

**VICTOR GROVER RENE CLAVIJO**

**Avaliação da resistência à fratura de raízes fragilizadas  
reabilitadas por diferentes técnicas de construção de núcleos  
intra-radiculares**

**Araraquara**

**2007**

**VICTOR GROVER RENE CLAVIJO**

**Avaliação da resistência à fratura de raízes fragilizadas  
reabilitadas por diferentes técnicas de construção de núcleos  
intra-radiculares**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, como requisito para obtenção do título de Mestre em Dentística Restauradora.

**Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade**

**ARARAQUARA**

**2007**

Victor Grover Rene Clavijo

**Avaliação da resistência à fratura de raízes fragilizadas reabilitadas por diferentes técnicas de construção de núcleos intra-radiculares**

**BANCA EXAMINADORA**

Prof Dr. Leornado Buso

Prof Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup>. Maria Salete Candido Machado

Araraquara, 05 março de 2007

## **DADOS CURRICULARES**

**Victor Grover Rene Clavijo**

23/09/1981      Nascimento – Campinas SP

1998- 2001      Curso de Odontologia na Universidade Paulista – UNIP Campinas

2002 – 2004      Curso de Especialização em Dentística Restauradora pela  
Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas de Araraquara

2004 – 2006      Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora – Nível  
Mestrado - Faculdade de Odontologia de Araraquara - Universidade Estadual  
Paulista – UNESP



Sem sonhos, a vida não tem brilho.

Sem metas, os sonhos não têm alicerces.

Sem prioridades, os sonhos não se tornam reais. Sonhe, trace metas, estabeleça prioridades e corram riscos para executar seus sonhos.

Melhor é errar por tentar do que errar por se omitir! Não tenha medo dos tropeços da jornada. Não se esqueça de que você, ainda que

incompleto, foi o maior aventureiro da sua História.

**Augusto Cury**

## ***Dedicatória....***

A meu **PAI**, cujo sua formação de Cirurgião Dentista me colocou nesse caminho, que hoje sigo com tanto amor e admiração. Sem ele nada desse sonho que está se realizando seria possível.

A minha querida **MAMÃE**, que nestes anos me apoiou de forma incrível, me ajudando e me mostrando caminhos e soluções quando eu achava que não havia mais.

A minha **TIA FÁTIMA**, que me ajudou a realizar um dos grandes sonhos da minha vida, e que me apoio nas horas difíceis.

A minha amiga do coração **Nielli**, que me esteve ao meu lado em todos os momentos tristes e alegres do tempo que estive em Araraquara. Conselhos, elogios, críticas, amizade sincera foi tudo isso e mais um pouco que você me proporcionou. Ni obrigado por tudo!!!  
Você mora no meu coração.

Ao meu amigo **William** ! Lemão você é o exemplo de amigo, aquele que podemos contar a qualquer hora, seja de noite ou de dia!  
Obrigado por tudo.

## **Agradecimentos em Especial...**

Ao Professor **Marcelo Ferrarezi de Andrade**, meu orientador e amigo que mostrou e ensinou o caminho da docência. Muito obrigado Marcelão por tudo que ensinou e proporcionou para meu crescimento profissional e pessoal.

A Professora **Maria Salete** por me ensinar e criticar nas horas certas, vou levar todos seus conselhos para sempre na minha vida.

Aos meus amigos Darlon e Adriano pela amizade sincera nas horas que mais precisei, vou sentir saudades de vocês.

Aos meus Amigos Hugo Alvim e Adriana de Oliveira pela grande amizade e ajuda nas horas difíceis.

Ao meu grande amigo Eduardo Sorgi pelo companheirismo em busca dos nossos sonhos. Dú, se hoje venci mais uma etapa da minha vida, vencemos juntos!!

Ao meu amigo Fabio Fujijy, por me mostrar a arte da odontologia.

A Creusinha, pela grande amizade que me proporcionou e pelos grandes conselhos.

A Dona Cida “branca”, pela grande amizade e carinho.

## **Agradecimentos...**

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Aos professores do programa de Pós-graduação em Dentística Restauradora,  
José Roberto Cury Saad, Osmir Batista de Oliveira Jr., Sillas Lordelo Duarte Jr. E  
Sizenando de Toledo Porto Neto.

Ao Professor Sidney Kina, pois através dele iniciei a idéia deste trabalho.

Ao José Mauricio Reis pelo grande auxílio na pesquisa.

Ao protético Luis Alves Ferreira pelo ajuda na execução dos corpos de  
prova, muito obrigado.

A empresa Ângelus nos nomes de Ligia e Priscilla pela concessão dos  
materiais para pesquisa.

Aos meus amigos de Mestrado e Doutorado Ana Carolina Botta, Thiago  
Porto, Tatiana Pereira, Daniel Malta, Renato Queiroz, Ubiracy Galvão, Rafael  
Calixto, Milko Pretes e Brendita pela amizade proporcionada esses anos.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora, Marinho,  
Vanderlei, Dona Cida e Adriana.

Aos funcionários da Pós-graduação em especial a Mara.

Aos funcionários da Biblioteca em especial a Maria Helena.

A Professora Diva pela grande ajuda nessa parte final da tese.

A todas as pessoas que convive de maneira direta ou indireta que me  
ajudaram e motivaram a alcançar meu sonho e objetivos.

Muito Obrigado!!!



Ainda que você tenha vários defeitos, cometa alguns erros e, em alguns momentos, seja derrotado pela ansiedade, não há duas pessoas iguais a você no palco da vida. Se você não existisse, o universo não seria o mesmo.

**Augusto Cury**

# SUMÁRIO

RESUMO.....	12
ABSTRACT.....	15
1 INTRODUÇÃO.....	18
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	25
3 PROPOSIÇÃO.....	59
4 MATERIAL E MÉTODO.....	61
5 RESULTADO.....	89
6 DISCUSSÃO.....	95
7 CONCLUSÃO.....	106
8 REFERÊNCIAS.....	108

Clavijo VGR. Avaliação da resistência à fratura de raízes fragilizadas reabilitadas por diferentes técnicas de construção de núcleos intra-radulares [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

## Resumo

A reabilitação de raízes fragilizadas é um procedimento complexo com prognóstico duvidoso. Este estudo, avaliou por meio de compressão, a resistência à fratura e o padrão de fratura de raízes fragilizadas reabilitadas com diferentes técnicas de construção de núcleos intra-radulares. Quarenta incisivos bovinos hígidos foram divididos em quatro grupos de acordo com a técnica de construção de pinos intra-radulares: Grupo 1- raízes fragilizadas reabilitadas com núcleo metálico fundido; Grupo 2- raízes fragilizadas reabilitadas com pinos de fibra de vidro e pinos acessórios de fibra de vidro; Grupo 3- raízes fragilizadas reabilitadas com pino anatômico direto (resina composta + pino de fibra de vidro) ; Grupo 4- raízes fragilizadas reabilitadas com pino anatômico indireto de fibra de vidro. Todos os grupos tiveram seus núcleos cimentados com o cimento resinoso Multilink e as porções coronárias padronizadas por uma matriz de resina acrílica. Os corpos de prova foram submetidos à Máquina de Ensaio Universal à uma velocidade de carga de 0,5mm/min até sua fratura numa angulação de 135° em relação ao longo eixo do dente sobre a face palatina. Os valores médios de resistência à fratura

foram: Grupo 1- 575,54N; Grupo 2- 400,49N; Grupo 3- 483,39N; Grupo- 4 559,19N. A análise de variância (ANOVA) ( $p < 0,05$ ) a um critério mostrou diferença estatisticamente. O grupo 1 e 4 médias diferentes, porém estatisticamente iguais, mas maiores estaticamente que o grupo 2 e 3.

Os percentuais de raízes com prognóstico favorável após a fratura foram: Grupo 1- 0%; Grupo 2- 80%; Grupo 3- 100% ; Grupo 4- 100%. Os pinos anatômicos direto e indireto mostraram ser uma nova opção para reabilitação de raízes fragilizadas.

**Palavras-chave:** Pinos dentários; fratura dos dentes; dente não vital.

Clavijo VGR. Evaluation of fracture resistance of weakened roots restored with different construction techniques of intra-radicular posts [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

## **Abstract**

The rehabilitation of weakened roots is a complex procedure with an unpredictable prognosis. This study evaluated by compression to fracture resistance and the fracture pattern of weakened roots restored with different construction techniques of intra-radicular posts. Forty hygid bovine incisors were divided into four groups according to each technique of construction of the intra-radicular posts: Group 1- weakened roots restored with metallic posts,; Group 2- weakened roots restored with glass fiber posts and accessory glass fiber posts; Group 3- weakened roots restored with direct anatomic posts (composite resin + glass fiber post); Group 4- weakened roots restored with indirect anatomic post (glass fiber post). All the groups were cemented with dual resinous cement (Multilink) and the coronal portions were patterned by an acrylic resin matrix.

The specimens were submitted to a Universal Testing Machine at 0,5mm/min speed until its fracture at an angulation of 135° in relation to the long axis of the tooth. The mean values of fracture resistance were: Group 1- 575,54N; Group 2- 400,49N; Group 3- 483,39N; Group 4- 559,19N. The

ANOVA values were ( $p < 0,05$ ) to one criteria showed statistic difference. Group 1 and the 4 different means were statistically the same, but statistically more than the ones of groups 2 and 3.

The percentage of roots with favorable prognosis after fracture were: Group 1- 0%; Group 2- 80%; Group 3- 100%; Group 4- 100%. The direct and indirect anatomic post of glass fiber showed a new option to rehabilitate weakened roots.

**Key words:** Dental posts, fracture resistance, pulpless teeth

## Introdução

A Odontologia Restauradora tem como principais objetivos a conservação e o restabelecimento da função e estética dos dentes. Assim, dentes submetidos à restaurações extensas e mal adaptadas, infiltradas ou com grandes destruições coronárias necessitam na maioria das vezes de tratamento ou retratamento endodôntico (Carvalho et al.<sup>9</sup>, 2005). Posteriormente a essa conduta, sempre, nos deparamos com pequena ou nenhuma quantidade de remanescente coronário, havendo assim a necessidade do uso de pinos intra-radiculares para restabelecermos a função coronária, além de proporcionarmos retenção e suporte para futura restauração direta ou indireta dos dentes debilitados (Burgess et al.<sup>6</sup>, 1992).

A recuperação estrutural de um dente despolpado, torna-se muito importante para garantir sucesso à futura restauração, de acordo com Akkayan et al.<sup>2</sup> (2002), no entanto, não existe um consenso com relação às melhores técnicas e materiais a serem utilizados e, desta forma, o tratamento restaurador torna-se mais complexo.

Dessa maneira, desde o século XVII, têm sido relatadas diversas técnicas para reconstrução de dentes desvitalizados, empregando-se pinos intra-radiculares.

Em 1728, Pierre Fauchard descreveu o uso de pinos metálicos aparafusados nas raízes dos dentes para reter próteses. Em 1746, Claude Mouton

publicou o desenho de uma coroa de ouro, com pino intra-radicular como retentor, confeccionado com a mesma liga usada para a coroa. Em 1881, o uso de uma coroa, tipo *pivot*, foi recomendado. Também, durante a metade do século XIX, foi utilizada a coroa de Richmond, retida por um pino com uma faceta de porcelana, objetivando reconstruir a estética dos dentes dos pacientes.

Após várias décadas de uso, as coroas e núcleos numa só peça foram substituídos pelos núcleos metálicos fundidos, feitos separadamente, ou sejam, pino e coroa (Silverstein<sup>66</sup>, 1964; Baraban<sup>4</sup>, 1970). Tal técnica permitiu melhor adaptação marginal, sem a limitação da trajetória de inserção da coroa e exclusivamente no longo eixo do dente, além do que, uma restauração insatisfatória poderia ser substituída sem a remoção do pino (Silverstein<sup>66</sup>, 1964).

Somente nos anos sessenta do século XX, o uso de pinos pré fabricados e materiais restauradores plásticos foram introduzidos (Baraban<sup>4</sup>, 1970; Federick<sup>15</sup>, 1974). A partir de então, a praticidade e menor custo fizeram com que cada vez mais se utilizassem estes pinos. No entanto, com a limitação estética dos pinos metálicos, como o manchamento de cor acinzentada nas restaurações e margem cervical, houve a necessidade de desenvolvimento de pinos e núcleos livres de metal.

A partir da década de oitenta, foram desenvolvidos pinos cerâmicos e, pouco tempo mais tarde, os pinos fibrorresinosos. Os sistemas de pinos reforçados por fibras foram introduzidos quando Duret et al.<sup>13</sup>, em 1990, descreveram um material não metálico para fabricação de pinos, baseado no princípio de reforço pela fibra de carbono (Ferrari et al.<sup>17,18</sup>, 2000). A cor

acinzentada do pino de fibra de carbono, levou a buscas de fibras com cores semelhantes a estrutura dental, surgindo assim, em 1992, os pinos de fibra de quartzo e vidro.

Na literatura pertinente observamos que mesmo com toda essa evolução, ainda o método mais antigo e utilizado como núcleo intra-radicular é o metálico fundido (Perel, Muroff<sup>52</sup>, 1972; Johnson et al.<sup>31</sup>, 1976; Guzy, Nicholls<sup>26</sup>, 1979; Gelfand et al.<sup>22</sup>, 1984), porém, segundo muitos autores (Morgano<sup>48</sup>, 1996; Freedman<sup>20</sup>, 1996; Sirimai et al.<sup>67</sup>, 1999; Lassila et al.<sup>36</sup>, 2004) estes apresentam várias desvantagens, como: desgaste da estrutura radicular remanescente; módulo de elasticidade muito superior ao da dentina radicular; elevada transmissão de estresse à estrutura dental, que pode levar à fratura de raiz; possibilidade de corrosão; escurecimento do remanescente radicular; dificuldade de remoção, se necessário; longo tempo de trabalho e custos laboratoriais.

Na última década, com a evolução dos sistemas adesivos, materiais restauradores adesivos e pinos fibrorresinosos, a reabilitação dos dentes tratados endodonticamente passou a ser realizada através de outros métodos, uma vez que, ao contrário dos pinos metálicos e cerâmicos, esses pinos, independente do tipo de fibra, apresentam adesividade à estrutura dental e ao material restaurador, formando assim uma estrutura homogênea. Deve ser ainda considerado que possuem módulo de elasticidade próximo ao da dentina, permitindo distribuição mais uniforme das forças mastigatórias para o remanescente dental. A literatura relata estudos com inexistência de fraturas (Ferrari et al.<sup>17,18</sup>, 2000; Heydecke et

al.<sup>27</sup>, 2001; Eskitascioglu et al.<sup>14</sup>, 2002) e alguns autores justificam-na às propriedades biomecânicas dos mesmos serem semelhantes às da estrutura dental (Akkayan et al.<sup>2</sup>, 2002; Lassila et al.<sup>36</sup>, 2004; Terry<sup>73</sup>, 2004).

No entanto, maior desafio é encontrado diante da restauração de dentes com perda prévia de quantidades significantes de estrutura dental coronária e radicular, seja através da recidiva de cárie; infiltrações no núcleo intra-radicular; remoção de pinos cimentados anteriormente, além de tratamento endodôntico mal executado, ocasionando assim, destruição interna e fragilização do canal radicular. Diante de tais fatos, é inevitável o enfraquecimento da raiz, e por conseguinte, maior susceptibilidade à fratura (Lui<sup>37-38</sup>, 1987, 1992).

Para evitar a extração precoce dessas raízes fragilizadas, o preenchimento dos defeitos radiculares com materiais restauradores como: cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado, cimento resinoso, resina composta e cimento de ionômero de vidro modificado por resina e/ou pinos intra-radulares fibrorresinosos têm sido sugeridos (Lui<sup>38-39</sup>, 1992; 1994; Gooder<sup>23</sup>, 1994; Soares et al.<sup>69</sup>, 1999; Mitsui et al.<sup>46</sup>, 2004; Zoghaib<sup>79</sup>, 2005).

Assim, torna-se fundamental buscarmos alternativas aos sistemas de núcleos convencionais, uma vez que, a substituição da dentina intra-radicular destruída, por núcleos metálicos fundidos, poderá gerar efeito de cunha, levar à fraturas radiculares extensas e condenar o dente à extração (Heydecke et al.<sup>27</sup>, 2001).

Rabie et al.<sup>57</sup>, em 1985, apresentaram um trabalho sobre o reforço de dentes com rizogênese incompleta com condutos amplos. Assim, após o

condicionamento ácido, uma quantidade de resina composta foi inserida no interior do conduto radicular desses dentes, associando-se um pino inoxidável. Desta forma, o pino posicionado criou novo conduto radicular apresentando menor diâmetro intra-radicular.

Seguindo essa mesma filosofia, Lui<sup>37</sup>, em 1987, divulgou uma técnica para dentes tratados endodonticamente com raízes debilitadas em sua porção cervical, afirmando que uma camada de resina composta seria suficiente para reforço radicular.

Godder et al<sup>23</sup>, em 1994, descreveram uma técnica de reforço radicular para raízes fragilizadas com resina composta fotopolimerizável e um pino translúcido. Nesta técnica, após preenchimento da raiz com resina composta e a introdução do pino translúcido, a luz incidente de um fotopolimerizador seria transmitida pelo próprio pino, até a parte mais apical da raiz, porém, esta polimerização apical ainda hoje é questionada (Yoldas<sup>78</sup>, 2005).

Segundo alguns autores (Gooder et al.<sup>23</sup>, 1994; Mendonza et al.<sup>44</sup>, 1997; Milot et al.<sup>45</sup>; Mitsui et al.<sup>46</sup>, 2004; Soares et al.<sup>69</sup>, 1999) o preenchimento de raízes amplamente destruídas utilizando técnicas adesivas, as quais aumentam a espessura das paredes radiculares e diminuem o calibre dos condutos, podem reforçar estes remanescentes. Entretanto, Marchi<sup>41</sup>, em 1997, avaliando diferentes materiais aplicados na reconstrução de dentes fragilizados, demonstraram que nenhum dos sistemas restauradores utilizados foi capaz de recuperar a resistência à fratura da raiz.

Atualmente, tem-se estudado a obtenção de um sistema de núcleos com propriedades físicas e biológicas mais similares à estrutura dental perdida e que possam atuar como dentina artificial. Uma das técnicas propostas para o tratamento de canais amplos é a utilização de pinos anatômicos (Grandini et al.<sup>24</sup>, 2003; Clavijo et al.<sup>10</sup>, 2006), através da modelagem do conduto radicular com resina composta, associada aos pinos pré-fabricados de fibra. A individualização do pino permite uma boa adaptação no conduto radicular, possibilitam a formação de uma camada fina e uniforme de cimento resinoso, além de proporcionar polimerização completa da resina composta associada ao pino de fibra de vidro, criando desta forma, condições favoráveis para retenção do pino.

Diante destas inovações, da escassez de trabalhos científicos, das eventuais dificuldades e dúvidas clínicas na aplicação de sistemas de confecção de núcleos intra-radulares, entendemos ser lícito avaliar a resistência à fratura de raízes fragilizadas após reforço por diferentes sistemas, visando desta forma, estabelecer a melhor técnica restauradora radicular para essas situações clínicas.

## Revisão da Literatura

### 2.1 A UTILIZAÇÃO DE DENTES BOVINOS

Nakamichi et al.<sup>50</sup>, em 1983, preocupados em encontrar substituto para os dentes humanos em ensaios adesivos, realizaram testes comparando a resistência de união de diferentes materiais (três cimentos: poliacarboxilato, ionômero de vidro, fosfato de zinco e duas resinas compostas) ao esmalte dental e à dentina em diferentes profundidades. Encontraram que em relação ao esmalte dental, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados. Quanto à dentina, na camada mais superficial também não houve diferença estatisticamente significativa entre dentes bovinos e humanos, embora os valores médios tenham sido menores para os dentes bovinos. Entretanto, os valores de resistência de união diminuíram significativamente com a proximidade da polpa.

No ano de 1995, Reeves et al.<sup>60</sup> avaliaram o comportamento de diferentes sistemas adesivos em substratos dentais bovinos e humanos por meio de teste de microinfiltração. Não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados e concluíram que, para testes de microinfiltração, os dentes bovinos podem ser utilizados em substituição aos dentes humanos.

Em 2002, o objetivo do estudo de Queiroz et al.<sup>56</sup> foi avaliar in vitro a resistência à fratura de raízes bovinas e humanas restauradas com diferentes

tipos de retenções intra-radulares (pinos pré-fabricados metálicos, pinos pré-fabricados de fibra de vidro e preenchimento do canal radular com resina composta). Foram selecionados 30 dentes anteriores humanos e 30 bovinos que após o preparo das raízes foram divididos nos grupos experimentais. As dimensões das raízes no sentido vestibulo-lingual dos dentes humanos avaliados apresentaram-se ligeiramente superiores às dos dentes bovinos. Depois de restauradas, as raízes receberam carregamento tangencial num ângulo de 135° com o longo eixo da raiz, a uma velocidade de 0,5mm/min na superfície lingual, em máquina de ensaio Universal (Instron, 4411). Os resultados demonstraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados para os diferentes tipos de retenções utilizadas; porém, em relação aos diferentes substratos, os valores médios de resistência à fratura foram maiores para as raízes de dentes humanos. Em relação ao padrão de fratura das amostras, somente os grupos que receberam os pinos pré-fabricados metálicos apresentaram fraturas com envolvimento radular.

## **2.2 UTILIZAÇÃO DE NÚCLEOS INTRA-RADULARES**

Silverstain<sup>66</sup>, em 1964, atribuiu aos núcleos e pinos intra-radulares a finalidade de proporcionar suporte a uma restauração, uma vez que dentes tratados endodonticamente apresentavam-se enfraquecidos e mais predispostos à fratura pela perda de estrutura decorrente da cárie e de procedimentos endodônticos. Foram descritas diversas técnicas de reforço de dentes anteriores e

posteriores a partir de núcleos metálicos fundidos que poderiam evitar a ocorrência de fraturas radiculares. Em relação a coroa *pivot* o núcleo metálico fundido apresentou a vantagem de ser independente da coroa, permitindo reparos e trocas da mesma sem que houvesse a necessidade de substituição de toda restauração facilitando a obtenção do paralelismo entre pilares de uma prótese fixa.

Caputo et al.<sup>8</sup>, em 1976, ressaltaram que a utilização de núcleos intraradiculares tem a finalidade retentiva de uma restauração e não do seu reforço. O pino utilizado deveria ao mesmo tempo oferecer o benefício da retenção sem o prejuízo da concentração de estresse dentinário, que pode resultar em fratura radicular. Considerou-se sua utilização uma técnica radical e na ocorrência de falhas poucas soluções corretivas poderiam ser empregadas. Pinos com paredes paralelas, serrilhadas e cimentados com fosfato de zinco seriam a melhor combinação para o sucesso da prótese. Aconselharam ainda que a manutenção de pelo menos 1,0mm de dentina íntegra ao redor de toda circunferência do canal, seria fator fundamental para um prognóstico totalmente favorável.

Trabert et al.<sup>75</sup>, em 1978, preocupados com a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados, investigaram o impacto do trauma simulado sobre a resistência dos incisivos centrais superiores. Dentes não tratados, dentes tratados endodonticamente e dentes restaurados com pinos metálicos foram submetidos a impactos idênticos. Os resultados foram comparados de acordo com o tamanho e o comprimento do preparo endodôntico e mostraram que os dentes com preparos menores e com menor diâmetro, que

preservaram a estrutura dentária, proporcionaram maior resistência à fratura para os dentes tratados endodonticamente.

Guzy et al.<sup>26</sup>, em 1979, compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com e sem pinos cimentados. Utilizaram 59 incisivos centrais superiores e caninos inferiores tratados endodonticamente, divididos em quatro grupos: caninos com e sem pinos, e incisivos com e sem pinos. Nos grupos com pinos, a obturação foi removida até 5,0mm do ápice e pinos pré-fabricados metálicos (Endo-Post) foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. Os pinos foram cortados 1,0mm abaixo do acesso endodôntico, que foi restaurado com silicato. Os dentes foram fixados (2,0mm abaixo da junção cimento-esmalte) em blocos de resina acrílica, sendo aplicado silicone de condensação sobre a raiz para simular o ligamento periondontal. Forças compressivas foram aplicadas sobre os dentes, através de uma máquina de ensaios universal a um ângulo de 130°. Esta angulação de carga foi escolhida para simular o ângulo de contato encontrado em padrões oclusais de classe I entre dentes anteriores superiores e inferiores. A velocidade de carga foi de 5 cm/min. Não houve diferença estatisticamente significativa no padrão de localização da fratura, nem na resistência à fratura entre os dentes com e sem pinos. Como as falhas iniciaram-se na face vestibular ou lingual das raízes, deduziram que o pino, pela sua posição, recebe estresse mínimo, reforçando muito pouco a raiz sob cargas externas. Conseqüentemente, quanto mais longo o diâmetro vestibulo-lingual da raiz, maior sua resistência à fratura.

Tjan et al.<sup>74</sup>, em 1985, pesquisaram a resistência à fratura de raízes de incisivos superiores com diferentes espessuras de parede dentinária vestibular. Quarenta núcleos metálicos fundidos foram confeccionados sobre raízes com remanescente dentinário na entrada do canal, variável em espessura de 1,0mm, 2,0mm, 3,0mm e 1,0mm com um término em chanfrado. Um carregamento tangencial de compressão foi aplicado sobre a superfície palatina dos núcleos a uma velocidade de 0,12mm/min. Os corpos de prova foram posicionados numa angulação de 30° em relação ao plano horizontal. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. As raízes com 1,0mm de espessura de parede dentinária vestibular foram mais propensas à fratura do que aquelas com 2,0mm e 3,0mm. A adição de um colar metálico ao redor do término cervical não aumentou a resistência à fratura radicular.

Lui<sup>37</sup>, em 1987, apresentou uma técnica cuja finalidade era de reforçar raízes enfraquecidas. As causas citadas para o enfraquecimento radicular foram cáries, defeitos dentinários e iatrogenia. O reforço radicular tornaria o remanescente capaz de suportar uma restauração. A técnica descrita foi a seguinte: após o tratamento endodôntico dever-se-ia eliminar toda estrutura dentinária sem suporte, preservando pelo menos 1,0mm de remanescente dentinário necessário para uma margem supragengival. O preparo do conduto foi realizado com uma broca correspondente ao tamanho do mesmo preservando o selamento apical. Um fio metálico foi posicionado no interior do conduto e sua adaptação verificada clinicamente e radiograficamente. Prosseguiu-se com o condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo. O fio metálico foi

lubrificado com vaselina, posicionado para que a resina fosse injetada e condensada com instrumento plástico. Após a polimerização removeu-se o fio e criou-se um novo conduto para cimentação do pino. Através deste procedimento, acreditou-se que com uma camada suficiente de resina, a raiz debilitada seria reforçada, possibilitando o suporte de um pino metálico em quase todas as situações onde este fosse requerido. Outra vantagem atribuída à técnica foi uma maior retentividade a partir da criação de um conduto mais paralelo e exato com procedimento simples.

Lui<sup>38</sup>, em 1992, utilizou o cimento de ionômero de vidro reforçado por partículas metálicas (Cermet), para reforçar raízes fragilizadas, com a mesma técnica descrita por ele em 1987.

Ainda em 1994, Lui<sup>39</sup> descreveu a técnica de reforço radicular de dentes possuindo canais radiculares debilitados, com resina composta polimerizada através de pinos fototransmissores (Luminex). Nestes condutos a falta de estrutura radicular remanescente dificultaria a utilização de pinos intra-radiculares de maneira convencional. Os usos de núcleos metálicos fundidos nestas situações poderiam concentrar força de cunha, sobrecarregando a crítica porção coronária do conduto. Com a introdução dos materiais adesivos, tornou-se possível a reconstrução e reabilitação da estrutura dentinária perdida com resina composta, preservando dentes severamente destruídos normalmente indicados para extração. A utilização de pinos plásticos transparentes fototransmissores permitiu que a resina composta fosse fotopolimerizada em áreas de difícil acesso da luz, dentro do conduto radicular. Utilizou-se resina composta híbrida aplicada com uma

seringa e acomodada com instrumentos plásticos. O pino plástico foi reinsertado até a profundidade marcada para garantir o comprimento desejado do futuro pino e ao mesmo tempo para facilitar a adaptação da resina contra as paredes radiculares. Eliminavam-se os excessos e a fonte de luz era posicionada na extremidade do pino plástico para a fotopolimerização. O mesmo foi removido por uma pinça hemostática e um novo conduto estabelecido. Concluiu-se que a reconstrução e o reforço de raízes debilitadas poderiam ser facilmente conseguidos através de resinas compostas fotopolimerizadas com auxílio de pinos plásticos fototransmissores.

Segundo Wiskott et al.<sup>77</sup>, em 1995, evidências clínicas indicaram que a maioria das fraturas em estruturas protéticas ocorreria após um período de vários anos. Estas falhas geralmente não estariam relacionadas a episódios de sobrecarga, mas resultariam de um processo de fadiga. A fadiga seria um modo de fratura, pelo qual uma estrutura falha depois de estar sujeita as pequenas cargas repetitivas. No entanto, somente a aplicação de uma destas não seria suficiente para causar algum prejuízo ao componente. Muitos pesquisadores buscaram, por testes e investigações sistemáticas, reproduzir a falha por fadiga, chegando ao teste de carga cíclica e conceitos como o limite de fadiga. A falha de fadiga é explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de estresse. Com a continuidade de cargas, estas trincas fundem-se provocando o fracasso. Falhas catastróficas resultariam de um ciclo final de cargas que excedem a capacidade mecânica do material. Processos similares podem ser observados em estruturas biológicas. As falhas em prótese parcial fixa

podem ser biológicas ou mecânicas, sendo que as mecânicas ocorrem entre 2 anos e meio a 15 anos, dependendo do tipo de restauração. A maioria destas falhas é classificada como catastrófica depois de anos de uso. Avaliações de comportamento laboratorial destes materiais dentários e estruturas devem ser feitas por testes dinâmicos.

Ainda em 1995, Martins<sup>42</sup> avaliou a resistência à fratura de raízes debilitadas preenchidas com materiais adesivos. Dentes unirradiculares tiveram suas coroas clínicas removidas e suas raízes preparadas para simular um enfraquecimento. Os desgastes foram realizados da seguinte maneira: no terço coronário, foi utilizada uma ponta diamantada esférica nº. 3018 HL até a profundidade de 4,0mm de maneira a permanecer paredes radiculares com 0,5mm de espessura; no terço médio utilizou-se uma ponta diamantada esférica nº. 3017 HL, para o desgaste até a profundidade de 6,0mm; o desgaste do terço apical foi realizado com uma ponta diamantada esférica nº. 1016, até uma profundidade de 8,0mm. As raízes empregadas como controle positivo foram preparadas para receber o núcleo metálico fundido, utilizando-se broca de Peeso nº. 2 com a qual desgastou-se internamente a raiz até deixá-la com forma cônica, atingindo-se profundidade de 2/3 do comprimento radicular. Foram utilizadas 49 raízes divididas em 7 grupos: G1 – sem enfraquecimento (controle positivo); G2 – enfraquecimento com núcleo metálico fundido morfológico (controle negativo); G3 – preenchimento com ionômero de vidro tipo II modificado (Chelon-Silver); G4 – preenchimento com ionômeros de vidro tipo III (Ketac-bond); G5 – preenchimento com ionômero de vidro fotoativado (Vitremer); G6 – preenchimento com sistema

adesivo e resina composta Herculite XRV e G7 – preenchimento com sistema adesivo e resina composta Z-100. A inserção dos materiais nas raízes foi auxiliada por cones de guta-percha principal (nº. 80). A polimerização dos materiais fotoativados foi realizada em camadas subseqüentes com um novo conduto criado e empregou-se uma ponta diamantada tronco-cônica até o comprimento de 2/3 da raiz. Posteriormente foram confeccionados núcleos metálicos fundidos utilizando-se liga de Cu-Al, cimentados com fosfato de zinco. Após isso, estes foram submetidos ao teste de resistência à compressão em máquina de ensaio universal. Concluiu-se que, entre os materiais testados, a resina composta Z-100 obteve o melhor desempenho, inclusive em relação ao controle positivo; o Vitremer, a resina composta XRV e o Chelon-Silver apresentaram resultados semelhantes entre si e ao controle positivo; o ionômero Ketac-bond teve comportamento desfavorável em relação a todos os outros e semelhantes ao controle negativo.

Em 1996, Saupe et al.<sup>64</sup> realizaram um trabalho in vitro em dentes humanos extraídos, com o objetivo de investigar a importância do reforço radicular em canais debilitados. Utilizaram quarenta dentes incisivos centrais superiores, de dimensões e anatomias semelhantes, sem cáries, trincas ou fraturas e radiograficamente avaliadas para verificar a similaridade da anatomia interna da raiz. Todos os dentes selecionados tiveram a coroa seccionada de 1,0 a 2,0mm da junção amelo-cementária. Os espécimes foram divididos em quatro grupos: Grupo A – pino morfológico e núcleo fundido de ouro tipo III; Grupo B – reforço radicular com resina e núcleo metálico fundido; Grupo C – pino morfológico e núcleo

fundido metálico de ouro, com variação do preparo onde no término deste foi criado um colar para metal de 2,0mm como forma de resistência à fratura; Grupo D – reforço radicular com resina e núcleo metálico fundido com mesma variação do término do preparo semelhante ao Grupo C. O reforço radicular com resina composta foi executado com sistema Luminex. Os corpos de prova preparados foram submetidos à ciclagem térmica seguido da aplicação de forças compressivas na face lingual dos dentes a uma carga constante, numa angulação de 60° e velocidade de 2,0mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que não existiu diferença significativa entre os núcleos com colar metálico e os sem colar metálico dentro do mesmo sistema. A retenção dos núcleos cimentados com cimentos não adesivos tem a desvantagem de depender exclusivamente do imbricamento mecânico, além de haver uma concentração de estresse na interface dentina-cimento-núcleo. Já os cimentos resinosos apresentam adesão à dentina e ao pino, além do módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina. Este estudo concluiu que o reforço radicular com resina composta associado ao uso do sistema Luminex pode aumentar 50% a resistência à fratura em comparação ao uso de núcleos metálicos fundidos; o uso do sistema Luminex e reforço radicular com resina composta e cimentação do pino com cimento resinoso eliminam a necessidade de um preparo com término para promover um colar metálico, reduzindo a perda de estrutura dentária sadia.

Mendonza et al.<sup>4</sup>, 1997, realizaram um trabalho em caninos inferiores, com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de dentes endodonticamente tratados com canais amplamente alargados, restaurados com pinos intra-radulares

metálicos pré-fabricados paralelos aderidos à parede do canal radicular com cimento resinoso. Foram utilizados quarenta dentes, suas coroas anatômicas foram removidas, realizado o tratamento endodôntico e o canal pulpar foi alargado circunferencialmente perto da região cervical, deixando aproximadamente 1,0mm de dentina entre o canal radicular preparado e a superfície radicular externa. O conduto foi preparado a uma profundidade de 8,0mm. Os espécimes foram divididos em 4 grupos: G1 – pino metálico cimentado com cimento de fosfato de zinco; G2 – pino metálico cimentado com Panavia, cimento resinoso autopolimerizável; G3 – pino metálico cimentado com cimento resinoso C&B Meta-bond; G4 – pino metálico cimentado com agente cimentante dual, após reforço radicular com resina composta. Os corpos de prova preparados foram submetidos a termociclagem e posteriormente à forças compressivas aplicadas a um ângulo de 60° numa velocidade de 0,5mm/min até a fratura. A maioria dos corpos de prova sofreu fratura radicular vertical. As raízes do grupo do Panavia ofereceram maior resistência entre os grupos, significativamente diferente apenas do grupo cimentado com fosfato de zinco. Porém, devido a incapacidade para determinar o ponto exato do fracasso do cimento de fosfato de zinco, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada.

Mannocci et al.<sup>40</sup>, em 1999, avaliaram o comportamento de dentes restaurados com diferentes pinos intra-radulares após aplicação de carga intermitente em meio úmido. Os dentes foram restaurados com pinos de fibra de quartzo, fibra de carbono, zircônia e coroa total cerâmica. Os impactos foram aplicados numa frequência de 2Hz e com uma carga de 250N até que uma falha

fosse detectada, ou até 400000 ciclos. Os modos de falhas foram atribuídos como fratura radicular e decimentação do pino, fratura radicular e do pino, fratura radicular e fratura da coroa. Os pinos de fibra de quartzo e fibra de carbono reduziram ao mínimo o risco de fraturas radiculares e quando ocorreram foram consideradas favoráveis.

Em 2000, Kimmel<sup>34</sup> realizou uma revisão de literatura acerca da restauração de dentes tratados endodonticamente e apresentou um método de restauração e reforço utilizando uma combinação de tira de polietileno e um pino de fibra pré-fabricado. A princípio, foi considerado apropriado colocar um pino metálico fundido e núcleo em todos os dentes despulpados, sem levar em conta a presença da estrutura dentária remanescente de suporte. Recentes pesquisas e o advento de sistemas adesivos causaram nos clínicos a reavaliação do protocolo restaurador. Esta técnica foi indicada para reforçar a raiz e criar um núcleo para apoiar uma coroa ou prótese fixa em um dente tratado endodonticamente com canal largo ou debilitado, ou em um dente que recebeu tratamento endodôntico agressivo ou desgaste excessivo do canal para receber um pino. Este procedimento também foi indicado para dentes tratados endodonticamente que tiveram fratura vertical, exigindo remoção adicional de suporte de estrutura dentária para eliminar o defeito. O procedimento foi descrito da seguinte maneira: um espaço para o pino foi criado removendo o material obturador endodôntico a uma profundidade apropriada. Este preparo deveria remover quantidade mínima de estrutura dentária, pois pino e núcleo foram conformados à anatomia dentária ao invés de alterar. A base do espaço para pino foi arredondada para acomodar a

tira e pino sem criar espaços vazios; uma radiografia peri-apical foi realizada para medir a dimensão mesio-distal do preparo de forma que o pino de tamanho apropriado pudesse ser selecionado; o canal foi limpo com peróxido de hidrogênio seguido por solução de clorexidina a 2%. O excesso foi removido usando uma ponta de papel absorvente; o conduto foi tratado com agente adesivo de 4ª ou 5ª geração, dependendo da escolha do operador; a tira de polietileno foi saturada com resina dual ou autopolimerizável e levada para adaptar intimamente as paredes do preparo. Usando um condensador de compósito ou amálgama, a tira de polietileno foi compactada verticalmente para a porção apical e lateral acomodando-se em todas as irregularidades; o pino de fibra de vidro foi coberto com resto de resina; o mesmo foi inserido à profundidade do preparo da tira de polietileno; antes da completa polimerização, resina composta híbrida foi comprimida, conformada no espaço preparado adaptada na projeção do pino e da tira para formar o núcleo e fotopolimerizada; o núcleo assim construído está preparado para aceitar uma coroa ou agir como um pilar para prótese fixa. A técnica requer remoção mínima da estrutura dentária remanescente de suporte e cria um pino que provê apoio e retenção ao núcleo coronário.

Raygot et al.<sup>58</sup>, em 2001, verificaram se haveria diferença de resistência à fratura e também do tipo de falha, entre dentes tratados endodonticamente restaurados com 3 tipos de pinos, núcleos (núcleo metálico fundido, pinos pré-fabricados de aço inoxidável e fibras de carbono com núcleos autopolimerizável) e coroa total metálica cimentada com fosfato de zinco. Após a aplicação da carga compressiva na face palatina dos espécimes (angulação de 130° e uma

velocidade de 25,4mm/min), os valores registrados não se mostraram diferentes entre si e a maior parte das fraturas se localizou acima do nível ósseo simulado. Concluíram que o uso de pinos de fibras de carbono não alterou a resistência à fratura ou o modo de falha quando comparados a pinos não metálicos.

Akkayan et al.<sup>2</sup>, em 2002, compararam a resistência à fratura e modo de falha de caninos superiores restaurados com pinos de titânio (I) e pinos estéticos (pinos de fibra de quartzo [II], fibras de vidro [III] e cerâmico [IV]). Todos os pinos foram cimentados com o mesmo adesivo (Single Bond) e o mesmo cimento de cura dual (Rely X ARC). Foram confeccionados núcleos em resina composta e coroas totais metálicas foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os corpos de prova foram então submetidos à carga compressiva numa inclinação de 130°, numa velocidade de 1,0mm/min até que a falha radicular ocorresse. Os dentes restaurados com fibra de quartzo exibiram a mais alta resistência entre os três grupos estatisticamente diferentes. Já aqueles restaurados com fibra de vidro e cerâmica foram estatisticamente semelhantes entre si. Em relação ao modo de falha, as fraturas que permitiram reparo dos dentes foram observadas nos grupos II e III, enquanto fraturas irreparáveis foram observadas no grupo I e IV.

Procurando saber qual o método de corte ideal dos pinos de fibra, Grandini et al.<sup>24</sup>, em 2002, investigaram por MEV a integridade de seis tipos de pinos após o corte. Cada grupo foi subdividido em três subgrupos de acordo com a forma de corte: ponta diamantada, disco de carborundun e tesoura. Todos os grupos mostraram diferenças entre as superfícies cortadas com tesoura e aquelas cortadas ou com ponta diamantada, ou com disco de carborundun. Com as pontas

diamantadas os pinos apresentaram superfície regular após o corte. A maioria dos pinos cortados com disco carborundun apresentou superfície regular. Já as superfícies cortadas por tesoura mostraram-se com dois planos e bordas convergentes, além da formação de linhas de fratura nestes pinos que comprometeram sua integridade. Estes resultados indicaram que a forma mais adequada de se cortar pinos de fibra é através da ponta diamantada sob abundante refrigeração.

Pontius et al.<sup>53</sup>, em 2002, avaliaram a taxa de sobrevivência e resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, restaurados com diferentes sistemas de pinos e núcleos e sem nenhum reforço coronaradicular submetidas ao teste de fadiga. No grupo A utilizou-se núcleo metálico fundido como liga nobre. No grupo B utilizou-se pino de zircônia. No grupo C (experimental) pino resinoso reforçado por cerâmica e núcleo cerâmico pré-fabricado. No grupo D não se utilizou nenhum pino ou núcleo, apenas uma resina composta fechando o acesso radicular. Após ciclagem mecânica e termociclagem, as taxas de sobrevivência foram: GA – (90%), GB – (80%), GC – (60%), GD - (100%). As amostras restauradas com núcleo metálico fundido apresentaram mais fraturas radiculares verticais. Concluíram que a preservação de ambas as estruturas internas e externas são essenciais na restauração de dentes tratados endodonticamente.

Vichi et al.<sup>76</sup>, em 2002, realizaram um trabalho em dentes humanos com canais tratados, visando avaliar a efetividade de 3 sistemas adesivos “one-bottle” e dois “three-step” (três passos) como controles, na formação de “tags” de resina,

ramificação lateral de adesivo e camada híbrida no canal radicular dentinário, quando usados para cimentação de pinos de fibra sob condições clínicas, em combinação com cimentos resinosos do próprio fabricante e a presença de vazios-bolhas dentro dos sistemas adesivos-cimento. Para tanto, utilizaram uma amostra de 50 dentes uni-radulares com canais tratados, já programados para serem extraídos por razões endodônticas ou periodontais, informando todos os pacientes e mediante um consentimento prévio por escrito. As amostras foram divididas em 5 grupos: G1 – os canais radiculares foram instrumentados, obturados com gutapercha termoplástica e cimento resinoso. O conduto foi preparado para receber um pino intra-radicular a uma profundidade padrão de 9,0mm. As paredes dentinárias do canal radicular foram tratadas com o adesivo dentinário All Bond 2 (Bisco) autopolimerizável, e os pinos intra-radulares foram cimentados com o cimento resinoso C&B (Bisco) autopolimerizável; G2 – os canais radiculares foram instrumentados, obturados, e o conduto para receber o pino foi preparado semelhante ao grupo 1. Sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose Plus e o cimento resinoso Opal Luting Cement foram utilizados para cimentação do pino intra-radicular; G3 – os canais radiculares foram instrumentados, obturados e preparados semelhantemente aos grupos anteriores. Sistema adesivo Scotchbond 1 “one-bottle” e o cimento resinoso dual RELY ARC-X foram utilizados para cimentação do pino intra-radicular; G4 – os canais radiculares foram instrumentados, obturados e preparados similarmente aos grupos anteriores. Sistema adesivo One Step (Bisco) “one bottle” e cimento resinoso C&B (Bisco) foram utilizados para a cimentação do pino intra-radicular. G5 – os canais

radiculares foram instrumentados, obturados e preparados como os grupos anteriores. Sistema adesivo All Bond experimental “one-bottle” e cimento resinoso Post Cement HI-X (bisco) foram utilizados para cimentação do pino intra-radicular. Todos os sistemas adesivos e cimentos resinosos foram utilizados seguindo as orientações do fabricante. Pinos intra-radiculares de quartzo, com diâmetro variável de 1,3 e 1,8mm dependendo do tamanho e forma da raiz, foram utilizados em todos os grupos (Aesthetic-Plus-RTD-França). Uma semana após o procedimento, todos os dentes selecionados foram extraídos, e as raízes foram processadas para observação no microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que todos os sistemas adesivos formaram camada híbrida, (tag) de resina e ramificações laterais. O exame microscópico das interfaces dentina/cimento resinoso dos grupos 1 e 2 mostrou uma maior porcentagem de camada híbrida que os achados nas amostras dos grupos 3, 4 e 5. Morfologicamente, a camada híbrida foi facilmente detectável e mais uniforme nos primeiros 2/3 do canal radicular e, no terço apical, a camada híbrida não estava uniformemente presente. A morfologia dos “tags” de resina e sua formação foram mais significativamente detectáveis nas áreas cervicais e médias que na zona apical. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os 5 grupos no terço cervical da raiz, mas nos terços apical e médio do grupo 3 e 4 mostraram significativamente menos “tags” de resina que no grupo controle (grupo 1, grupo 2 e o experimental grupo 5). Ainda nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os 3 sistemas “one-bottle” nas 3 áreas avaliadas. Concluíram que o sistema adesivo de 3 passos pode criar um imbricamento

micromecânico mais espesso entre materiais adesivos e dentina condicionada de sistemas de um passo, sendo mais efetivo também no terço apical. Ensaios clínicos a longo prazo e estudos laboratoriais são necessários para avaliar, se o sistema de um passo pode ser usado rotineiramente na prática diária como agente adesivo para cimentação de pinos de fibra.

Kaizer<sup>32</sup>, em 2003, avaliou a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com pino de fibra de polietileno e pinos dentários. Sessenta raízes de caninos foram distribuídas em 4 grupos: grupo I e grupo II preparo convencional restaurados com pino de fibra de polietileno e pino dentário, respectivamente, e grupo III e IV preparos simulando alargamento radicular médio e amplo. Ambos os grupos foram restaurados com pinos dentários. Todos os pinos foram cimentados com sistema adesivo químico (Scotchbond Multi-uso) e cimento dual (Enforce). As porções coronárias foram reconstruídas com resina composta autopolimerizável reforçada por titânio (Ti-Core). Após os espécimes serem submetidos ao teste de compressão só se encontrou diferenças estatísticas entre os grupos III (maior valor) e o grupo I (menor valor). Os demais grupos restaurados com pinos dentários demonstraram valores de resistência semelhantes. As conseqüências do enfraquecimento radicular puderam ser melhoradas com pino dentário.

Qualtrough, Mannocci<sup>55</sup>, em 2003, realizaram uma revisão de literatura sobre o sistema de pinos da cor dos dentes ou seja, sistema de pinos pré-fabricados estéticos. Houve desenvolvimento significativo em sistema de pinos nos anos recentes, especialmente com relação a pinos e materiais para construção de

núcleo. Pinos de fibra de carbono vem sendo substituídos por quartzo, sílica e fibra de vidro reforçada. Uma das vantagens do sistema de fibra reforçada é que o módulo de elasticidade do pino é semelhante ao da dentina; conseqüentemente, o fracasso do pino deveria acontecer antes da fratura da raiz sob condições de stress. Foi encontrada força flexural de pinos de fibra semelhante a pinos de metal contanto que o contato com água fosse evitado. Como conseqüência, muitos sistemas, inclusive pinos de diâmetros pequenos (0.8 ou 1.0mm), substituíram sistemas mais velhos e foram recomendados para uso em raízes com diâmetro mesio-distal estreito, como os pré-molares inferiores. Uma área de preocupação pode ser relacionada à descoberta de que pinos de fibra podem passar por uma degradação em face da carga mecânica repetida e abaixo de condições de umidade, esta degradação pode conduzir a uma redução no módulo de elasticidade e força flexural. Não é provável que isto ocorra se materiais duros como a cerâmica forem usados. A principal desvantagem dos pinos cerâmicos é com relação a natureza inerentemente frágil a cerâmica e pode ser difícil de remover um pino cerâmico fraturado. Porém, evidências baseadas em estudos clínicos a longo prazo são necessários antes que o desempenho dos pinos da fibra reforçada e cerâmicas, assim como os sistema de núcleos passam ser totalmente avaliados.

Montticelli et al.<sup>47</sup>, em 2003, avaliaram prospectivamente por um período de 2 anos o comportamento clínico de três tipos de pinos considerados transluzentes. Foram selecionados 225 pacientes com necessidade de tratamento endodôntico em pré-molar, restaurado posteriormente com um pino de fibra e com uma coroa

em porcelana. As amostras foram aleatoriamente dividida em 3 grupos com 75 pacientes. O mesmo tipo de pino foi utilizado em todos os pacientes dentro de um mesmo grupo: GI – fibra de carbono envolta por quartzo (Aesthetic Plus), GII – fibra de quartzo (Dual Tapper Light post – DT); e GIII - fibra de vidro (FRC Postec). Para adesão dos pinos, um adesivo fotopolimerizável (One-step) e um cimento dual (Duo-Link) foram aplicados nos grupos I e II, enquanto que materiais de polimerização química (adesivo Excite DSC e cimento resinoso Multi-Link) foram utilizados no grupo III. Após 6, 12 e 24 meses os pacientes foram avaliados radiograficamente e clinicamente. A decimentação dos pinos ocorreu em 8 casos e em outros 6 casos o reaparecimento de lesões peri-apicais foi registrado. A análise estatística não revelou qualquer diferença significativa no percentual de sobrevivência dos pinos testados, sugerindo que todos podem ser utilizados clinicamente com segurança.

Fernandes et al.<sup>16</sup>, em 2003, percebendo a existência de uma grande variedade de sistemas e pinos intra-radiculares e núcleos, realizaram uma revisão de literatura para identificar os vários fatores que influenciam a seleção dos mesmos. Através do MEDLINE e busca manual, selecionaram os artigos científicos, também de revisão de literatura, em língua inglesa, publicados entre 1961 e 2002. As palavras chaves utilizadas foram: pino, desenho, retenção, resistência à fratura, sobrevivência e estética. De acordo com esta investigação, um sistema de pino ideal deveria ter as seguintes características: (a) propriedades físicas semelhantes à dentina; (b) máxima retenção com pequena remoção de dentina; (c) distribuição de tensões funcionais uniformemente ao longo da

superfície radicular; (d) compatibilidade estética com a restauração definitiva e tecido circunvizinho; (e) estresse mínimo durante a colocação e cimentação; (f) resistência ao deslocamento; (g) boa retenção ao núcleo; (h) fácil retratamento; (i) compatibilidade do material com o núcleo; (j) facilidade de uso, segurança e confiabilidade, e (k) custo razoável. Os fatores que influenciam a seleção do pino são: comprimento da raiz, anatomia do dente, largura da raiz, configuração do canal, quantidade de estrutura dentária coronal, resistência à torção, estresse, desenvolvimento de pressão hidrostática, desenho do pino, material do pino, compatibilidade do material, capacidade de adesão, retenção do núcleo, retratamento, estética e tipo de coroa. A seleção de um pino e núcleo deveria satisfazer os vários fatores biológicos, mecânicos e estéticos relacionados para restabelecer de forma satisfatória um dente tratado endodonticamente, devolvendo a sua forma e função. Os autores sugerem as seguintes recomendações clínicas: (1) conservar ao máximo toda a estrutura dentária remanescente durante o preparo do espaço para receber o pino; (2) pinos fundidos convencionais e núcleos são recomendados para canais radiculares não circulares e quando há perda da estrutura dentária coronária de maneira moderada e severa; (3) pinos pré-fabricados paralelos, passivos, serrilhados, com sistema de canaletas, são recomendados para canais circulares pequenos; (4) pinos com característica anti-rotacional deveriam ser usados em situações com canais circulares; (5) oscilamento apical adequado deve ser mantido sem comprometer o comprimento do pino; (6) pode ser usado mais de um pino em dentes curtos multi-radiculares; (7) pinos paralelos passivos são indicados para

promoverem uma retenção adequada, mas quando o remanescente dentinário apical for mínimo, um pino de desenho paralelo com extremidade cônica pode ser preferido; (8) qualidades retentivas da cabeça do pino podem favorecer a retenção do núcleo; (9) o pino deveria promover compatibilidade, habilidade adesiva, rigidez adequada, e compatibilidade estética com a restauração permanente; (10) retratamento no caso de fracasso deveria ser facilitado, e (11) o sistema deveria ser de fácil uso e custo acessível. Concluíram que esta revisão poderia servir como um guia para auxiliar o clínico na seleção de um sistema de pino e núcleo. Pesquisas futuras são recomendadas para avaliar o sucesso clínico dos novos sistemas de pinos em dentes com grau variado de perda de estrutura.

Grandini et al.<sup>25</sup>, 2003, apresentaram um caso clínico no qual utilizaram um novo tipo de pino de fibra anatômico em combinação com o cimento resinoso de presa dual do próprio sistema para ser aderido em canal radicular largo e não arredondado. O caso clínico foi descrito da seguinte maneira: paciente jovem, com conduto radicular do incisivo central superior de forma não arredondada, com quantidade de dentina remanescente da parede do canal, desfavorável para a adaptação de um pino pré-fabricado. Após o tratamento endodôntico, o canal foi preparado para receber o pino anatômico. O conduto foi lubrificado com glicerina, resina composta, mais pino translúcido foram inseridos e fotopolimerizados por 20 segundos. O pino anatômico foi então removido, fotopolimerizado por mais 20 segundos e o procedimento de cimentação foi executado, semelhante a qualquer outro pino translúcido, com cimento resinoso dual. O procedimento clínico foi simples e alcançou-se um ajuste superior às paredes do canal radicular, reduzindo

a quantidade de cimento desnecessária. O procedimento descrito pode ser proposto como uma técnica clínica de rotina quando o canal radicular preparado for muito largo ou não perfeitamente arredondado, obtendo um ajuste superior a muitos outros pinos de fibra pré-fabricados.

Akkayan<sup>1</sup>, em 2004, avaliou o efeito de três diferentes comprimentos de férulas sobre a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com quatro tipos de pinos (fibra de quartzo, fibra de vidro fibra acrescida de zircônia e zircônia), núcleos em resina composta e coroa totais metálicas. Três variações de férulas (1,0mm, 1,5mm e 2,0mm) foram preparadas em 123 coroas de caninos superiores. Estes espécimes foram carregados em 123 coroas de caninos superiores. Estes espécimes foram carregados tangencialmente numa angulação de 130° em relação ao seu longo eixo e a uma velocidade de 1mm/min até a sua fratura. Os modos de fratura foram classificados como falhas acima ou abaixo do terço incisal das raízes. Os dentes preparados com férulas de 2,0mm demonstraram limiares de fratura significativamente mais altos. O modo de falha não diferiu entre os grupos.

Mitsui et al.<sup>46</sup>, em 2004, avaliaram a resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com cinco diferentes tipos de pinos intra-radulares. Setenta e cinco raízes de dimensões similares foram divididas em 5 grupos (n=15), de acordo com os sistemas de pinos intra-radulares usados: núcleo metálico fundido, pino de titânio, pino de fibra de vidro, pino de fibra de carbono e pino de óxido de zircônia reconstruídos com núcleo de resina composta. Todos os pinos intra-radulares foram cimentados com cimento resinoso (Rely X, 3M ESPE Dental Products) e os

núcleos de preenchimento foram feitos com resina composta fotopolimerizável com 3,0mm de altura e 5,0mm de largura. Os espécimes foram submetidos à forças compressivas numa angulação de 135° em relação ao longo eixo das raízes, numa velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. Os resultados mostraram maior valor médio para os pinos de titânio, similar ao pino de carbono, quando comparados aos pinos de fibra de vidro e zircônia que apresentaram os menores valores. Todos os pinos avaliados apresentaram resistência à fratura similar quando comparados ao NMF e entre os pré-fabricados. Os pinos de titânio e carbono foram os mais indicados.

Carvalho et al.<sup>9</sup>, em 2005, avaliaram a eficácia de reforços radiculares através da fotopolimerização de resina composta ou pino de zircônia em dentes desvitalizados. Foram utilizados 56 incisivos bovinos que tiveram suas coroas removidas para se obter um comprimento padrão de 30mm. Os espécimes foram divididos em 4 grupos: GI – canais instrumentados, alargados (para simular rizogênese incompleta) e reforçado com resina composta fotopolimerizada através de pinos fototransmissores (LUMINEX); GII – canais instrumentados, alargados e reforçados com pinos de zircônia; GIII- tratamento similar aos GI e GII, sem reforço radicular; GIV – raízes sem enfraquecimento e sem reforço radicular. Os dentes foram submetidos a forças compressivas numa angulação de 45° numa velocidade de 1mm/min até a fratura. Os resultados mostraram maiores valores de resistência à fratura no GI e GII sem diferença estatisticamente significativa entre si, porém significativamente diferente entre os GIII e GIV. A utilização de reforços radiculares com pino de zircônia ou resina composta fotopolimerizável aumentou

significativamente a resistência estrutural de dentes fragilizados, porém não o suficiente para alcançar valores de dentes sem enfraquecimento. Concluíram que, uma vez fragilizadas, as raízes devem ser restauradas para que sua resistência aumente, mesmo que este reforço não tenha oferecido valores equivalentes aos obtidos pelas raízes sem perda de estrutura dentinária.

Yoldas et al.<sup>78</sup>, em 2005, por meio de testes de microdureza da resina composta fotopolimerizável, compararam a profundidade de cura destas, obtida por pinos plásticos fototransmissores (LUMINEX) e pinos resinosos reforçados por fibra de vidro (Postec). Trinta cilindros plásticos pretos, medindo 15mm de comprimento e 4,0mm de diâmetro, foram utilizados simulando o canal radicular. Estes foram preenchidos com resina e fotopolimerizados por 90s através dos dois grupos experimentais, além do controle sem pino. A microdureza da resina foi avaliada em superfícies distantes da fonte de exposição de luz nos seguintes comprimentos: 2,0mm, 4,0mm, 6,0mm, 8,0mm, 10mm, 12mm e 14mm. Os resultados mostraram um significativo aumento da microdureza da resina composta (profundidade de cura) obtido tanto com o pino plástico quanto com o pino de fibra de vidro, quando comparados ao grupo controle. Entre estes, o pino de plástico permitiu valores de microdureza significativamente superiores após 8,0mm indicando maior eficiência na transmissão da luz, em níveis mais profundos, do que o pino de fibra de vidro avaliado. Em todos os grupos a microdureza da resina composta diminuiu com o aumento da distância da ponta da fonte de luz.

Teixera et al.<sup>72</sup>, em 2005, verificou a influência de pinos fibrorresinosos na resistência à fratura de núcleos de resina composta em dentes anteriores, com raízes debilitadas, bem como nos padrões de fratura. Trinta incisivos centrais extraídos tiveram suas coroas removidas e seus condutos radiculares alargados, sendo divididos em três grupos, de forma que, em cada grupo, uma quantidade de pinos fibrorresinosos foi cimentada: G1 – um pino; G2 – dois pinos; G3 – um pino principal e dois acessórios. Após a confecção de núcleos de resina, as amostras passaram por um teste de compressão. Os resultados para resistência à fratura mostraram melhores médias em G3 (48,8kgf), seguido de G2 e G1 (43,9 e 40kgf). Testes de Anova e Tukey mostraram diferença entre G3 e G1. Somente fraturas favoráveis foram observadas entre os grupos.

Resende<sup>59</sup>, em 2005 avaliou a influência da altura do remanescente coronário e de diferentes tipos de retenções intra-radicares na resistência à fratura de raízes bovinas restauradas com coroas totais confeccionadas em resina composta laboratorial nas seguintes condições: ausência de remanescente coronário ou presença de um ou dois milímetros e cinco métodos de retenção intra-radicular. Cento e cinquenta dentes bovinos foram selecionados padronizando-se as dimensões das raízes. As coroas foram seccionadas e as raízes remanescentes receberam tratamento endodôntico e foram divididas, aleatoriamente, em quinze grupos experimentais (n=10): G1 - pino de fibra de vidro (FV) e 0,0mm; G2 - FV e 1,0mm; G3 - FV e 2,0mm; G4 - pino pré-fabricado metálico (PM) e 0,0mm; G5 - PM e 1,0mm; G6 - PM e 2,0mm; G7 - pino de fibra de carbono (FC) e 0,0mm; G8 - FC e 1,0mm; G9- FC e 2,0mm; G10 - núcleo

metálico fundido (NMF) e 0,0mm; G11 - NMF e 1,0mm; G12 - NMF e 2,0mm; G13 – preenchimento do canal radicular com resina composta (RC) e 0mm; G14 - RC e 1,0mm; G15 - RC e 2,0mm. As coroas totais foram cimentadas com cimento resinoso e as raízes foram fixadas em resina poliestirênica, simulando-se o ligamento periodontal com material de moldagem à base de poliéter. As amostras foram submetidas ao carregamento tangencial de compressão, sob um ângulo de 135° a 0,5 mm/min até ocorrer a fratura. Os resultados (ANOVA / Tukey  $\alpha=0,05$ ) demonstraram que na ausência de remanescente, o grupo RC apresentou os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente dos grupos restaurados com FC, FV e PM; o grupo restaurado com NMF apresentou os menores valores médios de resistência à fratura. Na presença de 1mm de remanescente o grupo PM apresentou os maiores valores de resistência à fratura, não diferindo estatisticamente dos grupos restaurados com FV, NMF e RC e o grupo FC apresentou os menores valores médios. Na presença de 2mm de remanescente, os diferentes tipos de retenções não promoveram diferenças entre os valores médios de resistência à fratura. Para os grupos restaurados com FV, FC e NMF, a altura do remanescente não influenciou nos resultados. Para os grupos PM, a altura de 1mm proporcionou os maiores valores de resistência à fratura e o grupo com 2mm de remanescente apresentou os menores valores. No grupo RC, a ausência de remanescente dental coronário promoveu os melhores resultados e o grupo com 1mm de remanescente apresentou os piores resultados. A análise geral dos padrões de fratura demonstrou que 68% das fraturas atingiram os terços apical ou médio. Os grupos restaurados com pinos de fibra de vidro

apresentaram os melhores padrões de fratura, enquanto os restaurados apenas com resina composta apresentaram os piores padrões de fratura.

Zogheib<sup>79</sup>, em 2005, avaliou por meio de ciclagem mecânica e compressão, a resistência à fratura e o padrão de fraturas de raízes íntegras e fragilizadas, reconstruídas internamente com resina composta (Z 250) e pinos de fibra de vidro (Reforpost). Trinta caninos superiores humanos com anatomia radicular semelhante foram divididos em três grupos de acordo com a espessura do terço cervical: grupo I – raízes íntegras sem simulação de enfraquecimento e grupos II e III simularam raízes parcial e amplamente enfraquecidas. Estas foram reconstruídas através de preenchimento com resina composta fotopolimerizável por meio de um pino translumínico (Luminex). Todos os grupos tiveram coroas totais metálicas cimentadas sobre os núcleos em resina composta. Os pinos e coroas foram cimentados com cimento resinoso dual. Os corpos de prova foram submetidos à 250.000 ciclos numa frequência de 2.6 Hz e carga de 3Kg. Posteriormente, os mesmos foram carregados numa máquina de ensaio universal a uma velocidade de carga de 0,5 mm/min até sua fratura. Em ambos os teste a angulação de carga foi de 135° em relação ao longo eixo do dente sobre a face palatina. Os valores de resistência à fratura foram: Grupo I-57,83Kgf; Grupo II-41,80 Kgf; grupo III-41,93 Kgf. A análise de variância (ANOVA) ( $p < 0,05$ ) a um critério mostrou diferença estatisticamente significativa entre grupos. A comparação individual das médias revelou diferença somente entre o grupo I e os grupos II e III. O percentual de raízes com prognóstico favorável após a fratura foi: Grupo I - 80%; Grupo II -40%, Grupo III -30%. Raízes fragilizadas foram menos resistentes

a fratura e apresentam menos fraturas favoráveis a reabilitação do que as raízes íntregas.

Clavijo et al.<sup>10</sup>, em 2006, relataram um caso clínico no qual utilizaram o pino de fibra e resina anatômico em combinação com o cimento resinoso de cura química. O caso clínico foi realizado da seguinte forma: paciente jovem, com conduto radicular do incisivo central superior amplamente destruído, devido a remoção do pino metálico por necessidade de retratamento endodôntico, possuindo a raiz com quantidade de dentina remanescente desfavorável para a adaptação de um pino pré-fabricado, pela excessiva quantidade de cimento necessária. Após o tratamento endodôntico, o canal foi preparado para receber o pino anatômico. O conduto foi lubrificado com glicerina, resina composta mais pino de fibra de vidro foram inseridos e fotopolimerizados por 20 segundos. O pino anatômico foi então removido, fotopolimerizado por mais 60 segundos e o procedimento de cimentação foi executado, semelhante a qualquer outro pino de fibra de vidro, com cimento resinoso químico. Com o procedimento clínico alcançou-se um ajuste exato às paredes do canal radicular, reduzindo a quantidade de cimento necessária. O procedimento descrito pode ser proposto como um procedimento clínico de rotina quando o canal radicular preparado for amplamente destruído, obtendo um ajuste superior a muitos outros pinos de fibra pré-fabricados.

Em 2007, Sadek et al.<sup>63</sup> avaliaram através do teste de microtração a resistência adesiva de diferentes resinas compostas usadas como materiais de núcleo de preenchimento coronário ao redor de pinos de fibra de vidro. Utilizaram

40 pinos de fibra de vidro, divididos em 8 grupos: Grupo 1: Coe-Flo self-cure (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, E.U.A); Grupo 2: UniFil Core (GC Corp., Tóquio, Japão); Grupo 3: Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Grupo 4: Gradia Direct (GC Corp.); Grupo 5: Bisfill 2B self-cure (Bisco, Inc); Grupo 6: Aeliteflo (Bisco, Inc); Grupo 7: Filtek Flow (3M ESPE, Seefeld, Alemanha); Grupo 8: UniFil Flow (GC Copr). Os materiais dos grupos 1 e 2 são específicos para confecção de núcleo, do grupo 3, 4 e 5 são resinas compostas híbridas e do grupo 6,7 e 8 são resinas flow. Em todos os grupos foram confeccionados núcleos de preenchimento ao redor dos pinos de fibra de acordo com os materiais testados. Os corpos de prova foram seccionados em palitos de 1,0mm de espessura e preparados para serem submetidos ao teste de microtração numa velocidade de 0,5mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que o Core-Flo apresentou maior média de resistência adesiva, embora não houvesse nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os grupos, exceto com o compósito flowable, foram menores de todos os grupos experimentais. Concluíram que embora boa adaptação à superfície de pino seja alcançada por todos os compósitos testados, a resistência adesiva aos pinos de fibra permanece relativamente fraca e tratamentos adicionais deveriam ser investigados para aumentar a adesão pino-núcleo. Matérias de baixa-viscosidade, com alta carga e compósito híbridos são melhores alternativas que compósitos flowable para confecção do núcleo de preenchimento.

### **2.3 O LIGAMENTO PERIODONTAL**

Coolidge <sup>10</sup> (1937) verificou a espessura do ligamento periodontal em 172 dentes humanos. A espessura foi medida na altura da crista alveolar (0,39mm), no terço médio da raiz (0,17mm) e no ápice radicular (0,21mm). Observou também que a espessura diminuiu com o avanço da faixa etária. Em dentes submetidos à forças mastigatórias a média encontrada foi de 0,18mm, sendo proporcional à intensidade mastigatória. Nos dentes em tratamento ortodôntico a espessura do ligamento foi consideravelmente mais delgada no lado de compressão e mais espessa no lado de tração.

Kern et al. <sup>33</sup>, no ano de 1993, avaliaram a resistência à fratura de próteses adesivas de cerâmica (In-Ceram) fixadas sobre dentes humanos. Avaliou-se a presença ou ausência do ligamento periodontal artificial, bem como o carregamento cíclico em meio oral artificial (1.250.000 ciclos) e o carregamento estático. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significante entre os grupos que receberam carregamento cíclico e os que receberam apenas carregamento estático. O uso de ligamento periodontal artificial reduziu a diferença dos valores médios entre os grupos com os dois tipos de carregamento (cíclico e estático).

Scharnagl<sup>62</sup>, em 1998, avaliou a influência da simulação do ligamento periodontal na realização de ensaios de resistência à fratura sobre restaurações indiretas, confeccionadas com o sistema cerâmico In-Ceram. Inicialmente foram realizados testes de simulação de movimentação dental em mandíbulas de suínos, para detectar o grau de movimentação dental a ser reproduzido com o ligamento periodontal artificial. Foram utilizados diversos materiais elastoméricos

para realização dos testes: silicone polimerizado por adição, silicone polimerizado por condensação e poliéter. A utilização do material de moldagem à base de poliéter (Impregum) associado à aplicação do adesivo (Polyether Adesive) proporcionou a obtenção dos melhores resultados. O autor relatou que a simulação do ligamento periodontal artificial é fundamental para reproduzir as características clínicas da aplicação de tensões, durante os ensaios de resistência à fratura, realizados em experimentos laboratoriais.

A importância da presença do ligamento periodontal artificial para se avaliar o padrão de fratura foi descrita por Soares et al.<sup>70</sup>, em 2002. Foram selecionados 80 dentes bovinos com dimensões semelhantes, incluídos em resina acrílica (AC) e resina poliestirênica (PC), utilizando-se três materiais para simulação do ligamento periodontal: 1 – controle (ausência do ligamento); 2 – poliéter; 3 – polissulfeto; 4 – borracha de poliuretano. Os mesmos foram incluídos e armazenados a 37° e 100% de umidade durante 24 horas. Após esse período, as amostras foram submetidas à carga de compressão tangencial na borda incisal a uma velocidade de 0,5mm/min até a fratura dental. Os padrões de fratura foram analisados em quatro diferentes níveis: 1 – fratura coronária; 2 – fratura na junção cimento-esmalte; 3 - fratura radicular parcial; 4 – fratura radicular total. Encontraram diferença estatisticamente significativa entre os métodos de inclusão, sendo que o ligamento periodontal artificial modificou a distribuição da carga.

### **3 Proposição**

Avaliar in vitro a variável resistência a fratura de raízes fragilizadas, restauradas com núcleos de preenchimento obtidos por diferentes técnicas representadas por seus respectivos grupos a saber:

G1 – Núcleo Metálico Fundido

G2 – Núcleos de preenchimento utilizando-se sistema Reforpost/Reforpin

G3 – Núcleos de preenchimento Anatômico Direto

G4 – Núcleos de preenchimento Anatômico Indireto

## 4 Material e Método

Previamente ao início do experimento propriamente dito, realizou-se o estudo piloto com 10 raízes bovinas com propósito de aperfeiçoar e padronizar as diferentes técnicas laboratoriais.

### 4.1 Material

Para realização da pesquisa foram utilizados os seguintes materiais:

**Tabela 1 - Materiais utilizados na pesquisa**

<b>Material</b>	<b>Nome comercial</b>	<b>Fabricante</b>
<b>100 Incisivos bovinos</b>		<b>Frigorífico Mondelli</b>
<b>Máquina de corte</b>	<b>Isomet 100</b>	<b>Buehler Lake Bluff, IL, USA</b>
<b>Pontas diamantadas</b>	<b>1018, 4137</b>	<b>KG Sorensen, Ind.Com. LTDA, São Paulo, SP - Brasil</b>
<b>Material de moldagem a base de poliéter</b>	<b>Impregum</b>	<b>ESPE, Saint Paul – USA</b>
<b>Cilindro de PVC ½ polegada</b>	<b>Tigre</b>	<b>Tigre do Brasil, Osasco, SP – Brasil</b>
<b>Limas endodônticas</b>	<b>Hedstrom e K-file</b>	<b>Maillefer - Dentsply, Petrópolis, RJ – Brasil.</b>
<b>Hipoclorito de sódio a 1%</b>		<b>Biodinâmica Química e Farmacêutica, Ibiporã, PR – Brasil.</b>
<b>Cones de papel</b>	<b>Endpoints</b>	<b>Endpoints, Ind. e</b>

<b>absorvente</b>		<b>Com., Paraíba do Sul, RJ.</b>
<b>Cones de guta percha primário e secundário</b>	<b>Endpoints</b>	<b>Endpoints, Ind. e Com., Paraíba do Sul, RJ.</b>
<b>Cimento endodôntico</b>	<b>Sealer 26</b>	<b>Dentsply, Petrópolis, RJ – Brasil.</b>
<b>Compactador de MacSpadden</b>		<b>Maillefer - Dentsply, Petrópolis, RJ – Brasil.</b>
<b>Cimento de Ionômero de vidro</b>	<b>Ketac-Bond</b>	<b>3M, Sumaré, SP – Brasil</b>
<b>Brocas peeso de n 2</b>		<b>Moyco, Union Broach</b>
<b>Pinos Acessórios de Fibra de Vidro</b>		<b>Ângelus, Londrina, PR – Brasil</b>
<b>Pinos de Fibra de Vidro</b>		<b>Ângelus, Londrina, PR – Brasil</b>
<b>Sistema Adesivo</b>	<b>Excite</b>	<b>Ivoclar Vivadent, Liechtenstein – Germany.</b>
<b>Microbush</b>	<b>Small endo</b>	<b>Ivoclar Vivadent, Liechtenstein – Germany.</b>
<b>Cimento resinoso</b>	<b>Multilink</b>	<b>Ivoclar Vivadent, Liechtenstein – Germany.</b>
<b>Ácido fosfórico</b>		<b>3M, Sumaré, SP – Brasil</b>
<b>Resina composta</b>	<b>Tetric Ceram</b>	<b>Ivoclar Vivadent, Liechtenstein – Germany.</b>
<b>Máquina de ensaios mecânicos</b>		<b>Unesp/ Araraquara</b>
<b>Resina Acrílica Autopolimerizável</b>	<b>JET</b>	<b>Artigos Odontológicos Clássicos LTDA, São Paulo, SP – Brasil</b>
<b>Liga a base de Níquel Cromo</b>		<b>Ivoclar Vivadent, Liechtenstein – Germany.</b>
<b>Espessímetro</b>		<b>Bio- Art, Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP – Brasil</b>

<b>Sonda Periodontal</b>		<b>Hu-friedy, Chicago, Ill, USA</b>
<b>Espátula de inserção</b>	<b>SS White</b>	<b>SS White, Rio de Janeiro, RJ – Brasil</b>
<b>Gotejador elétrico de cera</b>	<b>Protts</b>	<b>Protts, São Paulo, SP – Brasil</b>
<b>Silicone de Adição</b>	<b>Elite</b>	<b>Zhermack- Badio Polinese- Rovigo - Italy</b>
<b>Seringa Hipodérmica de vidro n° 10</b>		<b>B-D Juiz de Fora, MG – Brasil</b>
<b>Revestimento</b>		<b>Ivoclar Vivadent, Liechtenstein – Germany.</b>
<b>Plastificador a vácuo</b>	<b>Plastivac</b>	<b>Bio- Art, Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP – Brasil</b>
<b>Aparelho Fotopolimerizador</b>	<b>Ultra-Lux</b>	<b>Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP – Brasil</b>
<b>Cera para modelagem</b>	<b>Geo Classic</b>	<b>Renfert, Germany</b>
<b>Agente de União</b>	<b>Silano</b>	<b>Ivoclar Vivadent</b>
<b>Paquímetro Digital com resolução de 0,1 ± 0,2 mm</b>	<b>Mitutoio</b>	<b>Mitutoyo Corporation, Japan</b>
<b>Matrizes de acetato</b>	<b>Bio- Art</b>	<b>Bio- Art, Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP – Brasil</b>
<b>Fibra de vidro</b>	<b>Fibrex Medial</b>	<b>Ângelus, Londrina, PR – Brasil</b>
<b>Cera 7</b>	<b>Duradent</b>	<b>Odonto Com. Imp. Ltda, São Paulo, SP – Brasil</b>
<b>Pontas Rhein</b>	<b>SS White</b>	<b>SS White, Rio de Janeiro, RJ – Brasil</b>
<b>Ponta Diamantada Tronco cônica para ponta reta</b>	<b>DB -14</b>	<b>Renfert, Germany</b>
<b>Espátula de inserção</b>	<b>Flex thin</b>	<b>Bisco U.S.A</b>
<b>Fórceps</b>	<b>150</b>	<b>Quinelato, Rio Claro, SP – Brasil</b>

## 4.2 Método

### 4.2.1 Seleção dos dentes.

Foram selecionados para este estudo 100 incisivos bovinos hígidos.

### 4.2.2 Preparo dos corpos de prova .

#### 4.2.2.1 Preparos Prévios

##### a) Secção da porção coronária

Com auxílio de paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Japan) e lapiseira com grafite n°.0,5 foi demarcado 14mm do ápice radicular até a base cervical das raízes (Figuras 1 e 2).

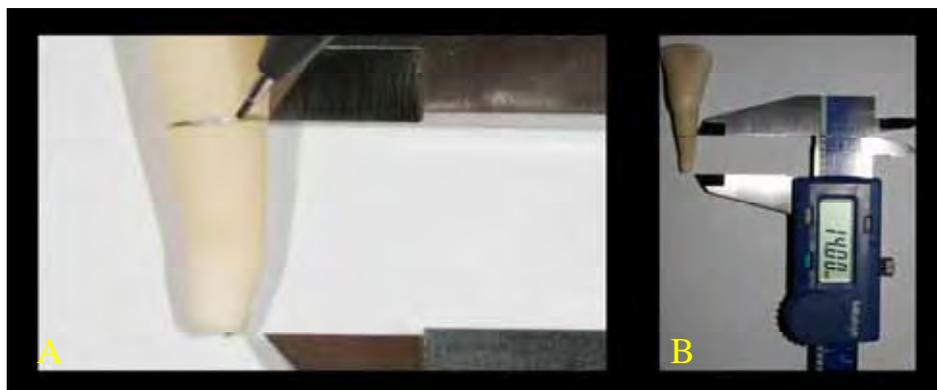


FIGURA 1 – A: Demarcação da raiz com lapiseira; B: Demarcação de 14mm conferida com o paquímetro digital.

Os dentes foram seccionados com máquina de corte Isomet 100 (Buehler Lake Bluff, IL, USA), de forma perpendicular ao longo eixo do dente e em plano reto, para padronizar os comprimentos das raízes.



FIGURA 2 - Aferição do comprimento da raiz com paquímetro digital.

Selecionadas quarenta raízes com dimensões semelhantes, para que a quantidade de estrutura dental remanescente não interferisse nos resultados. Para

isso, foram obtidas as medidas dos maiores diâmetros vestibulo-lingual (V-L) e méso-distal (M-D), através de um paquímetro digital (Figura 3).

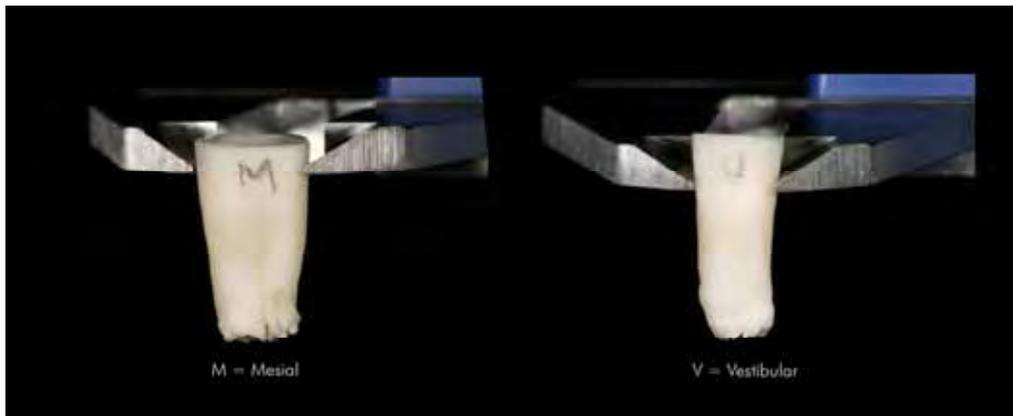


FIGURA 3 - Medição do diâmetro méso-distal e vestibulo lingual das raízes.

Dessa maneira, para cada raiz estudada, foram obtidas duas medidas e, a partir desses valores, foi determinado um valor médio para cada uma das raízes:

$$\text{Valor médio} = \frac{(V-L) + (M-D)}{2}$$

Assim, foram selecionadas apenas as raízes com valores iguais ou com diferença máxima de 0,25mm de média, sendo que as demais foram descartadas do experimento.

#### **b) Tratamento endodôntico**

A terapia endodôntica foi executada de forma convencional. Para instrumentação endodôntica, utilizamos limas de aço inoxidável (Maillefer - Dentsply, Petrópolis, RJ – Brasil) e abundante irrigação com hipoclorito de sódio a 1%. Secou-se os condutos com pontas de papel absorvente. Os condutos foram preparados no limite de 1,0mm aquém do ápice radicular, até a lima número 80 da 2ª série da International Standardization Organization (ISO) e obturados com cones de guta percha (Endpoints, Ind. e Com., Paraíba do Sul, RJ) de calibre correspondente, cones acessórios (Endpoints, Ind. e Com., Paraíba do Sul, RJ) e cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply, Petrópolis, RJ – Brasil).

### **c) Inclusão das raízes nos tubos de PVC**

#### **Cobertura da resina com cera.**

Foi utilizada cera nº 7 (Duradent, USA – Odonto Com. Imp. Ltda, São Paulo, SP - Brasil) para obter um espaço de  $0,2 \pm 0,3$ mm em torno de toda a raiz, que forneceu o espaço a ser preenchido por poliéter (Impregum F – ESPE, Seefeld - Alemanha) simulando o “ligamento periodontal”.

Inicialmente demarcou-se com lapiseira 3,0mm da base cervical da raiz em direção ao terço apical, espaço esse para simular as distâncias biológicas. Para a realização desse passo a cera 7 foi aquecida a 65 °C em termoplastificadora de godiva e o dente foi imerso em um rápido movimento (Figura 4). Os dentes foram mantidos em temperatura ambiente e, dessa forma, a cera solidificou-se imediatamente evitando o escoamento e formação de camadas irregulares. Em

seguida, os mesmos foram imersos em água fria para que a cera solidificasse completamente e não sofresse deformações.

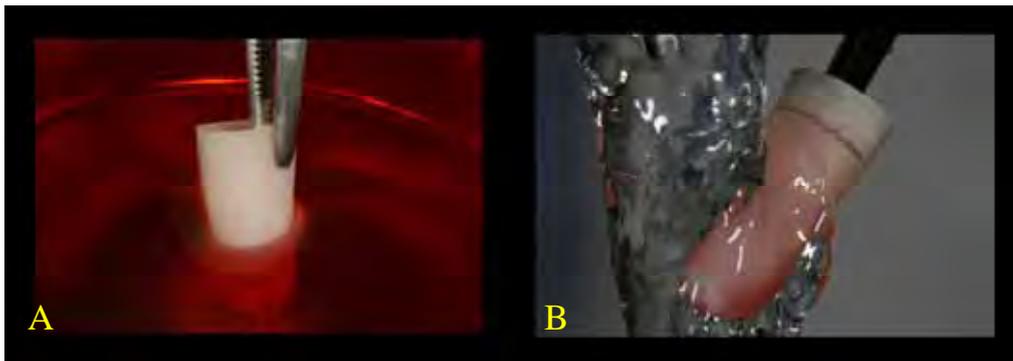


FIGURA 4 - A: Inserção da raiz na cera rosa aquecida para a simulação da espessura do ligamento periodontal artificial; B: Imersão da raiz na água para solidificação completa da cera.

Através das marcações feitas anteriormente nas raízes foi possível conferir a espessura da cera sobre a superfície radicular por meio de paquímetro digital (Figura 5).

Quando a medida da camada de cera foi maior ou menor que  $0,2 \pm 0,3$  mm propostos, toda a cera foi removida e os passos repetidos até a obtenção da espessura correta.

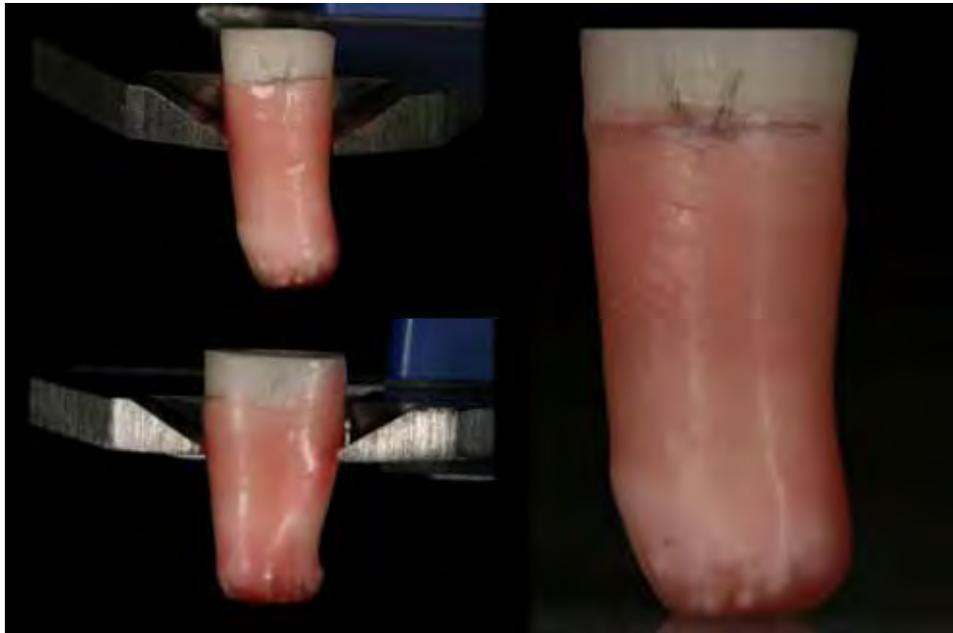


FIGURA 5 - Aferição da espessura do ligamento periodontal artificial e raiz pronta para inserção na resina acrílica.

Em lâminas de cera utilidade, demarcou-se com um compasso de ponta seca uma circunferência referente ao diâmetro do tubo de PVC (Tigre do Brasil, Osasco, SP – Brasil). Em seguida centralizou-se a raiz na circunferência, inseriu-se os 3,0mm demarcados referente às distâncias biológicas e estabilizou-se a raiz com o gotejador elétrico (Prots, São Paulo, SP – Brasil) ( Figura 6).

Colocou-se o tubo de PVC sobre a demarcação na cera, novamente com gotejador elétrico, vedou-se a parte externa do tubo para fixá-lo e não deixar a resina extravasar. Após manipulação da resina acrílica esta foi inserida no interior dos tubos de PVC (Figura 7).

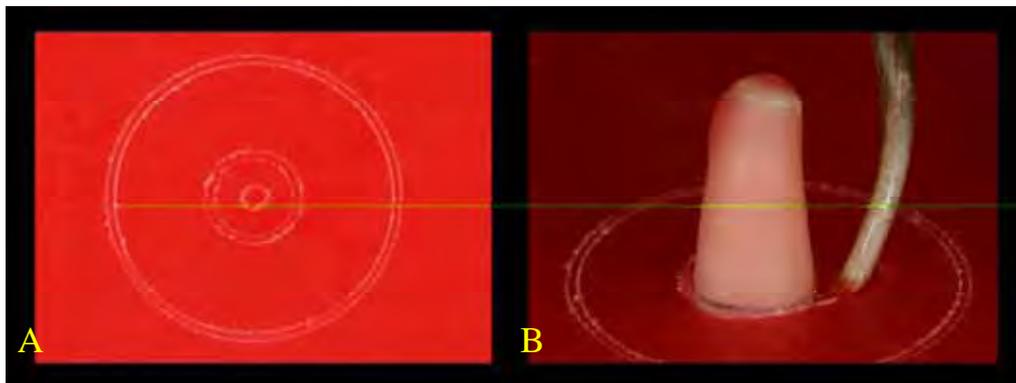


FIGURA 6 – A: Circunferência referente o diâmetro do tubo de PVC realizada em cera com compasso de ponta seca; B: Estabilização da raiz na cera com auxílio do gotejador elétrico.

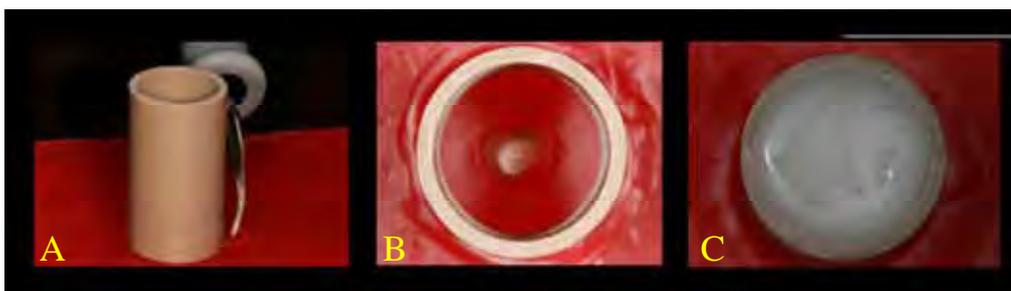


FIGURA 7 – A: Estabilização do tubo de PVC com gotejador elétrico na cera; B: Raiz centralizada no tubo de PVC; C: Preenchimento com resina acrílica.

Após a polimerização da resina, a cera em torno das raízes e do interior do alvéolo artificial foi removida com água fervente e pincelou-se o adesivo (Polyether Adesive, 3M - ESPE, Seefeld -Alemanha). Aguardou-se 5 minutos para secagem

do material. A pasta base e pasta catalisadora do material de moldagem (Impregum F 3M – ESPE, Seefeld - Alemanha) foram proporcionadas e espatuladas sendo posteriormente inseridas no interior do alvéolo artificial simulando-se o ligamento periodontal artificial (Figura 8).

Após a presa do material removeu-se o excesso do mesmo com uma lâmina de bisturi.

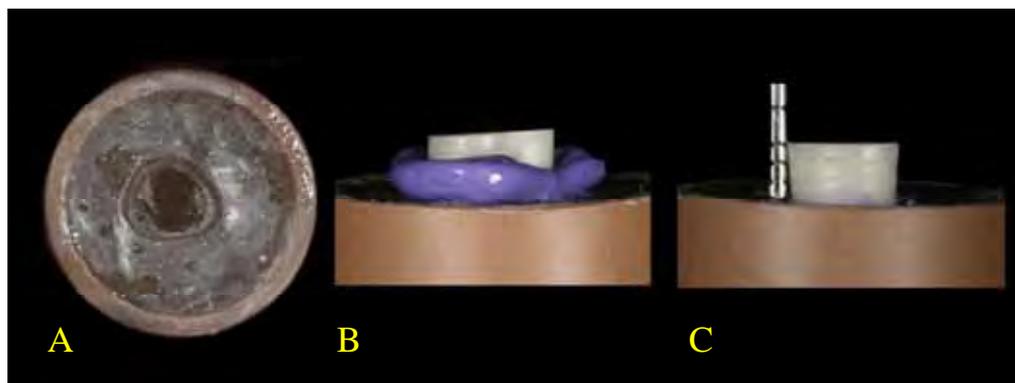


FIGURA 8 – A: Espaço deixado referente a raiz; B: Inserção da raiz após preenchimento do espaço com Impregum; C: Após presa do material, o ligamento periodontal artificial ficou pronto e foi feita a conferência com sonda milimetrada dos 3,0mm referente às distâncias biológicas.

Após terminado a inserção das raízes nos tubos de PVC, os mesmos foram mantidos em condições úmidas no interior de recipientes hermeticamente fechados.

#### d) Padronização da fragilização das raízes

Inicialmente, com auxílio de uma sonda milimetrada (Hu-friedy, Chicago, III, USA) e lapiseira n.º 0,5, demarcou-se vários pontos de 1,0mm, a partir do cavo-superficial vestibular ao redor de toda raiz (Figura 9).

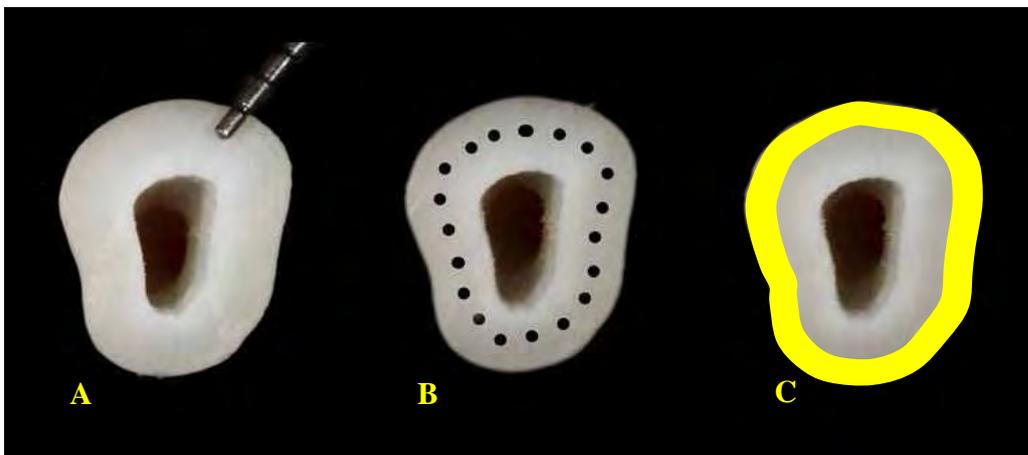


FIGURA 9 – A: Marcação com sonda periodontal 1,0mm de remanescente; B: Pontos demarcados a 1,0 mm em volta da raiz; C: União dos pontos e demarcação do 1,0mm de dentina remanescente.

Para desobturação dos condutos radiculares, inicialmente, utilizamos instrumentos aquecidos (pontas Rhein), seguidos de broca largo com diâmetros

crescentes, até o número 4, que possui diâmetro de 1,1mm, deixando 4,0mm de obturação no terço apical.

Posteriormente com pontas diamantadas esféricas 1018 (KG Sorensen) em alta rotação, iniciamos a fragilização das raízes, penetrando a ponta diamantada até a distância de 10mm. Em seguida com ponta diamantada tronco cônica de alto calibre 4137 (KG Sorensen) ampliou-se os condutos radiculares, finalizando com uma ponta DB -14 (Renfert, Germany) para peça reta do micro-motor, criando assim uma abertura padronizada para todos os corpos de prova (Figura 10), deixando assim a medida de 1,0mm de dentina em volta de toda raiz e aferindo-se todas as espessuras das raízes com paquímetro digital (Figura 11).

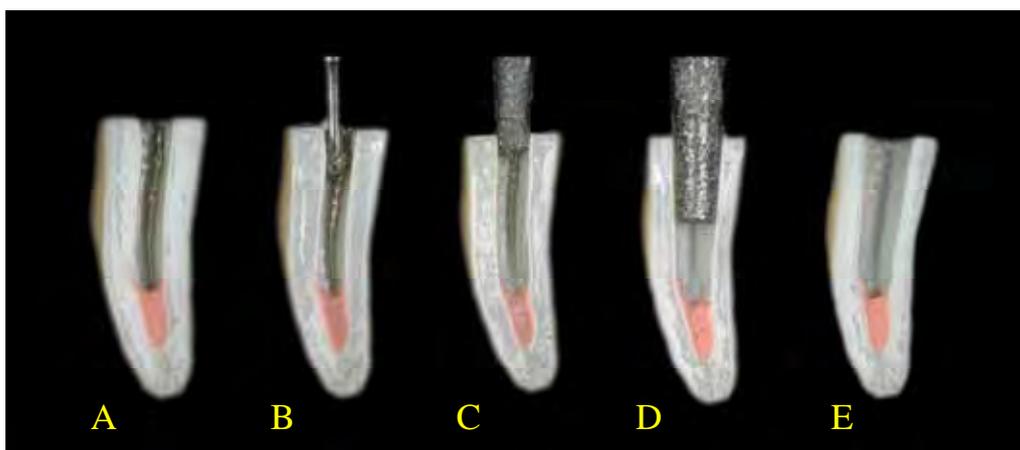


FIGURA 10 – A: Raiz desobturada deixando 4,0mm de obturação; B: Início da fragilização com ponta diamantada 1018; C: Ponta diamantada 4137; D: Ponta DB – 14 – Renfert; E: Raiz fragilizada.

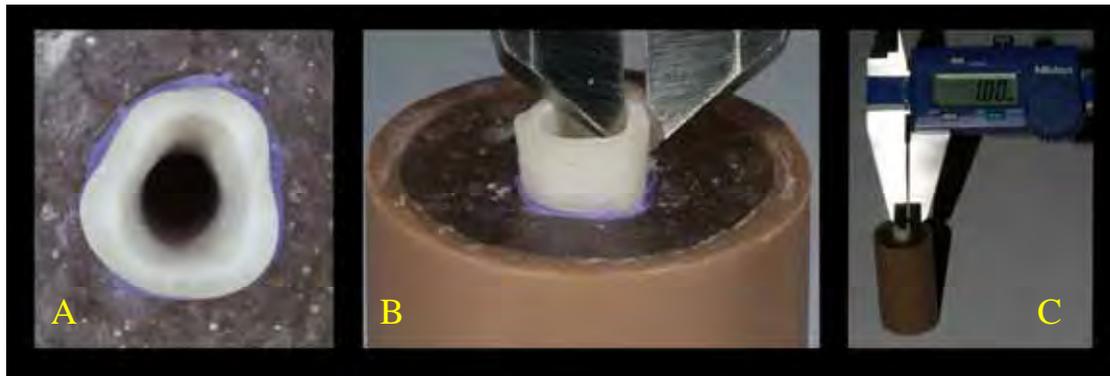


FIGURA 11 – A: Raiz fragilizada; B: Aferição das paredes remanescentes com paquímetro; C: 1,0mm de parede dentinária remanescente.

Após a confecção de todas as raízes fragilizadas deu-se início à constituição dos grupos distribuindo aleatoriamente as raízes.

Grupo 1: Raízes fragilizadas restauradas com núcleo metálico fundido;

Grupo 2: Raízes fragilizadas restauradas com pino de fibra de vidro e pinos acessórios de fibra de vidro - Reforpin;

Grupo 3: Raízes fragilizadas restauradas com pino anatômico direto (pino de fibra + resina composta);

Grupo 4: Raízes fragilizadas restauradas com pino anatômico indireto de fibra de vidro.

#### **4.2.2.2 Confeção dos corpos de prova do Grupo 1**

Para confecção do NMF do grupo 1 (Figura 12), foram moldados os condutos com cera e esculpiu-se a parte coronária com 5,0mm de altura, 1,0mm de término cervical, criando um platô na parede lingual para apoio da ponta de compressão da máquina de ensaios universais.

Após a fundição dos núcleos, estes foram cimentados com cimento resinoso Multilink (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany). As raízes foram condicionadas conforme o protocolo de cimentação do sistema resinoso Multilink (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany) através da mistura do Multilink Primer A + Primer B na proporção 1:1, apresentado em 2 frascos (condicionador e primer juntos; adesivo separado). Com pincel microbrush Small Endo (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany), procedeu-se 15 segundos de aplicação do condicionador de jato de ar para eliminação do solvente.

Os pinos receberam tratamento de óxido de alumínio e aplicação do Primer metálico (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany) do sistema com pincel descartável, por 1 minuto e aplicação do Primer A+B do sistema por mais 60 segundos. Em seguida foi manipulado o cimento com espátula de inserção (SS White, Rio de Janeiro – Brasil) com auxílio de uma sonda exploradora n.º 5 (SS White, Rio de Janeiro, RJ – Brasil); este foi inserido no interior dos canais e o pino foi inserido logo após. Retirou-se o excesso de cimento com a mesma sonda exploradora.

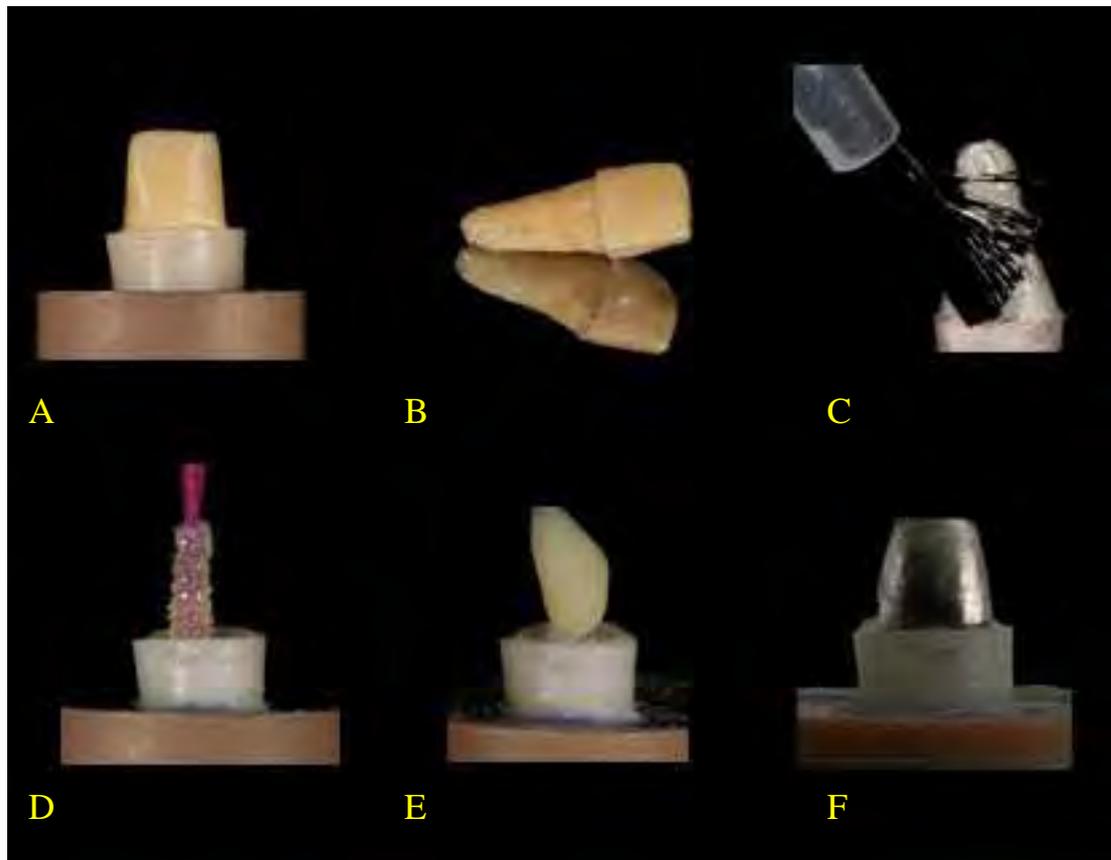


FIGURA 12 – A: Núcleo confeccionado em cera; B: Pino intra-radicular pronto para fundição; C: Aplicação do primer metálico; D: Aplicação do primer A+B; E: Inserção do cimento resinoso no conduto; F: Núcleo metálico fundido cimentado.

Após a cimentação, moldou-se com um silicone de adição Elite (Zhermack – Badio Polinese–Rovigo–Italy) a parte coronária de um corpo de prova e posteriormente realizou-se um modelo de gesso especial (Elite Rock-Zhermack – Badio Polinese–Rovigo–Italy). Em seguida criou-se uma matriz de resina, que

obteve a finalidade de guia para posterior confecção da parte coronária dos outros grupos (Figura 13).

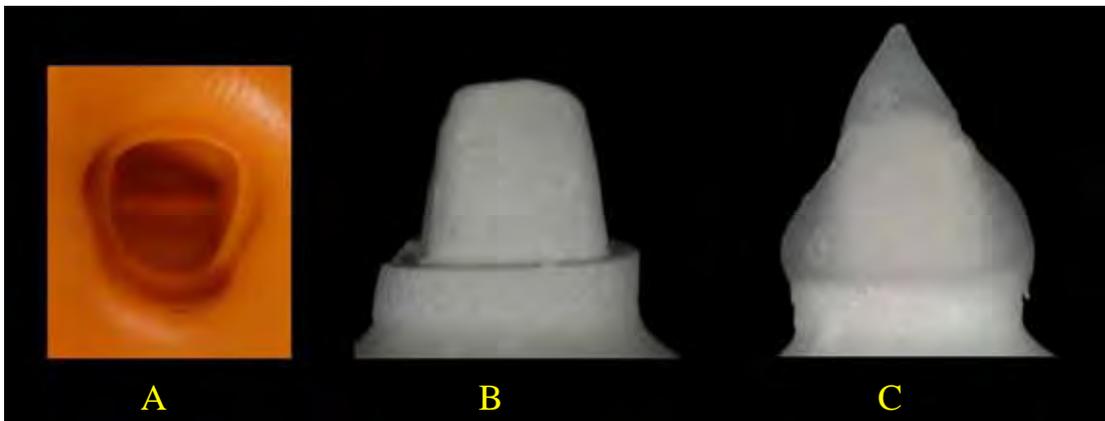


FIGURA 13 – A: Molde da porção coronária com silicone de adição; B: Porção coronária reproduzida em gesso; C: Matriz de resina acrílica confeccionada.

#### 4.2.2.3 Confeção dos corpos de prova do Grupo 2

As raízes foram submetidas à colocação de Pinos de Fibra de Vidro Reforpost (Ângelus, Londrina, PR – Brasil), com 1,3mm de diâmetro, de formato paralelo, com 9 sulcos cônicos de uma ponta a outra, possuindo retenção passiva intra canal e pinos de fibra de vidro acessórios Reforpin (Ângelus, Londrina, PR – Brasil), Os canais foram lavados com spray de ar-água e secos com cone de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ - Brasil) para receberem seus devidos pinos e núcleos de resina composta.

As raízes foram condicionadas conforme o protocolo de cimentação do sistema resinoso Multilink (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany) através da

mistura do Multilink Primer A + Primer B na proporção 1:1, apresentado em 2 frascos (condicionador e primer juntos e adesivo separado). Com pincel microbrush Small Endo (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany), procedeu-se 15 segundos de aplicação do condicionador de jato de ar para eliminação do solvente.

Os pinos de fibra de vidro e pinos acessórios foram condicionados com ácido fosfórico a 35% (3M ESPE, Saint Paul - USA) por 60 segundos, lavados e secos. Em seguida foi aplicado o silano Monobond S (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein- Germany) seguido de leves jatos de ar para retirar os excessos. Foi aplicado o primer (A+B) adesivo do sistema Multilink (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany) nos pinos e aguardou-se 60 segundos.

Após essa etapa de aplicação do sistema adesivo, o cimento adesivo Multilink (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany) foi manipulado na proporção 1:1, com uma espátula flexível de metal (SS White, Rio de Janeiro, RJ – Brasil) por 40 segundos e com auxílio de uma sonda exploradora n.º 5 (SS White, Rio de Janeiro, RJ – Brasil), o cimento foi levado para o interior dos canais. Os pinos foram posicionados no interior do canal juntamente com 3 pinos acessórios, os excessos foram removidos com auxílio de uma sonda exploradora n.º 5 (SS White, Rio de Janeiro, RJ – Brasil) e pincel descartável.

A parte coronária dos dentes foi restaurada com resina composta Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany) pela técnica incremental, até criar um volume inicial, mas sem interferir na matriz de acetato, que posteriormente foi preenchido com a mesma resina composta. Com auxílio de

espátula de inserção, retiramos o excesso e em seguida fotopolimerizou-se o núcleo de preenchimento, assim obtendo a parte coronária no mesmo padrão em todos os grupos (Figura 14).

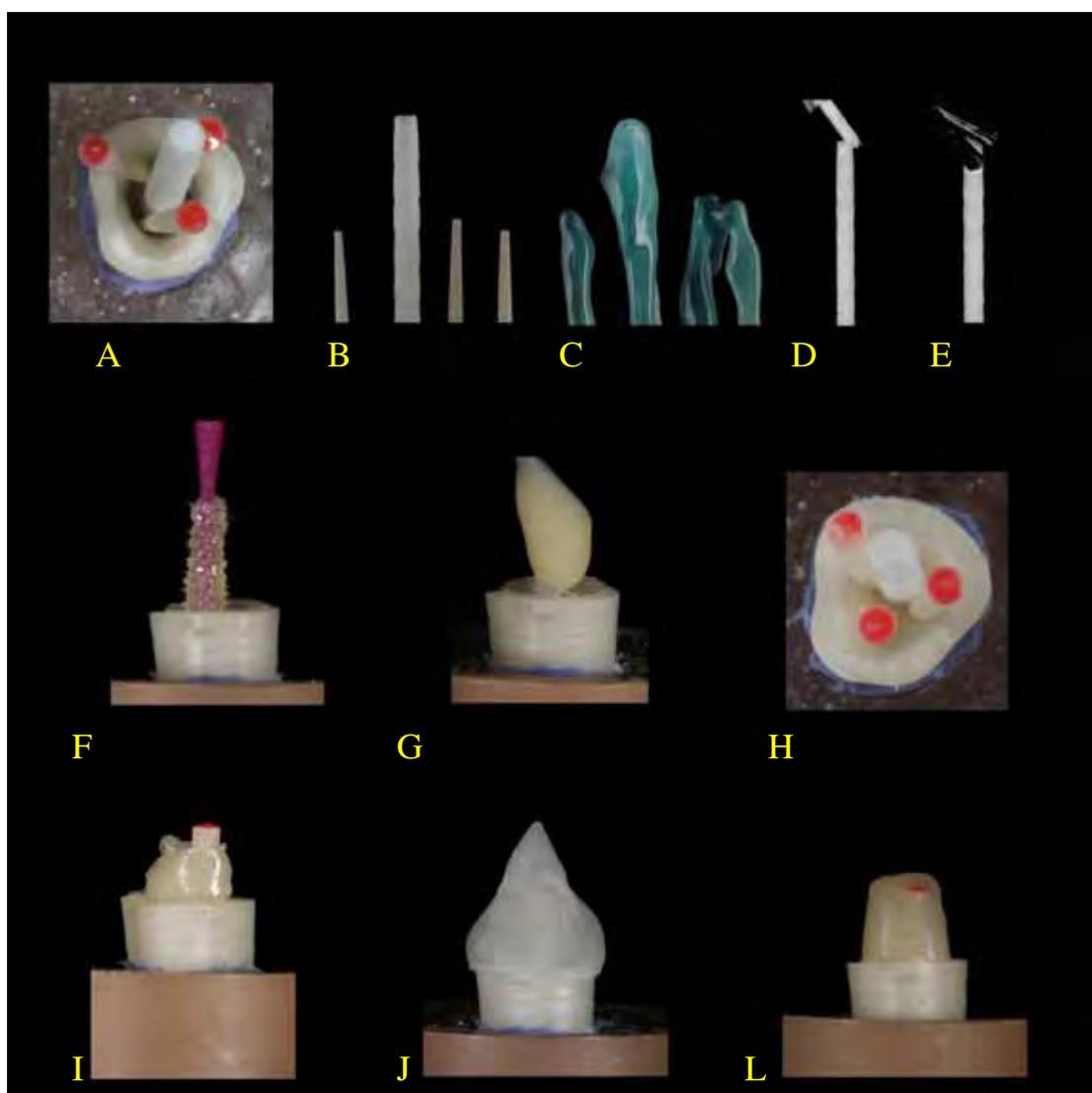


FIGURA 14 – A: Pino principal e acessórios de fibra de vidro selecionados; B: Pino principal e acessórios de fibra de vidro; C: Ácido fosfórico por 60 segundos; D:

Aplicação do silano; E: Aplicação do primer A+B; F: Aplicação do primer A+B ; G: Inserção do cimento na raiz; H: Pinos cimentados; I: Pinos cortados para início da confecção da porção coronária; J: Colocação da matriz para padronizar a porção coronária; L: Porção coronária finalizada.

#### **4.2.2.4 Confecção dos corpos de prova do Grupo 03**

Para o grupo 03 (Figura 15) inicialmente isolou-se o remanescente radicular com gel a base de glicerina com um microbrush, colocou-se resina composta híbrida Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany) no conduto radicular com auxílio de uma espátula de inserção (SS White, Rio de Janeiro – Brasil), inseriu-se 01 pino de fibra de vidro já condicionado como descrito no grupo 02 nessa resina composta, polimerizando o conjunto por 10 segundos. Retirou-se essa modelagem do conduto radicular e finalizou-se a polimerização por 40 segundos fora do remanescente radicular. Logo após inseriu-se o conjunto resina + pino de fibra de vidro (pino anatômico) no remanescente radicular e checkou-se a adaptação do conjunto.

Após o teste de adaptação, retirou-se o pino anatômico do remanescente radicular, a superfície desse conjunto pinos + resina composta foi tratada, com ácido fosfórico a 35% por 60 segundos, lavou-se com spray de ar e água por 30 segundos, secou-se e foi passada uma camada do Primer A+B do sistema Multilink (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein - Germany). Retirou-se o excesso do adesivo com um jato de ar, em seguida realizou-se a cimentação do pino

anatômico no canal radicular conforme a técnica de cimentação descrita no grupo

2.

A parte coronária foi confeccionada conforme descrita no grupo 02.

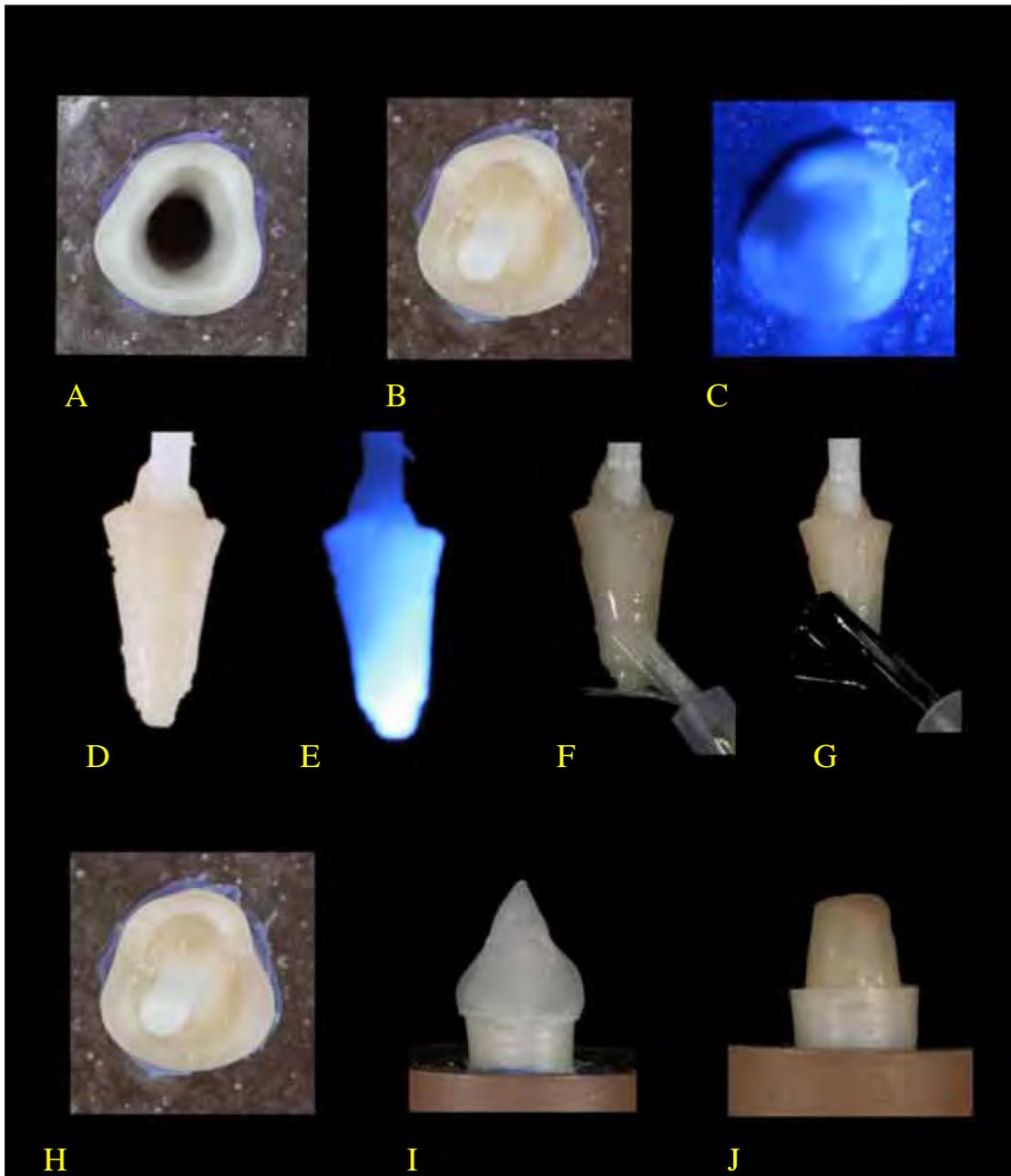


FIGURA 15 – A: Raiz fragilizada; B: Resina e pino inserido na raiz; C: Fotopolimerização por 10 segundos; D: Pino Anatômico removido da raiz; E: Fotopolimerização por 60 segundos; F: Aplicação do silano;

G: Aplicação do primer A+B; H: Pino a anatômico cimentado; I: Matriz em posição; J: Porção coronária finalizada.

#### **4.2.2.5 Confeção dos corpos de prova do Grupo 04**

Primeiramente foi confeccionado um pino intra-radicular padrão de resina acrílica auto polimerizável, (Duralay Co. – USA) a parte radicular do padrão foi isolada com vaselina líquida e em seguida foi recoberta com cola quente (Ângelus, Londrina, PR – Brasil) para copiar a parte radicular. Após o resfriamento passivo da cola o pino foi removido.

Com a cópia fiel do padrão em cola finalizado, a fibra de vidro medial (Angelus, Londrina, PR – Brasil), juntamente com o adesivo são inseridos no molde e fotopolimerizado por 5 minutos. Após essa polimerização a parte coronária foi construída da mesma forma anterior com auxílio da matriz de acetato. Com o pino finalizado (Figura 16), este recebeu o mesmo tratamento e técnica de cimentação do pino de fibra de vidro do grupo 2.

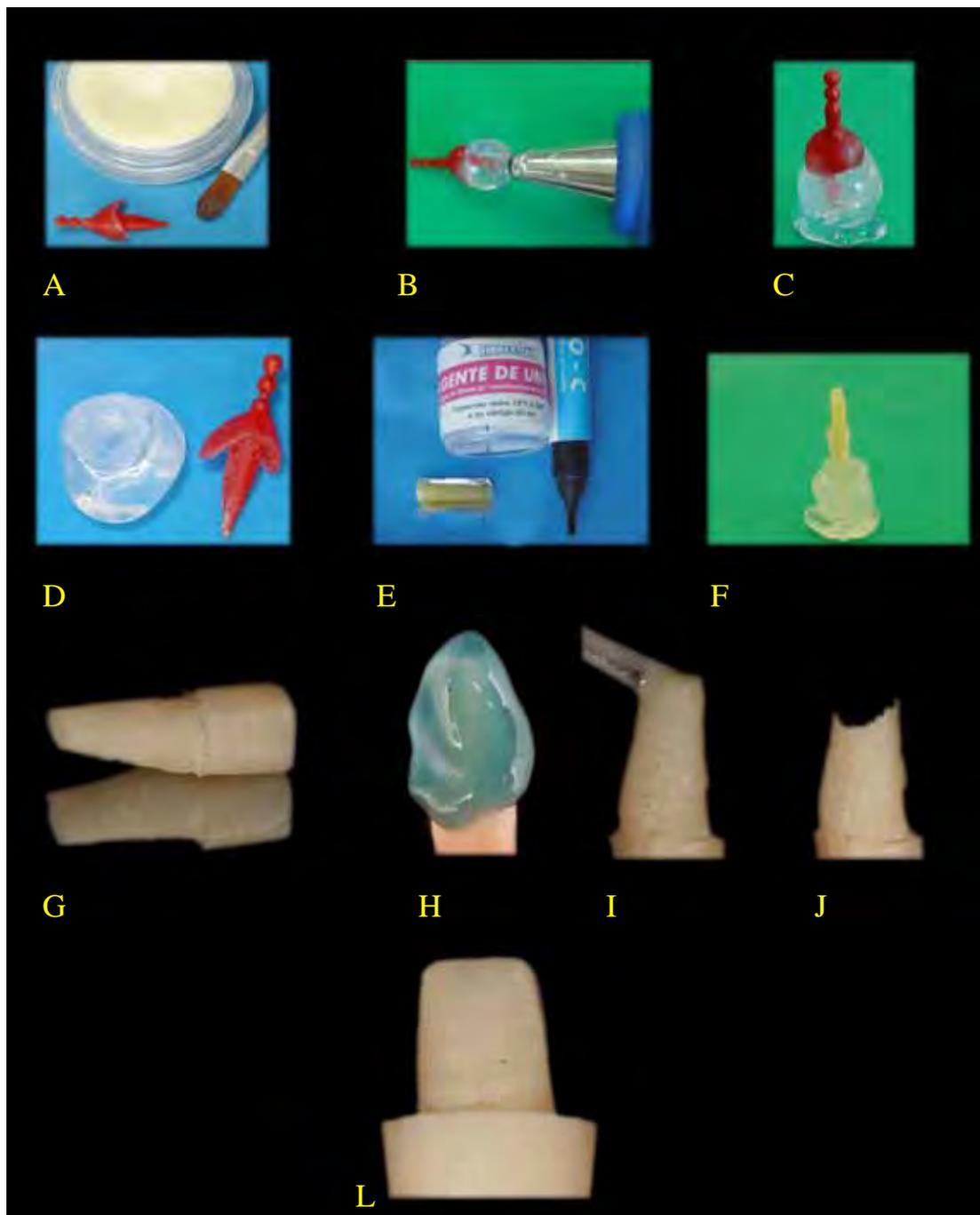


FIGURA 16 – A: Isolamento da parte radicular; B: Cola quente para cópia do preparo radicular; C: Cola quente em repouso até completo resfriamento; D: Padrão removido do molde de cola quente; E: Materiais para confecção; F:

Inserção da fibra medial; G: Pino anatômico indireto finalizado; H: Ácido fosfórico por 60 segundos; I: Aplicação do silano; J: Aplicação do primer A+B; L: Pino anatômico indireto cimentado.

### **4.3 Teste de resistência à fratura**

Os corpos-de-prova foram embutidos em dispositivo metálico de aço inoxidável, onde o braço do dispositivo formou um ângulo de  $135^\circ$  (Moyers, 1975) entre o cone de aço superior da máquina de ensaio universal e o longo eixo das raízes (simulando-se a oclusão dos dentes anteriores superiores e inferiores de um paciente Classe I de Angle). Todo o conjunto foi adaptado em máquina de ensaio universal utilizando uma célula de carga de 100 Kg, aplicação do carregamento na velocidade de 0,5mm/min por meio de ponta cilíndrica com extremidade ativa em forma de cinzel 2,5mm abaixo da ponta incisal, apoiada em nicho padronizado confeccionado pelo técnico do laboratório na superfície palatina da porção coronária (Figura 17). Os valores foram registrados em N.

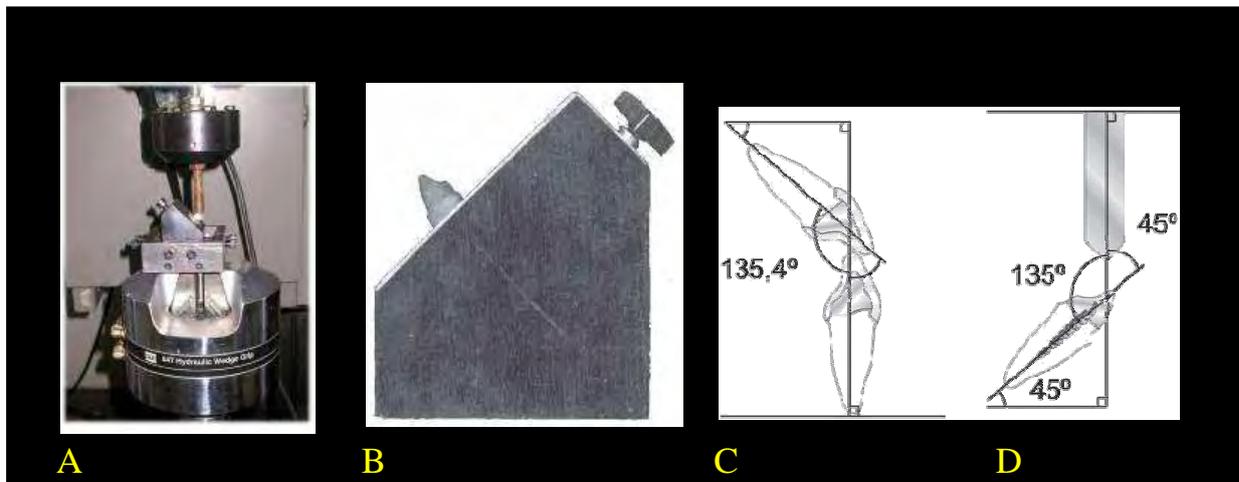


FIGURA 17: A – Máquina de ensaio universal; B – Dispositivo utilizado; C – Oclusão dos dentes anteriores superiores e inferiores de um paciente Classe I de Angle; D – Angulação simulada para o teste de compressão entre o cone de aço da máquina e o longo eixo dental.

#### 4.4 Análise do padrão de fratura

Os dentes foram removidos da resina acrílica com fórceps n.º.150 (Quinelato, Rio Claro, SP - Brasil) e o ligamento periodontal artificial foi removido com cureta periodontal (SS White, Rio de Janeiro, RJ -Brasil). Após a completa limpeza das raízes foram observados os padrões de fratura. As fraturas foram analisadas com uma sonda periodontal (Hu-friedy, Chicago, III, USA), e foram classificadas hipoteticamente quanto à possibilidade de reabilitação pós-fratura em favoráveis e desfavoráveis. Fraturas favoráveis foram definidas como aquelas localizadas até 1,0mm abaixo do nível ósseo simulado. Já as desfavoráveis foram aquelas localizadas abaixo de 1,0mm do nível ósseo simulado (Figura 18).

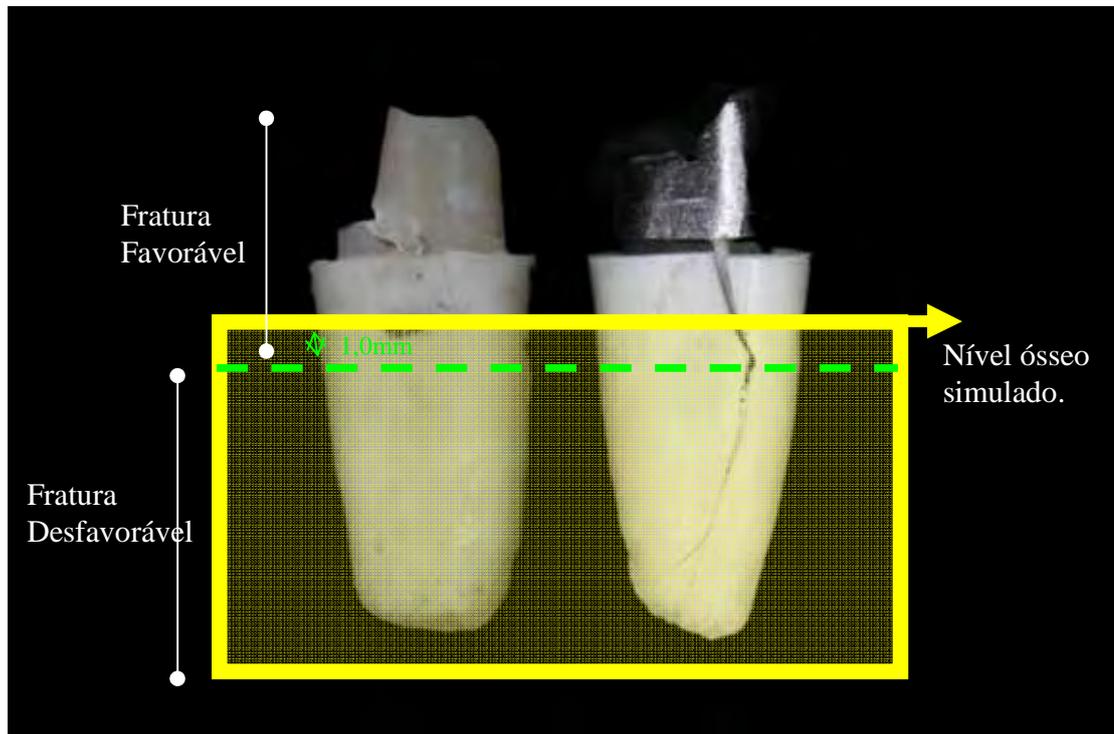


FIGURA 18 – Visualização do critério para classificação das fraturas em favoráveis e desfavoráveis.

#### 4.5 Análise estatística dos resultados

Os valores obtidos foram analisados estatisticamente empregando-se a Análise de Variância, com nível de significância de 5%. Para as comparações individuais, em que foi verificada diferença estatisticamente significativa, foi aplicado o teste Tukey ( $\alpha = 0,05$ ).

## **Resultado**

Na Tabela 2 pode-se observar os valores individuais, médias e desvio padrão da resistência à fratura dos grupos testados neste estudo. Para melhor visualização dos resultados encontra-se organizado na Figura 19 as médias de resistência à fratura de cada grupo.

Tabela 2 - Valores de carga máxima individuais, médias e desvio padrão para cada condição experimental (valores em N)

Espécime	Grupo I	Grupo II	Grupo III	Grupo IV
1 485,02	754,54	<b>249,9</b>	412,5	
2 687,45	<b>781,14*</b>	410,9	520,2	
3 <b>412,56</b>	649,2	351	374,1	
4 635,76	496,14	342,9	353,9	
5 545,87	<b>357,56</b>	453,2	<b>321,2</b>	
6 630,98	612,74	420,5	646,9	
7 575,32	452,76	474,1	<b>735,7</b>	
8 368,76	538,72	299	410,7	
9 537,92	528,87	<b>586,2</b>	469,2	
10 <b>712,34</b>	583,75	417,2	589,5	
Média	575,54	400,49	483,39	559,19
Desvio Padrão	130,84	95,57	136,84	113,08

(\*) em negrito os valores máximos e mínimo

Inicialmente, os valores de resistência à fratura foram submetidos ao teste de aderência à curva normal, tendo sido evidenciado que os dados amostrais das

condições experimentais ajustaram-se à distribuição normal de probabilidades. Assim, tendo em vista que as condições de aplicabilidade do modelo de análise de variância foram satisfeitas, a aplicação do teste originou a Tabela 3. A partir dessa Tabela pode-se observar que a hipótese nula foi rejeitada, tendo sido verificado efeito significativo do fator isolado tratamento ( $P < 0,05$ ) sobre a resistência à fratura (N). Dessa forma, foi utilizado o teste de Tukey, em nível de 5% de significância, para se comparar as médias de resistência à fratura (N) dos diferentes grupos experimentais duas a duas.

Tabela 3 - Resumo da análise de variância dos resultados de resistência à fratura (N)

<b>Fonte de variação</b>	<b>S.Q.</b>	<b>G.L.</b>	<b>Q.M.</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
<b>Tratamento</b>	193025,0	3	64341,668	4,46	0,00928 *
<b>Resíduo</b>	519450,0	36	14429,167		
<b>Varição Total</b>	712475,0	39			

\*significativo em nível de 5%.

Tabela 4 - Valores de média de resistência à fratura (N) e desvios-padrão (DP) dos diferentes grupos experimentais

<b>Grupos</b>	<b>Média</b>	<b>DP</b>
<b>GI</b>	575,54 A	130,84
<b>GII</b>	400,49 B	95,57
<b>GIII</b>	483,39 AB	136,84
<b>GIV</b>	559,19 A	113,08

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si.

A partir da interpretação da Tabela 4, pode-se verificar que os dentes de boi tratados com pino metálico (GI) e pino anatômico indireto – fibra de vidro (GIV) apresentaram média de resistência à fratura (N) estatisticamente semelhante à produzida pelo tratamento com pino anatômico (GIII) ( $P > 0,05$ ), e superior à produzida pelo grupo tratado com fibra de vidro e Reforpin (GII) ( $P < 0,05$ ). Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as médias dos grupos GI e GIV ( $P > 0,05$ ).

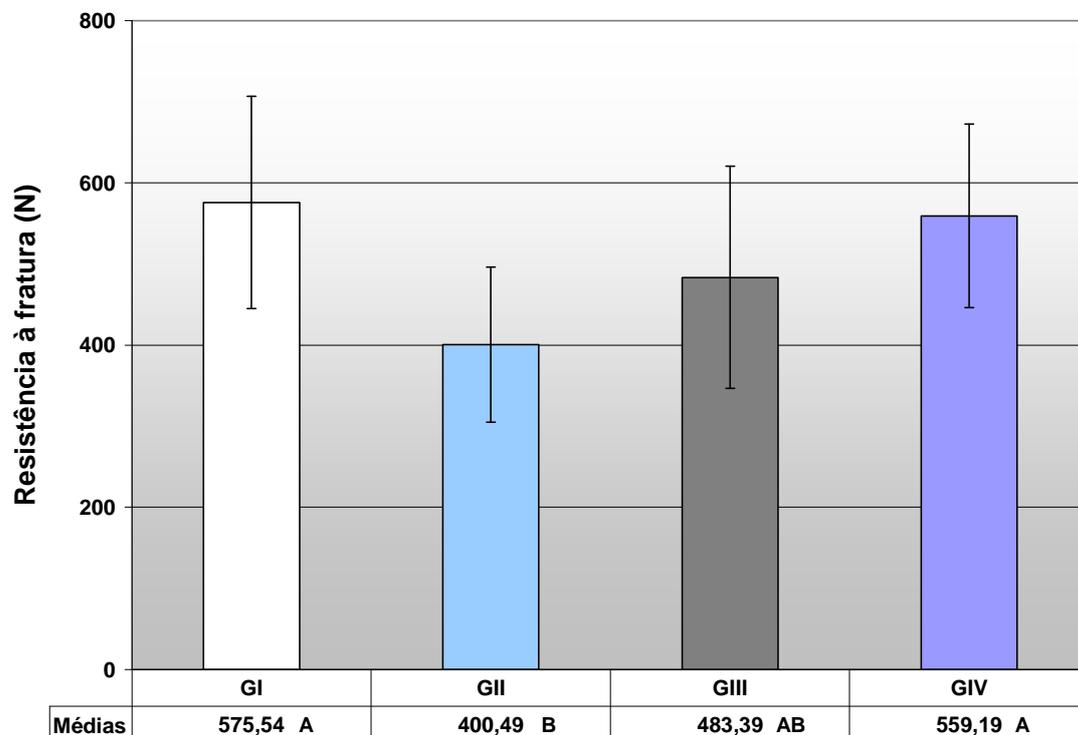


FIGURA 19 - Valores de média ( $\pm$ DP) de resistência à fratura (N) dos diferentes grupos experimentais. Letras maiúsculas iguais, no sentido horizontal indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si.

Na Figura 19 estão representadas graficamente as médias ( $\pm$ DP) para cada grupo experimental (GI a GIV). As barras de desvios-padrão permitem quantificar e estimar as diferenças evidenciadas pela Análise de Variância e pelo Teste de Tukey: quanto maior a sobreposição das barras, menor é a evidência de diferença entre as médias.

Tabela 5 – Classificação das fraturas de acordo com os diferentes grupos experimentais

			<b>Total</b>
<b>Grupos</b>	<b>Favoráveis</b>	<b>Desfavoráveis</b>	
		100% (10% terço cervical; 30% terço médio e 60% terço apical)	100 %
<b>GI</b>	0%		
<b>GII</b>	80%	20% (terço médio)	100 %
<b>GIII</b>	100%	0%	100 %
<b>GIV</b>	100%	0 %	100 %

## 6 DISCUSSÃO

A reconstrução de elementos dentários tratados endodonticamente consiste em um procedimento complexo, pois é bastante comum que toda ou uma extensa porção de sua estrutura coronária tenha sido perdida por lesões cariosas, erosão, abrasão, restaurações anteriores, traumas ou pelo próprio acesso ao tratamento endodôntico. Uma grande parcela dos cirurgiões dentistas encontra-se diante de um entrave quando precisa planejar o tratamento restaurador de dentes tratados endodonticamente com substancial perda da estrutura coronária e radicular.

A idéia de maior fragilidade atribuída aos dentes despulpados está associada a alterações fisiológicas do tecido dentinário como: desidratação dos túbulos<sup>4</sup>, diminuição da sua elasticidade<sup>1</sup> e principalmente, à perda de estrutura dentária por cárie, fratura e os procedimentos de instrumentação radicular e restauradores. Tal enfraquecimento reflete na diminuição da capacidade destes dentes em suportar cargas intra-orais e de resistir à fratura<sup>4</sup>.

Desde o século XVIII há relatos de diferentes tipos de retenção intra-radicular que evoluíram ao longo do tempo quanto à composição do material, sua forma, seu desenho e sua coloração conforme a limitação do sistema antecessor<sup>20,36,37,38</sup>. Além dessa função primária, acreditou-se também que a restauração intra-radicular poderia reforçar dentes fragilizados<sup>15</sup>. Porém, outros trabalhos vieram demonstrar que os pinos intra-radulares por si só não seriam capazes de fortalecer um dente tratado endodonticamente<sup>27,36,69</sup>.

Atualmente, a utilização de pinos para reconstrução de estrutura dental desvitalizada parece ser consensual. Entretanto, este tipo de reconstrução não reforça o dente e a perda de estrutura dental, decorrente do preparo necessário, fragiliza a raiz, conduzindo a um aumento da incidência de fratura radicular e sim aumenta a retenção do núcleo de preenchimento<sup>8</sup>.

Apesar disso, pesquisas avaliando a biomecânica de raízes associadas a pinos e materiais ainda vêm sendo realizadas<sup>1,9,32,41</sup>. Evidencia-se que a concentração de forças em situações de extrema fragilidade radicular apresenta condições de risco devido a maiores falhas biomecânicas, já que, os remanescentes radiculares estão fragilizados com canais extremamente alargados e paredes dentinárias delgadas<sup>9,32,37,38,44</sup>.

Durante muito tempo, os núcleos metálicos fundidos foram às únicas opções de tratamento como formas de restabelecer as estruturas dentais perdidas devido o tratamento endodôntico. No entanto, esses pinos apresentam desvantagens tais como: falta de retenção do agente cimentante, possibilidade de corrosão, elevada transmissão de estresse à estrutura dental que pode levar à fratura de raiz, dificuldade de remoção se necessário, longo tempo de trabalho, custos laboratoriais e alto módulo de elasticidade<sup>20,67</sup>. Esta alta rigidez dos núcleos metálicos fundidos poderá gerar um efeito de cunha acarretando fraturas radiculares extensas, podendo condenar o dente à extração<sup>27</sup>.

Mais recentemente, o desenvolvimento de novos materiais, aliado à evolução dos sistemas adesivos, gerou o lançamento no mercado de diversos materiais com a finalidade de substituir o metal para confecção dos núcleos intra-

radiculares, entre os quais destacaram as fibras de carbono, fibras de polietileno e as fibras de vidro, sendo uma das principais características destes materiais, a similaridade com o módulo de elasticidade da dentina<sup>14</sup>.

Ainda, observa-se que raízes fragilizadas (com alargamento excessivo), devido à cárie ou uso prévio de núcleos com largo diâmetro, risogênese incompleta, reabsorção interna ou anomalias de desenvolvimento, restauradas com núcleos metálicos apresentam grande incidência de fraturas radiculares desfavoráveis<sup>5,27,43</sup>. Visto que núcleos metálicos fundidos agiriam como cunha, precipitando a fratura destas raízes fragilizadas e os pinos pré-fabricados adaptar-se-iam imprecisamente aos condutos alargados, ficando envolvidos por quantidades excessivas de cimento. Torna-se de extrema importância a obtenção de um sistema de retentores intra-radiculares com propriedades físico-mecânicas adequadas, preferencialmente similares às da estrutura dentária perdida que atue como dentina artificial de modo a reforçar raízes estruturalmente enfraquecidas.

Com a introdução dos pinos reforçados por fibra, surgiu um novo conceito de sistema restaurador onde os vários componentes da restauração (sistema adesivo, agente cimentante, pino e material de preenchimento) constituem um complexo estrutural mecanicamente homogêneo. Têm-se atribuído a este sistema de restauração monobloco, com emprego de materiais com propriedades físicas semelhantes às da dentina<sup>1,7,17,18,36,41,45</sup>, um comportamento frente às cargas funcionais similar àquela de um dente íntegro<sup>17</sup>. Tal observação tem sido verificada por estudos clínicos, que apresentaram resultados favoráveis quanto à ausência de fratura radicular quando estes pinos foram utilizados<sup>2,14,17,27</sup>.

Segundo Ferrari<sup>17</sup> (2000); Eskitaiciodlu et al.<sup>14</sup>, (2002); a utilização de pinos constituídos de materiais com propriedades semelhantes à dentina gera menor transferência de estresse para estruturas radiculares. Assim ocorrendo um trauma num dente com pino intra-radicular de fibra de vidro, dificilmente a raiz fraturará e sim ocorrerá fratura no pino.

Em consideração aos estudos mencionados sobre a utilização dos pinos de fibra de vidro e suas propriedades mecânicas semelhantes à dentina, leva-nos a questionarmos se é melhor procurar desenvolver materiais restauradores mais fortes e rígidos ou pelo contrário, encontrar tipos de tratamento e materiais que reproduzam o comportamento biomecânico da estrutura dental perdida. Pois de acordo com as pesquisas relatadas<sup>5, 27,43</sup> nem sempre o material mais rígido, com maior módulo de elasticidade, é o mais indicado.

Eskitaiciodlu et al.<sup>14</sup> (2002), compararam pinos de fibra de polietileno e cimento resinoso com núcleos metálicos fundidos. Os autores verificaram ausência de diferença estatística significativa entre os grupos quando a resistência à fratura por compressão foi avaliada.

Na tentativa de melhorar a adaptação dos pinos pré-fabricados de fibra de vidro nas raízes enfraquecidas, foi proposta a confecção dos pinos anatômicos diretos<sup>10, 25</sup> ou utilização dos pinos de fibra de vidro acessórios<sup>72</sup>.

A técnica de pinos anatômicos diretos<sup>11,25</sup> consiste na moldagem do conduto radicular com resina composta associada a pinos pré-fabricados de fibra. Esta técnica, além de ampliar a indicação dos pinos pré-fabricados, reduz quantidades excessivas de cimento<sup>25</sup>. A individualização do pino permite uma boa

adaptação no conduto radicular, o que possibilita a formação de uma camada fina e uniforme de cimento resinoso, criando condições favoráveis para retenção do pino. Já a técnica de utilização de um pino pré-fabricado principal associado a pinos acessórios<sup>72</sup> (Reforpin - Ângelus) foi desenvolvida também para reduzir quantidades excessivas de cimento o que conseqüentemente contribui significativamente para diminuir o estresse na interface adesiva durante a contração de polimerização.

Ainda, mais recentemente, foi desenvolvido um novo tipo de pino de fibra de vidro indireto, onde o mesmo é adaptado às paredes do canal radicular e por confecção laboratorial, toda a sua estrutura é confeccionada por fibra de vidro medial de modo a obter pinos individualizados perfeitamente adaptados ao conduto.

Diante das novas propostas de restabelecimento de raízes fragilizadas e da carência de informações científicas, o presente estudo submeteu as raízes bovinas fragilizadas restauradas com diferentes sistemas de retenção intraradicular ao teste de resistência à fratura por compressão.

A utilização do teste de compressão em um ângulo de  $130^{\circ}$  <sup>26, 27,71,65</sup>, ou  $135^{\circ}$  <sup>29,41,64</sup> em relação ao longo eixo da raiz constitui-se num ensaio experimental consagrado para avaliação da resistência à fratura de dentes anteriores superiores tratados endodonticamente, uma vez que há uma simulação das condições clínicas do meio intra-oral. De acordo com Moyers<sup>49</sup>, o ângulo intercuspídeo, em uma relação oclusal entre os incisivos centrais superiores e inferiores é de  $135,4^{\circ}$  (ângulo interincisal). Dessa maneira, a angulação utilizada no carregamento

tangencial de compressão das raízes bovinas foi de  $135^\circ$  em relação ao longo eixo da raiz.

A opção pela utilização de dentes bovinos neste estudo é justificada em função da dificuldade de obtenção de dentes anteriores humanos extraídos e devido a sua comprovada semelhança morfológica e histológica com dentes humanos<sup>50,60</sup>. Além de possuir maior disponibilidade e facilidade de preparação em função de seu tamanho o que facilitou a padronização dos corpos-de-prova.

Nesta pesquisa a técnica de confecção dos pinos anatômicos seguiu o protocolo de Grandini et al.<sup>25</sup> que enfatizaram que esta técnica consiste como um procedimento simples e eficaz para canais elípticos ou enfraquecidos. Porém, ainda com necessidades de comprovação científica a respeito de seu comportamento biomecânico, fato este que estimulou esta análise.

O protocolo para confecção dos pinos anatômicos indiretos foi seguido conforme o fabricante. As vantagens da realização do pino anatômico direto quando comparado ao pino de fibra de vidro indireto avaliado, são o tempo clínico reduzido para sua confecção e a eliminação do custo adicional do laboratório.

Após o ensaio de resistência a compressão estática, os resultados desta pesquisa (Tabela 2), mostraram que o Grupo 1 (Núcleo Metálico Fundido; 575,54N) e o Grupo 4 (Pino anatômico de fibra de vidro indireto; 559,19N), foram estatisticamente semelhantes entre si, porém maiores estatisticamente semelhantes que o Grupo 2 (Pino pré-fabricado associado a pinos acessórios; 400,49N) e Grupo 3 (Pino anatômico direto; 483,39N).

Uma possível explicação para esses resultados encontrados pode estar na perfeita adaptação dos núcleos metálicos fundidos à parede do canal radicular, já que os núcleos são estruturas homogêneas<sup>35</sup>, obtidos a partir da fundição de um padrão em cera ou resina acrílica que reproduz o contorno das paredes internas do canal radicular<sup>64,75</sup>. De acordo com Fraga et al.<sup>19</sup>, em 1998, os altos valores de dureza das ligas metálicas também explicariam esses maiores resultados relacionados aos núcleos metálicos fundidos.

Entretanto, é importante salientar que estudos<sup>5,27,43</sup> indicam que o padrão de fratura encontrado em dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos é menos favorável, havendo fratura da raiz dentária, enquanto que para pinos pré-fabricados, a fratura ocorre na interface pino-núcleo de preenchimento, ou na porção cervical da raiz. Como o objetivo deste estudo foi também analisar o padrão de fratura, tais evidências foram verificadas nos corpos-de-prova avaliados deste estudo. Ficou evidente que o padrão de fratura apresentado pelos núcleos metálicos fundidos foi desfavorável, pois, induzem tensões na região apical radicular, quando submetidos às forças intra-orais proporcionando o efeito de cunha, o qual aumenta as chances da ocorrência de fraturas radiculares<sup>68,71</sup>. Quando comparados aos outros grupos, os valores de resistência à fratura apresentados por esse sistema alcançou o maior valor (575,54N), de resistência à fratura.

Uma possível explicação para a semelhança de resultados dos grupos de pinos anatômicos (direto e indireto) com grupo dos núcleos metálicos fundidos pode estar na perfeita adaptação destes à parede do canal radicular<sup>10,25</sup>. A

moldagem do conduto radicular com resina composta associada a pinos pré-fabricados de fibra ou a utilização apenas do pino de fibra de vidro individualizado (indireto) para o canal radicular, reduz quantidades excessivas de cimento que serviriam para substituir a estrutura dental perdida<sup>10,24,25</sup>. Esta individualização do pino permite uma boa adaptação no conduto radicular, o que possibilita a formação de uma camada fina e uniforme de cimento resinoso, criando condições favoráveis para retenção do pino e melhor distribuição de forças ao longo da raiz<sup>7</sup>. Entretanto, pode-se afirmar que o Grupo 4 obteve resultados superiores aos Grupos 2 e 3, por ser constituído puramente de fibra de vidro, sendo um material com módulo de elasticidade superior ao da resina composta, associada com o pino anatômico direto no Grupo 3 e também maior que o cimento resinoso que estava em quantidade superior no Grupo 2.

Com relação ao padrão de fratura, os Grupos 2, 3 e 4 obtiveram fraturas favoráveis em quase 95% dos corpos de prova (Grupo 2: 80%; Grupo 3: 100%; Grupo 4:100%), este fato pode ser explicado em função da similaridade dos módulos de elasticidade  $\pm 21$  GPa ao da dentina 18 GPa (Ferrari et al.<sup>17</sup>, 2000), o que pode levar a uma melhor distribuição de forças longitudinais ao comprimento do pino<sup>12, 30,21</sup>.

Todavia algumas considerações devem ser feitas. No Grupo 1, todas as fraturas foram desfavoráveis, ou sejam, todas abaixo do nível ósseo simulado. No Grupo 2, houve fratura do pino em 4 corpos-de-prova com conseqüente deslocamento do núcleo de preenchimento, 4 corpos-de-prova tiveram suas fraturas na porção cervical da raiz, até 1,0mm do nível ósseo simulado, sendo

passíveis clinicamente de nova restauração e 2 corpos-de-prova com fraturas no terço médio da raiz sendo desfavoráveis e irreversíveis clinicamente. No Grupo 3 houve 7 corpos-de-prova com fraturas da raiz no terço cervical, mas sendo consideradas favoráveis clinicamente e 3 fraturas do pino com ruptura dos núcleos. Finalmente, no Grupo 4 todos os corpos-de-prova tiveram suas raízes fraturadas no terço cervical sendo consideradas favoráveis e passíveis de recuperação clínica, o que o torna o sistema de pino intra-radicular mais indicado para raízes fragilizadas.

Um outro fator a ser ressaltado em relação aos pinos de fibra de vidro e que poderia explicar seus resultados similares, quando comparados aos pinos metálicos, está na sua compatibilidade com monômero Bis-GMA, comumente encontrado nos materiais envolvidos nos procedimentos de cimentação do pino - sistema adesivo e cimento resinoso (Ferrari et al.<sup>17,18</sup>, 2000). Dessa maneira, esses pinos se aderem indiretamente à parede do canal radicular através da película do cimento resinoso (Ferrari et al.<sup>17,18</sup>, 2000). Essa adesão confere uma melhor transmissão de estresse entre o pino e a estrutura radicular, podendo reduzir as concentrações de tensões e eventuais fraturas radiculares<sup>3,17,27</sup>.

Estudos in vitro confirmam as afirmações anteriores, constatando que os pinos de fibra de vidro produzem menor índice de fraturas radiculares quando comparados aos pinos metálicos e núcleos metálicos fundidos<sup>30,12,43</sup>. Estudos in vivo conduzidos por Fredriksson et al.<sup>21</sup> e Ferrari et al.<sup>17</sup>, relataram ausência de fratura radicular em dentes restaurados com pinos de fibra de vidro após um período de 2-3 anos e 1-6 anos, respectivamente.

Apesar dos resultados dessa pesquisa demonstrarem valores a resistência à fratura menores que pesquisas com raízes íntegras, a utilização de pinos de fibra de vidro e resina composta, pode ser uma alternativa viável para substituição de substrato dentinário, ao invés da exodontia precoce, o qual melhora o prognóstico do plano de tratamento.

Dessa maneira, é importante salientar que a opção pelo emprego de núcleos metálicos fundidos, pinos pré-fabricados de fibra de vidro e pinos indiretos de fibra de vidro na clínica diária deve visar não apenas a obtenção de estética, mas também a devolução da função exercida pelo elemento dental. Para isso, a compreensão por parte do cirurgião-dentista das diferentes propriedades, características do substrato a ser trabalhado e características peculiares de cada sistema de retenção intra-radicular é imprescindível.

No entanto, é importante afirmar que os achados deste estudo devem ser interpretados cuidadosamente considerando os limites naturais de um teste laboratorial. Desta forma, fazem-se necessários mais estudos laboratoriais e principalmente num segundo momento, estudos clínicos prospectivos comparando materiais para serem substitutos dentinários de raízes fragilizadas.

## **6 Conclusão**

- A resistência a fratura de raízes fragilizadas pode ser aumentada por meio da utilização de núcleos de preenchimento metálico fundido, anatômico de fibra direto ou indireto, no entanto não apresentam-se livres de fraturas, sendo essas mais favoráveis diante dos núcleos de preenchimento de fibra de vidro.

## 8 Referências\*

1. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel system. J Prosthet Dent. 2004; 92: 155-62.
2. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different posts system. J. Prosthet Dent. 2002; 87: 431-7.
3. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent. 1999; 27: 275-8.
4. Baraban DJ. A simplified method for making post and cores. J Prosthet Dent. 1970; 24: 287-97.
5. Bex RT, Parker MW, Judkins JT, Pelleu GB Jr. Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance to vertical root fracture. J Prosthet Dent. 1992; 67: 768-72.

---

\*De acordo com estilo Vancouver disponível no site:

[http://www.nem.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nem.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

6. Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. *Compend Contin Educ Dent.* 2001 22: 337-50.
7. Burgess JO, Summitt JB, Robbins JW. The resistance to tensile, compression, and torsional forces provided by four post systems. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 899-903.
8. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts-why, when and how. *Dent Clin North Am.* 1976; 20: 299-311.
9. Carvalho CA, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CH. Scutural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dent Traumatol.* 2005; 21: 155-9.
10. Clavijo VGR, Souza NC, Ferrarezi MA, Susin AH. Pinos anatômicos: uma nova perspectiva clínica. *Rev Dental Press Estet.* 2006; 3: 110-30.
11. Coolidge ED. The thickness of human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc.* 1937; 24:1260-70.

12. Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod.* 1998; 24: 807-10.
13. Duret B, Reynaud M, Duret F. New concept of coronoradicular reconstruction: the composipost (1). *Chir Dent Fr.* 1990; 22: 131-41.
14. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core system using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod.* 2002; 28: 629-33.
15. Federick DR. An application of the dowel and composite resin core technique. *J Prosthet Dent.* 1974; 32: 420-5.
16. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 556-62.
17. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-resin forced epoxy-resin posts and cast post-an-care. *Am J Dent.* 2000; 13: 15B-18B.
18. Ferrari M, Vichi A, Mannoci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000; 13: 9B-13B.

19. Fraga RC, Chaves BT, Mello GS, Siquiera JF Jr. Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 809-13.
20. Freedman G. The carbon fiber post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. *Oral Health.* 1996; 86: 23-30.
21. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvdison K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998; 80: 151-7.
22. Gelfand M, Goldman M, Sunderman EJ. Effect of complete veneer crowns on the compressive strength of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1984; 52: 635-8.
23. Gooder B, Zhukovsky L, Bivona P.L. Rehabilitation of thin – walled roots with Light-activated composite resin: a case report. *Compend Contin Educ Dent.* 1994; 15: 52-7.
24. Grandini S, Balleri P, Ferrari M. Scanning electron microscopic investigation of the surface of fiber posts after cutting. *J Endod.* 2002; 28: 610-2.

25. Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent.* 2003; 5: 243-7.
26. Guzy G.E, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement *J Prosthet Dent.* 1979; 42: 39-44.
27. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different posts and core systems: an in vitro study. *J Dent.* 2002; 29: 427-33.
28. Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 625-9.
29. Huysmans MC, Peters MC, Van der Varst PG, Plasschaert AJ. Failure behaviour of fatigue-tested post and cores. *Int Endod J.* 1993; 26: 294-300.
30. Isidor F, Ödman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont.* 1996; 9: 131-6.

31. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Am Dent Assoc.*, 1976; 93: 597-605.
32. Kaiser OB. Avaliação da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente reconstruídos com pinos dentários e com pinos de fibras de polietileno [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.
33. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in artificial oral endodontic. *J Dent.* 1993; 21:117-21.
34. Kimmel SS. Restoration and reinforcement of endodontically treated teeth polyethylene ribbond and prefabricated fiberglass post. *Gen Dent.* 2000; 48: 700-6.
35. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 882-7.
36. Lassila LP, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 2004; 20: 29-36.

37. Lui JL. A technique to reinforcement weakened roots with post canals. *Endod Dent Traumatol.* 1987; 3: 310-4.
38. Lui JL. Cermet reinforcement of a weakened endodontically treated root: a case report . *Quintessence Int.*1992; 23: 533-8.
39. Lui J.L. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Int.* 1994; 25: 313-9.
40. Mannocci F, Ferrari M, Watson T. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent.* 1999; 1: 153-8.
41. Marchi G.M. Resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas morfológicamente com sistema adesivo e pinos intra-radiculares [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 1997.
42. Martinez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent.* 1998; 80: 527-32.

43. Martins LR. Avaliação da resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas morfológicamente com materiais adesivos [Tese de Livre-docência]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 1995.
44. Mendonza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin bonded performed post. J Prosthet Dent. 1997; 78: 10-5.
45. Milot P, Stein S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown desing. J Prosthet Dent. 1992; 68: 428-35.
46. Mitsui FH, Marchi GM, Pimenta LA, Ferraresi P.M. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intra-radicular post system. Quintessence Int. 2004; 35: 612-9.
47. Monticelli F, Goracci C, Ferrari M. Micromorphology of fiber post-resin core unity: a scanning electron microcopy evaluation. Dent Mater. 2004; 20: 176-83.
48. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of tradicional principles in present and future contextls . J Prosthet Dent. 1996; 75: 419-22.

49. Moyers R E. Handbook of orthodontics. 3<sup>rd</sup> ed. Chicago: Year Book Medical; 1977.
50. Nakamichi I, Iwaku, M Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. J Dent Res. 1983; 62: 1076-81.
51. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. J Prosthet Dent. 2003; 89: 360-7.
52. Perel ML, Muroff FI. Clinical criteria for posts and cores. J Prosthet Dent. 1972; 28: 405-11.
53. Pontius O, Hutter J. Survival and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronal-radicular reinforcement. J Endod. 2002; 28: 710-5.
54. Purton DG, Love RM, Chandler NP. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. Oper Dent. 2000; 25: 223-7.
55. Qualtrough AJE, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. Oper Dent. 2003; 28: 86-91.

56. Queiroz VS, Pizi ECG, Martins LRM, Soares CJ. Resistência à fratura de núcleos de preenchimento de resina associados ou não a pinos intraradiculares construídos sobre diferentes substratos. In: Anais da 9ª. Jornada de Odontologia de Piracicaba – JOP; 2002 out. 5-8.; Piracicaba (SP). Piracicaba: JOP; 2002; p.145.
57. Rabie G, Trope M, Garcia C, Tronstad L. Strengthening and restoration of immature teeth with acid-etch resin technique. *Endod Dent Traumatol.* 1985; 1: 246-56.
58. Raygot CG, Chai J, Jamenson L. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont.* 2001; 14: 141-5.
59. Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH Jr, Puckett AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent.* 1995; 20: 230-5.
60. Resende CA. Influência da altura do remanescente coronário e do tipo de retenção intra-radicular na resistência e modo de fratura de raízes bovinas restauradas com coroas totais [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2005.

61. Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater.* 2004; 20: 617-22.
62. Sadeck FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso P.E, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. *Dent Mater.* 2007; 23:95-9.
63. Saupe WA, Gluskin AH, Radeke RA. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores a resin-reinforced dowel system in the intra-radicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int.* 1996; 27: 483-91.
64. Scharnagl P. Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der invitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen im "Regensburger Kausimulator" untersuchung am beispiel vollkeramischer In-Cerambrücker. [Dissertation] Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde, Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg Apud Pizi ECG 1998.
65. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent.* 1997; 78: 5-9.

66. Silverstein WH. The reinforcement of weakened pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1964; 14: 372-81.
67. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. 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. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 262-9.
68. Sivers, JE, Johnson WT. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.* 1992; 36: 631-50.
69. Soares CJ, Pizzi ECL, Queiroz VS, Paulillo LAM, Martins LRM. Efeito do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos. [resumo lb 171] In: *Anais da 16ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica- SBPqO; 2002 ago/set. 31-4.; Águas de Lindóia (SP). São Paulo: SBPqO; 2002. p.82.*
70. Soares J. Resistência à fratura de raízes enfraquecidas reconstruídas com sistemas adesivos [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.
71. Sorensen JA, Engleman MJ. Ferrule design and Fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990; 63: 529-35.

72. Teixeira D, Andrade MAC, Baratieri LN, Junior SM. Influência do número de pinos fibrorresinosos na resistência à fratura de núcleos de resina composta em raízes debilitadas. *Rev Clín. Int J Braz Dent.* 2005; 1: 323-9.
73. Terry DA. Restoring the intraradicular space with direct composite resins: fiber-reinforced post-and-core system. *Pract Proced Aestht Dent.* 2004; 16: 445-7.
74. Tjan AHL, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls *J Prosthet Dent.* 1985; 53: 496-500.
75. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture - a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod.* 1978; 4: 341-5.
76. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive system used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater.* 2002; 18: 495-502.
77. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue : basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995; 8: 105-16.

78. Yoldas O, Alacam T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. J Endod. 2005; 32: 104-6.
79. Zoghaib LV. Resistência à fratura de raízes fragilizadas restauradas com resina composta e pinos fibra de vidro submetidas a ciclagem mecânica [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.