - Valores individuais de resistência à fratura (N) para cada corpo de prova, médias e respectivos desvios padrão para cada grupo.

| <b>CORPO DE PROVA</b> | <b>GRUPO 1</b> | <b>GRUPO 2</b> | <b>GRUPO 3</b> | <b>GRUPO 4</b> | <b>GRUPO 5</b> |
|-----------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>1</b>              | 602,97         | 324,52         | 761,45         | 670,01         | 295,64         |
| <b>2</b>              | 962,55         | 438,3          | 635,28         | 626,69         | 383,99         |
| <b>3</b>              | 279,14         | -              | 372,3          | 591,97         | 429,02         |
| <b>4</b>              | 396,37         | 263,33         | 361,99         | 323,83         | 508,43         |
| <b>5</b>              | 442,09         | 376,77         | 502,25         | 752,17         | 549,69         |
| <b>6</b>              | 404,62         | 606,41         | 517,72         | 355,11         | 405,65         |
| <b>7</b>              | 362,33         | 555,87         | 535,94         | 992,46         | 794,79         |
| <b>8</b>              | 319,7          | 383,99         | 308,02         | 485,4          | 279,14         |
| <b>9</b>              | 392,58         | 441,06         | 458,93         | 359,93         | 728,1          |
| <b>10</b>             | 531,47         | 493,31         | 447,93         | 357,18         | 805,45         |
| <b>MÉDIA</b>          | <b>468,9</b>   | <b>431</b>     | <b>489,6</b>   | <b>551</b>     | <b>517,5</b>   |
| <b>DESVIO PADRÃO</b>  | <b>197.44</b>  | <b>108.97</b>  | <b>134.96</b>  | <b>217.44</b>  | <b>197.05</b>  |

**Grupo 1** – Pino de fibra vidro principal com alargamento normal do conduto.

**Grupo 2** – Pino de fibra de vidro principal com conduto medianamente alargado.

**Grupo 3** – Pino de fibra de vidro principal associado a pinos acessórios com conduto medianamente alargado.

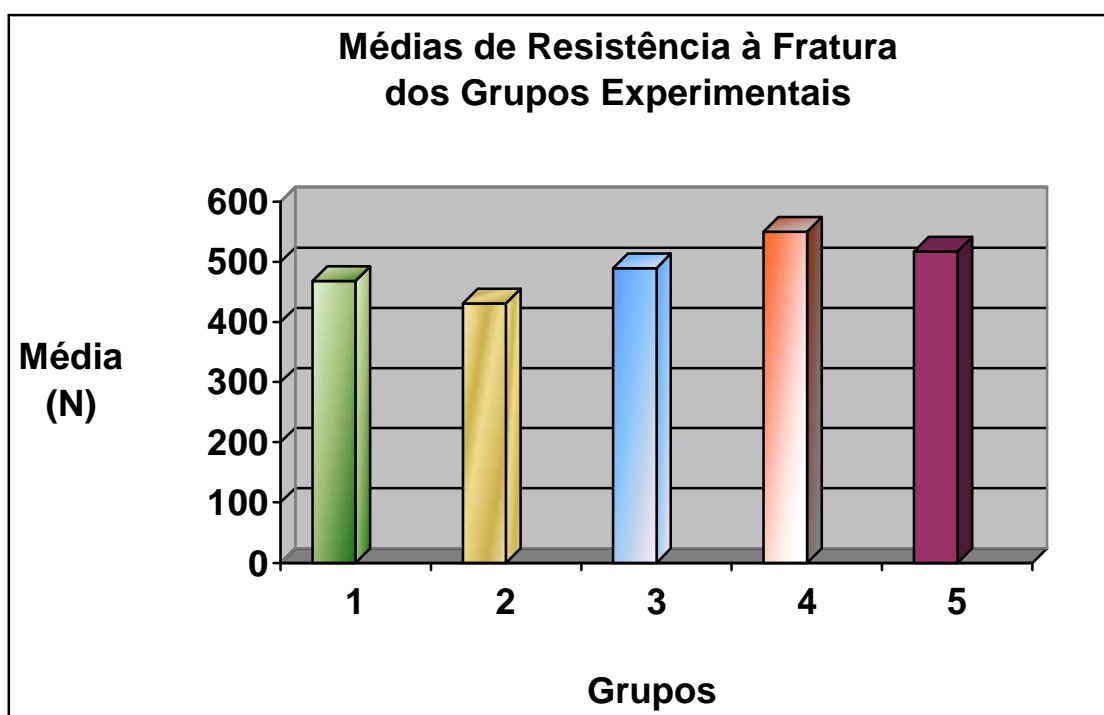
**Grupo 4** – Pino de fibra de vidro principal com conduto amplamente alargado.

**Grupo 5** - Pino de fibra de vidro principal associado a pinos acessórios com conduto amplamente alargado.

Pode-se observar as médias de resistência à fratura e desvios padrão para cada grupo experimental na Tabela 2 e no Gráfico 1.

**Tabela 2** – Médias de resistência à fratura (N) e respectivos desvios-padrão para cada grupo experimental.

| GRUPOS | MÉDIA  | DESVIO PADRÃO |
|--------|--------|---------------|
| 1      | 468,90 | 197.44        |
| 2      | 431,00 | 108.97        |
| 3      | 489,60 | 134.96        |
| 4      | 551,00 | 217.44        |
| 5      | 517,50 | 197.05        |



**Gráfico 1** – Gráfico representativo das médias de resistência à fratura dos grupos experimentais.

Os valores de resistência à fratura obtidos foram submetidos à Análise de Variância a um critério (ANOVA), a qual demonstrou não existir diferença estatisticamente significativa entre os grupos (TABELA 3).

**Tabela 3** – Resultados da Análise de Variância a um critério (ANOVA) para o ensaio de resistência à fratura das raízes.

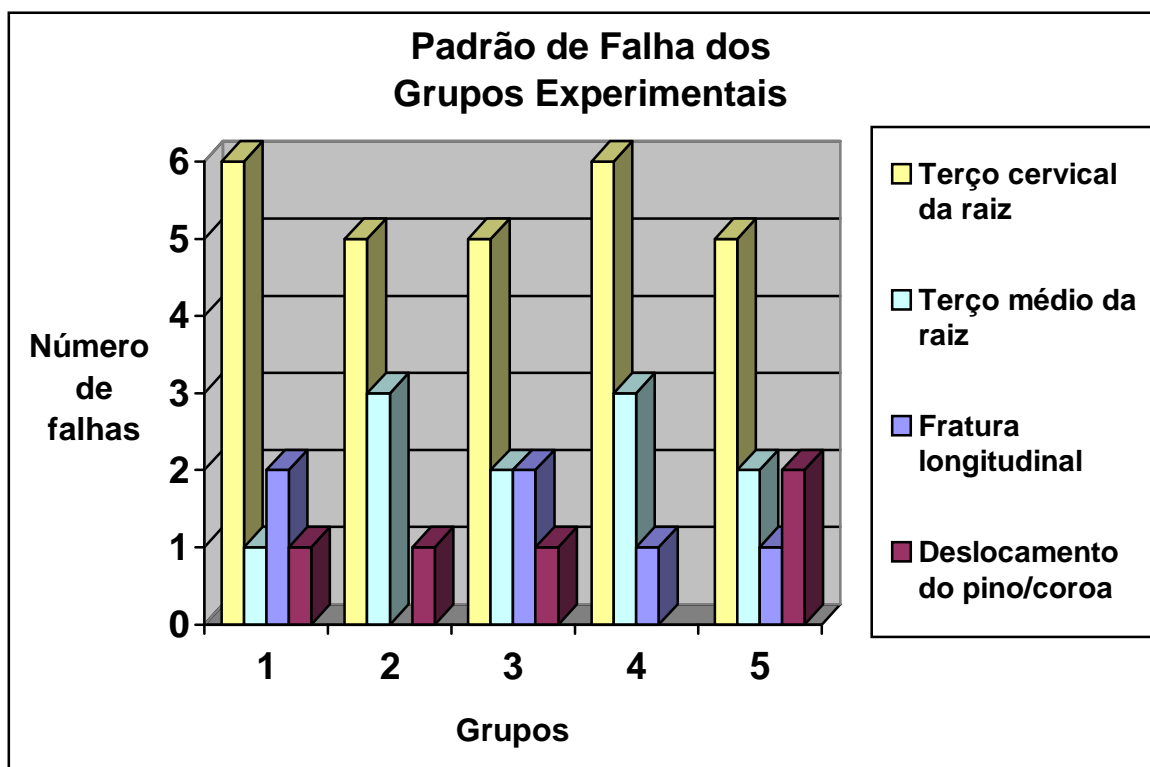
| <i>Graus de liberdade Efeito</i> | <i>Quadrado médio Efeito</i> | <i>Graus de liberdade Erro</i> | <i>Quadrado médio Erro</i> | <i>F</i> | <i>Probabilidade (p)</i> |
|----------------------------------|------------------------------|--------------------------------|----------------------------|----------|--------------------------|
| 4                                | 20040,2                      | 44                             | 31471,7                    | 0,64     | 0,6390                   |

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

Na Tabela 4 e no Gráfico 2 são apresentados os padrões de falha que ocorrem nos cinco grupos experimentais relativo aos terços radiculares.

**Tabela 4** – Padrão de falha observado para os grupos experimentais.

| <b>PADRÃO DE FALHA (FRATURA)</b>                         | <b>GRUPO 1 (n = 10)</b> | <b>GRUPO 2 (n = 9)</b> | <b>GRUPO 3 (n = 10)</b> | <b>GRUPO 4 (n = 10)</b> | <b>GRUPO 5 (n = 10)</b> |
|--|-------------------------|------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Terço cervical da raiz</b>                            | 6                       | 5                      | 5                       | 6                       | 5                       |
| <b>Terço médio da raiz</b>                               | 1                       | 3                      | 2                       | 3                       | 2                       |
| <b>Longitudinal Pino e/ou porção coronária do núcleo</b> | 2                       | -                      | 2                       | 1                       | 1                       |
| <b>Deslocamento do pino/coroa</b>                        | 1                       | 1                      | 1                       | -                       | 2                       |

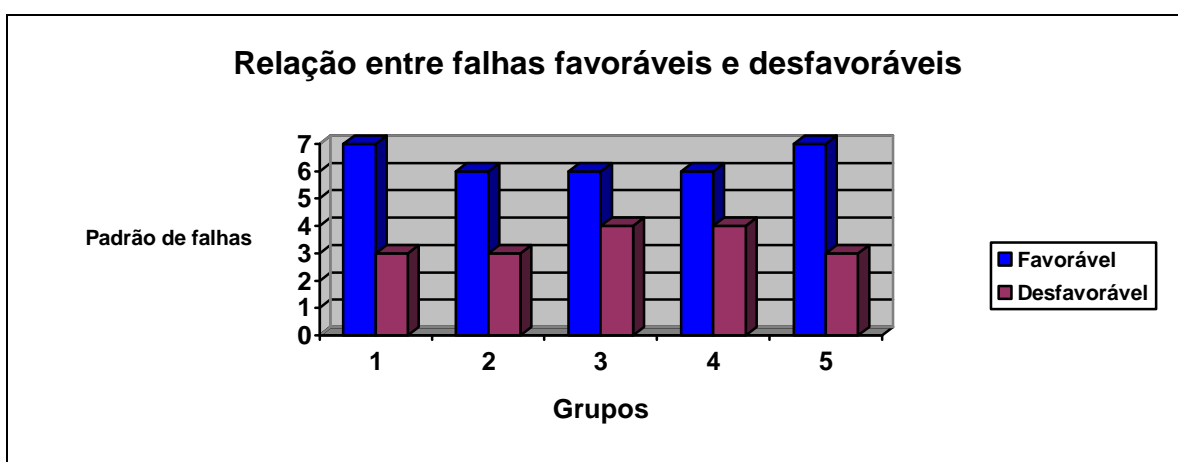


**Gráfico 2** - Representação gráfica do padrão de falha observado nos cinco grupos experimentais.

Na Tabela 5 e no Gráfico 3 são apresentados os padrões de falha ocorridos nos grupos experimentais (classificados como favoráveis ou desfavoráveis).

**Tabela 5** – Classificação do padrão de falha observado para os grupos experimentais.

| PADRÃO DE FALHA | GRUPO 1<br>(n = 10) | GRUPO 2<br>(n = 9) | GRUPO 3<br>(n = 10) | GRUPO 4<br>(n = 10) | GRUPO 5<br>(n = 10) |
|-----------------|---------------------|--------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| Favorável       | 7                   | 6                  | 6                   | 6                   | 7                   |
| Desfavorável    | 3                   | 3                  | 4                   | 4                   | 3                   |



**Gráfico 3** - Representação gráfica da relação entre falhas favoráveis e desfavoráveis.

## **6. DISCUSSÃO**

A reconstrução de elementos dentários tratados endodonticamente geralmente é um procedimento complexo, pois freqüentemente ocorre destruição de grande parte da porção coronária em função de lesões cariosas extensas, presença de lesões de erosão ou abrasão, restaurações anteriores, traumas e até mesmo pelo próprio acesso para o tratamento endodôntico (SHILLINGBURG E KESSLER, 1991; MITSUI et al, 2004). Além disto, podem existir dúvidas sobre qual o melhor tratamento a ser utilizado para a reconstrução de dentes fragilizados, devido à diversidade de materiais e técnicas passíveis de serem aplicadas com esta finalidade.

Os núcleos metálicos fundidos vêm sendo utilizados há muitas décadas, porém várias pesquisas demonstraram que os mesmos não protegem o remanescente dentário, além de poder torná-lo mais susceptível à fratura em função de sua rigidez e de seu formato em cunha principalmente quando significativa quantidade de estrutura dentinária foi perdida (DEAN, JEANSONNE, SARKAR, 1998; FOKKINGA et al., 2004; SIDOLI, KING, SETCHEL, 1997; SORENSEN e ENGELMAN, 1990a). Com a evolução das técnicas adesivas e dos materiais resinosos, aliada ao desenvolvimento dos pinos à base de compósitos reforçados por fibras que associam um elemento de alta resistência (fibras de carbono, vidro ou quartzo) com matrizes resinosas, tem sido possível almejar a confecção de uma restauração em monobloco. Este tipo de restauração busca a formação de um único complexo biomecânico entre a estrutura dentária e os materiais de reconstrução (agente cimentante, pino intra-radicular, material de reconstrução coronária). Para tanto, devem ser utilizados materiais com propriedades biomecânicas semelhantes às da estrutura dental, especialmente o módulo de elasticidade similar ao da dentina (18 GPa) (DURET, DURET, REYNAUD, 1996).

A partir da década de 1990, na tentativa de desenvolver técnicas que protegessem o remanescente dentário, cresceu o número de pesquisas com pinos de fibras na reconstrução de dentes despoldados (DURET, REYNAUD, DURET, 1990; KING e SETCHELL, 1990; MILLER, 1993; DURET, DURET, REYNAUD, 1996; ISIDOR, ODMAN, BRONDUM, 1996; SIDOLI, KING,

SETCHEL, 1997; HOLLIS et al., 1998; MANNOCI et al., 1999b; AKKAYAN E GULMEZ, 2001; CORMIER, BURNS, MOON, 2001; RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001; DRUMMOND e BAPPA, 2003; HU et al., 2003; MACCARI, CONCEIÇÃO, NUNES, 2003; MITSUI et al., 2004; BRAZ et al., 2005; GALHANO et al., 2005; MACCARI et al., 2007, AL-WAHADNI et al., 2008), inclusive quando estes se encontram fragilizados (com canais radiculares medianamente ou amplamente alargados) (SOARES, 1999; BONILLA, 2001; KAIZER, 2003; MARCHI et al., 2003; NEWMANN et al., 2003; BRAZ et al., 2005; GONÇALVES et al., 2006; NAUMANN, PREUSS, FRANKENBERGER, 2006; MACCARI et al., 2007; MARCHI, MITSUI, CAVALCANTI, 2008; MARTELI Jr. et al., 2008; MOOSAVI et al., 2008; ZOGHREIB et al., 2008). Com o objetivo de reconstruir e proteger o remanescente dentário, diferentes materiais foram sugeridos e testados, como o ionômero de vidro (TROPE e RAY, 1992; SOARES, 1999) e a resina composta (LUI, 1987; TROPE e RAY, 1992; LUI, 1994; SAUPE et al., 1996; MARCHI, 1997; LUI, 1999; SOARES, 1999), com maior sucesso para a segunda opção. Quando da reconstrução do conduto alargado com resina composta, esta era inserida no espaço entre um pino fototransmissor e a parede radicular, sendo em seguida fotopolimerizada. Depois, o pino era removido e outro pino de diâmetro correspondente, selecionado como retentor intra-radicular, era cimentado no conduto. Esta técnica apresentava relativa facilidade de execução, mas em função da grande quantidade de resina inserida ocorria elevada contração de polimerização, podendo gerar falhas na interface dente/restauração (SAUPE et al., 1996; LUI, 1999; SOARES, 1999; GONÇALVES et al., 2006; ZOGHREIB et al., 2008).

Posteriormente, foi proposta a confecção de pinos dentários ou biológicos para a reconstrução de dentes com condutos alargados. Bonilla (2001) e Kaizer (2003) conduziram pesquisas relacionadas à este método de reconstrução de dentes fragilizados. Estes pinos são obtidos pela preparação de dentes extraídos, geralmente provenientes de um banco de dentes e, então, cimentados como retentores intra-radiculares. Entretanto, devido à dificuldade de confecção e de adaptação no interior do conduto, além da necessidade de um banco de dentes para realização do procedimento, seu uso não foi amplamente difundido.



Fibras de polietileno também foram utilizadas com o objetivo de reforçar o remanescente dentário a partir do início da década de 1990 (MILLER, 1993; HORNBOOK e HASTINGS, 1995). Hornbrook e Hastings (1995) indicaram o uso do pino de fibras de polietileno por ser adesivo, anti-rotacional e passivo, sendo indicado inclusive para canais alargados. Este pino formaria uma unidade com a raiz pela união de materiais adesivos entre si, reduzindo o risco de fratura e impedindo a propagação de trincas já existentes nas paredes em direção ao periodonto, além de não comprometer a estética. Entretanto, como o material possui uma técnica de manipulação bastante sensível, seu uso não foi amplamente difundido.

Em 2003, outra forma de reconstruir raízes fragilizadas foi proposta, através do reembasamento de um pino de fibra com resina composta, obtendo-se um pino anatômico que reproduziria a morfologia do conduto. Desta maneira, uma delgada película de cimento era obtida entre pino e parede do conduto, prevenindo falhas adesivas (GRANDINI et al., 2005; BONFANTE et al., 2007).

Recentemente, pinos de fibra de vidro denominados acessórios foram introduzidos no mercado para serem utilizados em conjunto com os pinos principais, visando diminuir a camada de cimento em canais alargados; esta é uma técnica simples e direta, apresenta facilidade de manipulação e inserção, além de uma boa estética (BRAZ et al., 2005; BONFANTE et al., 2007; MARTELLI Jr. et al., 2008; MOOSAVI et al., 2008).

Em função da dificuldade cada vez maior em se obterem dentes humanos hígidos, especialmente dentes anteriores, os dentes bovinos parecem ser uma alternativa para estudos in vitro. São obtidos facilmente, possuem baixo índice de cárie e vêm sendo utilizados em diversos estudos recentemente (MITSUI et al., 2004; VALANDRO et al., 2005; MARCHI, MITSUI, CAVALCANTI, 2008; MARTELLI Jr. et al., 2008). Estudos anteriores (REEVES et al., 1995; SCHILKE et al., 2000; CAMARGO et al., 2007) demonstraram pouca ou nenhuma diferença entre dentes humanos e dentes bovinos do ponto de vista microscópico. Tanto os dentes bovinos quanto os humanos possuem túbulos dentinários em maior diâmetro e em maior número na região cervical, seguido

pelos terços médio e apical, respectivamente; além disto, apesar de os dentes bovinos possuírem maior quantidade de túbulos dentinários, o diâmetro dos mesmos é similar (CAMARGO et al., 2007). Em relação à permeabilidade dentinária, dentes humanos e bovinos possuem comportamento similar (REEVES et al., 1995; DE BRUYNE, DE BRUYNE, DE MOOR, 2006). Incisivos inferiores bovinos foram selecionados para utilização neste estudo devido à similaridade entre seu volume e o de caninos superiores humanos, os quais são bastante utilizados em pesquisas deste tipo (GUZY e NICHOLS, 1979; KING e SETCHEL, 1990; TROPE E RAY, 1992; MARCHI, 1997; SIDOLI, KING, SETCHEL, 1997; SOARES, 1999; BONILLA, 2001; AKKAYAN e GULMEZ, 2002; PURTON, CHANDLER, QUALTROUGH, 2003; AKKAYAN, 2004; BRAZ et al., 2005).

O preparo do conduto para a simulação de raízes debilitadas varia segundo os autores de cada estudo; não há um consenso ou protocolo padronizado sobre como deveria ser este preparo, até porque clinicamente pode haver grande variação no grau e desenho do alargamento do conduto (MARCHI, 1997; SOARES, 1999; BONILLA, 2001; KAIZER, 2003; MARCHI et al., 2003; NEWMANN et al., 2003; GONÇALVES et al., 2006; NAUMANN, PREUSS, FRANKENBERGER, 2006; BONFANTE et al., 2007; MACCARI et al., 2007; MARCHI, MITSUI, CAVALCANTI, 2008; MARTELI Jr. et al., 2008; MOOSAVI, MALEKNEJAD, KIMYAI, 2008; ZOGHREIB et al., 2008; TEIXEIRA, SILVA-SOUZA, SOUZA-NETO, 2009). Assim, a forma do preparo do canal radicular alargado utilizada na presente pesquisa foi baseada em pesquisas anteriores que trabalharam com situações de raízes enfraquecidas (MARCHI, 1997; SOARES, 1999; BONILLA, 2001; KAIZER, 2003; BONFANTE, 2007). No presente estudo, as raízes foram classificadas de acordo com o grau de alargamento do conduto radicular: alargamento normal, mediano e amplo. Nos condutos com alargamento mediano e amplo, a fragilização do remanescente dentário se deu na porção cervical (5 mm cervicais) pelo fato de que, em raízes enfraquecidas, geralmente é esta região que se apresenta com paredes mais delgadas, devido a várias razões, como processo carioso, sobre-instrumentação endodôntica, remoção de núcleos pré-existentes, entre outras. Todos os dentes utilizados neste estudo tiveram seus condutos preparados

com brocas de diâmetro conhecido e com a mensuração cuidadosa da penetração das mesmas foi possível padronizar o preparo em todos os espécimes. O preparo do conduto com 10 mm de profundidade foi adotado por equivaler a cerca de 2/3 do remanescente dentário (SCHILLINBURG e KESSLER, 1991; HU et al., 2003).

Estudos anteriores indicaram que, idealmente, os pinos intra-radulares somente deveriam ser utilizados em dentes despulpados ainda possuidores de algum remanescente coronário, para que fosse possível a obtenção de efeito férula, ou seja, do recobrimento da estrutura dental sadia pela restauração (BARKHORDAR, RADKE, ABBASI, 1989; SORENSEN e ENGELMAN, 1990b; MILOT e STEIN, 1992; ASSIF et al., 1993; LIBMAN e NICHOLLS, 1995; RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001). A altura mínima de remanescente coronário sadio proposta em diferentes estudos para que haja indicação para utilização de pinos pré-fabricados é variável: 1 mm (SOSENSEN e ENGELMAN, 1990b; MILOT e STEIN, 1992; RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001;) 1,5 mm (LIBMAN e NICHOLLS, 1995) ou 2 mm (ASSIF et al., 1993; BARKHORDAR, RADKI, ABBASI, 1989). Raygot et al. (2001) afirmaram que a resistência de dentes endodonticamente tratados com mínima quantidade de estrutura dentária coronária depende principalmente das propriedades mecânicas do material do núcleo e de seu desenho. A razão pela qual neste estudo foram utilizados elementos dentários sem nenhum remanescente coronário foi reproduzir “o pior cenário possível”, ou seja, uma situação clínica extrema, em que, além de haver uma raiz enfraquecida, não será possível a obtenção do efeito férula.

Nos casos em que ocorre uma adequada adaptação do pino intra-radicular, tem-se uma película de agente cimentante delgada e uniforme em torno do mesmo. Já no caso de dentes com condutos alargados, a película de cimento em torno do pino geralmente se torna mais espessa em função do maior desgaste interno do conduto. Alguns autores acreditam que esta camada espessa não seria prejudicial ao sistema quando o cimento possuir propriedades mecânicas consideradas apropriadas para um melhor prognóstico a longo prazo, como módulo de elasticidade similar ao da dentina, adesividade ao remanescente dentário e baixa contração de polimerização, por

exemplo (LANZA et al., 2005; PEREZ et al., 2006; SPAZZIN et al., 2009). Desta forma, o cimento poderia funcionar como uma espécie de “amortecedor” frente aos esforços mastigatórios, evitando sobrecargas na parede radicular e aumentando o tempo de vida útil da restauração (LANZA et al., 2005; PEREZ et al., 2006; SPAZZIN et al., 2009). Entretanto, se o cimento possuir módulo de elasticidade significativamente diferente dos demais materiais restauradores e da dentina (especialmente quando mais alto que o da dentina), o sistema pode apresentar um comportamento adverso e induzir maior estresse na parede radicular, levando a fraturas radiculares (LANZA et al., 2005; PEREZ et al., 2006; SPAZZIN et al., 2009). No presente estudo foi utilizado o cimento resinoso RelyX ARC, com módulo de elasticidade de cerca de 9,6 GPa, que é relativamente próximo àquele da dentina (18 GPa) (SASKALAUSKAITE, TAM, MCCOMB, 2008). Uma camada de cimento excessivamente espessa pode influenciar negativamente a resistência à fratura do elemento dental e facilitar o deslocamento do pino do interior do conduto (BONFANTE et al., 2007; D'ARCANGELO et al., 2007). Assim, neste estudo, procurou-se observar se a utilização de pinos acessórios, visando diminuir a espessura da película de cimento, influenciaria a resistência à fratura e o padrão de falha de dentes despolpados com diferentes graus de alargamento do conduto radicular.

À exemplo de estudos anteriores (MARCHI, 1997; RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001; MACCARI, CONCEIÇÃO, NUNES, 2003; BARJAU et al., 2006; GONÇALVES et al., 2006; BONFANTE et al. 2007; BOTTINO et al., 2007; VALANDRO et al., 2007; AL-WADHRAMI et al., 2008; MARTELLI Jr. et al., 2008), não foi utilizado nesta pesquisa um material elastomérico para simulação do ligamento periodontal com a finalidade de evitar qualquer deslocamento do dente durante a aplicação da carga (AL-WAHADNI et al., 2008), embora alguns trabalhos tenham se valido desta técnica para tentar simular o efeito “amortecedor” do ligamento periodontal (NEWMANN et al., 2003; NAUMANN, PREUSS, FRANKENBERGER, 2006; MACCARI et al., 2007; ZOGHREIG et al., 2008; BUTTEL et al., 2009). De acordo com Gu e Kern (2006), a utilização do simulador altera o movimento dos espécimes quando submetidos à compressão e resulta em mudança da carga aplicada, não refletindo a real situação clínica.

O uso de coroas totais está indicado quando ocorrem grandes perdas dentárias coronárias ou radiculares (como foi simulado nesta pesquisa), com a finalidade de aumentar a resistência do dente restaurado. A maioria dos estudos que aplicaram teste de resistência à fratura utilizou coroas totais cimentadas sobre os núcleos, o que permitiu aproximar as condições laboratoriais das condições clínicas com mais fidelidade (RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001; HEYDECKE e PETERS, 2002; HU et al., 2003; NAUMANN, PREUSS, FRANKENBERGER, 2006; BONFANTE et al., 2007; MACCARI et al., 2007; ZOGHREIB et al., 2008). O ensaio mecânico realizado é considerado como um teste de resistência à fratura. Apesar de a tensão inicial ser de natureza compressiva, os vetores de força se dissipam em função da tendência à flexão que ocorre na estrutura dental, inclinada em  $45^{\circ}$  em relação à ponta ativa da máquina de ensaios universal. Sendo assim, a tensão de compressão inicial se dissipa em vetores de outra natureza que não apenas compressivos como também de tração e cisalhamento em regiões distintas daquelas onde a força foi aplicada inicialmente (MACCARI, 2005).

No presente estudo, buscou-se analisar os efeitos da utilização de pinos de fibra de vidro associados ou não a pinos acessórios, variando o grau de fragilização radicular. Sob as condições experimentais desta pesquisa, os valores de resistência à fratura para os cinco grupos experimentais foram, em ordem decrescente: Grupo 4 – 551 N; Grupo 5 - 517,5 N; Grupo 3 - 489,6 N; Grupo 1 - 468,9 N; e Grupo 2 – 431 N, sendo que a análise estatística não demonstrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos experimentais ( $p=0,639$ ).

Analisando mais detalhadamente os valores obtidos no teste de resistência à fratura, observou-se que, apesar de todo o cuidado tomado em cada um dos passos para garantir a padronização das técnicas utilizadas, houve variabilidade dos resultados obtidos dentro de um mesmo grupo. Ao se trabalhar com dentes bovinos, da mesma forma que ocorre com dentes naturais humanos, devem-se levar em consideração as diferentes razões que podem contribuir para a variabilidade (e conseqüentemente para o desvio padrão), como: (1) grau de calcificação dos dentes; (2) pequenas variações na dimensão dos dentes, bem como na localização e forma dos condutos

radiculares; (3) variações na dentina causadas por diferença no conteúdo de água; (4) presença de micro-fraturas na dentina; e (5) influência do preparo manual dos corpos de prova. Todos estes fatores, em última análise, são extremamente importantes para replicar a realidade clínica (ASSIF et al., 1993; HEYDECKE e PETTERS, 2002). Além disso, podem ter ocorrido variações inerentes à utilização de técnicas adesivas altamente sensíveis; variação na quantidade e distribuição do cimento nos condutos alargados e diferença na quantidade de micro-bolhas ou lacunas no cimento. Com o objetivo de eliminar uma variável que pudesse interferir nos resultados, não foi realizada a obturação dos condutos radiculares com guta-percha e cimento endodôntico, devido à possibilidade da permanência de resíduos destes materiais em áreas retentivas dos condutos (KURTZ et al., 2003; VALANDRO et al., 2005; PEREZ et al.; 2006; VALANDRO et al., 2007). Além disso, alguns cimentos como os cimentos endodônticos à base de eugenol (MENEZES et al., 2008;) ou o hipoclorito de sódio em concentrações de 5% utilizado como solução irrigadora (NIKAIDO et al., 1999; MORRIS et al., 2001) podem afetar negativamente a resistência adesiva e a resistência à fratura, respectivamente, de dentes em que estes materiais foram utilizados. Entretanto, Kurtz et al. (2003) não observaram influência do tipo de cimento endodôntico utilizado, independente de sua constituição (à base de óxido de zinco e eugenol ou cimento resinoso) na resistência de união dos cimentos testados para cimentação de pinos em dentina radicular. Dessa maneira, sua utilização pôde ser suprimida.

Os resultados obtidos permitem inferir que todas as condições experimentais simuladas de dentes com raízes debilitadas reconstruídos com pinos de fibra de vidro, associados ou não a pinos acessórios, apresentaram resistência suficiente para enfrentar os esforços mastigatórios habitualmente exercidos, uma vez que a força de mordida na região anterior atinge até 290 N na atividade funcional normal (KILLIARIDIS et al., 1993; FERRARIO et al., 2004; REGALO et al., 2008), valor inferior àqueles encontrados no presente estudo. É também muito importante lembrar que além de terem sido simuladas situações de raízes debilitadas, não havia nenhum remanescente coronário presente.

Deve-se salientar que é complexa a comparação entre estudos laboratoriais, uma vez que inúmeros fatores da metodologia podem variar, como: forma e material dos pinos; agentes cimentantes; sistemas adesivos; material de reconstrução coronária; elemento dentário utilizado; dimensões dos dentes; variações no preparo do canal radicular; intensidade e velocidade da força aplicada, entre outros. A variação de um ou mais fatores pode alterar de forma importante os resultados do ensaio.

Diversos estudos têm demonstrado uma associação direta entre a quantidade de remanescente radicular e a resistência à fratura de dentes despulpados (MARCHI, 1997; DEAN e JEANSONNE, 1998; CARLINI Jr., 1999; SOARES, 1999; MARCHI et al., 2003; GONÇALVES et al., 2006; NAUMANN, PREUSS, FRANKENBERGER, 2006; MARCHI, MITSUI, CAVALCANTI, 2008; MOOSAVI, MALEKNEJAD, KIMYAI, 2008). Porém, dependendo do material utilizado na reconstrução, outras pesquisas não encontraram diferenças significativas entre a resistência à fratura e a quantidade de remanescente dentário (BONILLA, 2001; KAIZER, 2003; NEWMANN et al., 2003; ZOGHREIB et al., 2008; BUTTEL et al., 2009).

Marchi et al. (1997) afirmaram que a espessura de dentina remanescente está diretamente relacionada à resistência da raiz à fratura após utilizar em sua pesquisa grupos experimentais variando o grau de fragilização da raiz (hígida ou debilitada) e tipo de retentor intra-radicular (pino metálico pré-fabricado ou núcleo metálico fundido). Entretanto, sabe-se que retentores intra-radulares metálicos deste tipo possuem importante papel na propagação de cargas para o remanescente radicular, não absorvendo os esforços mastigatórios e podendo induzir fraturas radiculares em função de sua rigidez e elevado módulo de elasticidade (FREEDMAN, 1996; ISIDOR, ODMAN, BRONDUM, 1996; DEAN, JEANSONNE, SARKAR, 1998; FREDRIKSSON et al., 1998; MANNOCCI, VICHI, FERRARI, 1998; BONILLA, 2001; AKKAYAN e GULMEZ, 2002; FOKKINGA et al., 2004). Na presente pesquisa, foram utilizados materiais com propriedades mecânicas similares às da estrutura dental (pinos de fibra de vidro e cimento resinoso). Sendo assim, pode-se supor que estes materiais atuaram absorvendo parcialmente as cargas compressivas (MALFERRARI, MONACO, SCOTTI, 2003; BARJAU et al., 2006; BOTTINO et

al., 2007; VALANDRO et al., 2007), de modo que as mesmas não fossem transmitidas em sua totalidade para o remanescente radicular. Possivelmente foi em função, principalmente, deste fato que não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos, mesmo com diferentes graus de fragilização radicular.

Bonilla (2001) observou valores de resistência à fratura similares em dentes sem fragilização radicular reconstruídos com núcleos metálicos fundidos (87,59 kgf) e dentes com parede radicular com espessura de apenas 0,5 mm na região cervical e restaurados com pinos dentários (76,35 kgf). Porém, quando os dentes fragilizados foram reconstruídos com núcleo metálico fundido, que possui módulo de elasticidade muito superior ao da dentina, sendo o conduto previamente reforçado ou não com resina composta fotopolimerizável, os valores de resistência à fratura diminuíram significativamente. Kaizer (2003) também não observou influência do grau de fragilização radicular em dentes com condutos medianamente (58,67 kgf) e amplamente (47,51 kgf) alargados e reconstruídos com pinos dentários. Estes achados parecem corroborar a idéia de que materiais com propriedades semelhantes às da dentina, no caso das pesquisas acima os pinos dentários, protegem o remanescente radicular em relação às cargas compressivas. Nesta pesquisa não houve diferença nos valores de resistência à fratura entre os graus de alargamento médio ou amplo, à exemplo do observado por Kaizer (2003), e entre o dente hígido (alargamento normal do conduto) ou amplamente fragilizado, como demonstrou Bonilla (2001).

Da mesma forma, Newmann et al. (2003) também não observaram diferenças entre os valores de resistência à fratura de dentes com condutos normais e alargados reconstruídos com dois tipos de pinos de fibras de vidro. Entretanto, devemos levar em consideração, a pouca diferença entre os graus de alargamento dos grupos do estudo citado, sendo que o grupo com alargamento normal do conduto possuía um diâmetro cervical de 1,6 mm e o grupo com conduto considerado alargado possuía um diâmetro cervical de 2 mm. Nesta dissertação, o grupo 1 (controle) possuía o mesmo grau de alargamento que o grupo considerado fragilizado no estudo de Newmann et al. (2003). Além disso, no presente trabalho, houve maior variação no grau de



alargamento dos condutos, principalmente entre o o grupo controle (grupo 1) e os grupos com amplo grau de alargamento (grupo 4 e grupo 5). O primeiro (grupo 1) possuía diâmetro cervical do conduto de 2 mm, com espessura dentinária variando de 2,5 a 2,75 mm e de 1,5 a 1,75 mm nos sentidos vestibulo-palatino e méso-distal, respectivamente. Os grupos com alargamento médio do conduto (grupo 3 e grupo 4) apresentavam espessura da parede radicular na região cervical variando de 2,05 a 2,3 mm e de 1,05 a 1,3 mm nos sentidos vestibulo-palatino e méso-distal, respectivamente. Por fim, a parede radicular na região cervical dos grupos com canais amplamente alargados (grupo 4 e grupo 5) apresentava espessura uniforme de 1 mm. Mesmo assim, não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência à fratura dos grupos experimentais, inclusive quando comparado o grupo controle com os grupos amplamente fragilizados

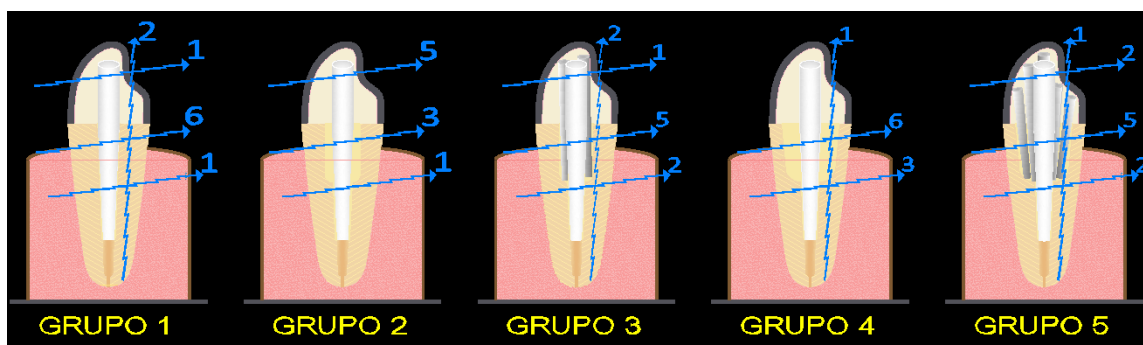
De acordo com os resultados da presente pesquisa, dentes reconstruídos com pinos de fibra de vidro associados a pinos acessórios (grupo 3 e grupo 5) apresentaram comportamento similar àqueles restaurados apenas com o pino de fibra de vidro e espessa camada de cimento resinoso ao redor do pino (grupo 2 e grupo 4), independentemente do grau de fragilização radicular. Alguns autores (D'ARCANGELO et al., 2007; BOILLAGUET et al., 2003; GRANDINI et al., 2005; VALANDRO et al., 2005) atribuíram a dificuldade em obter valores de resistência à fratura e de resistência adesiva elevados a uma espessa película de cimento em torno do pino intra-radicular. Isto ocorreria devido ao fato de que, nestes casos, normalmente, um grande volume de cimento é inserido no conduto, induzindo alto estresse na interface adesiva causado pela contração de polimerização elevada, levando à formação de espaços vazios e de bolhas no interior da camada de cimento. Na presente pesquisa, tentou-se minimizar a ocorrência destes efeitos pela inserção do cimento através de broca lentulo e inserção posterior do pino diminuindo a presença de ar no interior do conduto e, por consequência, a formação de espaços vazios. Logicamente, o estresse causado pela contração de polimerização foi maior quanto maior o volume de cimento inserido no conduto. Ou seja, teoricamente maior no grupo 4 (alargamento amplo e pino de fibra) que no grupo 2 (alargamento médio e pino de fibra) e este, por sua

vez, maior que no grupo 1 (controle). Entretanto, esse estresse na contração de polimerização não foi capaz de alterar os valores de resistência à fratura.

Bonfante et al. (2007) avaliaram diversas formas de reconstrução de dentes fragilizados na tentativa de diminuir a espessura da camada de cimento em torno de pinos de fibras de vidro; entre outras técnicas, compararam a utilização de pinos acessórios associados à pino de fibra de vidro com a utilização isolada de pino de fibra de vidro com diâmetro inferior ao conduto. Quando utilizados os pinos acessórios, os autores observaram ótimos resultados de resistência à fratura (920,64 N), à exemplo de quando utilizado pino de fibra com diâmetro inferior ao do conduto (745,69 N), não diferindo estatisticamente entre si. Todos os valores encontrados foram acima das cargas mastigatórias fisiológicas. As dimensões cervicais dos dentes utilizados no estudo citado foram as mesmas utilizadas nesta dissertação. O grau de fragilização radicular do estudo de Bonfante et al. (2007) foi o mesmo em todos os grupos e se aproxima do grau de fragilização simulado nos grupos 2 e 3 da presente pesquisa. Ao analisar os padrões de falha ocorridos na pesquisa acima mencionada e nesta dissertação, observa-se similaridade nos resultados. Na presente pesquisa, seis falhas favoráveis foram observadas tanto para o grupo reconstruído apenas com pino de fibra (grupo 2) quanto para o grupo com pino de fibra associado aos pinos acessórios (grupo 3), ambos com médio alargamento radicular. Já a pesquisa de Bonfante et al. apresentou 8 falhas favoráveis no grupo em que foram utilizados apenas pinos de fibra de vidro com diâmetro menor que o conduto e 7 falhas favoráveis quando utilizado pinos acessórios associados ao pino principal de fibras de vidro.

Diversas pesquisas (SIDOLI, KING, SETCHEL, 1997; SIRIMAI, RIIS, MORGANO, 1999; RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001; AKKAYAN e GULMEZ, 2002; HEYDECKE e PETERS, 2002; HU et al., 2003; MACCARI, CONCEIÇÃO, NUNES, 2003; MONTICELLI et al., 2003; NEWMANN et al., 2003; FOKKINGA et al., 2004; MITSUI et al., 2004) observaram que com a utilização de pinos de fibras o padrão de falhas é geralmente mais favorável (fraturas reparáveis) do que com a utilização de núcleos metálicos fundidos, pinos pré-fabricados metálicos ou pinos cerâmicos; nesta pesquisa, os achados

em relação ao padrão de falha também foram similares, mesmo em condutos alargados (grupo 4 e grupo 5). Deve ser enfatizado que desde que a reconstrução possua uma resistência à fratura clinicamente aceitável, ou seja, acima dos valores fisiológicos normalmente encontrados durante a mastigação (cerca de 290N, com força máxima podendo chegar a 362,6 N) (KILLIARIDIS et al., 1993; FERRARIO et al., 2004; REGALO et al., 2008), um padrão de falhas favorável é mais importante que uma alta resistência à fratura. Na presente pesquisa, todos os grupos experimentais testados apresentaram comportamento similar no que diz respeito ao tipo de falha ocorrida (Figura 14). O grupo com preparo convencional do conduto e reconstruído com pino de fibra (grupo 1) e o grupo com conduto amplamente alargado e reconstruído com pino de fibra associado à pinos acessórios (grupo 5) apresentaram 70% de falhas favoráveis. A falha mais comum foi fratura radicular na região cervical (Figura 15), ocorrendo 6 e 5 casos deste tipo de falha para o grupo 1 e para o grupo 5, respectivamente.

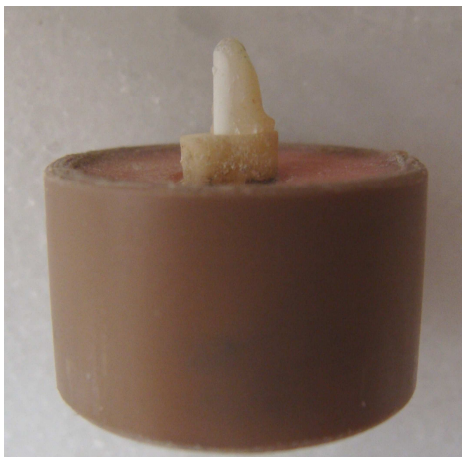


**Figura 14** – Desenho esquemático representando os padrões de falha ocorridos.



**Figura 15** – Fratura do terço cervical radicular (falha favorável).

No grupo 1 (controle) houve apenas um caso de deslocamento da porção coronária (Figura 16), ao passo que no grupo 5 houve 2 casos. Os grupos com alargamento médio, tanto aqueles reconstruídos apenas com pino de fibra (grupo 2) quanto aqueles reconstruídos com pino de fibra associado a pinos acessórios (grupo 3), bem como o grupo com amplo alargamento e reconstruído com pino de fibra (grupo 4) apresentaram 60% de falhas favoráveis. Os dois primeiros apresentaram 5 fraturas cervicais e um caso de deslocamento do pino/coroa cada (Figura 17). Já o grupo 4 apresentou 6 casos de fratura cervical.



**Figura 16** – Fratura da porção coronária (falha favorável).

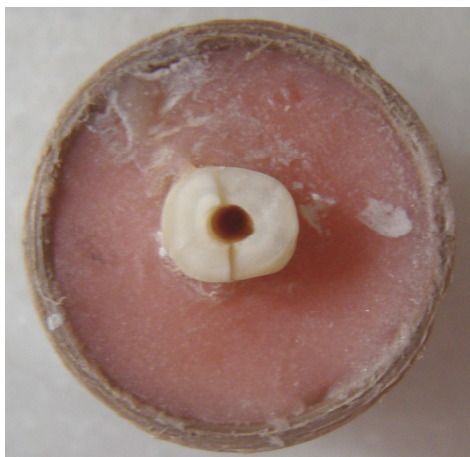


**Figura 17** – Deslocamento porção coronária/pino (falha favorável).

Quando ocorreram falhas que impediriam a manutenção do dente, ou seja, além do nível ósseo simulado (resina acrílica), estas foram consideradas falhas desfavoráveis (AKKAYAN e GULMEZ, 2002; HEYDECKE e PETERS, 2002; BONFANTE et al., 2007; MACCARI et al., 2007). O tipo de falha desfavorável mais freqüente foi a fratura na altura do terço médio radicular (Figura 18), verificada em 11 casos, com predomínio para o grupo 2 (3 casos) e para o grupo 4 (3 casos). Outra falha desfavorável observada foi a fratura longitudinal (Figura 19), que ocorreu em todos os grupos, exceto no grupo com médio alargamento e reconstruído com pino de fibra (grupo 2), totalizando 6 casos. A maior parte das falhas foi observada no terço cervical e médio radicular, variando de 70 a 90% para todos os grupos. Esta predominância pode ser explicada pelo desgaste para simulação da fragilização radicular, que se encontrava nestas áreas do canal radicular. Este desgaste, embora não tenha afetado significativamente os valores de resistência à fratura, fragilizou as raízes de maneira que as falhas ocorressem nas áreas onde a parede radicular possuía menor espessura.



**Figura 18** – Fratura do terço médio radicular (falha desfavorável).



**Figura 19** – Fratura longitudinal da raiz (falha desfavorável).

Maccari et al. (2007) simularam a fragilização das raízes de incisivos centrais superiores, de modo que estes apresentassem espessura da parede radicular de 1,8 mm à 2,5 mm nos 4 mm cervicais, sendo que este preparo foi executado com a ponta diamantada 3131. Os dentes foram divididos em 3 grupos experimentais, de acordo com a forma de reconstrução: grupo A – pinos de fibra de quartzo; grupo B – pinos de fibra de vidro; e grupo C – núcleo metálico fundido. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso RelyX ARC e sistema adesivo Single Bond, em seguida a porção coronária do núcleo foi reconstruída com resina composta para os grupos A e B e coroas metálicas foram cimentadas. Dentes reconstruídos com núcleo metálico fundido apresentaram valor de resistência à fratura superior (207,65 N) aos dentes em que foram utilizados pinos de fibra de vidro (93,28 N) ou àqueles em que foram utilizados pinos de fibra de quartzo (108,63 N). Comparando o padrão de falha ocorrido nesta dissertação com o de Maccari et al. (2007), pode ser observado que os dentes reconstruídos com pinos de fibra, seja de quartzo ou de vidro, apresentaram 100% de falhas favoráveis no estudo referido. Nesta dissertação, especialmente para os grupos 1 (conduto com 2 mm de diâmetro cervical) e grupos 2 e 3 (conduto com 2,9 mm de diâmetro cervical), que possuem alargamento do conduto similar ao estudo referido (2,5 mm de diâmetro cervical), pôde-se observar menor quantidade de falhas favoráveis 70%, para os grupos 1 e 2 e 60%, para o grupo 1. Diferentes aspectos metodológicos podem ter contribuído para a obtenção de valores mais elevados nesta dissertação, bem como pela menor quantidade de falhas

favoráveis. Dentre eles, pode ser destacada a utilização de pinos com diâmetro superior (2 mm na região cervical e 1,1 mm na região apical) em relação ao trabalho de Maccari et al. (2007), no qual os pinos possuíam diâmetro de 1,5 mm de diâmetro cervical. Pinos mais delgados acabam sendo menos rígidos e mais suscetíveis à flexão, fazendo com que ocorra primeiramente o deslocamento da porção coronária em função do deslocamento do pino e não induzindo fratura radicular como primeiro modo de falha (SIDOLLI, KING, SETCHEL, 1997; ASMUSSEN, PEUTZFELDT, HEITMANN, 1999).

Moosavi et al. (2008) compararam a resistência à fratura de diferentes métodos restauradores em dentes com condutos alargados. Distribuíram os dentes com condutos alargados (3,5 mm de diâmetro cervical e 1,5 mm apical) em três grupos experimentais: grupo 1 – preenchimento da região alargada com resina composta e cimentação de pino de fibra de quartzo; grupo 2 – pino de fibra de quartzo associado a dois pinos acessórios Reforpin; grupo 3 – pino de fibra de quartzo com espessa quantidade de cimento resinoso Panavia F. Um grupo com alargamento normal do conduto (diâmetro cervical e apical de 2,2 mm e 1,2 mm, respectivamente) foi utilizado como controle. Seus achados vão de encontro aos obtidos nesse trabalho, pois o grupo restaurado com pinos acessórios associados ao pino principal apresentou valores estatisticamente superiores (500 N) ao grupo reconstruído apenas com pino de fibra de quartzo e que, portanto, apresentava uma espessa película de cimento em torno do pino (230 N). Valores inferiores para o grupo reconstruído com pino de fibra e espessa película de cimento no estudo de referido podem ser atribuídos à manipulação e inserção do mesmo no conduto, realizada juntamente com o pino, facilitando a presença de bolhas e espaços vazios que poderiam comprometer a resistência adesiva do cimento à dentina radicular ou ao pino utilizado. No que diz respeito ao padrão de falha, o presente estudo apresentou 60% dos casos nos grupos 2, 3 e 4; e 70% dos casos no grupo 1 (controle) e no grupo 5 (amplo grau de alargamento do conduto e reconstrução com pino de fibra de vidro associado a pinos acessórios). Moosavi et al. (2008) encontraram maior quantidade de falhas favoráveis quando utilizado pinos acessórios (100%), sendo em sua maioria causadas pela fratura da porção coronária do núcleo. Isto provavelmente ocorreu em função de forças adesivas



e friccionais entre os múltiplos pinos. Além disso, outro fator importante que pode ter contribuído para a diferença entre os resultados entre esta dissertação e o estudo citado é o fato de que este realizou a restauração da porção coronária com resina composta, sem utilização de coroa metálica. Tal detalhe foi levado em consideração nesta dissertação. Após reconstrução da porção coronária do núcleo, coroas metálicas foram cimentadas sobre estes, conferindo maior estabilidade ao sistema e maior resistência à fratura dos espécimes, alterando o padrão de falha, pois quando aplicada carga diretamente sobre o núcleo em resina composta fraturas da resina são observadas (RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001; HU et al., 2003; NAUMANN, PREUSS, ROSENTRITT, 2006; BONFANTE et al., 2007; MACCARI et al., 2007; MOOSAVI et al., 2008; ZOGHREIB et al., 2008)

Foi surpreendente a obtenção de um padrão de falhas favorável mesmo com uma espessa camada de cimento resinoso nos grupos 2 e 4. É verdade que o módulo de elasticidade do cimento resinoso em torno do pino é similar ao da dentina e do pino de fibras (PEST et al., 2002); além disso, Berger e Cavina (2004) afirmaram que os cimentos resinosos proporcionam retenção e resistência adequada mesmo em camadas espessas, o que é importante quando se utilizam pinos pré-fabricados em condutos alargados, já que estes geralmente não se adaptam precisamente ao conduto. Porém, ainda existe o problema da alta contração de polimerização associada a camadas espessas de cimento resinoso e o estresse por ela provocado, que poderia exceder a resistência adesiva e provocar *gaps* na interface cimento-dentina (GRANDINI, 2003). Em uma situação como esta, é possível que ocorra o deslocamento do pino a curto ou médio prazo (GRANDINI, 2003). Uma das limitações deste estudo é, justamente, o fato não ter sido realizado estresse cíclico nos espécimes através de ciclagem mecânica. Esta poderia atuar prejudicialmente na interface cimento/pino ou cimento/dentina ou até mesmo causando falhas coesivas na espessa camada de cimento. Esses eventos poderiam causar diminuição nos valores de resistência à fratura e maior número de falhas favoráveis em função da descimentação do pino ou da coroa alterando os padrões de falha. Em contrapartida, estudos prévios não demonstraram efeito da ciclagem mecânica nos valores de resistência adesiva e de resistência à



fratura de dentes reconstruídos com pinos de fibra (BOTTINO et al., 2007; VALANDRO et al., 2007; MARCHI, MITSUI, CAVALCANTI, 2008). Entretanto, estes estudos não submeteram à ciclagem mecânica dentes fragilizados e com espessa camada de cimento.

Na presente pesquisa, ocorreram poucos casos de deslocamento dos núcleos, provavelmente devido à uma associação de vários fatores, tais como: 1) resistência adesiva suficiente entre o cimento resinoso e a dentina, bem como entre o cimento resinoso e o pino; 2) compatibilidade química entre o cimento resinoso e o sistema adesivo de três passos, ambos de cura dual; 3) a silanização do pino de fibras previamente à cimentação, proporcionando ganho significativo da adesão entre pino e resina (GORACCI et al., 2005); 5) a ótima adesão entre a matriz de resina composta dos pinos de fibras de vidro utilizados e o cimento resinoso (FERRARI, VICHI, GRANDINI, 2001).

É essencial que o sistema adesivo seja compatível com o cimento resinoso. Uma vez que a polimerização de cimentos resinosos de polimerização química ou dual (como o RelyX ARC, utilizado nesta pesquisa) é prejudicada pela associação com adesivos convencionais simplificados (dois passos) ou com adesivos autocondicionantes de passo único, devido à acidez elevada destes sistemas, deve-se preferencialmente utilizar com estes cimentos um adesivo convencional de três passos (BERGER e CAVINA, 2004).

A opção por um sistema adesivo de cura dual favoreceu sua polimerização, pois o acesso da luz do fotopolimerizador nas regiões mais apicais do conduto é limitado (LE BELL et al., 2003; YOLDAS e TAYFUN, 2005). A ausência de falhas por deslocamento do pino indicou que a combinação de cimentos resinosos e agentes adesivos selecionados para o estudo proporcionou uma adesão suficiente na interface cimento-dentina e cimento-pino. Por outro lado, a utilização do mesmo agente adesivo em todos os grupos possibilitou a eliminação de variáveis. O silano possui a capacidade de incrementar significativamente a adesão entre os pinos de fibras e o cimento resinoso (GORACCI et al., 2005).

Certamente, é mais fácil de controlar todos os passos da técnica adesiva em laboratório que intra-oralmente, especialmente quando não existe a possibilidade de empregar o isolamento absoluto. Desta forma, é provável que a resistência de união obtida clinicamente seja menor que aquela alcançada em estudos in vitro. Além disso, algumas situações podem afetar a integridade da adesão a longo prazo, devido ao contato indesejado com a umidade: 1) falha adesiva entre a resina composta da porção coronária do núcleo e a estrutura dentária; 2) ocorrência de cárie secundária; e 3) absorção de água pelo agente adesivo ou pela resina composta da porção coronária do núcleo. Vários estudos clínicos (FERRARI et al., (2000a); FREDRIKSSON et al., 1998; MANOCCI, VICHI, FERRARI, 1998; MONTICELLI et al., 2003; NAUMANN BLANKENSTEIN, DIETRICH, 2005) têm demonstrado que o deslocamento do pino é a falha mais freqüente em dentes reconstruídos com pinos de fibras. De acordo com Berger e Cavina (2004), os insucessos com pinos de fibras estão relacionados à falhas de cimentação ou à utilização em dentes com menos de 2 mm de remanescente coronário.

Além disso, é preciso cautela na extrapolação das conclusões de estudos in vitro diretamente para uma situação clínica. Deve-se considerar, especialmente, a impossibilidade de reproduzir em laboratório as forças funcionais e parafuncionais nas mais diferentes direções e intensidades a que estão submetidos os elementos dentários na cavidade oral. Este fato se torna ainda mais importante porque os pinos de fibras são anisotrópicos, ou seja, suas propriedades mecânicas e seu comportamento variam de acordo com a direção da carga (BOTTINO et al., 2007; FREILICH et al., 2001). Por exemplo, o módulo de elasticidade dos pinos de fibras de carbono varia de 8 GPa a 110 GPa. Em um ângulo de incidência de 90° com o longo eixo do pino, o módulo é de 8 GPa (próximo ao da dentina radicular); em um ângulo de incidência de 20 a 45° com o longo eixo, o módulo é de 18 a 30 GPa (próximo ao da dentina); e em um ângulo de incidência de 0°, o módulo é de 100 a 110 GPa (MANNOCCI et al., 1998). No presente estudo, a carga de compressão foi aplicada em 135° com o longo eixo do dente, simulando uma condição clínica de oclusão do tipo classe I; porém, na cavidade oral a carga pode ser aplicada nas mais variadas

direções sobre o elemento dentário, especialmente nos movimentos excursivos.

A restauração de dentes despulpados ainda pode ser considerada um desafio, suscitando muitas controvérsias e dúvidas. Tal desafio apresenta proporções ainda maiores quando se trata da restauração de dentes com condutos alargados. Não existe uma opinião única sobre a forma ideal de recuperar dentes nestas condições. Muitas vezes não há base científica para auxiliar a determinar a indicação mais correta de determinada técnica para uma situação específica. A restauração ideal deve permitir a recuperação tanto da função quanto da estética, fornecendo um prognóstico favorável e seguro em longo prazo. Além disso, o procedimento empregado deve ser o mais conservador possível, uma vez que nenhum material restaurador substitui o tecido dental com a mesma eficiência, de forma que este deve ser poupado tanto quanto possível.

Finalmente, é especialmente importante que, futuramente, sejam executadas pesquisas com diferentes graus de alargamento do conduto e diferentes formas de reconstrução associadas à ciclagem mecânica, com a finalidade de verificar até que ponto cargas cíclicas de menor intensidade afetam o sistema dente/cimento/pino. Além disso, observar se cargas repetidas são capazes de alterar os valores de resistência à fratura ou até mesmo a possibilidade de os espécimes falharem durante o teste de fadiga, podendo influenciar inclusive o padrão de falha do conjunto.

## **7. CONCLUSÕES**

Buscando-se elucidar a proposição inicial através da metodologia estabelecida e após a aplicação da análise estatística aos valores obtidos neste estudo, pôde-se concluir que:

1. A resistência à fratura de dentes bovinos sob carga compressiva mostrou-se estatisticamente similar entre todos os grupos testados, independente do uso ou não de pinos acessórios associados a pinos de fibra de vidro.
2. Os dentes reconstruídos tanto com pinos de fibra associado a pinos acessórios quanto com espessa camada de cimento apresentaram predomínio de falhas favoráveis, nunca ultrapassando 40% de falhas desfavoráveis, independente do grau de alargamento do conduto radicular.

## **8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

AKKAYAN, B.; GÜLMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 87, n. 4, p. 431-437, 2002.

AKKAYAN, B. An in vitro study evaluation the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 92, n. 2, p. 155-162, 2004.

ALBUQUERQUE, R. C. et al. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, n. 9, p. 936-943, 2003.

AL-WAHADNI, A. M. et al. Fracture resistance of teeth restored with different post systems: in vitro study. **Oral surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, v. 106, n. 2, p. 77-83, 2008.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; HEITMANN, T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. **Journal of Dentistry**, v. 27, n. 4, p. 275–278, 1999.

ASSIF, D. et al. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 61, n. 5, p. 535-543, 1989.

ASSIF, D. et al. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. **Journal Prosthetic Dentistry**, v. 69, n. 1, p. 36-40, 1993.

ASSMANN, R. I. **Análise dos comportamentos de dentes anteriores tratados endodonticamente, dos pinos pré-fabricados e dos complementos coronários utilizados como técnica restauradora, sob ação de forças oblíquas – estudo in vitro**. 1999, 118f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade Luterana do Brasil, Canoas, 1999.

BARABAN, D. J. The restoration of pulpless teeth. **Dental Clinics of North America**, p. 633-653, 1967.

BARJAU, E. A. et al. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Operative Dentistry**, v. 31, n. 1, p. 47-54, 2006.

BARKHORDAR, R. A.; RADKE, R.; ABBASI, J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 61, n. 6, p. 676-678, 1989.

- BERGER, C. R.; CAVINA, D. A. Pinos intra-radulares não-metálicos. In: GOMES, J. C. (Coord). **Estética em Clínica Odontológica**. Curitiba: Editora Maio, 2004. Cap. 12, p. 395-426.
- BONFANTE, G et al. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fiber posts. **International Dental Journal**, v. 57, n. 3, p. 153-160, 2007.
- BONILLA, M. E. G. **Avaliação da resistência à fratura transversal de raízes amplamente destruídas reconstruídas com núcleos**. 2001. 110f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2001.
- BOTTINO, M. A. et al. Effects of mechanical cycling on the bonding of zirconia and fiber posts to human root dentin. **The journal of Adhesive Dentistry**, v.9, n.3, 1-6, 2007.
- BOUDRIAS, P.; SAKKAL, S.; PETROVA, Y. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, v. 22, n.4, p. 337-340, 2001.
- BOUILLAGOUET, S. et al. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. **Dental Materials**, v. 19, n. 3, p. 199-205, 2003.
- BRAZ, R. et al. Evaluation of reinforcement materials used on filling of weakened roots. **Journal of Dental Research**, v. 84, p. 112, Mar. 2005. Special issue. Abstract n. 1733. Trabalho apresentado na 83ª Sessão Geral do IADR / AADR / CADR, Mar. 2005.
- BURGES, J. O.; ROBBINS, J. W.; SUMMIT, J. B. Pinos intracanaís, pinos e núcleos. **Dental Advisor**, v. 2, n. 1, p. 1-8, 1995.
- BUTTEL, L. et al. Influence of post fit and post length on fracture resistance. **International Endodontic Journal**, v. 42, n. 1, p. 47-53, 2009.
- CAMARGO, C. H. R. et al. Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. **Journal of Endodontics**, v. 33, n. 4, p. 422-426, 2007.
- CAPUTO, A. A.; STANDLE, J. P. Pins and posts – why, when, how. **Dental Clinics of North America**, v. 20, n. 2, p. 299-312, 1976.
- CARLINI Jr., B. **Resistência à trauma de dentes tratados endodonticamente e restaurados : análise de compósito odontológico com ou sem pinos pré-fabricados**. 1999, 185f. Dissertação (Mestrado em Clínica Integrada – Área Dentística) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas, Piracicaba, 1999.
- CORMIER, C. J.; BURNS, D. R.; MOON, P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. **Journal of Prosthodontics**, v. 10, n. 1, p. 26-36, 2001.

D'ARCANGELO, C. et al. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 98, n. 3, p.193-198, 2007.

DEAN, J. P., JEANSONNE, B. G., SARKAR, N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. **Journal of Endodontics**, v. 24, n. 12, p. 807-810, 1998.

DE BRUYNE, M. A.; DE BRUYNE, R. J.; DE MOOR, R. J. Capillary flow porometry to assess the seal provided by root-end filling materials in a standardized and reproducible way. **Journal of Endodontics**, v. 32, n. 3, p. 206–209, 2006.

DRUMMOND, J. L.; BAPPA, M. S. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. **Dental Materials**, v. 19, n. 3, p. 226-231, 2003.

DURET, P. B.; REYNAUD, M.; DURET, F. Un nouveau concept de reconstruction corono-radicaire: le composiposte (I). **Le Chirurgien-dentiste de France**, v. 60, n. 54, p. 131-141, 1990.

DURET, B.; DURET, F.; REYNAUD, M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. . **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, v. 17, p. 565-573, 1996. Supplement 20.

FAUCHARD, P. **Le chirurgien dentisté; ou, traité des dents**. Paris: Jean Mariette, 1728 apud RING, M. E.

FERRARI et al. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **American Journal of Dentistry**, v. 13, n. Esp., p.9B-13B, 2000.

FERRARI, M et al. Clinical evaluation of fiber reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. **American Journal of Dentistry**, v. 13, n. Esp., p. 15B-18B, 2000.

FERRARI, M.; VICHI, A.; GRANDINI, S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. **Dental Materials**, v. 17, n. 5, p. 422-429, 2001.

FERRARI, M. Associação entre pinos de fibras de vidro pré-fabricados e pinos acessórios de fibras de vidro. In: SECOND SYMPOSIUM OF PH.D. SISTER SCHOOLS: AESTHETIC RESTORATIVE MATERIALS CURRENT TRENDS AND DEVELOPMENT, 2005, Bauru. **Anais...**

FERRARIO V. F. et al. Single tooth bite forces in healthy young adults. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 31, n. 1, p. 18-22, 2004.

FOKKINGA, W. A. et al. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. **International Journal of Prosthodontics**, v. 17, n. 4, p. 476-482, 2004.

FREEDMAN, G. The carbon fiber post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. **Oral Health**, v. 86, n. 2, p. 23-30, 1996.

FREDRIKSSON, M et al. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber- reinforced epoxy resin posts. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 80, n. 2, p. 151-157, 1998.

FREILICH, M. A. et al. **Fiber-reinforced composites in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 2000. 106 p.

GALHANO, G. A. et al. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber -, quartz fiber -, and glass fiber-based posts. **Journal of Endodontics**, v. 31, n. 3, p. 209-211, 2005.

GIOVANI, A. R. et al. In vitro fracture resistance of glass fiber and cast metal posts with different lengths. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 111, n. 3, p. 183-188, 2009.

GLAZER, B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fiber posts – a prospective study. **Journal of Canadian Dental Association**, v. 66, n. 11, p. 613-618, 2000.

GONÇALVES, L. A. A. et al. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 96, n. 5, p. 339-344, 2006.

GORACCI, C. et al. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. **Dental Materials**, v. 21, n. 5, p. 437-444, 2005.

GRANDINI, S.; BALLERI, P.; FERRARI, M. Scanning electron microscopic investigation of the surface of fiber posts after cutting. **Journal of Endodontics**, v. 28, n. 8, p. 610-612, 2002.

GRANDINI, S. O pino anatômico. In: SCOTTI, R.; FERRARI, M. (Org.). **Pinos de fibra**. São Paulo: Artes Médicas, 2003. p. 93-98.

GRANDINI, B et al. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v. 7, n. 8, p. 235-240, 2005.

GU, X. H., KERN, M. Fracture resistance of crowned incisor with different post systems and luting agents. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 33, n. 12, p. 918-923, 2006.

GUZY, G. E.; NICHOLLS, J. I. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 42, n. 1, p. 39-42, 1979.

HEYDECKE, G.; PETERS, M. C. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct post and cores: a sistematic review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 87, n. 4, p. 380-386, 2002.

HOLLIS, R. A. et al. Post and core, state-of-art. **Clin Res Assoc**, Provo, v. 22, n. 1, p. 2-3, Nov. 1998.



HORNBROOK, D. S.; HASTINGS, J. H. Use of bondable reinforcement fiber for post and core build-up in endodontically treated tooth: maximizing strength and aesthetics. **Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry**, v. 7, n. 5, p. 33-42, 1995.

HU, Y. H. et al. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. **Quintessence International**, v. 34, n. 5, p. 349-353, 2003.

ISIDOR, F; ODMAN, P.; BRONDUM, K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. **International Journal of Prosthodontics**, v. 9, n. 2, p. 131-136, 1996.

JIMENÉZ, M. P. Nueva generación de munõnes estéticos de resina reforzada com fibras de vidro. Apresentação de um caso clínico. **Acta Odontologica Venezolana**, v. 39, n. 3, p.69-74, 2001.

KAIZER, O. B. **Avaliação da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente reconstruídos com pinos dentários e com pinos de fibras de polietileno.** Bauru, 2003. 142 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

KATEBZADEH, N.; DALTON, C.; TROPE, M. Strengthening immature teeth during and after apexification. **Journal of Endodontics**, v. 24, n. 4, p. 256-259, 1998.

KILLIARIDIS, S. et al. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 51, n. 5, p. 323-331, 1993.

KIMMEL, S. S. Restoration and reinforcement of endodontically treated with a polyethylene ribbon and prefabricated fiberglass post. **General Dentistry**, v. 48, n. 6, p. 700-706, 2000.

KIMMEL, S. Restoration of endodontically treated tooth containing wide or flared canal. **The New York State Dental Journal**, v. 66, n. 10, p. 36-40, 2000.

KING, P. A.; SETCHELL, D. J. An *in vitro* evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 17, n. 6, p. 599-609, 1990.

KURTZ J. S. et al. Bond strengths of tooth-colored posts. Effects of sealer, dentin adhesive, and root regions. **American Journal of Dentistry**, v. 16, Sp. Iss., p. 31A-36A, 2003.

LANZA, A. et al. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in maxillary incisor. **Dental Materials**, v. 21, n. 8, p. 709-715, 2005.

LE BELL, A. M. et al. Depth of light-initiated polymerization of glass fiber-reinforce composite in a simulated root canal. **International Journal of Prosthodontics**, v. 16, n. 4, p. 403-408, 2003.

- LI, L. et al. Three dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. **Chinese Medical Journal**, v. 119, n. 4, p. 305-311, 2006.
- LIBMAN, W. J.; NICHOLLS, J. I. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. **International Journal of Prosthodontics**, v. 8, n. 2, p. 155-161, 1995.
- LUI, J. L. A technique to reinforce weakened roots with post canals. **Endodontic Dental Traumatology**, v. 3, n. 6, p. 310-314, 1987.
- LUI, J. L. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic. **Quintessence International**, v. 25, n. 5, p. 313-319, 1994.
- LUI, J. L. Enhanced post crown retention in resin composite-reinforced compromised, root-filled teeth: a case report. **Quintessence International**, v. 30, n. 9, p. 601-606, 1999.
- MACCARI, P.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES, M. Resistance to fracture of teeth endodontically restored with three different intra-radicular direct and aesthetic posts. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 15, n. 1, p. 25-30, 2003.
- MACCARI, P. A. C. **Resistência à fratura de dentes com raízes enfraquecidas e restaurados com três tipos de pinos intra-radiculares.** 2005,, 109f. Tese (Doutorado em Prótese Dentária) – Pontifícia Universidade Católica – RS, Porto Alegre, 2005.
- MACCARI, P. A. C. et al. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 19, n. 1, p. 30-36, 2007.
- MALFERRARI, S.; MONACO, C.; SCOTTI, R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. **International Journal Prosthodontic**, v. 16, n. 1, p. 39-44, 2003.
- MANNOCCI, F. et al. Carbon fiber posts. Clinical and laboratory studies. In: INTERNATIONALSYMPOSIUM RECONSTRUCTIONS WITH CARBON FIBER POSTS AND ADHESIVE SYSTEMS TODAY, 2., 1998. **Proceedings**. Milano: Hippocrates, 1998. p. 17-21.
- MANNOCCI F.; VICHI, A.; FERRARI, M. Carbon fiber versus cast posts: a two years recall study. **Journal of Dental Research**, v. 77, n. 5, p. 1259-1267, 1998. Abstract 419.
- 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. **Journal of Adhesive Dentistry**, v. 1, n. 2, p. 153-158, 1999.
- MARCHI, G. M. **Resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas morfológicamente com sistema adesivo associado a pinos intra-**

**radiculares.** 1997. 104 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas, Piracicaba, 1997.

MARCHI, G. M. et al. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, n. 6, p. 623-629, 2003.

MARCHI, G. M.; MITSUI F. H. O.; CAVALCANTI A. N. Effect o remaining dentin structure and thermal-mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. **International Endodontic Journal**, v. 41, n. 11, p. 969-976, 2008.

MARTELLI JR., H. et al. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fiber post. **International Endodontic Journal**, v. 41, n. 8, p. 685-692, 2008.

MARTINEZ-INSUA, A. et al. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 80, n. 5, p. 527-532, 1998.

MENDOZA, D. B. et al. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 78, n. 1, p. 10-14, 1997.

MENEZES M. S. et al. Influence of endodontic sealer cement on fibreglass post bond strength to root dentin. **International Endodontic Journal**, v. 41, n. 6, p. 476-484, 2008.

MILLER, T. E. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. **Compendium of Continuing Educcation in Dentistry**, v. 19, n. 6, p. 800-812, 1993.

MILOT, P.; STEIN, S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 68, n. 3, p. 428-435, 1992.

MITSUI, F. H. O. et al. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. **Quintessence International**, v. 35, n. 8, p. 612-616, 2004.

MONTICELLI, F. et al. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. **International Journal of Prosthodontic**, v. 16, n. 6, p. 593-596, 2003.

MOOSAVI, H. ; MALEKNEJAD, F. ; KIMYAI, S. Fracture resistance of endodontically-treated teeth restored using three root reinforcement methods. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 9, n. 1, p 30-37, 2008.

MORRIS, M. D. et al. Effects of sodyum hipochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. **Journal of Endodontics**, v. 27, n. 12, p.753-757, 2001.

NAUMANN, M; BLANKENSTEIN, F; DIETRICH, T. Survival of glass fiber reinforced composite post restorations after 2 years – an observational clinical study. **Journal of Dental Bristol**, v. 33, n. 4, p. 305-312, 2005.

NAUMANN, M.; PREUSS, A.; ROSENTRITT, M. Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups, and all-ceramic crowns: An *in vitro* evaluation after chewing simulation. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 64, n. 1, p. 31-36, 2006.

NAUMANN, M.; PREUSS, A; FRANKENBERGER, R. Load capability of excessively flared teeth restored with fiber-reinforced composite posts and all-ceramic crowns. **Operative Dentistry**, v. 31, n. 6, p. 699-704, 2006.

NEWMAN, M. P. et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. **Journal Prosthetic Dentistry**, v. 89, n. 4, p. 360-367, 2003.

NIKAIDO, T. et al. Bond strengths to endodontically treated teeth. **American Journal of Dentistry**, v. 12, n. 4, p. 177-180, 1999.

PEREZ, B et al. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? **International Journal Prosthodontics**, v. 19, n. 6, p. 606-609, 2006.

PEST, L. B. et al. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. **Dental Materials**, v. 18, n. 8, p. 596-602, 2002.

PURTON, D. G.; CHANDLER, N. P.; QUALTROUGH, A. J. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. **Quintessence International**, v. 34, n. 5, p. 366-369, 2003.

RAYGOT, C. G.; CHAI, J.; JAMESON, L. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. **International Journal Prosthodontics**, v. 14, n. 2, p. 141-145, 2001.

REEVES, G. W. et al. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. **Operative Dentistry**, v. 20, n. 6, p. 230-235, 1995.

REGALO, S. C. et al. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared in white population in Brazil. **Archives of Oral Biology**, v. 53, n. 3, p. 282-286, 2008.

RING, M. E. **História ilustrada de la odontologia**. Barcelona: Doyma, 1989. 320 p.

ROVATTI, L.; MASON, P. N.; DALLARI, A. The esthetical endodontic posts. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM S. MARGHERITA LIGURE, 2., 1998, Santa Margherita Ligure, Italy. **Proceedings**. Santa Margherita Ligure, Italy: [s. ed.], 1998. p. 12-16.

SALAMEH, Z. et al. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts. **Journal of Endodontics**, v. 34, n. 7, p. 842-846, 2008.

SASKALAUŠKAITE, E.; TAM, L. E.; MCCOMB, D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. **Journal of Prosthodontics**, v. 17, n. 4, p. 262-268, 2008.

SAUPE, W. A. et al. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence International**, v. 27, n. 7, p. 483-491, 1996.

SCHILKE, R. et al. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. **Archives of Oral Biology**, v. 45, n. 5, p. 355-361, 2000.

SHILLINGBURG, H. T.; FISHER D. W.; DEWHIRST, R. B. Restoration of endodontically treated posterior teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 24, n. 4, p. 401-409, 1970.

SHILLINGBURG, H. T., KESSLER, J. C. **Princípios da restauração dos dentes tratados endodonticamente**. In: \_\_\_\_\_. Restaurações protéticas dos dentes tratados endodonticamente. 2.ed. São Paulo, Quintessence, 1991. Cap.1, p.13-44.

SIDOLI, G. E., KING, P. A., SETCHELL, D. J. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post core system. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 78, n. 1, p. 5-9, 1997.

SILVERSTEIN, W. H. The reinforcement of weakened pulpless teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 14, n. 2, p. 372-381, 1964.

SIRIMAI, S.; RIIS, D. N.; MORGANO, S. M. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 81, n. 3, p. 262-269, 1999.

SOARES, J. C. F. **Resistência à fratura de raízes enfraquecidas reconstruídas com sistemas restauradores adesivos**. Bauru, 1999. 101p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Clinically significant factors in dowel design. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 52, n. 1, p. 28-35, 1984.

SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 51, n. 6, p. 780-784, 1984.

- SORENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. **Journal Prosthetic Dentistry**, v. 64, n. 4, p. 419-424, 1990.
- SORENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 63, n. 5, p. 529-536, 1990.
- SPAZZIN, A. O. et al. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisor restored with direct resin composite. **Operative Dentistry**, v. 34, n. 2, p. 223-229, 2009.
- STANDLEE, J. P. et al. Analysis of stress distribution by endodontic posts. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, v. 33, n. 6, p. 52-60, 1972.
- STEWARTSON, D. A. Non-metal post systems. **Dental Update**, v. 28, n. 7, p. 326-336, 2001.
- STOCKTON, L. W. Factors affecting retention of post systems: a literature review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 81, n. 4, p. 380-385, 1999.
- TEIXEIRA, C. S; SILVA-SOUSA, Y. T.; SOUSA-NETO, M. D. Bond strength of fiber posts to weakened roots after resin restoration with different light-curing times. **Journal of Endodontics**, v. 35, n. 7, p. 1034-1039, 2009.
- TJAN, A. H. L.; WHANG, S. B. Resistance to root fracture of dowel channels with various thickness of buccal dentin walls. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 53, n. 4, p. 496-500, 1985.
- TRABERT, K. C.; CAPUTO, A. A.; ABOU-RASS, M. Tooth fracture: a comparison of endodontic and restorative treatments. **Journal of Endodontics**, v. 4, n. 11, p. 341-345, 1978.
- TROPE, M.; RAY, H. L. Resistance to fracture of endodontically treated roots. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, v. 73, n. 1, p. 99-102, 1992.
- VALANDRO, L. F. et al. The effect of adhesive systems on the pullout strength of a fiber glass reinforced composite post system in bovine teeth. **Journal of Adhesive Dentistry**, v. 7, p. 331-336, 2005.
- VALANDRO, L. F. et al. Effect of mechanical cycling on the push-out bond strength of fiber posts adhesively bonded to human root dentin. **Operative Dentistry**, v.32, n. 6, p. 579-588, 2007.
- VICHI, A. et al. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. **Dental Materials**, v. 18, n. 7, p. 459-502, 2002.

YOLDAS, O.; TAYFUN, A. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. **Journal of Endodontics**, v. 31, n. 2, p. 104-106, 2005.

ZOGHREIB, L. V. et al. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. **Brazilian Dental Journal**, v. 19, n. 4, p. 329-333, 2008.