

Fábio Henrique Pasqualin

Avaliação da resistência à fratura de raízes portadoras de pinos metálicos fundidos e de fibra-de-vidro cilíndricos e cônicos

Orientador: **Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan**

Co-Orientador: **Prof^a. Dr^a. Silvana Maria Paulino**

**Ribeirão Preto
2007**



**UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**Avaliação da resistência à fratura de raízes portadoras de
pinos metálicos fundidos e de fibra-de-vidro cilíndricos e
cônicos**

Fábio Henrique Pasqualin

Orientador: Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan

Co-Orientador: Prof^a. Dr^a. Silvana Maria Paulino

Ribeirão Preto

2007

Fábio Henrique Pasqualin

Avaliação da resistência à fratura de raízes portadoras de pinos metálicos fundidos e de fibra de vidro cilíndricos e cônicos

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – sub-área: Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan

Co-Orientador: Prof^a. Dr^a. Silvana Maria Paulino

Ribeirão Preto

2007

Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento Técnico da Biblioteca Central da
UNAERP

- Universidade de Ribeirão Preto -

G439a Pasqualin, Fábio Henrique, 1981 -
Avaliação da resistência à fratura de raízes portadoras de
pinos metálicos fundidos e de fibra-de-vidro cilíndricos e
cônicos / Fábio Henrique Pasqualin. - Ribeirão Preto, 2007.
103 f. + anexo

Orientador: Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan.
Co-Orientador: Profª. Dr. Silvana Maria Paulino.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em
Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP,
Odontologia, área de concentração: Endodontia. Ribeirão
Preto, 2007.

1. Odontologia. 2. Endodontia. 3. Pinos pré-fabricados –
Fratura. 4. Pinos metálicos fundidos – Fratura. I. Título.
CDD: 618.6



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisas em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP, com apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES – 0012/02-5.



Dedicatória

A DEUS

Meu companheiro de todas as horas e de todos os momentos, que sempre esteve ao meu lado compartilhando comigo as alegrias e me dando força para superar as dificuldades, fazendo dos obstáculos encontrados durante esta caminhada, que eu tivesse mais determinação e mais fé para chegar à vitória.

Aos Meus Pais

Sérgio Pasqualin

Sônia Maria Teixeira Pasqualin,

Que sempre procuram me ensinar com o seu amor a ser uma pessoa honesta e justa. Obrigado por sempre estarem ao meu lado nos momentos em que precisei, é muito bom saber que sempre posso contar com vocês.

Amo vocês!



Agradecimentos

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan**, pelo exemplo de amor à profissão, pelos ensinamentos e paciência durante a realização deste meu trabalho. Mais do que um professor, uma pessoa admirável, que com toda humildade e humanidade, conseguiu me ensinar o verdadeiro sentido da busca do conhecimento.

À minha co-orientadora **Prof. Dr. Silvana Maria Paulino**, uma profissional exemplar, que se dedica de corpo e alma aos seus orientados, uma pessoa maravilhosa, que com todo amor, dedicação e paciência, sempre esteve ao meu lado quando precisei.

Ao **Prof. Dr. Manoel D. de Sousa Neto**, exemplo de dedicação na coordenação deste Curso de Mestrado em Odontologia, sub-área Endodontia, responsável por minha formação científica, pelo apoio e pelas grandes oportunidades, que muito contribuíram para o meu crescimento como pesquisador. Meu reconhecimento e eterno agradecimento.

À **Prof^a. Dr^a. Yara Teresinha Corrêa Silva Sousa**, pela simplicidade, pelos valiosos ensinamentos, por participar da minha formação como mestre. Parabênzo também pela nova função de coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto.

Ao ***Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP***, que possibilitou meu aprimoramento intelectual e profissional.

Ao ***Prof. Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho***, coordenador do Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto-UNAERP, pela serenidade, pelos ensinamentos e ajuda na formação como mestre.

Ao ***Prof. Celso Bernardo de Souza Filho***, pela paciência e ensinamentos em estatística.

Ao ***Prof. Renato Cássio Roperto***, pelos ensinamentos de informática e ajuda ao longo desta jornada.

Aos professores do Curso de Mestrado em Odontologia, sub-área Endodontia, da Universidade de Ribeirão Preto, ***Prof^a. Dr^a. Neide Aparecida de Souza Lehfeld, Prof^a. Dr^a. Lisete Diniz Ribas Casagrande, Prof. Dr. Lucélio Couto Bernardes e Prof^a. Dr^a. Rosemary Cristina Linhares R. Pietro***, pelos ensinamentos valiosos que contribuíram para o meu aperfeiçoamento profissional e pessoal.

Ao **Prof. Edson Alfredo**, pela amizade, apoio e paciência demonstrados diante da minha inexperiência e imaturidade, ajudando-me a ultrapassar as dificuldades desta etapa de minha vida.

À **Prof^a. Melissa Andréia Marchesan**, pela forma despreendida com que colaborou na elaboração da tradução desta dissertação.

Ao **Prof. José Antônio Brufatto Ferraz**, pelo convívio agradável e compreensivo durante o meu estágio docente, pela confiança e, principalmente, pela amizade.

Aos companheiros e amigos mestrados em Odontologia **Sylvia Maria Bin Nomelini, José Estevan Vieira Ozório, João Gonçalves Junior, Alexandra Conca Alves Mozini, Larissa Lustosa Dias Lima, Volmir João Fornari, Fernando Carneiro Ribeiro, Charles Stefani Moreira de Alencar, Marcos Arantes Marino, André Marcussi Lara, Priscila de Oliveira Silva, Gisele Aihara Haragushiku e Alessandro Rogério Giovani**, pelo convívio agradável e inesquecível, pelo incentivo nesta jornada em que caminhamos juntos, não medindo esforços em me auxiliar e dividindo comigo as angústias e conquistas durante todo o curso de Mestrado.

À equipe do Laboratório de Pesquisa da Universidade de Ribeirão Preto:
José Estevan Vieira Ozório, Alessandro Rogério Giovani, Profª. Melissa Andréia Marchesan, Fuad A. R. Junior, pela dedicação com que realizam seus projetos, por estarem sempre dispostos a ajudar e pelo auxílio durante a parte experimental desta dissertação e outros trabalhos.

À **Cecília Maria Zanferdini e Joana Neia Vieira** secretárias da Pós-Graduação e aos secretários do Curso de Odontologia **Marina Janólio Ferreira, Valéria Rodrigues da Silva e Vinícius Bianchi de Castro**, pela dedicação e seriedade com que realizam o seu trabalho.

Aos funcionários da Clínica de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP, **Fábio Juliano do Santos, Fabíola Domenes de Sousa, Sérgio Pereira de Mendonça e Luciana Antico da Silva**, pela gentileza e atenção a mim dispensadas durante o curso de Pós-graduação.

Aos funcionários da esterilização do curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP, **Joceli Aparecida L. P. Lima, Judite Azevedo Silva, Regina Lúcia Ramos, Juliana Volgarini, Ana Carolina Dias, Ana Paula Jacomoni e Lúcia Helena Bianchi**, que sempre estiveram dispostos a colaborar.

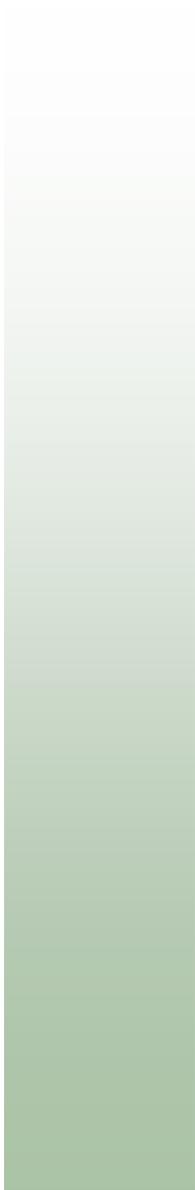
Aos funcionários dos laboratórios do curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP, **Cláudio de Paula Joaquim e Simone Andréa D. G. Baroni, Maíra Botelho e Evaldo Antonio Evangelista.**

À minha amiga **Mariana de Almeida Faria Passarelli**, a quem tive a grata satisfação de conhecer, pela convivência harmoniosa, pelas brincadeiras, pela honestidade e por estar ao meu lado sempre quando precisei. Grande é o meu carinho, respeito e admiração por você!

Aos meus amigos, **Fuad A. R. Junior e José Estevan Vieira Ozório**, por saber que existem pessoas como você, com as quais se pode contar a qualquer momento.

Aos meus amigos, **Alessandro Rogério Giovani e Sylvia Maria Bin Nomelini**, pela força, incentivo e ajuda durante todo este trabalho.

À minha namorada **Érika Benedini Laguna**, por sempre estar ao meu lado em toda essa caminhada, me apoiando, me incentivando e me dando forças para continuar e batalhar pelos meus objetivos. Amo você!



Sumário

RESUMO

ABSTRACT

INTRODUÇÃO.....	1
REVISTA DA LITERATURA.....	6
PROPOSIÇÃO.....	53
MATERIAL E MÉTODOS.....	55
RESULTADOS.....	74
DISCUSSÃO.....	82
CONCLUSÕES.....	89
REFERÊNCIAS.....	91

ANEXO



Resumo

Avaliou-se *in vitro* a resistência à fratura de raízes com pinos metálicos fundidos e de fibra-de-vidro, variando-se a configuração geométrica, por meio do teste de compressão. A amostra foi de 50 incisivos centrais superiores, sendo que 10 receberam apenas o preparo coronário (controle) e 40 tiveram suas coroas seccionadas e seus canais tratados endodonticamente (grupos experimentais). Os espécimes foram incluídos em blocos de resina, com exceção dos 4 mm cervicais. O espaço protético dos grupos experimentais foi realizado com brocas cilíndricas e cônicas em baixa rotação, acopladas em paralelômetro. Os espécimes foram então distribuídos em 5 grupos: controle (I), pino metálico fundido na forma cilíndrica (II) e cônica (III), pino fibra-de-vidro na forma cilíndrica (IV) e cônica (V), que foram cimentados com Panavia F. Coroas metálicas fundidas foram confeccionadas e cimentadas com fosfato de zinco. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de compressão, na máquina Universal de Ensaio por meio de ponta retangular de extremidade arredondada aplicando uma força constante de 1 mm/min, com angulação de 135° em relação ao longo eixo das raízes. As médias e os desvios padrões obtidos (KN) foram: I (0,87±0,23), II (0,44±0,24), III (0,57±0,19), IV (0,71±0,35), V (0,45±0,11). O teste de Tukey evidenciou que os pinos metálicos cilíndricos não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$) quando comparados com os metálicos cônicos. Os pinos de fibra-de-vidro cilíndricos foram estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$) ao grupo controle, que apresentaram maior valor de resistência à fratura. Concluiu-se que a configuração geométrica interferiu na resistência a fratura dos pinos de fibra-de-vidro.



Abstract

This study evaluated *in vitro* the fracture resistance of roots with metallic and glass-fiber intraradicular retainers, varying the geometric configuration and using the compression test. The sample had 50 central superior incisors: 10 received only the coronary preparation (control) and 40 had their crowns sectioned and radicular canals endodontically treated (experimental group). The roots were embedded in acrylic resin, except for the 4 mm of cervical area. The prosthetic space was performed with cylindrical bur in low speed attached to a parallelometer. Groups were then randomly divided: teeth only coronary prepared (I), metallic cast posts with cylindrical (II) and conical (III) shape, glass-fiber posts with cylindrical (IV) and conical (V) shape, which were luted with Panavia F. Metallic cast crowns made done and cemented with zinc phosphate. The resin/dentin blocks were positioned in the Instron 4444 Universal Machine, using a rectangular tip with round edge, in an angle of 135° in relation to the root long axis. Means in KN were: I (0.87±0.23), II (0.44±0.24), III (0.57±0.19), IV (0.71±0.35), V (0.45±0.11). The Tukey test showed no significant difference ($p>0.05$) between the cylindrical and conical metallic posts. The cylindrical glass-fiber posts were statistically similar ($p>0.05$) to the control group, which presented the higher fracture resistance values. It was concluded that the geometric configuration influenced on the fracture resistance of glass-fiber posts.



Introdução

Os sistemas de retentores intra-radulares estão indicados na restauração de dentes tratados endodonticamente, que apresentam coroa clínica parcial ou totalmente destruída, com o objetivo, principalmente, de obter a união e retenção entre a coroa protética e o remanescente da estrutura radicular (GUIMARÃES et al., 1999; GALLO et al., 2002; BATERN et al., 2003; IGLESIA-PUIG; ARELLANO-CABORNERO, 2004; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

A indicação de um sistema de retentor em dente tratado endodonticamente depende do conhecimento da configuração interna e da morfologia da raiz (STERN; HIRSHFELD, 1973; SORENSEN; MARTINOFF, 1984; GUTMANN, 1992); dos princípios de retenção dos pinos, diâmetro, superfície e configuração geométrica (STANDLEE et al., 1972; JOHNSON; SAKUMURA, 1978); assim como dos diferentes tipos de materiais utilizados na confecção destes sistemas e suas propriedades mecânicas (DEUTSCH et al., 1985).

Vários são os tipos de retentores intra-radulares utilizados nas reabilitações orais. Os pinos metálicos fundidos têm sido utilizados na Odontologia Restauradora, entretanto possuem algumas desvantagens como: requerem maior número de sessões, necessidade de procedimentos laboratoriais, alto custo e maior remoção do remanescente de tecido dental sadio (TORBJÖRNER et al., 1995). Além disso, sua cor metálica e a pigmentação da estrutura dentinária, decorrida do processo de oxidação, transferem uma coloração à raiz e à gengiva

que difere da natural (MEYENBERG et al., 1995; MARTELLI, 2000; QUALTROUGH et al., 2003).

A fim de facilitar os procedimentos protéticos e proporcionar sessões reduzidas, surgiram os retentores pré-fabricados que podem ser classificados de acordo com a sua configuração geométrica, em pinos cônicos e cilíndricos; segundo sua forma de retenção, em pinos ativos e passivos; em relação à sua constituição, em metálicos (aço inoxidável, ligas de titânio) e não metálicos (cerâmicos, fibra-de-carbono, fibra-de-vidro, quartzo, óxido de zircônio). Além disso, os pinos não metálicos apresentam módulo de elasticidade semelhante à dentina, de forma que haja uma distribuição de forças longitudinais ao comprimento do pino (ALBUQUERQUE et al. 1998).

Nos últimos anos, o desenvolvimento dos retentores pré-fabricados não metálicos tem sido diretamente influenciado pelas exigências estéticas cada vez maiores, além da necessidade de biocompatibilidade desses materiais (FREEDMAN, 2001; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Este crescente interesse pela área estética e a preocupação com a proximidade entre o módulo de elasticidade dos materiais restauradores e dos tecidos dentais resultou no desenvolvimento de retentores intra-radulares não metálicos reforçados por fibras envoltas numa matriz de resina e, alguns destes sistemas, como os pinos de fibra-de-vidro, com coloração muito próxima à da estrutura dental (MANNOCCI et al., 2001; PEGORETTI et al., 2002; DRUMMOND;

BAPNA, 02003; SCOTTI; FERRARI, 2003; IGLESIA-PUIG; ARELLANO-CABORNERO, 2004; NARVA et al., 2004).

As falhas envolvendo os sistemas de retentores e as coroas por eles suportadas podem ser resultantes da fratura do núcleo ou da raiz, deslocamento ou perda de retenção dos pinos. A fratura é uma das falhas mais freqüentes e, portanto, um importante fator a interferir no sucesso do tratamento restaurador (PLASMANS et al., 1988; YANG et al., 2001; LASSILA et al., 2004; SHIRATORI et al., 2005; FOKKINGA et al., 2006; HAYASHI et al., 2006; Ng et al., 2006; TEIXEIRA et al., 2006; SEEFELD et al., 2007).

Estudos sugerem que a susceptibilidade à fratura de dentes reabilitados com retentores intra-radulares pode estar relacionada a fatores como quantidade de estrutura coronária e radicular remanescente (SORENSEN; MARTINOFF, 1984; PONTIUS; HUTTER, 2002; SHIRATORI et al., 2005; MEZZOMO et al., 2006; Ng et al., 2006) e as características do pino intra-radicular como: material de composição (TEIXEIRA et al., 2006; SEEFELD et al., 2007), módulo de elasticidade (FREEDMAN, 2001; FOKKINGA et al., 2006; HAYASHI, et al., 2006), diâmetro (GRIEZNIS et al., 2006; SEEFELD et al., 2007) e comprimento (STANDLEE et al., 1972; GIOVANI, 2007), configuração geométrica (DEAN et al. 1998; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; TEIXEIRA et al., 2006).

Alguns estudos têm relacionado a fratura de dentes com retentores intra-radulares à sua configuração geométrica (DEAN et al. 1998; SCHWARTZ;

ROBBINS, 2004; TEIXEIRA et al., 2006). Os pinos cônicos apresentam desvantagens em relação à pequena retenção e ao efeito de cunha, que gera concentração de tensão interna quando o elemento dental é colocado em função e pode causar fratura radicular (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; TEIXEIRA et al., 2006). Por outro lado, necessita da remoção mínima de estrutura dental e permite melhor adaptação ao canal radicular devido à proximidade da sua conformação anatômica (DEAN et al., 1998; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; TEIXEIRA et al., 2006).

Os pinos cilíndricos apresentam maior retenção que os pinos cônicos e, ainda que exijam maior desgaste do remanescente radicular, apresentam menor risco de fratura, uma vez que propiciam uma melhor distribuição de tensões ao longo do canal radicular (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; TEIXEIRA et al., 2006).

Diante do exposto, torna-se relevante estudar a relação entre a configuração geométrica dos retentores intra-radulares e sua susceptibilidade à fratura radicular.



Revista da Literatura

ROSEN, em 1961, preocupou-se em estabelecer normas para correta reconstrução de dentes fragilizados e tratados endodonticamente, realizando uma ampla revisão da literatura, alertando que a perda de umidade decorrente do tratamento endodôntico, torna a dentina friável e inelástica. Além disso, considerou a facilidade com que esses dentes desenvolvem lesões periapicais. Recomendando procedimentos que reforcem o dente, indicou a confecção de núcleo metálico fundido e coroa protética abraçando o término gengival, prevenindo, com isso, a ocorrência de fraturas sobre cargas mastigatórias, o que pode resultar no aumento da sua longevidade.

De acordo com SILVERSTEIN (1964), um dente tratado endodonticamente é friável e susceptível à fratura, portanto, requer reforço para atuar efetivamente quando em função. Há duas formas de pinos fundidos: 1- Núcleo-coroa, em uma única peça; 2- Núcleo com preparo coronário para cimentação de coroa. Para o autor, a segunda opção era preferível em razão da coroa ser independente do núcleo.

CHRISTY; PIPKO (1967) verificaram que uma coroa cimentada sobre um núcleo em dois estágios, pino e núcleo de preenchimento, seria o tratamento adequado para um dente tratado endodonticamente, preenchendo os princípios biomecânicos de desenho, função e estética, além de dispensar pouco tempo clínico e ser um procedimento simples. Os autores afirmaram que é importante preservar a estrutura dentária ao máximo quando do preparo da porção radicular

para receber o pino metálico e que este poderia atingir de dois a três quartos do remanescente radicular.

BARABAN (1970) escreveu sobre a utilização de pinos pré-fabricados Parapost em dentes tratados endodonticamente, enfatizando vantagens do uso do método direto e de pinos metálicos confeccionados em ouro, aço inoxidável, plástico e alumínio. Os pinos de ouro e aço eram serrilhados para que houvesse maior retenção do cimento e cuidado especial deveria ser tomado para evitar a formação de bolhas de ar, o que poderia causar desajustes nos pinos e até fraturas. A maior vantagem deste sistema é a obtenção de pinos e núcleos pelo método direto, permitindo que todo o procedimento seja feito em uma única sessão.

STANDLEE et al. (1972) estudaram os princípios que regem a retenção dos pinos e observaram que o comprimento do pino deve ter, no mínimo, o comprimento da coroa clínica. Relataram, ainda, que os pinos rosqueáveis com comprimentos curtos proporcionavam melhor distribuição de forças, enquanto que os pinos cônicos desenvolviam efeito de cunha e produziam alta concentração de tensão.

STERN; HIRSHFIELD (1973), preocupados com o alto índice de fraturas radiculares de dentes tratados endodonticamente e reconstruídos com núcleo metálico fundido, observaram e afirmaram que estes dentes têm sua resistência diminuída e, para que isso fosse minimizado, alguns princípios durante os preparos

dos condutos deveriam ser seguidos: comprimento do núcleo intra-radicular deveria atingir metade da distância entre o ápice radicular e a crista óssea alveolar para diminuir os fatores de risco.

MOYERS, em 1975, demonstrou as relações entre os dentes anteriores superiores e inferiores por meio de análise cefalométrica. Para o padrão normal de oclusão, o ângulo entre o incisivo central superior e inferior são de aproximadamente 135°.

De acordo com STANDLEE et al. (1978), a retenção de um pino era determinada pelo seu diâmetro, comprimento, forma e tipo de cimento usado. Quanto à forma, os pinos cônicos eram os menos retentivos, os cilíndricos apresentavam maior retenção, os serrilhados apresentavam retenção intermediária e os rosqueáveis eram os mais retentivos. Em relação ao comprimento, quanto mais profundo, mais retentivo era o pino. Quanto ao tipo de cimento, a diferença apenas foi observada em pinos cônicos. Cimentos à base de fosfato de zinco proporcionaram maior retenção, seguida pelo poliacarboxilato e, por último, com menor retenção, o cimento epóxico. Variações no diâmetro do pino não influenciaram na qualidade de sua retenção. Os autores ressaltaram, também, que o profissional deveria avaliar a qualidade do tratamento endodôntico durante o planejamento do pino.

JOHNSON; SAKUMURA (1978) afirmaram que pinos longos, paralelos, fundidos e largos eram mais retentivos e, portanto, mais difíceis de serem

removidos quando comparados a pinos curtos, cônicos, pré-fabricados e finos. Compararam individualmente e em combinações, a resistência à remoção de pinos pré-fabricados com comprimento, forma e diâmetro diferentes. Concluíram que pinos paralelos resistiram quatro vezes mais às forças de remoção que os pinos cônicos. O aumento do comprimento de 7 ou 9 para 11 mm resultou em um aumento da retenção de 24 a 30%.

GUZY; NICHOLLS (1979) ressaltaram que o dente com pino apresenta resistência à fratura semelhante ao dente tratado endodonticamente desprovido de pino. Dentes sem pinos fraturam no terço cervical ou médio da raiz, enquanto dentes com pinos fraturam na direção do corpo do pino. A função do pino é promover retenção à reconstrução coronária, não implicando em aumento da resistência da raiz.

MONDELLI et al. (1980) estudaram a resistência à fratura de pré-molares, onde variaram a amplitude vestibulo-lingual de três tipos de preparo: oclusais, próximo oclusais em duas faces e preparos MOD. Para realizar a pesquisa, utilizaram 100 pré-molares recém extraídos de pacientes com idade entre 20 e 25 anos. Foram divididos 30 dentes para cada tipo de cavidade, onde três diferentes diâmetros de preparo eram confeccionados para cada grupo de 10 dentes. O grupo controle foi composto por 10 dentes hígidos. Após a divisão e realização dos preparos, foram incluídos em blocos de resina e submetidos à fratura, sob força de compressão, a uma velocidade de 0,5 mm por minuto. Uma esfera com 4 mm de

diâmetro unia ambas as cúspides dos pré-molares, simulando uma carga oclusal. Concluíram que todas as cavidades são capazes de diminuir a resistência dos dentes e que a amplitude da cavidade está diretamente relacionada a resistência à fratura do remanescente dental.

A fim de conhecer as possíveis conseqüências da presença de um pino intraradicular em dentes tratados endodonticamente, MATTISON (1982) realizou um estudo através da análise fotoelástica. Esta análise serviu para comparar fotograficamente a tensão gerada após a sobrecarga de pinos fundidos em ouro com 2 diâmetros diferentes e núcleo de resina composta. Três principais conclusões foram obtidas: o diâmetro do pino reconstituído com resina composta altera a magnitude de tensão; tensão geralmente aumenta quando o diâmetro do pino aumenta; a tensão aumenta quando as cargas verticais aumentam. Aconselhou a diminuição do diâmetro do pino usado, particularmente quando grandes forças oclusais são exercidas pelo paciente. O uso de pinos de diâmetros menores reduz a tensão exercida sobre a dentina e a estrutura de suporte e limita a quantidade de estrutura dental removida durante o preparo.

BENDER; FREEDLAND (1983) discorreram sobre a ocorrência de fratura radicular causada por oclusão traumática, procedimentos iatrogênicos e causas patológicas. Nove casos clínicos foram acompanhados e o tipo mais comum de fratura vertical de raiz foi causado por procedimentos iatrogênicos, devido aos tratamentos que utilizam instrumentos que causam a remoção excessiva da

estrutura dental para o acesso endodôntico e também o alargamento excessivo do canal, ocasionando o enfraquecimento da raiz.

DEUTSCH et al. (1983) publicaram uma revisão da literatura avaliando os núcleos pré-fabricados intra-radulares disponíveis no início daquela época. Os estudos demonstraram que os núcleos intra-radulares apresentavam duas principais funções: primeira de reforçar a porção coronária e a porção radicular do dente, no caso de existência suficiente de estrutura coronária e a segunda, é que na falta de uma quantidade considerável da estrutura coronária, o núcleo é utilizado para repor esta falta, além de reter e suportar a restauração protética subsequente.

Segundo SORENSEN; MARTINOFF (1984), quando um método de reforço intra-radicular é selecionado, muitos fatores devem ser considerados, como a tensão induzida e o risco de fratura durante a colocação do pino, a possibilidade de perfuração da raiz durante a preparação do espaço para receber o núcleo, efeito de cunha dos núcleos afunilados e incidência de fratura com pinos auto-rosqueáveis em dentes desvitalizados. Comentaram que a quantidade de estrutura de dente remanescente pós-tratamento endodôntico e a preparação do espaço para a contenção intra-radicular são fundamentais; além disso, tratamentos endodôntico e restaurador deveriam ser conduzidos na tentativa de preservar a estrutura dental para prover resistência à fratura do dente despolpado. Pinos com diâmetros grandes diminuem o prognóstico para o sucesso clínico.

DEUTSCH et al. (1985) mencionaram que a forma do núcleo, durante sua inserção, tinha relação direta com a fratura da raiz. No entanto, durante estudos experimentais, observaram efeito direto sobre a fratura quando correlacionou o tratamento da raiz e do pino. Diante disso, elaborou um estudo para selecionar forma da raiz, tamanho do pino e taxa de fratura radicular durante o torque de inserção de três tipos de núcleos rosqueáveis pré-fabricados. Concluíram que: pinos rosqueáveis pré-fabricados cônicos aumentaram a incidência de fratura radicular em torno de 20 vezes; quando um núcleo com paredes paralelas de 1,5 mm de diâmetro foi usado, os autores observaram que a cada milímetro que o pino se aproximava do ápice, havia um aumento da fratura de raiz em seis vezes.

STOKES (1987) realizou uma revista da literatura a respeito de pinos e seus princípios mecânicos e biológicos. Concluiu que o dente que passa por uma intervenção endodôntica com mínima perda dental, não é mais susceptível à fratura do que um dente vitalizado. Entre muitos sistemas de pinos avaliados, os pinos cilíndricos cimentados apresentam um maior índice de sucesso. Pinos cilíndricos rosqueáveis, utilizados em combinação com reconstruções coronária diretas em resina composta, oferecem uma técnica rápida, mas não devem ser aconselhados enquanto não existirem mais estudos clínicos descritos.

PLASMANS et al. (1988) tiveram como objetivo determinar, *in vitro*, o nível de resistência à aplicação de uma força oblíqua sobre molares tratados endodonticamente que receberam sistemas de contenções intra-radulares

combinados com resinas compostas. Para o estudo, foram organizados 4 grupos experimentais e 1 grupo controle, como segue: I- núcleo pré-fabricado cimentado com resina e reconstrução da porção coronária com a mesma resina; II- preenchimento dos condutos com resina composta e reconstrução coronária com a mesma resina; III- núcleo pré-fabricado cimentado com um tipo de resina composta em conjunção de reconstrução coronária com outro tipo de resina; IV- preenchimento dos condutos com um tipo de resina composta combinada com reconstrução coronária com outro tipo de resina. Concluíram que, sob o ponto de vista de resistência às forças oblíquas, os sistemas de resinas compostas para molares parecem ser suficientemente resistentes. A utilização de núcleos pré-fabricados ou a combinação de resinas compostas não teve influência significativa sobre os níveis de resistência. Sistemas de preenchimento mostraram menor característica de insucesso que o esperado e foram considerados adequados. Assim, segundo os autores, a colocação de núcleos pré-fabricados em molares seria tão somente para retenção do material de reconstrução coronária.

KAHN (1991) afirmou que sem uma quantidade suficiente de estrutura dentinária remanescente não deveríamos utilizar núcleos de preenchimento e sim núcleos metálicos fundidos. A estrutura dentinária remanescente é o fator chave para aumentar a resistência à fratura do elemento dental. Existem aproximadamente 100 tipos de núcleos, sendo que todos apresentam vantagens e desvantagens, porém, não há um sistema de pinos ideal. Geralmente a largura de

um núcleo é determinada radiograficamente, no entanto, as raízes freqüentemente apresentam uma depressão no sentido méso-distal que limita a largura na qual deveria ser confeccionado o núcleo, pois um núcleo largo resultará em menor quantidade de dentina aumentando a possibilidade de fratura. Os dentes que apresentam esse tipo de acidentes anatômicos são: incisivo central e lateral inferior, primeiro e segundo pré-molar superior, raízes palatinas e méso-vesibulares dos molares superiores e raízes mesiais e distais dos molares inferiores. A maioria dos núcleos pré-fabricados é circular e seu preparo em dentes que apresentam este tipo de depressão pode fazer com que as paredes da dentina fiquem muito finas. Segundo o autor, um canal oval deveria receber um núcleo metálico fundido, pois neste caso ocorre uma redução mínima da estrutura dental para criar espaço para o núcleo. Um núcleo ligeiramente cônico é mais indicado para se evitar a formação de ação de cunha.

SHLLINGBURG; KESSLER (1991) relataram que a conicidade das paredes do pino tem uma relação direta com a retenção dentro do dente, sendo o pino de lados paralelos mais retentivo que o de lados convergentes. Os autores classificaram os pinos de acordo com sua superfície, em lisos, rosqueáveis e serrilhados. Os metálicos fundidos têm suas paredes lisas, devendo ter superfícies ásperas para aumentar o embricamento do cimento, o que favorece a retenção. Os pinos pré-fabricados rosqueáveis suportam mais as cargas compressivas, mas geram mais tensão que os outros tipos. Os pinos cônicos, comparados aos

cilíndricos, geram maior tensão, aumentando o risco de fratura da raiz. Ainda segundo esses autores, a proximidade de um pino paralelo ao ápice de uma raiz cônica aumenta o perigo de perfuração lateral. Este fato tem levado profissionais a optarem por pinos de lados paralelos com o ápice levemente cônico.

GUTMANN (1992), em uma revisão da literatura, considerou que as propriedades dos dentes despolpados e os conseqüentes procedimentos restauradores seriam responsáveis ou não pelo sucesso do tratamento. Enfatizou o uso de um mapeamento completo da anatomia e da biologia da dentina e raiz que passará pela restauração, pois procedimentos endodônticos e restauradores alteram estes tecidos duros. A dentina de dentes despolpados se modifica em sua estrutura interna, diminui a resistência à tensão e flexibilidade e, devido à perda de umidade e estrutura do dente, técnicas de preenchimento da raiz requerem procedimentos restauradores especiais relacionados à anatomia radicular e osso suporte. A preservação da estrutura dentinária apresenta-se como o fator de maior importância para a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. A utilização de pinos intra-radulares só é indicada no caso de retenção e estabilização do núcleo coronário e não para reforçar raízes fragilizadas.

HATZIKYRIAKOS et al. (1992) examinaram, após três anos de trabalho, reconstruções realizadas com os seguintes tipos de pinos: pinos rosqueáveis, pinos paralelos serrilhados e pinos metálicos fundidos. De um total de 154 pinos, encontraram uma margem de sucesso de 94,5% para os três sistemas usados. Os

insucessos foram atribuídos a dentes de seriam retentores de prótese fixa e removível. Concluíram que, embora não tivessem encontrado diferenças entre os sistemas testados, os pinos fundidos ainda permitem uma maior segurança ao profissional.

Em estudo comparativo entre pinos fundidos e pré-fabricados metálicos, MILOT; STEIN (1992) avaliaram a resistência à fratura de dentes submetidos ao tratamento endodôntico, utilizando modelos plásticos que simulavam um incisivo central superior, que foram divididos nos seguintes grupos: I - pinos fundidos; II - pinos Para-Post Plus; III - pinos Flex-Post. O material de preenchimento da porção coronária foi Ketac Silver e foram realizados preparos para coroa total com dois tipos de terminações: chanfro marginal e chanfro marginal com bisel circunferencial de 1 mm. Em seguida, coroas totais foram cimentadas em todas amostras e submetidas a cargas oblíquas por lingual até apresentarem fratura. Concluíram que: quanto mais estrutura dentária preservada, a seleção do pino apresenta pouco ou nenhuma influência na resistência à fratura do dente; o preparo biselado aumenta a resistência à fratura dos dentes; os preparos não biselados são mais sujeitos às fraturas verticais.

SEDGLEY; MESSER (1992) analisaram as propriedades biomecânicas de 23 dentes tratados endodonticamente. No estudo foram testadas as seguintes variáveis: resistência à tração, módulo de elasticidade, dureza e resistência à fratura. A análise estatística utilizando teste t pareado não revelou nenhuma

diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. Os autores afirmam que o tratamento endodôntico não torna os dentes mais frágeis, baseados nas similaridades existentes em propriedades biomecânicas entre dentes vitais e não vitais. Concluíram que fatores como perda de estrutura dental por cárie, acesso endodôntico, instrumentação endodôntica, traumas e preparos cavitários contribuem muito mais para a fragilidade do dente.

TROPE; RAY JUNIOR (1992) avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Para isso, utilizaram 48 caninos que tiveram seus condutos instrumentados seguindo diferentes técnicas. Os autores concluíram que os dentes que tiveram os condutos instrumentados foram significativamente menos resistentes que os dentes que não receberam instrumentação do canal radicular.

TORBJORNER et al. (1995) publicaram um estudo de avaliação de dez anos feito em 638 pacientes. Procuraram analisar o comportamento de 788 dentes tratados endodonticamente e verificaram que 456 dentes receberam núcleos metálicos fundidos e 332 receberam pinos pré-fabricados. Os autores avaliaram o percentual de falhas e o padrão de fratura. Depois de um período de quatro a cinco anos, foram detectadas falhas de 15% para núcleos metálicos fundidos e 8% para pinos pré-fabricados, sendo que a retenção foi à falha mais comum em ambos os grupos. Analisando dentes fraturados com indicação de extração, registrou um percentual de 5% para núcleos metálicos fundidos e 2% para os

pinos pré-fabricados. No total geral, 72 dentes falharam, mas as causas pelas quais ocorreram estas falhas não foram estudadas.

MEYENBERG et al. (1995) relataram que pinos metálicos são comumente utilizados por apresentarem boas propriedades físicas e excelente biocompatibilidade. Entretanto, podem comprometer a estética, principalmente em dentes anteriores, por sua cor metálica, que se faz perceptível na gengiva e região cervical da raiz. Os autores descreveram procedimentos clínicos em que foi utilizado pino cerâmico (óxido de Zircônia – Tetragonal Zircônia Policristais), pois além das boas características mecânicas e da biocompatibilidade, também apresentaram cor compatível com o tecido dental e permitiram que a luz o atravessasse (transluminância).

ARAÚJO et al. (1996) avaliaram a retenção de 54 pinos metálicos fundidos, cimentados em raízes de caninos, com variação do preparo das paredes dos canais (paralelo e divergente), da superfície do retentor e do agente cimentante. Os autores concluíram que os núcleos com pinos de paredes paralelas necessitaram de maior força de tração para serem removidos das raízes, que aqueles com paredes divergentes. Os diferentes tipos de superfície do retentor não exerceram influência na resistência à tração dos pinos cimentados. Com relação ao cimento, a retenção apresentou-se na seguinte ordem decrescente: resina composta, fosfato de zinco e iônomo de vidro.

MORGANO (1996), através de revisão de literatura, analisou métodos de restauração em dentes despulpados, afirmou que pinos intra-radiculares não devem ser utilizados para reforçar a estrutura remanescente, pois sua indicação deve estar restrita a casos em que há estrutura inadequada para reter uma restauração coronária.

ALBUQUERQUE et al. (1998) enfatizaram que os pinos metálicos promovem tensão na estrutura dental, o qual pode levar à fratura vertical na raiz e conseqüente perda do dente. Pinos metálicos possuem módulo de elasticidade cerca de dez vezes maior que o da dentina, podendo gerar forças que levam à sua desadaptação e até à fratura do dente. É recomendável que o pino tenha o mesmo módulo de elasticidade que a dentina, de forma que haja uma distribuição de forças longitudinais ao comprimento do pino e, sendo assim, os pinos estéticos ganham indicações mais abrangentes.

DEAN et al. (1998) avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restauradas com diferentes pinos pré-fabricados com núcleo de preenchimento em resina composta. Os dentes tiveram suas coroas clínicas removidas e suas raízes tratadas endodonticamente. Os espécimes foram divididos em três grupos: I - controle – dentes sem tratamento endodôntico e coroa protética preparada, II – restaurados com pinos de fibra de carbono cilíndrico e núcleo de preenchimento em resina composta, III – restaurados com pinos de fibra de carbono cônico e núcleo de preenchimento em resina composta. Os

espécimes foram levados a uma máquina universal de ensaio e submetidos a uma força de compressão a 45° e velocidade de 0,5 mm/min, até que ocorresse a fratura da restauração. Os grupos que foram restaurados com pinos pré-fabricados e núcleo de preenchimento em resina composta apresentaram os menores valores de resistência à fratura quando comparados com os dentes que não tiveram tratamento endodôntico realizado. Quando comparado os espécimes que foram restaurados com pinos de fibra de carbono cilíndrico com os de fibra de carbono cônico, não houve diferença significativa na força necessária para que ocorresse a fratura.

DE PAULA et al. (1998) analisaram radiograficamente a espessura de resina composta fotopolimerizável, utilizada na reconstrução da parede dentinária intra-radicular. Avaliaram o espaço intra-radicular desde o estágio inicial do dente até o preparo radicular final para a confecção de núcleo metálico fundido. Todos os recursos dos adesivos de última geração foram utilizados, bem como os princípios dos materiais plásticos restauradores. Os autores concluíram ser uma alternativa excelente para o reforço intra-radicular em casos de raízes frágeis. O controle radiográfico mostrou diferentes espessuras de resina fotopolimerizável na porção intra-radicular, atuando como reforço das paredes laterais de raízes enfraquecidas.

FRAGA et al. (1998) avaliaram a resistência à fratura de raízes de 27 dentes humanos tratados endodonticamente e extraídos. Os dentes foram selecionados de acordo com a similaridade de anatomia e as coroas foram seccionadas de suas

raízes. Estas, por sua vez, foram restauradas com duas diferentes técnicas: grupo I - quatorze raízes foram restauradas com núcleos metálicos fundidos em Ni-Cr, cimentados com fosfato de zinco; grupo II - treze raízes foram restauradas com pinos pré-fabricados, cimentados com fosfato de zinco e rosqueados para ancoragem. Para o grupo II, a porção coronária foi reconstruída com resina composta híbrida. A força foi aplicada no terço cervical do dente restaurado, num ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados mostraram que a força requerida até o momento da fratura foi maior para o grupo I; no entanto, todas as raízes do grupo I fraturaram na sua porção cervical; enquanto no grupo II, a fratura ocorreu somente na resina composta. Para o grupo II, as raízes foram seccionadas longitudinalmente e avaliadas em microscópio, não sendo identificadas linhas de fratura na dentina ancorada.

MARTINEZ-INSUA et al. (1998) compararam a resistência à fratura de dentes restaurados com pinos e núcleos fundidos e dentes restaurados com pinos pré-fabricados de fibra de carbono e núcleos de preenchimento em resina composta. O tamanho e a forma dos pinos foram idênticos nos dois grupos e ambos receberam uma coroa de níquel-cromo como restauração final. A resistência à fratura foi significativamente maior no grupo com pinos e núcleos fundidos. Os dentes restaurados com pinos pré-fabricados e núcleos de preenchimento mostraram falhas na interface pino/núcleo de preenchimento antes da fratura do dente.

GUIMARÃES et al. (1999) compararam a resistência à remoção por tração de pinos pré-fabricados, cimentados com cimento de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro e cimento resinoso. Foram utilizados 120 dentes (60 incisivos centrais superiores e 60 caninos inferiores), que tiveram suas coroas seccionadas, seus canais tratados e preparados, de modo a permitir um espaço intra-radicular de 10 mm de comprimento para a cimentação do pino. Após preparo dos dentes, os corpos-de-prova foram distribuídos aleatoriamente em seis grupos de vinte dentes cada, sendo três grupos de incisivos e três de caninos. Um grupo de vinte incisivos e outro de vinte caninos foram cimentados com cimento fosfato de zinco, outro conjunto de dois grupos foi cimentado com cimento de ionômero de vidro Fuji-I e o terceiro conjunto foi cimentado com o cimento resinoso Enforce. Os corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos à carga de tração em uma Máquina de Ensaio Universal EMIC à velocidade de 1 mm/min. Os valores da força de tração foram submetidos à análise estatística e os resultados permitiram concluir que os pinos pré-fabricados cimentados com cimento de ionômero de vidro foram os mais resistentes à remoção por tração, seguidos dos cimentados com cimento de fosfato de zinco e com cimento resinoso Enforce. Quando analisado o tipo de falha dos pinos cimentados com cimento resinoso e fosfato de zinco, depois de desalojados, foi verificada falha adesiva entre os cimentos e as paredes do canal radicular, o que não ocorreu com o cimento de ionômero de

vidro. A força de tração utilizada para remover os pinos dos caninos foi significativamente maior que a utilizada nos incisivos centrais.

MARTELLI (2000) relatou o objetivo do tratamento e aplicação clínica dos pinos de fibra-de-vidro quando utilizados para restaurar dentes anteriores que foram submetidos a tratamento endodôntico. O resultado final do tratamento satisfaz a exigência estética, razão maior da indicação desse tipo de restauração, bem como o respeito aos requisitos biológicos. Entretanto, o autor ressaltou a importância de realizar futuras análises, com objetivo de avaliar a longevidade desse tipo de restauração.

OURIQUE (2001) relatou que os núcleos fundidos são indicados em casos de canais elípticos ou extremamente expulsivos, onde os núcleos pré-fabricados, por sua secção circular, não teriam grande adaptação ao conduto, requerendo maior espessura de agente cimentante. Da mesma forma, seria correta a indicação dos núcleos pré-fabricados em casos de núcleos múltiplos, onde seria mais fácil adequar o paralelismo da porção coronária entre os diversos elementos.

RAYGOT (2001) analisou a resistência à fratura de incisivos tratados endodonticamente, restaurados com núcleo metálico fundido, pinos de aço-inoxidável e pinos de carbono. Foram selecionados 30 incisivos e divididos em três grupos de dez dentes, de acordo com o tipo de pino. Após a cimentação dos pinos e das coroas, todos os espécimes foram levados à máquina universal de ensaios para realização do teste de compressão a 135°. Os resultados não evidenciaram

diferença significativa entres os grupos estudados. O autor observou, ainda, que 70 a 80% dos dentes apresentavam fratura acima do nível ósseo, possibilitando o preparo.

YANG et al. (2001) analisaram, bidimensionalmente pelo método de elemento finito, a influência da carga oclusal, provocado em um incisivo central superior restaurado com vários desenhos de núcleos. Como controle, uma coroa metalocerâmica foi confeccionada em um dente tratado endodonticamente sem núcleo. Força de 10 kg foi aplicada, sendo: 1- carga vertical sobre o ângulo incisal; 2- carga horizontal sobre a superfície vestibular; 3- carga em ângulo de 20°, em relação ao longo eixo do dente, sobre a superfície lingual. Os autores constataram que o uso de um núcleo reduziu o limite máximo de tensão em 75% em relação ao grupo controle. Quando a força vertical foi aplicada, as magnitudes de tensão dos vários desenhos de núcleos foram similares; no entanto, quando aplicada horizontalmente, o núcleo curto produziu a maior concentração de tensão na dentina, o núcleo afunilado produziu maior concentração de tensão na camada do cimento. Maiores deflexões e tensões foram geradas com a carga horizontal. Os autores concluíram que o núcleo provê pequeno reforço à estrutura remanescente de dentina. A direção da carga funcional teve maior efeito que o desenho do núcleo sobre o máximo de tensão e deslocamento. Núcleos com paredes paralelas, com 12 mm de comprimento, distribuíram a tensão simultaneamente na coroa e dentina, resultando em menor tensão.

FREEDMAN (2001) relatou que a opção de se utilizar determinado tipo de sistema de pino para restaurar um dente tratado endodonticamente está ligada à quantidade de estrutura remanescente. Para a indicação de um retentor intraradicular, devem-se considerar fatores como: técnica de preparo conservadora, compatibilidade estética e propriedades mecânicas próximas à dentina. O autor descreveu a técnica de utilização de 5 sistemas de pinos estéticos (Luminex, Luscent Anchor Post, ParaPost Fibre White, Fibrekor Post e o Aestheti-Plus), cimentados com cimento resinoso dual.

MANNOCCI et al. (2001) estudaram, *in vitro*, a estrutura de cinco sistemas de pinos diferentes pelo método radiográfico e pelo microscópio óptico. Também avaliaram sua resistência à flexão quando submetidos ao teste dos três pontos, após estarem armazenados durante um ano em três diferentes condições: seco à temperatura ambiente, a 37°C na presença de água e dentro de dente bovino, que foi submetido a tratamento endodôntico e restaurado com resina composta. Os resultados mostraram a presença de espaço na estrutura dos pinos de fibra, e o Composipost (fibra de carbono) apresentou um maior número de espaço que o Carbotech (fibra de carbono), o Snowpost (fibra de sílica), o Aestheti-Plus (fibra de quartzo) e o Light post (fibra-de-vidro). Apenas o Composipost e o Snowpost mostraram-se com uma radiopacidade aceitável. Todos os sistemas de pinos que foram armazenados em água apresentaram valores menores de resistência à flexão que os armazenados em ambiente seco. Em todas as condições, o pino

Carbotech mostrou maior resistência à flexão que o Compositopost e o Snowpost, e o Aestheti-plus também apresentou maiores valores que o Snowpost. Os pinos estocados em dentes bovinos apresentaram valores de resistência à flexão similar aos pinos estocados em ambiente seco.

Segundo STEWARDSON, em 2001, as principais vantagens dos pinos não-metálicos são: reduzido número de fraturas radiculares; estética melhorada; facilidade na remoção (exceto para pinos cerâmicos); maior biocompatibilidade (ausência de corrosão, galvanismo e citotoxicidade); formação de complexo biomecânico único pela adesão entre estrutura dentária, agente cimentante e pino, reforçando assim a raiz. O autor classificou os pinos não-metálicos em pinos de materiais compósitos e pinos cerâmicos. Os compósitos, com módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, minimizam as fraturas radiculares e podem ser classificados em: 1 - pinos de fibra de carbono, que em versões atuais podem ser encontrados radiopacos e em diferentes diâmetros; 2 - pinos de fibra-de-vidro, geralmente quartzo ou sílica-zircônia em matriz resinosa (Aestheti-Post, Aestheti-Plus, Snowpost, Para-Post White, Glassix, Miraft White, Fibrekor, Style-Post), com propriedades físicas similares às dos pinos de fibra de carbono e estética melhorada; 3 - pinos fototransmissores (Lightpost, Luscent Anchors), compostos de fibras de vidro translúcidas, que permitem a reconstituição de raízes com condutos excessivamente alargados e a polimerização de cimentos duais ou fotopolimerizáveis; 4 - pinos de fibra de polietileno entrelaçadas. Quanto aos pinos

cerâmicos (Compost, Cerapost), são os mais indicados com coroas de porcelana pura pela excelente estética, além de possuírem alta resistência, boa dureza e biocompatibilidade. Com a adesão dos pinos cerâmicos ao remanescente dental, espera-se a recuperação da resistência original da raiz.

AKKAYAN; GULMEZ (2002) avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com quatro sistemas de pinos intraradiculares. Quarenta caninos superiores foram selecionados e divididos em quatro grupos, restaurados com pinos de titânio (I), fibra de quartzo (II), fibra-de-vidro (III) e zircônia (IV). Após a cimentação dos pinos e das coroas, os dentes foram levados à máquina universal de ensaios para teste de compressão a 130° ao longo eixo do dente. O grupo III (fibra-de-vidro) apresentou resistência significativamente maior que os outros grupos. Os grupos III (fibra-de-vidro) e IV (zircônio) foram estatisticamente similares. O autor observou, ainda, que as fraturas ocasionadas nos grupos II (fibra de quartzo) e III (fibra-de-vidro) eram totalmente reparáveis, enquanto fraturas irreparáveis ocorreram nos grupos I (titânio) e IV (zircônio).

DUKE (2002) fez uma revisão da evolução dos sistemas de retentores intraradiculares, dando ênfase aos pinos reforçados com fibras. O autor relatou que os núcleos metálicos fundidos continuam sendo muito utilizados, entretanto, algumas modificações na técnica têm sido introduzidas com relação à preservação da estrutura dentinária com um mínimo preparo do canal radicular, prevenindo o enfraquecimento do remanescente radicular e, conseqüentemente, a fratura

radicular. Estudos dos sistemas de pinos têm focado nas propriedades físicas, procurando sistemas que apresentem o módulo de elasticidade mais próximo possível à dentina, que permita a redução da concentração de tensão ao remanescente radicular e, conseqüentemente, a incidência de fratura. Os pinos de fibra foram introduzidos por apresentarem biocompatibilidade, módulo de elasticidade próximo da dentina, estética e a possibilidade de remoção, caso seja necessário. O autor relatou as características e propriedades de seis sistemas de pinos: DT Light Post, Luscent Anchors, ParaPost fiber white esthetic system, fibre-reinforced tapered post, IntegraPost e FibreFill.

GALLO et al. (2002) compararam a retenção, quando submetidos à força de tração, de pinos de aço inoxidáveis cimentados com cimento de fosfato de zinco e pinos reforçados com fibra cimentada com cimento resinoso. Foram utilizados 40 pré-molares inferiores que tiveram suas coroas seccionadas e desprezadas. As raízes foram distribuídas, aleatoriamente, em quatro grupos (n= 10) e os canais foram preparados com comprimento constante de 9 mm, por meio do uso de brocas especiais de cada sistema de pinos, de acordo com as recomendações do fabricante. O grupo I foi restaurado com pinos de aço inoxidável de 1,25 mm de diâmetro e cimentado com cimento de fosfato de zinco. Os outros grupos (II, III e IV) foram restaurados com pinos reforçados com fibra com 1 mm, 1,25 mm e 1,5 mm de diâmetro, respectivamente, e cimentados com cimento resinoso. Após 24 horas, os espécimes foram fixados, um a um, na Máquina de Teste de Material 801 e submetidos a uma força de tensão constante de 5,0 mm/min, até ocorrer à

falha. Os resultados mostraram que o grupo com pinos de aço inoxidável, cimentados com cimento de fosfato de zinco foi significativamente mais retentivo que os demais grupos; o grupo com pino de fibra-de-vidro com 1mm de diâmetro foi significativamente menos retentivo que os demais e não houve diferença significativa entre os grupos restaurados com pinos de fibra-de-vidro de 1,25 e de 1,5 mm.

GOMES et al. (2002) avaliaram a resistência à tração de pinos cerâmicos pré-fabricados Cosmopost, cimentados com dois cimentos resinosos. Foram utilizados 24 dentes unirradiculares, que tiveram suas coroas seccionadas, seus canais tratados e, posteriormente, as raízes incluídas em resina acrílica. Os condutos foram preparados em um paralelômetro, para que o comprimento e o diâmetro do preparo permanecessem constantes, e foram distribuídos em dois grupos, de acordo com o tipo de cimento utilizado na cimentação: Panavia F ou Enforce com Flúor. Após a cimentação, os pinos foram submetidos ao teste de tração em uma Máquina Universal de Ensaio à velocidade de 1 mm/min. Os resultados mostraram diferença significativa entre os tipos de cimento, sendo que os pinos cimentados com o Panavia F apresentaram maior resistência à tração que aqueles cimentados com Enforce com Flúor.

PEGORETTI et al. (2002) analisaram o comportamento mecânico do pino reforçado com fibra-de-vidro, tanto com o teste de resistência à flexão, quanto pela análise do elemento finito. Neste último teste, os resultados foram

comparados a outros modelos de simulação de pinos reforçados com fibra de carbono, de pino fundido em liga de ouro e do dente natural. Os dados obtidos no teste de resistência à flexão pelo método dos três pontos foram transferidos ao modelo simulado durante a análise do elemento finito. Os resultados mostraram comportamentos diferentes entre os três tipos de pinos, sendo que o pino fundido em liga de ouro apresentou a maior concentração de tensão na interface pino-dentina. Por outro lado, os pinos reforçados com fibra apresentaram aumento da concentração de tensão na região cervical, devido à sua flexibilidade, mas mostrou menor pico de tensão dentro da raiz, pois sua rigidez é muito similar à dentina. Exceto pela concentração de forças na região marginal cervical, o pino reforçado em fibra-de-vidro apresentou campos de tensão semelhantes aos apresentados pelo dente natural.

PIERRISNARD et al. (2002), procurando investigar se a fratura dental dependia do tipo de restauração, compararam o efeito de diferentes métodos de reconstrução corono-radicular na transmissão de tensões aos tecidos dentais. Sete modelos tridimensionais foram gerados com dois níveis de destruição coronária: ausência total de dentina coronária e 2 mm de dentina coronária remanescente. Os modelos foram construídos com quatro diferentes técnicas: restauração de núcleo fundido em liga de níquel-cromo, pino metálico fundido em níquel-cromo e a porção coronária reconstruída com resina composta, pino de fibra de carbono e a porção coronária reconstruída com resina composta e restauração com resina

composta sem pino intra-radicular. Coroas em níquel-cromo foram cimentadas em cada modelo para, em seguida, ser aplicada carga de 100 N sob ângulo de 30° em relação ao longo eixo do dente. Os autores concluíram que a ausência de férula cervical foi fator negativo, devido aos elevados níveis de tensão gerados. O pino intra-radicular protegeu a região cervical do dente, pois induziu menores níveis de tensão que no modelo onde não foi utilizado o pino.

PONTIUS; HUTTER (2002) avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente e restaurados com diferentes sistemas de núcleo: I – núcleo fundido em ouro e cimentação com cimento fosfato de zinco; II – núcleo em zircônio e cimentação com cimento resinoso autopolimerizável em combinação com agente adesivo; III – núcleo composto de resina associada à cerâmica (material em desenvolvimento – sistema usinado Celay) e cimentação com cimento resinoso; IV – o acesso ao canal foi fechado com resina fotopolimerizável em combinação com agente de união. Os grupos I, II e III receberam *copings* de cerâmica pura, os quais foram cimentados com cimento resinoso. Cada amostra foi submetida intermitentemente às cargas e ciclos térmicos simulados num ambiente artificial, antes do teste final de carga, onde uma carga de 10 kg foi aplicada na face palatina num ângulo de 135° com o longo eixo do dente, dois milímetros abaixo do ângulo incisal, numa velocidade de 0,5 mm/min. Os autores constataram que a durabilidade após 1.200.000 ciclos, simulando 5 anos em ambiente bucal, foi de 90% para o grupo I, 80% para o

grupo II, 60% para o III, e 100% para o grupo IV. A análise estatística mostrou haver diferença significativa entre os grupos exceto entre o I e II. As amostras com núcleo fundido apresentaram mais fraturas verticais de raízes.

BATERN et al. (2003), por meio de levantamento bibliográfico referente aos sistemas de pinos reforçados com fibra, apresentaram um resumo dos fatores que podem influenciar na escolha desses pinos para restaurar dentes tratados endodonticamente. Apesar da controvérsia na literatura em relação às propriedades dos sistemas de pinos, os autores relataram a tendência ao uso dos pinos de fibra de quartzo, que já são mais utilizados que os pinos de fibra de carbono, principalmente pelo fator estético; entretanto, os autores também ressaltam que esses pinos devem ser mais estudados antes de serem recomendados na rotina clínica.

COELHO (2003) analisou a influência da espessura dentinária, após fragilização da estrutura radicular, utilizando sistema adesivo e resina composta para reconstrução das paredes, através de elementos finitos, para analisar a distribuição das tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos. Os sistemas de pinos e o dente hígido foram confeccionados nos seguintes modelos: I - dente hígido; II - sistema de pino metálico fundido com reconstrução da estrutura axial dentária; III - sistema de pino metálico fundido sem reconstrução da estrutura axial dentária; IV - sistema de pino de aço-inoxidável; V - sistema de

pino de titânio; VI - sistema de pino de zircônio; VII - sistema de pino de fibra de carbono; VIII - sistema de pino de fibra-de-vidro. O autor concluiu que: restauração do incisivo central superior com sistema de pinos radiculares cilíndricos metálicos fundidos, aço-inoxidável, zircônio, fibra-de-vidro e fibra de carbono alteraram a distribuição de tensões na dentina radicular, em relação ao dente hígido. As restaurações com sistemas de pinos de fibra de carbono e de vidro apresentaram distribuição de tensões mais uniforme na dentina radicular. A reconstrução das paredes dentinárias com sistema adesivo e resina composta promoveu melhor distribuição de tensões. Os grupos do sistema de pino de aço-inoxidável, zircônio, metálico fundido sem reconstrução das paredes dentinárias com sistema adesivo e resina composta apresentaram maior concentração de tensões do que os grupos de sistemas de pinos de fibra de carbono e vidro. O grupo do sistema de pino metálico fundido sem reconstrução das paredes dentinárias com sistema adesivo e resina composta apresentou a maior concentração de tensões.

DRUMMOND; BAPNA (2003) mediram a resistência à flexão, pelo teste dos três pontos, de diferentes pinos endodônticos com diferentes diâmetros: I - reforçados com fibras de carbono: Carbon post de 1,76 mm e Esthetic post de 1,74 mm; II - fibra de quartzo: Light post de 1,89 mm; III – fibra-de-vidro: FiberKor post de 0,98, 1,09 e 1,30 mm e Luscent Anchors post 1,79 mm; IV - cerâmicos: Zirconia post 1,90 mm de diâmetro, quando submetidos à carga

estática ou repetitiva, com ou sem termociclagem. De acordo com os resultados, o Carbon post e o FiberKor post mostraram resistência à flexão significativamente maior quando comparados aos pinos cerâmicos e aos pinos reforçados por fibra-de-vidro ou carbono. A termociclagem levou a uma significativa diminuição na resistência à flexão, sendo o Zircônia post o menos afetado (decréscimo de 2%), seguido do Light post e do Carbon post com 11%, FiberKor post de 0,98mm de diâmetro com decréscimo de 15%, FiberKor post de 1,09mm de diâmetro e o Esthetic post com decréscimo de 20%, FiberKor post de 1,30mm de diâmetro com 21% e o Luscent Anchors post com 24% de decréscimo. Os autores concluíram que a diminuição da resistência à flexão devido à termociclagem à carga repetitiva pode sugerir que a utilização dos pinos no meio oral acentua sua degradação.

LEWGOY et al. (2003) avaliaram, pelo método do elemento finito, pinos intra-radulares pré-fabricados metálicos que podem alterar o padrão das tensões geradas de Von Mises e de máxima tração e compressão na raiz dental. A comparação foi realizada entre os pinos pré-fabricados Flexi Post/Flexi Flange de aço inoxidável e titânio com preenchimento coronário em resina composta. Os pinos intra-radulares foram fixados com cimento resinoso e recobertos por uma coroa total cerâmica. A partir de fotografias da peça anatômica e dos pinos estudados, foram criados modelos matemáticos bidimensionais no programa MSC/NASTRAN 4,5 e, após aplicação de uma força de 100 N a 45° na superfície palatina dos modelos, foram avaliadas a distribuição das tensões geradas. Com

base nos resultados obtidos, pode-se concluir que os pinos intra-radulares alteram o padrão das tensões geradas, dependendo do desenho do pino intraradicular e do tipo do material constituinte.

MELO (2003) avaliou a influência do remanescente dentário coronário de dentes tratados endodonticamente, restaurados com pinos pré-fabricados e duas resinas como núcleos de preenchimento, uma de presa dual (Enforce Core) e outra fotopolimerizável (Z-250). Foram utilizados 40 caninos superiores, divididos em quatro grupos de 10 espécimes: I – com remanescente coronário de 3 mm e restaurado com Enforce Core; II – com remanescente coronário de 3 mm e restaurado com Z-250; III – sem remanescente coronário e restaurado com Enforce Core; IV – sem remanescente coronário e restaurado com Z-250. Depois de restaurados, os dentes foram levados à Máquina Universal de Ensaio e submetidos a uma força de compressão a 45°, até que ocorresse a fratura da restauração. A análise estatística dos resultados (ANOVA) mostrou não haver diferença significativa ($p > 0,05$) entre os dentes com e sem remanescente coronário. Com relação ao material utilizado para o preenchimento, houve diferença significativa, e os valores mais elevados de resistência à fratura foram encontrados nos grupos (com e sem remanescente) restaurados com resina fotopolimerizável.

QUALTROUGH; CHANDLER (2003) estudaram os efeitos de termociclagem na retenção de pinos de fibra-de-vidro e pinos de resina. Quarenta pré-molares e

caninos foram incluídos em blocos de acrílico. As raízes foram divididas em dois grupos para receber os pinos Lightpost e Luscent Anchor, que foram cimentados em espaços protéticos de 9 mm de profundidade com Panavia F. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos: um para termociclagem e o outro como controle. Os espécimes termociclados foram lavados em banhos de água a 5 °C e 55 °C, com um tempo de 60 segundos para cada. Os espécimes foram armazenados à temperatura de 37 °C. A força elástica exigida para desalojar cada pino foi registrada e os dados foram analisados por meio do teste *T Student*. Não houve diferença significativa entre o grupo controle e os espécimes termociclados. Os pinos Lightpost foram significativamente mais retentivos que os pinos Luscent Anchor sem a termociclagem, mas esta distinção não era aparente nos grupos termociclados.

SCOTTI; FERRARI (2003) relataram que a introdução dos pinos de fibra, junto ao desenvolvimento dos adesivos dentais de última geração, foram duas das novidades mais significativas dos últimos dez anos na evolução dos materiais restauradores e nas suas conseqüentes aplicações clínicas. Os autores procuraram resumir as experiências clínicas disponíveis, organizando a apresentação de seus diversos aspectos e sugerindo algumas possíveis linhas de conduta e futuras evoluções. Após uma revisão dos conceitos sobre a reconstrução do dente tratado endodonticamente e a exposição das propriedades dos pinos de fibra, ao longo do texto podem ser encontradas informações referentes a aspectos da Endodontia, da

adesão às estruturas radiculares, da reconstrução do núcleo protético, até uma posterior evolução dos pinos de fibra - os pinos anatômicos - que poderão representar o futuro próximo dos mesmos.

LASSILA et al. (2004) avaliaram a resistência à flexão, módulo de elasticidade e a carga máxima de fratura de sete marcas diferentes de pinos reforçados com fibra, com diferentes diâmetros, quando submetidos ou não a termociclagem. Dezessete pinos de compósito reforçados com fibra de diferentes diâmetros (Snowpost 1,2, 1,4 e 1,6 mm, Carbopost 1,0, 1,2, 1,4 e 1,6 mm, Parapost 1,2, 1,35 e 1,5 mm, C-post 1,4, 1,8, 2,1, 1,8 e 2,1 mm, Glassix 1,35 mm, Carbonite 1,35 mm) e um sistema de pino de fibra-de-vidro individualizado (EverStick-post de diâmetro de 1,5 mm) foram testados. Cinco pinos de cada tipo foram armazenados em ambiente úmido e cinco foram expostos a termociclagem. Todos os pinos foram submetidos ao teste dos três pontos para mensurar a resistência à flexão, o módulo de elasticidade e a carga máxima para que ocorresse a fratura dos pinos. Os resultados mostraram que a termociclagem, a marca e o diâmetro apresentaram uma significativa influência ($p < 0,01$) sobre a carga máxima para que ocorresse a fratura e resistência à flexão. Os maiores valores de resistência à flexão foram apresentados pelos pinos EverStick-post e ocorreu uma relação linear entre a carga máxima de fratura e o diâmetro dos pinos de fibra-de-vidro e carbono. Os pinos submetidos à termociclagem apresentaram uma redução de 10% no módulo de elasticidade e 18% de redução

na resistência à fratura. Os pinos da marca Snowpost apresentaram maior redução nessas propriedades mecânicas após a termociclagem (aproximadamente 40%).

IGLESIA-PUIG; ARELLANO-CABORNERO (2004) apresentaram uma técnica de obtenção de pino reforçado com fibra com formato anatômico e núcleo adaptável a uma coroa previamente existente, a partir de um pino pré-fabricado de fibra de quartzo. A técnica consistiu no preparo do conduto radicular com as brocas específicas do *kit* do pino de fibra de quartzo e o preenchimento do conduto, previamente lubrificado, com resina composta fotoativada e o pino correspondente. Após a fotoativação, a porção coronária foi confeccionada tendo como molde a coroa pré-existente. O retentor intra-radicular anatômico, reforçado com fibra, pode ser indicado na readaptação de uma coroa deslocada, desde que a margem do preparo esteja intacta.

NARVA et al. (2004) avaliaram a resistência à fadiga e à rigidez de pino de resina reforçados com fibra-de-vidro. Foram confeccionados doze cilindros em resina fotoativada reforçadas com fibra-de-vidro (2 mm de diâmetro e 60 mm de comprimento). Os cilindros foram distribuídos em dois grupos, de acordo com as condições de armazenamento por trinta dias: ambiente seco e com água destilada. Os espécimes de cada grupo foram submetidos ao teste de resistência à fadiga (150.000 ciclos de carga), avaliando também o módulo de elasticidade após a primeira carga do ciclo e a última. Os resultados mostraram que, durante o ciclo de carga, não ocorreu nenhuma fratura dos espécimes utilizados. Após a primeira carga aplicada, o módulo de elasticidade não apresentou diferença estatística

significante entre os cilindros armazenados em ambiente seco e o úmido. Entretanto, após a última carga, o módulo de elasticidade apresentou uma redução estatisticamente significativa nos valores da força média. Os autores concluíram que a resistência da resina utilizada, quando reforçada com fibra-de-vidro, foi aumentada, entretanto, ocorreu redução do módulo de elasticidade após o ciclo de cargas.

MITSUI et al. (2004) avaliaram a resistência à fratura de dentes (bovinos) restaurados com cinco diferentes sistemas de pinos intra-radulares. Foram selecionados setenta e cinco incisivos bovinos, que tiveram a porção coronária seccionada, de forma a padronizar o comprimento das raízes em 14 mm. As raízes foram divididas em grupos: I - Pino metálico fundido; II - Pino de titânio; III - Pino de Fibra de Carbono; IV - Pino de Fibra-de-vidro e V- Pino de zircônia. Em seguida, as raízes receberam o preparo para contenção intra-radicular, de acordo com o fabricante, no comprimento de 9 mm, a 5 mm do ápice, simulando um tratamento endodôntico. As porções coronárias dos Grupos III, IV e V foram confeccionadas com resina composta, nas dimensões da porção coronária do pino de titânio do Grupo II (3 mm de altura e 5 mm de largura). Os pinos foram cimentados com cimento resinoso e as raízes incluídas em resina acrílica, com exceção de 3 mm cervicais, simulando a área de inserção biológica. Os espécimes foram levados à Máquina de Ensaio Universal, em ângulo de 135° com o longo eixo das raízes, à velocidade de 0,5 mm/min, até que ocorresse a fratura das raízes. A análise estatística (ANOVA) indicou haver diferença significativa ($p < 0,05$) entre os grupos

dos pinos pré-fabricados. O pino de titânio apresentou os maiores valores de resistência à fratura (36,35 Kgf), quando comparados ao pino de fibra-de-vidro (30, 73 Kgf) e pino de zircônia (33,46 Kgf) e valores semelhantes, quando comprado ao pino de fibra de carbono. Contudo não houve diferença significativa entre o pino metálico fundido e os demais sistemas de pinos pré-fabricados. Os autores concluíram que os pinos de titânio e de carbono são os mais indicados, pois apresenta maior resistência à fratura.

SCHWARTZ; ROBBINS (2004) realizaram uma revisão de literatura sobre restauração de dentes tratados endodonticamente, organizando em tópicos os procedimentos clínicos suportados cientificamente, dando ênfase ao plano de tratamento de cada caso, material utilizado, conduta clínica e perspectivas endodônticas. Segundo os autores, na prática clínica, a tendência atual é a utilização dos pinos reforçados com fibra, apesar da literatura não ser unânime em relação aos resultados favoráveis a esse sistema. O desempenho *in vitro* desse sistema aproxima-o do pino metálico e a maioria dos estudos concorda que o tipo de falha desse pino de fibra é mais favorável que os pinos metálicos. O uso dos pinos de fibra provavelmente continuará crescendo e estudos clínicos com sua utilização em longo prazo devem ser realizados, esperando-se que os resultados sejam similares aos já publicados, que os utilizaram um período de tempo curto.

SHIRATORI et al. (2005) avaliaram a influência do remanescente coronário na resistência à fratura, após aplicação de carga cíclica, em dentes tratados

endodonticamente e restaurados com pino de fibra de carbono (PFC), núcleo de preenchimento em resina composta e coroa total metálica. Foram selecionados 50 caninos superiores com dimensões semelhantes sendo realizado o tratamento endodôntico. Os dentes foram divididos em cinco grupos de 10 espécimes: I - sem remanescente (PFC); II - 1,0 mm de remanescente (PFC); III - 2,0 mm (PFC); IV - 3,0 mm (PFC); V (controle) - 6,0 mm de remanescente sem pino. Os pinos de fibra de carbono e coroas metálicas receberam cimentação adesiva com adesivo químico e cimento resinoso dual. Os espécimes foram submetidos a 250.000 ciclos na máquina de ciclagem dinâmica com carga de 30 N, frequência de 2,0 Hz e ângulo de 135° aplicados na superfície palatina da coroa. Nenhum espécime falhou no teste dinâmico, assim todos foram levados à Máquina de Ensaio Universal para o teste de resistência à fratura com célula de carga de 500 kg e velocidade de 0,5 mm/min. As médias de resistência foram: I - 102,88 kgf; II - 131,89 kgf; III - 131,55 kgf; IV - 128,10 kgf; e V - 161,44 kgf. A análise dos resultados foi feita com o teste ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$). O grupo I apresentou os menores valores de resistência à fratura, quando comparado ao grupo V. Os grupos II, III, IV e V não apresentaram diferença estatística. Os autores concluíram que a presença de remanescente coronário aumentou a resistência à fratura, contudo, sem diferença estatística.

PEREIRA et al. (2005) avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, com diferentes remanescentes coronários e restaurados com

pinos metálicos fundidos e pré-fabricados. Selecionaram 50 caninos superiores que tiveram seus canais radiculares instrumentados pela técnica *step-back* com lima 35 K # e obturados pela técnica da condensação lateral. Após a obturação, o canal radicular foi preparado com brocas Largo nº 5 e foram removidos 9 mm da obturação. Na seqüência, os dentes foram incluídos em resina acrílica e divididos em 5 grupos: I – Sem remanescente coronário e restaurados com pinos metálicos fundidos em Cu-Al (grupo controle); II – Sem remanescente coronário, restaurado com pinos metálicos pré-fabricados (Euro-Post) e núcleo de resina composta (Z100, 3M); III – 1 mm de remanescente coronário, restaurados com pinos Euro-Post e núcleo em resina composta; IV – 2 mm de remanescente coronário, restaurados com pinos Euro-Post e núcleo de resina composta e V – 3 mm de remanescente coronário, restaurados com pinos Euro-Post e núcleo de resina composta. Os corpos-de-prova foram submetidos a uma força de compressão oblíqua em ângulo de 45° na Máquina de Ensaio Universal, à velocidade de 0,5 mm/min até que ocorresse a fratura. A análise estatística mostrou não haver diferença significativa entre os Grupos I e II, e também entre os Grupos III, IV e V. Entretanto, os Grupos I (73 Kgf) e II (65.5 Kgf) apresentaram os maiores valores de resistência à fratura quando comparados aos Grupos III (45.8 Kgf), IV (46.7 Kgf) e V (42.2 Kgf). No Grupo I ocorreu a fratura da raiz na maioria dos espécimes, enquanto nos demais grupos houve a fratura do núcleo de resina

composta. Os autores concluíram que a presença de remanescente coronário não interferiu na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente.

FOKKINGA et al. (2006) estudaram o comportamento de pré-molares com extensa destruição coronária, restaurados com diferentes sistemas de pinos intraradiculares e coroas metálicas. Foram selecionados 44 pré-molares humanos superiores, que tiveram suas coroas seccionadas com discos diamantados a 1,5 mm da junção cimento-esmalte e os canais radiculares preparados com brocas Gates Glidden nº. 2 a 1 mm de distância do ápice radicular, nº. 3 a 3 mm de distância e nº. 4 a 5 mm de distância. Na seqüência, as raízes tiveram o espaço do pino intra-radicular preparado com brocas cilíndricas nos diâmetros 0.9, 1.14, e 1.25 mm com 8 mm de profundidade e foram incluídas em resina acrílica. Após o preparo, as raízes foram divididas em 4 grupos de 11 espécimes cada: I – pino e núcleo metálicos fundidos (Parapost XP, 1,25 mm, grupo controle), II – pino metálico pré-fabricado (Parapost XH, diâmetro 1,25mm), III – pino de fibra-de-vidro (Parapost FiberWhite, diâmetro 1,25 mm) e IV – pino de fibra-de-vidro (EverStick Post, 1,2 mm). As coroas totais metálicas e os pinos nos Grupos II, III e IV foram cimentados com cimento resinoso (Panavia F) e no Grupo I com cimento de fosfato de zinco. Os espécimes foram submetidos à termociclagem (6.000 ciclos a 5-55°C, durante 30 segundos) e levados à Máquina de Ensaio Universal em duas fases. Na primeira fase, as amostras foram submetidas a uma força compressiva (2500 N), à velocidade de 0,5 mm/min no sulco central em

direção à cúspide palatina; em seguida, as raízes foram removidas da resina para visualização de possíveis linhas de fratura e armazenadas em água durante 18 meses. Na segunda fase, foi simulado o ligamento periodontal com aproximadamente 0,3 mm de espessura de Imprint, do ápice até a porção cervical. As raízes foram novamente incluídas em resina acrílica, levadas à Máquina de Ensaio Universal e radiografadas. Após o 2º teste, as raízes foram removidas da resina acrílica e os tipos de fratura qualificados (inspeção visual e radiográfica) em: favoráveis, acima da linha que simulava o nível ósseo; desfavoráveis, abaixo desta linha e fraturas verticais. A análise estatística mostrou não haver diferença significativa entre os grupos ($p=0,62$). Os autores concluíram que os tipos de pinos utilizados juntamente com coroas metálicas na reconstrução coronária, não influenciaram na resistência à fratura.

GALHANO et al. (2006) investigaram a resistência à fratura de oito diferentes tipos de pinos pré-fabricados ($n=10$): I – pino de fibra de carbono; II – pino de fibra de carbono e quartzo; III – pino de fibra de quartzo opaco; IV – pino de fibra de quartzo; V – pino de fibra de quartzo; VI – pino de fibra-de-vidro; VII – pino de fibra-de-vidro e VIII – pino de fibra-de-vidro. Foi realizado o teste de três pontos, onde os espécimes foram levados à Máquina de Ensaio Universal, à velocidade de 1,0 mm/min, até que ocorresse a fratura. A análise estatística demonstrou diferença significativa ($p<0,001$) entre os pinos testados. Os Grupos II (677,4 MPa) e III (666,2 MPa) apresentaram os maiores valores de resistência à

fratura, os Grupos I (616,3 MPa) e III (666,2 MPa) tiveram valores semelhantes entre si, os Grupos I (616,3 MPa), IV (607,2 MPa), V (608,7 MPa), VI (585,2 MPa) e o VII (562, 3 MPa) apresentaram valores semelhantes entre si, o VIII (433,8 MPa) mostrou o menor valor de resistência à fratura. Os autores concluíram que estudos *in vitro* para avaliação da resistência à fratura de dentes restaurados com pinos de fibra e resina, como também avaliações clínicas, deveriam ser realizados para confirmar a escolha dos melhores materiais e técnicas de restauração.

GRIEZNIS et al. (2006) avaliaram a resistência à fratura de dentes pré-molares restabelecidos com pinos de diâmetro diferentes. As fraturas dos dentes foram examinadas pela direção e transluminação. Os núcleos metálicos fundidos foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. A resistência à fratura das amostras foi testada na máquina Instron 4301, à velocidade de 0,5 mm/min. Ambos os grupos foram analisados por meio do teste T. Os autores concluíram que os núcleos reduzem significativamente a resistência à fratura do dente e só deveriam ser usados para retenção e forma de resistência para coroas totais. Dentes com pinos de diâmetro maiores possuem uma resistência à fratura reduzida em relação a dentes com pinos de diâmetro menores.

HAYASHI et al. (2006) verificaram a diferença da resistência à fratura em dentes tratados endodonticamente, restaurados com diferentes pinos intraradiculares e coroas totais metálicas. Foram selecionados 48 pré-molares humanos superiores com dois canais, que tiveram suas coroas seccionadas na junção

cimento esmalte, os condutos radiculares instrumentados até a lima #40 e obturados com guta-percha. Após o tratamento endodôntico, 2/3 do canal radicular foi preparado para receber o pino intra-radicular. Foi simulado o ligamento periodontal com material elástico com aproximadamente 200 µm de espessura e, posteriormente, as raízes foram incluídas em resina acrílica a 2 mm da junção cimento esmalte. As raízes foram divididas em quatro grupos: I – restaurados com pinos de fibra de quartzo cimentados com cimento resinoso, núcleo de resina composta e coroa total metálica. II – pinos metálicos pré-fabricados, com procedimentos de cimentação do pino e restauração coronária semelhantes ao I. III – pinos metálicos fundidos, com procedimentos de cimentação do pino e restauração coronária semelhantes aos grupos I e II. IV – restauração com coroa total, sem pino intra-radicular (grupo controle). Os espécimes foram levados à Máquina de Ensaio Universal e uma força compressiva em ângulo de 45° foi aplicada no centro da superfície oclusal, à velocidade de 0,5 mm/min, até que ocorresse a fratura. As fraturas foram classificadas em: cervical, quando se estendeu longitudinalmente a 1/3 da profundidade da porção cervical; mediana, quando se estendeu entre 1/3 e 2/3 da cervical para porção apical e apical, quando se estendeu longitudinalmente em 1/3 de profundidade em direção apical. O Grupo III (pino metálico fundido) apresentou os maiores valores de resistência à fratura, enquanto o Grupo IV (sem pino intra-radicular) apresentou os menores valores; os demais grupos não apresentaram

diferença significativa. Sessenta e sete por cento das fraturas no Grupo I (pinos de fibra de quartzo) foi limitado à área cervical, enquanto a fratura se estendeu da porção média a 2/3 da porção cervical em 67% e 83% dos espécimes no Grupo II (pinos metálicos pré-fabricados) e no Grupo III (pinos metálicos fundidos), respectivamente. No Grupo IV (preparo de coroa total) foram observadas fraturas oblíquas propagadas nas porções cervicais e medianas das raízes. Os autores concluíram que o pino de fibra de quartzo, com núcleo de resina composta e coroa total metálica foi a melhor alternativa para proteger o remanescente dental.

MEZZOMO et al. (2006) avaliaram a resistência à fratura em dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos, com e sem remanescente coronário, usando dois diferentes tipos de cimento. Foram utilizados 40 pré-molares superiores, divididos em grupos I - 2mm de remanescente coronário e pinos cimentados com fosfato de zinco; II - sem remanescente coronário e pinos cimentados com fosfato de zinco; III - 2mm de remanescente coronário e pinos cimentados com resina cement; IV - sem remanescente coronário e pinos cimentados com resina cement. Os espécimes foram colocados na máquina universal de ensaios, em ângulo de 45 graus, à velocidade de 1 mm/min, até sua fratura. Os autores concluíram que 2mm de remanescente coronário melhora a resistência à fratura em dentes restaurados com núcleo metálico fundido, porém, o tipo de cimento não altera a resistência à fratura.

Ng et al. (2006) avaliaram a influência do remanescente coronário na resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente. Selecionaram 50 dentes anteriores superiores com dimensões semelhantes, que tiveram parte de suas coroas seccionadas com disco de aço (padronizando 18 mm de comprimento). Os canais radiculares foram tratados endodonticamente, as raízes incluídas em resina acrílica e a porção coronária preparada com broca tronco cônica diamantada. Os corpos-de-prova foram divididos em 5 grupos (10 dentes), de acordo com a quantidade e disposição do remanescente coronário: I – 2 mm em todas as faces; II – 2 mm na face palatina; III – 2 mm na face vestibular; IV – 2 mm na face proximal e V – sem remanescente coronário. Foram utilizados pinos de fibra de quartzo, cimentados com cimento resinoso e a porção coronária foi restaurada com núcleo de resina fotopolimerizável e coroas metálicas. Os espécimes foram submetidos à força de compressão oblíqua, em ângulo de 135° em relação ao longo eixo das raízes, na Máquina MTS 858, à velocidade de 0,5mm/min, até a fratura das raízes. As médias das fraturas foram: 607N (Grupo I), 782N (Grupo II), 358N (Grupo III), 375N (Grupo IV) e 172N (Grupo V). A análise estatística demonstrou diferença significativa entre os grupos ($p < 0,01$) e aqueles com remanescente coronário apresentaram resistência à fratura maior que o grupo sem remanescente; os Grupos II e IV não apresentaram diferença significativa comparados ao Grupo I. Os autores concluíram que a presença e o

local do remanescente coronário podem influenciar significativamente a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente.

TEIXEIRA et al. (2006) avaliaram a resistência à fratura e a retenção de quatro tipos de pinos de fibra-de-vidro: Fibrekleer Parallel Post, Fibrekleer Tapered Post, Fibrekor e D.T. Light Post. Os autores dividiram 44 dentes em quatro grupos de acordo com o tipo de pinos. Os dentes foram preparados e cimentados com cimento resinoso dual. Depois de prontos, os espécimes foram levados à Máquina de Ensaio Universal para os testes de retenção e resistência à fratura. Os resultados obtidos no trabalho mostraram que os pinos Fibrekleer Tapered Post apresentaram uma retenção mais baixa quando comparados com os pinos paralelos. Quando submetidos ao teste de fratura, todos os pinos pré-fabricados de fibra-de-vidro apresentaram comportamento elástico, porém os pinos Fibrekleer Parallel Post apresentaram os melhores resultados.

SCHMITTER et al. (2006) avaliaram a resistência à fratura de incisivos superiores e inferiores reforçados com pinos de fibra-de-vidro. Foram utilizados 32 incisivos superiores e 32 incisivos inferiores tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibra-de-vidro, pré-tratados com Rocatec e sem tratamento. Foram fabricadas coroas e cimentadas com Ketac-cem e Panavia. Adicionalmente, oito incisivos superiores e inferiores com coroas naturais íntegras foram usados como grupo controle. Incisivos inferiores restaurados com pinos intra-radulares sem tratamento atingiram resistência à fratura similar aos dentes

naturais. Porém, a resistência à fratura de todos os dentes foi aumentada com o uso do Rocatec. A cimentação das coroas com Panavia aumentou a resistência à fratura nos incisivos superiores. Os autores concluíram que o Rocatec, usado no pré-tratamento dos pinos intra-radulares, e coroas cimentadas com Ketac-cem parecem reduzir o risco de fracasso clínico.

GIOVANI (2007) avaliou a resistência à fratura de raízes portadoras de retentores intra-radulares de fibra-de-vidro e metálicos fundidos com diferentes comprimentos, por meio do teste de compressão. Sessenta caninos superiores hígidos tiveram as coroas seccionadas e os canais radulares tratados endodonticamente. As raízes foram incluídas em blocos de resina, com exceção dos 4 mm cervicais. O espaço protético foi realizado com brocas cilíndricas, em baixa rotação, acopladas em paralelômetro, obtendo-se preparos com comprimentos de 6 mm (GI), 8 mm (GII) e 10 mm (GIII). Cada grupo foi subdividido em dois, de acordo com o tipo de pino utilizado: de fibra-de-vidro e metálico fundido, que foram cimentados com Panavia F. Coroas metálicas fundidas foram confeccionadas e cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Os blocos de resina com as raízes foram posicionados na Máquina Universal de Ensaio de modo que uma ponta retangular de extremidade arredondada aplicasse uma força com angulação de 135° em relação ao longo eixo das raízes, com velocidade constante de 1 mm/min. O teste de Dunn mostrou não haver diferença significativa ($p > 0,05$) entre os pinos metálicos fundidos de 6 mm (0,91 kN), 8 mm (0,87 kN) e 10 mm

(0,74 kN), em relação aos pinos de fibra-de-vidro, os de 8 mm (0,58 kN) foram estatisticamente semelhantes aos de 6 mm (0,43 kN) e aos de 10 mm (1,00 kN), enquanto que os de 6 mm e 10 mm foram estatisticamente diferentes entre si ($p < 0,01$). Concluiu-se que os diferentes comprimentos podem interferir na resistência à fratura, dependendo do tipo de pino utilizado.

SEEFELD et al. (2007) avaliaram a estrutura e a resistência à fratura de oito tipos diferentes de pinos de fibra e verificaram a existência de correlação entre características estruturais e força de deflexão. Oito tipos de pinos de fibra foram selecionados para este estudo: Fiber Kor, Para Post Fiber White, Luscent Anchor, Twin-Luscent Anchor, Style Post, DT White-Post, DT Light-Post e ER Dentin Post. Os pinos foram levados a uma máquina universal de ensaios, a um ângulo de 90° graus, utilizando três pontos para o teste de fratura. A força de fratura dos sistemas testados variou de 60 a 96N e a força de deflexão de 565 a 898MPa. DT White-Post e DT Light-Post (898 e 842MPa, respectivamente) tiveram forças de deflexão significativamente mais alta que os demais pinos. Style Post (565MPa) apresentou força de deflexão significativamente mais baixa que todos os outros pinos. As diferenças dos pinos de fibra em diâmetro variaram de 8.2 a 21mm e para a relação de pino de fibra/matriz de 41 a 76%. Das várias características estruturais investigadas, só a relação fibra/matriz mostrou correlação à força de deflexão ($r=0.922$). Os pinos investigados apresentaram diferença significativa em relação à carga de fratura e à força de deflexão.



Proposição

O objetivo do presente estudo foi avaliar, *in vitro*, a resistência à fratura de raízes tratadas endodonticamente, portadoras de retentores intra-radiculares metálicos fundidos e de fibra de vidro, variando-se a configuração geométrica em cilíndrica e cônica, por meio do teste de compressão.



Material e Métodos

O Projeto de pesquisa desse estudo foi submetido à apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa desta Instituição de Ensino Superior, que o aprovou sem restrições (Anexo).

Foram selecionados 50 incisivos centrais superiores hígidos, conservados em timol a 0,1% até o momento do seu uso e então lavados em água corrente por 24 horas para eliminação dos resíduos de timol. Os dentes foram limpos com auxílio de curetas periodontais SM 17/18 (Hu-Friedy, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e jatos de bicarbonato, ar/água Jet-Sonic (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

Com a finalidade de padronizar a amostra, os dentes foram radiografados no sentido vestibulo-lingual com o objetivo de selecionar dentes sem variações anatômicas, presença de canal único, sem calcificações e raiz com ápice formado. Com um paquímetro eletrônico digital Digimes[®] (Shinko Precision Gaging LTD, China), os dentes foram medidos e selecionados aqueles que permitissem a padronização das raízes no comprimento de 13 mm.

Os dentes foram seccionados transversalmente na sua porção cervical, próximo à união cimento-esmalte, com disco de carborundum (SS White Company, Philadelphia, USA), montado em peça de mão com velocidade de 20.000 rpm (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), sob refrigeração ar/água, de modo que o comprimento das raízes fosse padronizado em 13 mm (Figura 1).

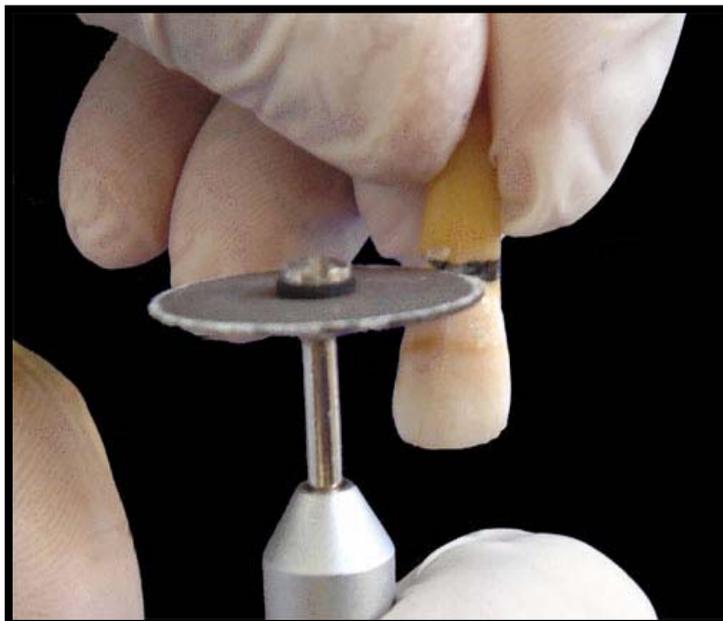


Figura 1- A) Secção transversal do Incisivo Central Superior, padronizando o comprimento radicular em 13 mm.

Tratamento endodôntico

A exploração do canal radicular dos 40 dentes, que tiveram suas coroas seccionadas, foi realizada com lima tipo K 35 # (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), para selecionar os espécimes que apresentassem no comprimento de trabalho (CT=12 mm), o diâmetro anatômico de 350 μ m. As raízes que apresentaram forame parapical, observados durante a exploração do canal, foram descartadas.

O preparo da entrada do canal radicular foi efetuado com brocas de Gates-Glidden (Maillefer Dentsply, Baillagues, Switzerland) números 2 e 3, e o preparo biomecânico do canal radicular foi realizado por meio da técnica manual Crown-Down, com limas manuais de aço inoxidável (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça),

obtendo-se um diâmetro cirúrgico correspondente à lima 55# (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça). A cada troca de limas, o canal radicular foi irrigado com 2 mL de hipoclorito de sódio a 1% alternado com EDTA a 17%, e a irrigação final foi realizada com 10 mL de água destilada e deionizada, seguida da secagem por meio da aspiração com cânulas metálicas e cones de papel absorvente (Dentsply-Herpo, Petrópolis, RJ, Brasil), compatíveis com o diâmetro cirúrgico do preparo no comprimento de trabalho.

Na seqüência, os canais foram obturados com cones de guta-percha principais e acessórios (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil) e cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), por meio da técnica de condensação lateral. O cimento Sealer 26 foi espatulado de acordo com as especificações do fabricante.

Após a obturação, foi realizado o corte do excesso extra-radicular dos cones de guta-percha com condensador de Paiva (Duflex, SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) aquecido, seguido da remoção de 4 mm da obturação, abaixo do nível cervical, para que fosse feita a condensação vertical, obtendo-se espaço para o selamento provisório com guta-percha e cimento restaurador provisório (Coltosol-Vigodent, RJ, Brasil).

Em seguida, as raízes foram imersas em água destilada e levadas à estufa ECB 1.2 (Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil), à temperatura de 37°C (\pm 2°C) por um período de 36 horas, correspondente a três vezes o tempo de

endurecimento do cimento endodôntico, determinado pelo fabricante como sendo de 12 horas.

Preparo dos corpos-de-prova

Decorrido o processo de endurecimento do cimento endodôntico, as raízes foram removidas da estufa e foram confeccionados sulcos perpendiculares ao longo eixo das mesmas com disco de carborundum (SSWhite Company, Philadelphia, USA), nas superfícies vestibular e lingual, com o objetivo de proporcionar retenção quando da inclusão das raízes em resina acrílica (Figura 2A).

Na seqüência, as raízes foram centradas verticalmente, com auxílio de bastões de cera, em matriz de alumínio com formato de paralelogramo, de seção quadrada de 16 mm. Resina acrílica autopolimerizável Orto Class (Clássico, São Paulo, Brasil) foi vertida na fase arenosa, no interior da matriz, em etapas. As raízes foram completamente incluídas, com exceção do remanescente cervical de 4 mm (Figuras 2A, 2B e 2C).

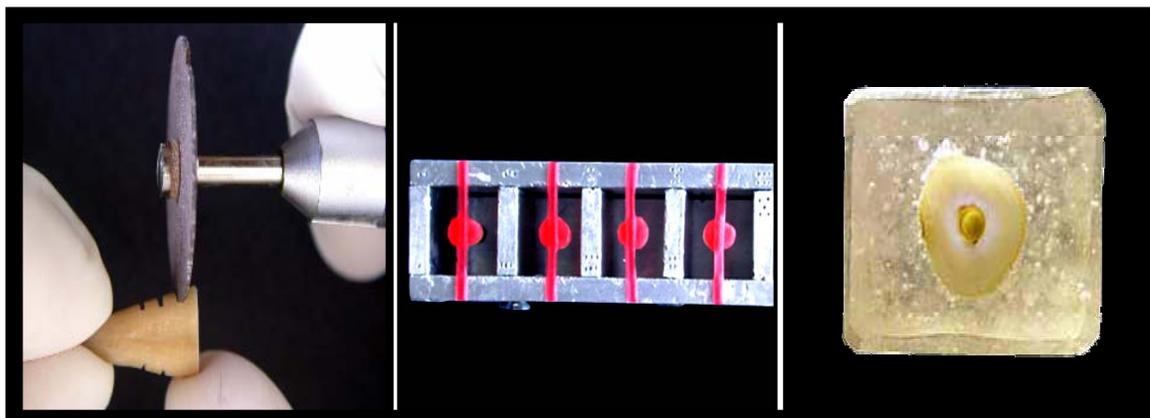


Figura 2- A) Sulcos realizados nas raízes para retenção no bloco de resina acrílica. B) Matriz metálica desmontável, com os espécimes posicionados com o auxílio da cera utilidade (visão superior). C) As raízes foram completamente incluídas, com exceção de 4 mm cervicais.

Para o preparo cervical das raízes, foi demarcada, com grafite, a altura de 2 mm e, com uma ponta diamantada nº 3069 (KG-Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) foram confeccionados sulcos de orientação, com profundidade de 1 mm, para padronização das paredes axiais, tendo como guia a extremidade ativa da ponta diamantada (Figuras 3B e C). A partir desses sulcos, foram realizados os desgastes na porção cervical, resultando no término cervical em ombro reto (Figura 3A). Em relação à largura dos preparos, a variabilidade do diâmetro do canal radicular e da espessura das raízes na superfície seccionada dificultou a padronização das paredes axiais, entretanto, todas apresentavam, no mínimo, 1 mm de largura (Figura 3C).

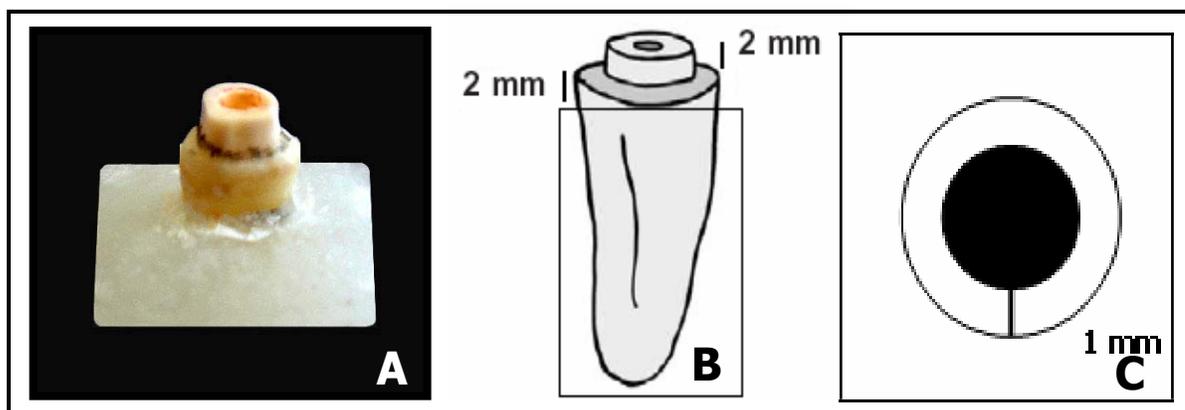


Figura 3 - A) Término em ombro reto. B) e C) Esquema da padronização das paredes axiais.

Os 10 dentes sem tratamento endodôntico, que não tiveram suas coroas clínicas removidas, também foram incluídas da mesma maneira que os demais espécimes e constituíram o grupo I – controle. Os conjuntos raízes/blocos de resina foram mantidos em água destilada e levados à estufa, a 37°C (\pm 2°C), em recipiente hermeticamente fechado, até o momento da fase seguinte.

Preparo do canal radicular para receber o pino

A remoção do cimento provisório da entrada dos canais foi realizada com broca esférica em baixa rotação (KG-Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) e o *plug* de guta-percha removido com explorador.

Na seqüência, 20 corpos-de-prova tiveram seus canais preparados com brocas cilíndricas do *Kit* Fibrekleer Parallel Post (Pentron Corporation, Wallingford, USA), onde a broca inicial tinha 1,00 mm de diâmetro; a seguinte, 1,25 mm e a final, 1,50 mm (Figura 4A).

Nos demais 20 corpos-de-prova os canais foram preparados com brocas do *Kit* Fibrekleer Tapered Post (Pentron Corporation, Wallingford, USA), onde a broca

inicial tinha 1,25 mm de diâmetro; a seguinte, 1,375 mm e a final, 1,50 mm (Figura 4B). O aumento gradual do diâmetro do preparo tanto no preparo cilíndrico com no preparo cônico evitou a concentração de tensão na dentina e permitiu a padronização da forma, comprimento e diâmetro dos espaços preparados. A seqüência dos preparos seguiu a orientação do fabricante. Os espaços intraradiculares foram confeccionados em baixa rotação, com a peça reta acoplada a um paralelômetro (Figura 4D), com o propósito de manter o direcionamento do preparo no longo eixo das raízes. A parte ativa da broca foi limitada em 8 mm de extensão por meio de um cursor plástico (Figura 4C), definindo, desta maneira, o espaço protético com 8mm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro.

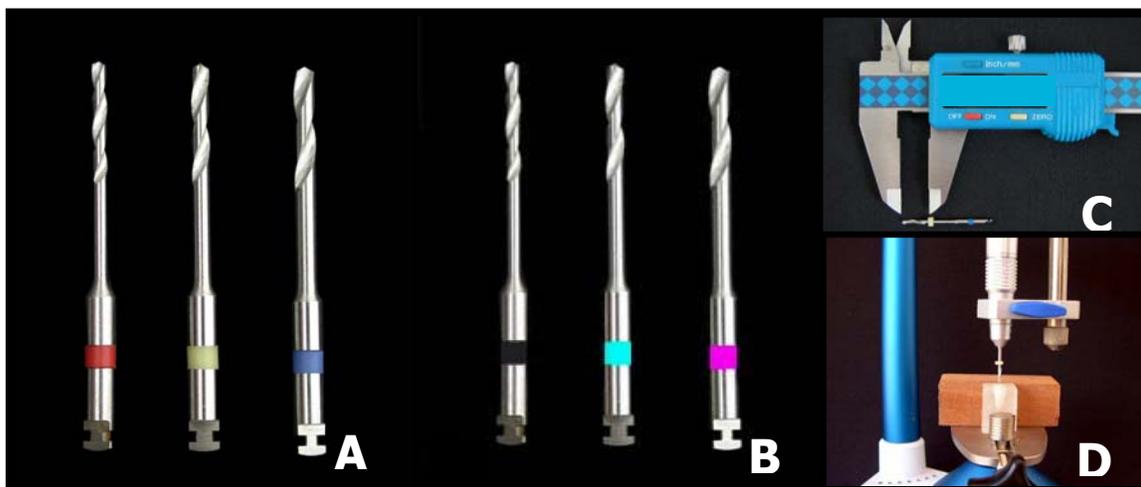


Figura 4 – (A) Brocas do *Kit* do pino de fibra-de-vidro Fibrekleer Parallel Post com parte ativa de 1 mm de diâmetro (vermelha), 1,25 mm (amarela), 1,5 mm (azul); (B) Brocas do *Kit* do pino de fibra-de-vidro Fibrekleer Tapered Post com parte ativa de 1,25 mm de diâmetro (preta), 1,357 mm (azul), 1,5 mm (roxo) (C) Aferição do comprimento da parte ativa da broca com paquímetro digital; (D) Peça de mão acoplada ao paralelômetro para realização do preparo do conduto radicular.

Os corpos-de-prova que receberam preparos cilíndricos (n= 20) e cônicos (n= 20) foram subdivididos em dois grupos (n= 10) de acordo com o tipo de pino: metálico com 1,5 mm de diâmetro e fibra-de-vidro com 1,5 mm de diâmetro, obtendo assim os seguintes grupos: II - pino metálico fundido cilíndrico, III - pino metálico fundido cônico, IV - pino de fibra-de-vidro cilíndrico Fibrekleer Parallel Post (Pentron Corporation, Wallingford, USA) e V - pino de fibra-de-vidro cônico Fibrekleer Tapered Post (Pentron Corporation, Wallingford, USA).

Os dentes do grupo I – controle, que não foram submetidos ao tratamento endodôntico e não tiveram suas coroas clínicas removidas, receberam preparo coronário com ponta diamantada nº 3069 (KG-Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), determinado por quatro sulcos de orientação com profundidade de 1 mm, tendo como orientação a extremidade ativa da ponta diamantada, padronizando o preparo em 5 mm de altura por 1 mm de largura.

Um dos espécimes do grupo controle foi escolhido para padronização da forma e dimensão coronária dos núcleos. Inicialmente foi feita moldagem da porção coronária com silicona de adição (Express 3M, Campinas, SP, Brasil) e obtenção do modelo com resina acrílica autopolimerizável Duralay que foi fundido com liga à base de Cu-Al Goldent-L.A. (Com. Imp. Exp., São Paulo, Brasil). Após a obtenção deste padrão metálico, 40 moldes de acetato foram confeccionados (Figura 5), em plastificadora a vácuo Bioart (São Carlos, SP, Brasil), e

posteriormente utilizados para a padronização da reconstrução da porção coronária em todos os grupos.



Figura 5 - Molde de acetato utilizado na padronização da reconstrução da porção coronária de todos os grupos.

Obtenção dos grupos II e III (metálico fundido)

Nos grupos II e III, os espaços protéticos foram moldados pela técnica direta, com resina acrílica quimicamente ativada Duralay (Reliance Dental, Worth, USA) e pinos auxiliares pré-fabricados Pin-jet (Ângelus, Curitiba, PR, Brasil).

As paredes internas dos preparos intra-radulares foram vaselinadas para que a moldagem com resina Duralay não ficasse retida no interior do canal radicular. A resina (pó e líquido) foi manipulada em um frasco e, ainda no estado

fluido, foi levada ao interior do canal com o auxílio de uma broca de Lentulo nº 40 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), seguida da introdução do Pin jet.

O padrão de resina obtido pela moldagem da porção intra-radicular apresentou o mesmo comprimento, forma e diâmetro do preparo do canal correspondente a cada grupo (Figura 6A).

Com o auxílio do molde de acetato previamente confeccionado, foi esculpida a porção coronária correspondente ao núcleo: o molde foi preenchido com resina Duralay, colocado sobre o pino moldado e, com um pincel nº 0, foram realizados os acabamentos necessários.

Os padrões de resina foram incluídos em anéis de silicone com revestimento fosfatado Termocast (Polidental, São Paulo, SP, Brasil) e fundidos em ligas de Cu-Al, de acordo com as instruções do fabricante.

Após a desinclusão, as fundições foram submetidas ao jateamento com óxido de alumínio e, em seguida, foram lavadas em água corrente e colocadas em aparelho de ultra-som para retirada de micropartículas que eventualmente ficassem incrustadas. Para a verificação da fidelidade das fundições, os pinos foram medidos com auxílio de um paquímetro digital e provados nos seus respectivos condutos, previamente identificados (Figura 6B).

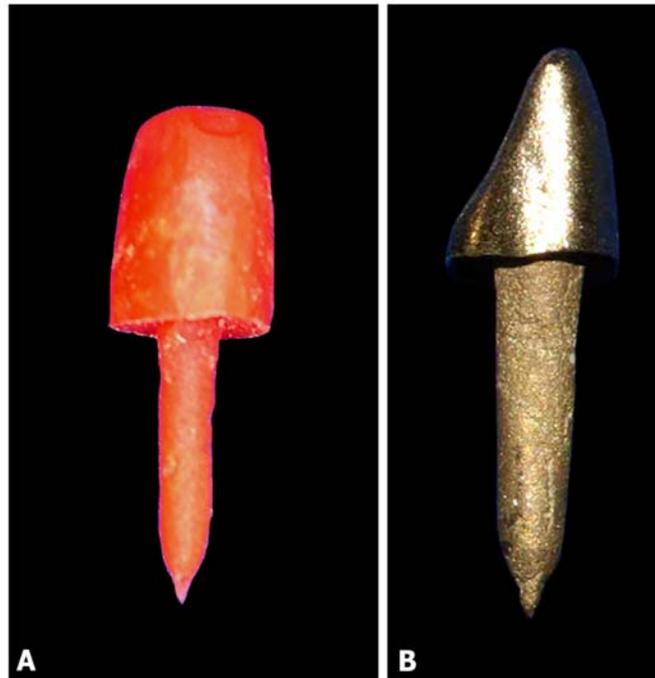


Figura 6– A) Núcleos moldados em resina acrílica auto-polimerizável Duralay; B) Núcleos metálicos fundidos em Cu-Al.

Os pinos metálicos fundidos foram previamente limpos com detergente neutro Ypê (Ypê, Química Amparo Ltda, Amparo, São Paulo, Brasil), lavados com água destilada e secos com jatos de ar. Em seguida, foi aplicada uma camada do Alloy Primer na porção intra-radicular dos pinos.

Os pinos metálicos fundidos foram fixados com cimento resinoso Panavia F (Kuraray Co. Ltda., Osaka, Japão). Esse cimento é composto de pastas resinosas radiopacas de baixa viscosidade, uma catalisadora e outra universal, acondicionadas em seringas individuais para um correto proporcionamento. O principal componente adesivo dessas pastas resinosas é o MDP (10-metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato). Além das pastas, o *kit* desse cimento

apresenta outros componentes, a saber: ED primer, Alloy Primer, Oxiguard II, uma placa plástica com casulos, blocos de papel para a espatulação das pastas, espátulas e pincéis (Figura 7).



Figura 7 - *Kit* do cimento resinoso Panavia F, utilizado para cimentação dos pinos intra-radulares.

A pasta base e a pasta catalisadora, na proporção indicada pelo fabricante, foram misturadas por 30 segundos, obtendo-se uma pasta lisa e uniforme, tendo-se o cuidado de manter a pasta espalhada sobre a superfície do bloco de espatulação, devido às suas características anaeróbicas. O cimento foi inserido no interior do espaço do conduto radicular com o auxílio da broca Lentulo nº 40 (Figura 8) e, em seguida, o pino também foi impregnado com o cimento e inserido no conduto radicular.

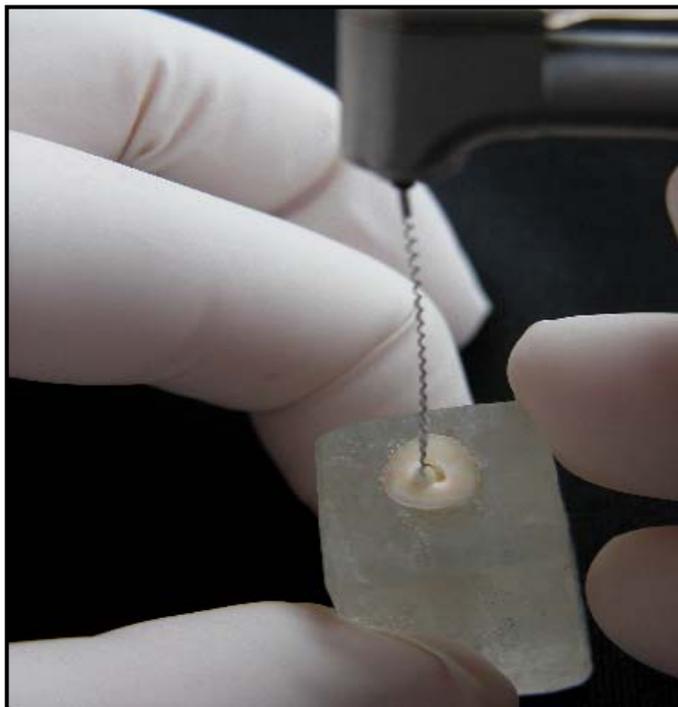


Figura 8 – Associação das técnicas de inserção do cimento resinoso

O pino foi mantido sob pressão digital constante (com o auxílio de uma balança digital de precisão) por 60 segundos e o excesso de cimento foi removido das margens com um pincel descartável. A fotoativação do cimento foi realizada com aparelho Ultralux eletronic com 350 a 500 mw/cm^2 de potência (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), por 30 segundos em cada face do núcleo (vestibular, lingual e proximais), em direção à linha de cimentação, perfazendo um total de 2 minutos de ativação por luz. Na seqüência, o gel Oxiguard II foi aplicado na linha de cimentação por 10 minutos e removido com um penso de algodão, sendo o conjunto lavado com *spray* ar/água.

Obtenção dos grupos IV e V (fibra-de-vidro cilíndrico e cônico)

Inicialmente, os pinos de fibra-de-vidro foram inseridos no canal radicular para verificar se este percorria toda a extensão do canal preparado. Na seqüência, os pinos foram cimentados com cimento Panavia F, seguindo o mesmo protocolo utilizado nos grupos II e III, com exceção da aplicação do Alloy Primer.

Para a confecção das porções coronárias (núcleos), a estrutura dental coronária foi condicionada com ácido fosfórico 37% (Figura 10A) por 15 segundos; a superfície tratada foi lavada com jatos de água por 20 segundos e os excessos foram removidos com discos de papel absorvente. Na seqüência, com a dentina úmida, foi aplicado o sistema adesivo Prime e Bond 2.1 (Dentsply-Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil) com auxílio de um pincel (Figura 10A), sendo que a primeira camada foi aplicada pelo tempo de 20 segundos, seguida de uma segunda camada com intervalo de 30 segundos para a evaporação do solvente. A seguir, jatos de ar foram aplicados por 5 segundos e foi realizada a fotoativação por 20 segundos, com aparelho Ultralux eletronic com 350 a 500 mw/cm^2 de potência (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

A resina composta Z 100 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Figura 10A) foi adaptada em camadas em torno do pino pré-fabricado, em incrementos de aproximadamente 2 mm de altura, sendo que cada camada foi fotoativada por 20 segundos. Para obtenção do formato do núcleo, os moldes de acetato foram preenchidos com resina composta e posicionados sobre as porções coronárias. Os

excessos foram removidos e a resina foi fotoativada por 40 segundos. Após a polimerização, os moldes de acetato foram seccionados e removidos (Figura 10B).

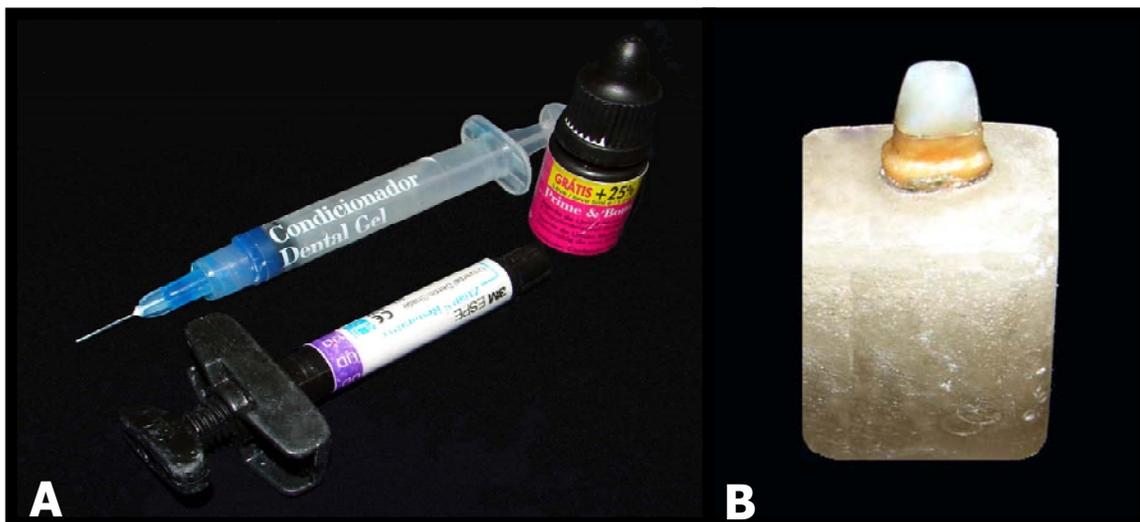


Figura 10 – A) Sistema adesivo Primer-Bond, juntamente com o ácido fosfórico a 37% e a resina composta. B) Núcleo de preenchimento em resina composta.

Obtenção das Coroas Metálicas Fundidas

Para a obtenção das coroas metálicas fundidas, o preparo de todos os espécimes foi finalizado com a confecção de um chanfro no degrau cervical, por meio de uma ponta diamantada cilíndrica de ponta ogival nº 4219 (KG-Sorensen, São Paulo, SP, Brasil). Uma fina camada de vaselina foi aplicada na porção coronária correspondente ao núcleo, as coroas foram esculpidas com cera para fundição (Prótese Odontológica S/C Ltda, Ribeirão Preto, SP, Brasil), incluídas em anéis de silicone com revestimento fosfatado Termocast (Polidental, SP, Brasil) e fundidas em liga de Co-Cr (Resilient Plus, Metalúrgica Riosulense S.A., Rio do Sul, Santa Catarina, Brasil), de acordo com as instruções do fabricante.

Após a desinclusão, as coroas foram submetidas ao jateamento com óxido de alumínio e, em seguida, foram lavadas em água corrente e colocadas em aparelho de ultra-som para retirada de micropartículas que eventualmente ficassem incrustadas.

Cimentação das Coroas Metálicas Fundidas

Todas as coroas foram fixadas com cimento de fosfato de zinco (SS White Artigos Dentários, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Foram colocados na placa de vidro 2,0 gramas de pó e 0,5 ml de líquido e estes espatulados com auxílio de uma espátula de plástico, seguindo as recomendações do fabricante.

Em seguida, as coroas foram preenchidas com o cimento (nas paredes vestibular, mesial, distal e palatina, com exceção da parede oclusal) colocadas sobre os preparos e uma pressão digital constante foi aplicada por 60 segundos. Após 6 minutos, os excessos foram removidos com explorador e, decorridos outros 6 minutos, os corpos-de-prova foram levados à estufa ECB 1.2 (Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil), com 100% de umidade relativa, à temperatura constante de 37°C ($\pm 2^\circ\text{C}$), por um período de 72 horas.

Ensaio de Compressão

Os corpos-de-prova foram, então, submetidos ao teste de compressão na Máquina Universal de Ensaios – Instron 4444 (Instron Corporation, Canton-Massachusetts, EUA) (Figura 11A).

Para que os corpos-de-prova permanecessem em ângulo de 45° em relação ao plano horizontal durante o ensaio de compressão, foi desenvolvida uma base de aço inox (3 cm de largura x 3 cm de altura x 8,5 cm de comprimento) que possuía sítio de inclinação de 45° em relação ao plano horizontal para o encaixe sem folgas dos corpos-de-prova. Este conjunto foi posicionado na base da Máquina Universal de Ensaaios (Figura 11B).

A aplicação da força de compressão foi realizada por meio de uma ponta de aço inoxidável com base retangular e extremidade arredondada, posicionada na face palatina da coroa metálica, na altura do cingulo, formando ângulo de 135° com o longo eixo do dente (Figura 11C). A base desta ponta acoplava-se à célula de carga da Máquina Universal de Ensaaios que foi acionada à velocidade de 1 mm/min.

O momento da fratura foi determinado quando ocorria queda abrupta da força, observada no visor da Máquina Universal de Ensaaios.

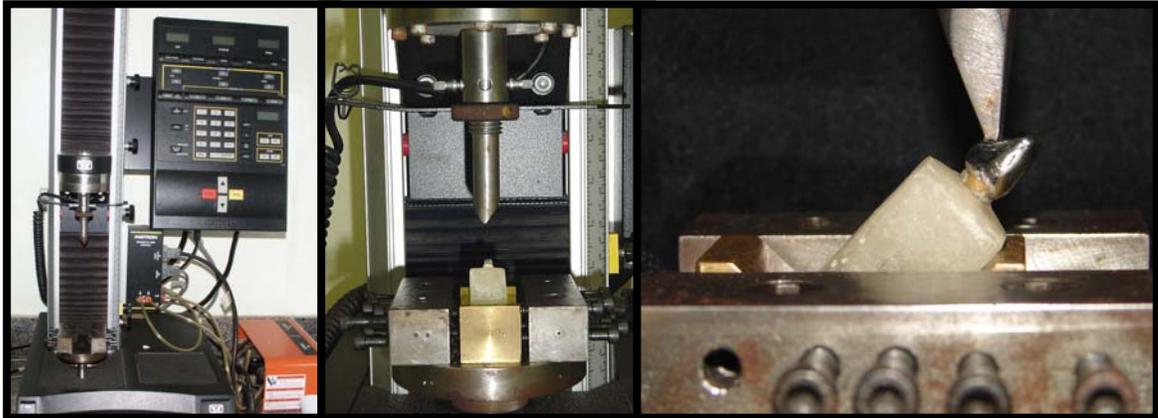


Figura 11 – A) Máquina Universal de Ensaios INSTRON 4444; B) Vista frontal da região de fixação do corpo-de-prova e de aplicação da força do mesmo e C) Ponta de aplicação da força da Máquina Universal de Ensaios posicionada no cingulo da coroa, com angulação de 45° em relação ao plano horizontal (vista lateral).

Todas as fases do experimento foram realizadas por um único operador, que manteve constantes todos os fatores, variando apenas os tipos de pino e a sua configuração geométrica.

Análise estatística

Os valores obtidos em kN da força necessária para a fratura das raízes foram submetidos a testes estatísticos preliminares, com o auxílio do *software* GMC 8.1, desenvolvido pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, com o objetivo de verificar a normalidade da distribuição. Como a amostra testada apresentou distribuição normal, foram aplicados, com auxílio do *software* Instat a análise de variância para verificar a existência de diferença estatística significativa entre as amostras e o teste complementar de Tukey para verificar a diferença entre os grupos.



Resultados

O modelo matemático do presente estudo é constituído por dois fatores de variação independentes: tipos de pinos intra-radulares, apresentando dois componentes (pinos reforçados com fibra-de-vidro e pinos metálicos fundidos) e formato dos pinos intra-radulares (cônico e cilíndrico). Cada uma das interações “tipo de pino intra-radulares” *versos* “formato dos pinos” intra-radulares apresenta 10 repetições, totalizando 50 valores numéricos, correspondentes à força de compressão em kiloNewton (kN) necessária para o deslocamento dos pinos intra-radulares. Os dados obtidos, com suas respectivas médias estão na Tabela I.

Tabela I – Valores originais, médias e desvio padrão (kN) da força máxima necessária para a fratura radicular nos diferentes grupos

Controle	Pino Metálico Fundido		Pino de fibra-de-vidro	
	Cilindrico	Cônico	Cilindrico	Cônico
0,873	0,188	0,630	0,701	0,556
0,751	0,702	0,497	0,581	0,410
1,312	0,185	0,515	0,485	0,411
1,020	0,202	0,860	0,414	0,384
0,626	0,446	0,799	0,661	0,537
0,724	0,399	0,414	0,950	0,395
0,847	0,412	0,576	0,274	0,325
1,167	0,933	0,353	0,779	0,636
0,582	0,302	0,499	0,577	0,505
0,771	0,585	0,714	0,890	0,374
0,868±0,234	0,435±0,244	0,585±0,165	0,711±0,346	0,446±0,100

Os dados foram submetidos a testes preliminares, visando verificar se a distribuição amostral seria normal. Os cálculos dos parâmetros amostrais sugerem que a distribuição amostral é normal, uma vez que temos 14 dados acima e 15 dados abaixo da média (Tabela II).

Tabela II. Cálculo dos parâmetros amostrais. Valores originais.

Parâmetros	Valores
Soma dos erros amostrais	0,0000
Soma dos quadrados dos dados	1,7628
Termo de correção	0,0000
Variância total	1,7628
Média geral da amostra	0,0000
Variância da amostra	0,0360
Desvio padrão da amostra	0,1897
Erro padrão da média	0,0367
Mediana (dados agrupados)	-0,0045
Número de dados da amostra	50,0000
Dados abaixo da média	15,0000
Dados iguais à média	21,0000
Dados acima da média	14,0000

Calculou-se, então, a distribuição de freqüências por intervalo de classe e acumuladas, nas quais os intervalos de classe baseiam-se na média e no desvio padrão amostral (Tabela III).

Tabela III. Distribuição de freqüências por intervalos de classe e acumuladas. Valores originais.**A. Freqüências por intervalos de classe:**

Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Freqüências absolutas	0	2	13	21	10	3	1
Em valores percentuais	0,0	4,0	26,0	42,0	20,0	6,0	2,0

B. Freqüências acumuladas

Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Freqüências absolutas	0	2	15	36	46	49	50
Em valores percentuais	0,0	4,0	30,0	72,0	92,0	98,0	100,0

Com os dados de freqüência acumulados, traçou-se uma curva experimental, à qual foi sobreposta uma curva normal matemática. A discrepância entre as duas curvas demonstra seu grau de aderência (Figura 19) e, neste caso, a curva normal e a curva experimental estão bastante próximas entre si, indicando haver normalidade entre as amostras testadas.

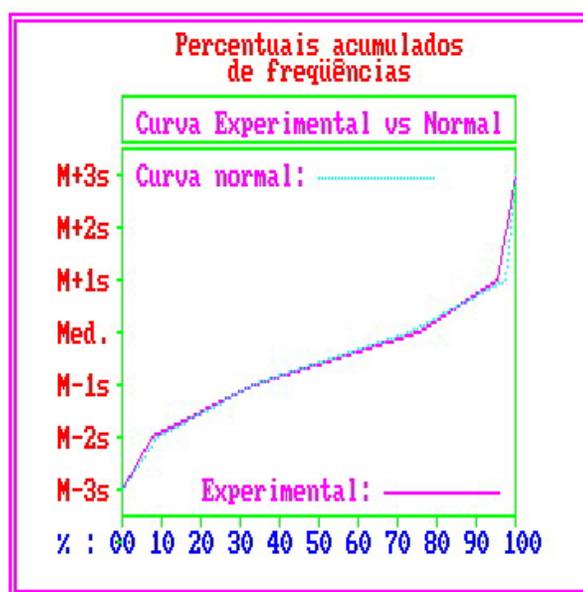


Figura 19 - Gráfico ilustrando a curva experimental e normal dos percentuais de freqüências acumulados.

Traçou-se o histograma de freqüências da distribuição dos erros amostrais e a curva normal, os quais podem ser observados na Figura 20, onde se nota a distribuição central dos dados experimentais e certa simetria dos dados ao redor da média, com números mais ou menos equivalentes abaixo e acima dela, o que é um indício de que a distribuição dos erros amostrais é normal.

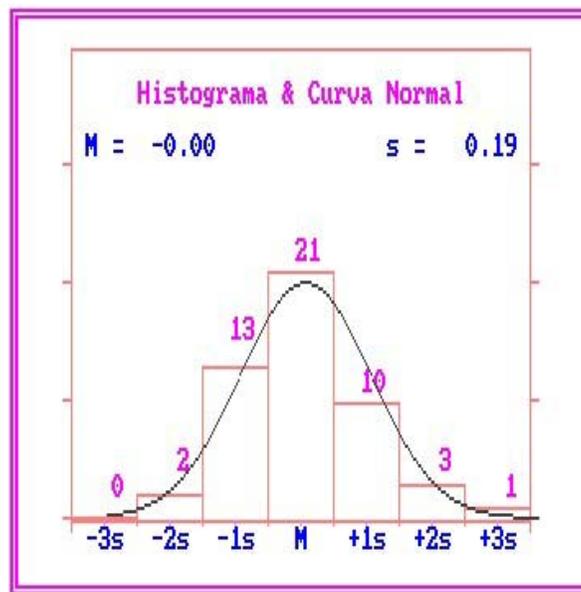


Figura 20 - Gráfico ilustrando o histograma de freqüências da distribuição dos erros amostrais e curva normal.

A seguir, realizou-se o teste de aderência da distribuição de freqüências por intervalo de classe da distribuição normal em relação à mesma distribuição dos dados amostrais. Verifica-se que a probabilidade da distribuição experimental ser normal é de 84,3500 %. (Tabela IV).

Tabela IV. Teste de aderência à curva normal. Valores originais.

A. Freqüências por intervalos de classe:							
Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal	0,44	5,40	24,20	39,89	24,20	5,40	0,44
Curva experimental	0,00	4,00	25,00	42,00	20,00	6,00	2,00
B. Cálculo do Qui quadrado:							
Graus de liberdade	4	Interpretação:					
Valor do Qui quadrado	1,40	A distribuição amostral testada					
Probabilidade de H_0 :	84,3500 %	é normal					

A análise do conjunto de resultados obtidos nesses testes preliminares levou à conclusão de que a distribuição amostral era normal, o que nos conduziu para a realização da análise estatística paramétrica.

O teste estatístico paramétrico que melhor se adaptou ao modelo experimental foi à análise de variância, pelo fato de se tratar de um teste que permite a comparação de múltiplos dados independentes.

O teste de análise de variância evidenciou diferença estatisticamente significativa entre as amostras ($p < 0,01$).

Para esclarecer quais tipos de retentores apresentavam diferença estatisticamente significativa entre si, aplicou o teste de Tukey que permite a comparação entre as médias, duas a duas, como pode ser observado na Tabela VI.

Tabela VI. Teste de *Tukey* entre os valores médios de compressão para os diferentes grupos

Comparação	Diferença média	q	Valor de p
Controle X Metálico cilíndrico	0,4329	5,790	p<0,01 s
Controle X Metálico cônico	0,3026	4,047	P<0,05 s
Controle X Fibra cilíndrica	0,1573	2,104	p>0,05 ns
Controle X Fibra cônico	0,4206	5,625	p<0,01 s
Metálico cilíndrico X Metálico cônico	-0,1303	1,743	p>0,05 ns
Metálico cilíndrico X Fibra cilíndrica	-0,2756	3,686	p>0,05 ns
Metálico cilíndrico X Fibra cônico	-0,01235	0,1652	p>0,05 ns
Metálico cônico X Fibra cilíndrica	-0,1453	1,943	p>0,05 ns
Metálico cônico X Fibra cônico	0,1180	1,578	p>0,05 ns
Fibra cilíndrica X Fibra cônico	0,2633	3.521	p>0,05 ns

O grupo controle, com espécimes que foram confeccionados preparos coronários sem o tratamento endodôntico, apresentou os maiores valores de resistência à fratura por meio do teste de compressão, sendo estatisticamente semelhante ($p>0,05$) aos espécimes que foram reabilitados com retentores de fibra-de-vidro cilíndrico e diferente estatisticamente ($p<0,01$) dos grupos que foram reabilitados com retentores fibra-de-vidro cônico e metálicos fundidos na forma cilíndrica ou cônica.

Os retentores metálicos fundidos cilíndricos não apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparados com os metálicos fundidos cônicos. Os retentores pré-fabricados de fibra-de-vidro cilíndricos não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação aos pré-fabricados de fibra-de-vidro cônicos.

A interação entre os metálicos fundidos cônicos e os pré-fabricados de fibra-de-vidro cônicos, pré-fabricados de fibra-de-vidro cilíndricos e metálicos fundidos cônicos não apresentou diferença estatisticamente significativa.



Discussão

O retentor intra-radicular é utilizado na reabilitação de dentes que, apresentam grande destruição coronária necessitando da colocação de coroa protética. Este procedimento é amplamente difundido na prática odontológica para a obtenção da retenção da peça protética, aliando-se estabilidade e estética, além da integridade do remanescente radicular (STANDLEE et al., 1978, GUIMARÃES et al., 1999; GALLO et al., 2002; BATERN et al., 2003; IGLESIA-PUIG; ARELLANO-CABORNERO, 2004; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

A fratura da raiz ou do retentor intra-radicular é uma das falhas mais freqüentes neste tipo de reabilitação de um elemento dental (PLASMANS et al., 1988; YANG et al., 2001; LASSILA et al., 2004; SHIRATORI et al., 2005; FOKKINGA et al., 2006; HAYASHI et al., 2006; Ng et al., 2006). Aliado a isso, a perda de umidade na dentina pelo o tratamento endodôntico ocasiona diminuição da resiliência, o que gera aumento na probabilidade de fraturas (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Dessa maneira, este estudo buscou avaliar a resistência à fratura de raízes submetidas ao tratamento endodôntico e restauradas por meio da utilização de retentores intra-radiculares metálicos fundidos e de fibra-de-vidro, variando a sua configuração geométrica em cilíndrica ou cônica.

O ensaio de compressão, por meio da utilização da Máquina Universal de Ensaio, é a metodologia que tem sido utilizada para avaliar a susceptibilidade à fratura de raízes portadoras de retentores intra-radiculares (DILMENER et al.,

2006; TEIXEIRA et al., 2006, SEEFELD et al., 2007), conforme utilizado neste experimento.

Alguns aspectos em relação à metodologia utilizada merecem destaque para seu entendimento. Para realização do teste de compressão, todos os corpos-de-prova foram confeccionados de forma que o remanescente cervical das raízes apresentasse 4 mm de comprimento e espessura mínima de dentina em torno de 1 mm ao redor do canal radicular, para a confecção do preparo protético, de acordo com pesquisas existentes na literatura (SORENSEN; MARTINOFF, 1984; MITSUI et al., 2004; DILMENER et al., 2006; FOKKINGA et al., 2006; Ng et al., 2006). Com base em observações clínicas, STANDLEE et al. (1972) também preconizaram para o remanescente dentário íntegro, a espessura mínima de 1 mm em toda a circunferência do canal radicular.

Neste estudo utilizou-se como grupo controle dentes que foram submetidos ao preparo coronário sem tratamento endodôntico, a fim de preservar ao máximo a estrutura dental. Segundo SORENSEN; MARTINOFF, (1984); PONTIUS; HUTTER, (2002); SHIRATORI et al., (2005); MEZZOMO et al., (2006); Ng et al., (2006), dentes com menor destruição dos tecidos apresentam maior resistência à fratura.

O espaço protético para receber as contenções radiculares foi realizado seguindo as normas preconizadas por SHILLINGBURG et al. (1991), que determina que o preparo protético deva ter 2/3 do comprimento do dente, e por ser um procedimento largamente utilizado pelos profissionais de Odontologia.

Coroas metálicas fundidas foram confeccionadas em todos os espécimes, para padronização da aplicação da força durante o teste de compressão, de acordo com FOKKINGA et al. (2006); HAYASHI et al. (2006); Ng et al. (2006). Esta conduta foi estabelecida, pois raízes restauradas com pinos de fibra-de-vidro e núcleos em resina composta apresentam fratura na porção coronária de resina, conforme observado por MARTINEZ-INSUA et al. (1998) e PEREIRA et al. (2005).

O ângulo de incidência de força sobre o corpo-de-prova foi de 135° em relação ao longo eixo das raízes, com o intuito de reproduzir, ao máximo, os tipos de força que incidem sobre os dentes, ou seja, uma associação de compressão e cisalhamento, pois o ângulo formado entre os dentes anteriores superiores e inferiores são de aproximadamente 135° (MOYERS, 1975).

A ponta utilizada no ensaio de compressão apresentava formato retangular, conforme descrito por Ng et al. (2006), com a extremidade de faces arredondadas para permitir a distribuição uniforme dos esforços na coroa metálica, e fazer com que a força aplicada incidisse em toda a extensão da junção entre os terços incisal e médio da face palatina.

A análise dos resultados, em relação à variação da configuração geométrica dos pinos metálicos fundidos, permitiu observar que a forma, cilíndrica ou cônica, não interferiu na resistência à fratura das raízes. Isso pode ser provavelmente explicado, uma vez que, quando um pino com alto módulo de elasticidade (rígido), como o metálico fundido, é submetido a uma carga compressiva oblíqua, a força é

transferida para a dentina, que apresenta menor módulo de elasticidade (portanto, elástica), dessa forma, a tensão desenvolvida no pino metálico fundido é transferida de forma efetiva para a dentina aumentando a possibilidade de fratura (HAYASHI et al., 2006), independente de sua configuração. Este resultado está de acordo com SCOTTI; FERRARI (2003), que observaram que a fratura em dentes restaurados com pinos metálicos fundidos está relacionada à dureza do pino, que possui maior módulo de elasticidade que a dentina, levando à diminuição da flexibilidade do conjunto dente/pino e à eficiente transferência de cargas do pino para a estrutura remanescente.

Quando comparados os pinos de fibra-de-vidro com o grupo controle, os resultados mostraram que a configuração geométrica influenciou na susceptibilidade à fratura radicular, sendo que as raízes restauradas com retentores de forma cilíndrica tiveram comportamento semelhante ao grupo controle e menor susceptibilidade à fratura que os de forma cônica. Os retentores de forma cilíndrica, por possuírem maior volume de massa, quando submetidos à carga compressiva apresentam capacidade de absorver maior quantidade de tensão, não a transferindo para a dentina (FOKKINGA et al., 2006, TEXEIRA et al., 2006). Ao contrário, o pino cônico, devido à sua configuração geométrica, além de absorver menor quantidade de tensão, pode gerar o efeito de cunha, ocasionado pela concentração desta tensão quando o elemento dental é colocado em função (TEIXEIRA et al., 2006).

Quando os grupos experimentais foram comparados entre si, observou-se que não houve diferença significativa entre os tipos de retentores (metálicos fundidos e de fibra-de-vidro) bem como as configurações geométricas analisadas neste estudo (cilíndrica e cônica). Vale salientar que todos os espécimes foram reabilitados com retentores de mesmo comprimento, ou seja, com 8 mm, que corresponde a 2/3 da raiz conforme preconizado por SHILLINGBURG et al. (1991), permitindo a dissipação dos esforços em uma maior área de dentina radicular (DEAN et al., 1998; TEIXEIRA et al., 2006). Dessa maneira, apesar da força de compressão ter sido igual em todos os grupos, o local da fratura pode ter sido diferente. Segundo HAYASHI et al. (2006) e GIOVANI (2007), a predominância de fraturas com retentores metálicos fundidos é na região apical, em função da transferência da carga compressiva oblíqua do pino para a dentina. Segundo ALBUQUERQUE et al. (1998); FREEDMAN (2001); FOKKINGA et al. (2006); HAYASHI et al. (2006), este local de fratura impossibilita uma nova reabilitação dessas raízes.

GIOVANI (2007) verificou que dentes com retentores de fibra-de-vidro de maior comprimento apresentam predomínio de fratura na região cervical, provavelmente devido à maior concentração de força nesta região, ocasionada pelo ângulo formado na união do pino de fibra-de-vidro com o núcleo de resina composta, gerando uma área mais susceptível à concentração de tensões e, portanto, à fratura, como ocorreu na maioria dos casos do presente estudo.

Perante os resultados obtidos e achados na literatura, o pino de fibra-de-vidro aparece como alternativa em função de propriedades biomecânicas satisfatórias, boa estética, economia de tempo e redução do custo (DRUMMOND, 2000; MARTELLI, 2000; MANNOCCI et al., 2001; STEWARDSON, 2001; DUKE, 2002; PEGORETTI et al., 2002; DRUMMOND; BAPNA, 2003; SCOTTI; FERRARI, 2003; LASSILA et al., 2004; NARVA et al., 2004), ao contrário dos pinos metálicos fundidos (AKKAYAN, 2002; PEGORETTI et al., 2002; DRUMMOND; BAPNA, 2003; GALHANO et al., 2006; SEEFELD et al., 2007).

Convém observar que mais pesquisas se fazem necessárias para avaliar o comportamento dos diversos sistemas de pinos e suas respectivas propriedades, propiciando aos profissionais subsídios para solucionar com bom senso cada caso clínico.



Conclusões

Com base na metodologia utilizada e nos resultados obtidos neste estudo, é lícito concluir que:

1. Os pinos pré-fabricados de fibra-de-vidro cilíndricos apresentaram os maiores valores de resistência à compressão necessária para a fratura da raiz, com valores semelhantes aos espécimes do grupo controle.

2. Os pinos metálicos fundidos cilíndricos e cônicos e os de fibra-de-vidro cônicos foram estatisticamente semelhantes entre si, apresentando os menores valores de resistência à compressão.



Referências

AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 4, p. 431-437, 2002.

ALBUQUERQUE, R. C.; DUTRA, R. A.; VASCONCELOS, W. A. Pinos intra-radulares de fibras de carbono em restaurações de dentes tratados endodonticamente. **Rev. da APCD**, v. 52, n. 6, p. 441-444, 1998.

ARAÚJO, M. L. S.; VINHA, D.; TURBINO, M. L. Retenção de núcleo intra-canal: variação da forma, do tratamento superficial e do agente cimentante. **Rev. Odont. Univ. São Paulo.**, v. 10, n. 4, p. 303-307, 1996.

BARABAN, D. J. A simplified method for making posts and cores. **J. Prosthet. Dent.**, v. 24, n. 3, p. 287-297, 1970.

BATERN, G.; RICKETTS, D. N. J.; SAUNDERS, W. P. Fiber-based post system: a review. **Braz. Dent. J.**, v. 195, n. 1, p. 43-48, 2003.

BENDER, I. B.; FREEDLAND, J. B. Adult root fracture. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 107, p. 3, p. 413- 419, 1983.

CHRISTY, J. M.; PIPKO, D. J. Fabrication of a dual-post veneer crown. **Am. J. Dent.**, v. 75, n. 6, p. 1419-1425, 1967.

COELHO, C. S. M. **Influência da espessura dentinária e geometria de pinos radulares na distribuição de tensões em incisivos centrais superiores.**

Uberlândia/MG, 2003. 118f. Dissertação (Mestrado-Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia.

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

DE PAULA, L. V.; ITO, L.; EDUARDO, C. P. Avaliação radiográfica de reforço intraradicular com utilização de resinas compostas fotopolimerizáveis. **Rev. AOB Nac.**, v. 6, n. 1, p. 48-51, 1998.

DEUTSCH, A. S.; MUSIKANT, B. L.; CAVALLARI, J.; SILVERSTEIN, L.; LEPLEY, J.; OHLEN, K.; LESSER, M. Pre-fabricated dowels: A literature review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 49, n. 4, p. 498-503, 1983.

DEUTSCH, A. S.; MUSIKANT, B. L.; CAVALLARI, J.; SILVERSTEIN, L.; LEPLEY, J.; OHLEN, K.; LESSER, M. Root fracture during of prefabricated posts related to root size. **J. Prosthet. Dent.**, v. 53, n. 6, p. 786-789, 1985.

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

DUKE, E. S. New directions for post in restoring endodontically treated teeth. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 23, n. 2, p. 116-122, 2002.

FOKKINGA, W. A.; KREULEN, C. M.; LE BELL-RONNLOF, A. M.; LASSILA, L. V.; VALLITTU, P. K.; CREUGERS, N. H. *In vitro* fracture behavior of maxillary

premolars with metal crowns and several post-and-core systems. **J. Oral Science**, v. 114, n. 3, p. 250-256. 2006.

FRAGA, R. C.; CHAVES, B. T.; MELLO, G. S.; SIQUEIRA Jr, J. F. *In vitro* Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. **J. Oral Rehabil.**, v. 25, n. 11, p. 809- 813, 1998.

FREEDMAN, G. A. Esthetic post-and-core treatment. **Dent. Clin. North Am.**, v. 45, n. 1, p. 103-116, 2001.

GALHANO, G. A.; VALANDRO, L. F.; MELLO, R. M.; SCOTTI, R.; BOTTINO, M. A. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber, quartz fiber and glass fiber based posts. **J. Endod.**, v. 31, n. 3, p. 209-211, 2006.

GALLO, J. R.; MILLER, T.; XU, X.; BURGESS, J. O. *In vitro* evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel post. **J. Prosthodont.**, v. 11, n. 1, p. 25-29, 2002.

GIOVANI, A. R. **Avaliação da resistência à fratura de raízes portadoras de retentores intra-radiculares metálicos fundidos e de fibra de vidro com diferentes comprimentos, por meio do teste de compressão.** 2007. 138f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP, São Paulo, 2007.

GOMES, A. P. M.; PAGANI, C.; ARAUJO, M. A. M.; SERIKAKU, A. L.; GUIMARÃES, M. P. Avaliação da resistência à tração de pinos cerâmicos cosmopost cimentados com dois diferentes cimentos resinosos. **Rev. Odontol. Unesp**, v. 31, n. 1, p. 127-139, 2002.

GRIEZNIS, L.; APSE, P.; SOBOLEVA, U. The effect of 2 different diameter cast post on tooth root fracture resistance *in vitro*. **Stomatologija**, v. 8, n. 1, p. 30-32, 2006.

GUIMARÃES, C. S.; RIBEIRO, S. C.; BIFFI, J. C. G.; MOTA, A. S. Análise comparativa da retenção de pinos intra-radulares pré-fabricados e fixos com diferentes agentes de cimentação. **Rev. Pós-Graduação Fac. Odont. USP**, v. 6, n. 4, p. 354-360, 1999.

GUTMANN, J. L. The dentin-root complex: anatomic and biologic consideration in restoring endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 64, n. 4, p. 39-44, 1992.

GUZY, G. E.; NICHOLS, J. I. *In vitro* comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J. Prosthet. Dent.**, v. 42, n. 1, p. 39-44, 1979.

HATZIKYRIAKOS, A. H.; REISIS, G. I.; TSINGOS, N. A 3-year post operative clinical evaluation of post and core beneath existing crowns. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, n. 4, p. 454-458, 1992.

HAYASHI, M.; TAKAHASHI, Y.; IMAZATO, S.; EBISU, S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. **Dent. Mater.**, v. 22, n. 5, p. 477-485, 2006.

IGLESIA-PUIG, M. A.; ARELLANO-CABORNERO, A. Fiber-reinforced post and core adapted to a previous metal ceramic crown. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 2, p. 191-194, 2004.

JOHNSON, J. K.; SAKUMURA, J. S. Dowel form and tensile force. **J. Prosthet. Dent.**, v. 18, n. 4, p. 319-327, 1978.

KAHN, F. H. Selecting a post system. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 122, n. 12, p. 70-71, 1991.

LASSILA, L. V. J.; TANNER, J.; LE BELL, A. M.; NARVA, K.; VALLITTU, P. K. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dent. Mater.**, v. 20, n. 1, p. 29-36, 2004.

LEWGOY, H. R.; YOUSSEF, M. N.; MATSON, M. R. Estudo pelo método dos elementos finitos dos pinos Flexi Post e Flexi Flange em um incisivo central superior. **Pesqui. Odontol. Bras.**, v. 17, n. 2, p. 132-136, 2003.

MANNOCCI, F.; SHERRIFF, M.; WATSON, T. F. Three-point bending test of fiber post. **J. Endod.**, v. 27, n. 12, p. 758-761, 2001.

MARTELLI, R. Fourth-generation intraradicular post for the aesthetic restoration of anterior teeth. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, v. 12, n. 6, p. 579-584, 2000.

MARTINEZ-INSUA, A.; DA SILVA, L.; RILO, B.; SANTANA, U. Comparison of the fracture resistance of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. **J. Prosthet. Dent.**, v. 80, n. 5, p. 527-532, 1998.

MATTISON, G. D. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic post. **J. Prosthet. Dent.**, v. 48, n. 4, p. 407-411, 1982.

MELO; M. P. **Avaliação da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com pinos pré-fabricados e resinas compostas variando a quantidade de remanescente dentário coronal.** 2003. 123f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.

MEYENBERG, K. H.; LUTHY, H.; SCHARER, P. Zirconia Post: a new ceramic concept for nonvital abutment teeth. **J. Esthet. Dent.**, v. 7, n. 2, p. 73-80, 1995.

MEZZOMO, E.; MASSA, F.; SUZUKI, R. M. Fracture resistance of teeth restored with 2 different post-and-core designs fixed with 2 different luting cements: an in vitro study. **Quintessence Int.**, v. 37, n. 6, p. 477-484, 2006.

MILOT, P.; STEIN, R. S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. **J. Prosthet. Dent.**, v. 68, n. 3, p. 428-435, 1992.

MITSUI, F. H. O.; MARCHI, G. M.; PIMENTA, L. A. F.; FERRARESI, P. M. *In vitro* study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. **Quintessence Int.**, v. 35, n. 8, p. 612-616, 2004.

MONDELLI, J.; STEAGALL, L.; ISHIKIRIAMA, A.; LIMA NAVARRO, M. F.; SOARES, F. B. Fracture strength of human teeth with cavity preparation. **J. Prosthet. Dent.**, v. 43, n. 4, p. 419-422, 1980.

MORGANO, S. M. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J. Prosthet. Dent.**, v. 75, n. 4, p. 375-380, 1996.

MOYERS, R. E. **Handbook of orthodontics**. 3. ed. Chicago: YPMP, 1975, 778p.

NARVA, K. K.; LASSILA, L. V. J.; VALLITTU, P. K Fatigue resistance and stiffness of glass fiber-reinforced urethane dimethacrylate composite. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 2, p. 158-163, 2004.

Ng, C. C. H.; DUMBRIGUE, H. B.; AL-BAYAT, M. I.; GRIGGS, J. A.; WAKEFIELD, C. W. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 95, n. 4, p. 290-296, 2006.

OURIQUE, S. A. M. Cimento resinoso e compósito reforçados por fibras cerâmicas flexíveis em núcleo intra-canal. **J. Brasil. Clín. Odont. Integrada**, v. 5, n. 7, p. 223-227, 2001.

PEGORETTI, A.; FAMBRI, L.; ZAPPINI, G.; BIANCHETTI, M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, v. 23, n. 13, p. 2667-2682, 2002.

PEREIRA, J. R.; MENDONÇA NETO, T.; PORTO, V. C.; PEGORARO, L. F.; VALLE, A. L. Influence of the remaining coronal structure on the resistance of teeth with intraradicular retainer. **Braz. Dent. J.**, v. 16, n. 3, p. 197-201, 2005.

PIERRISNARD, L.; BOHIN, F.; RENAULT, P.; BARQUINS, M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: mechanical study using finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 88, n. 4, p. 442-308, 2002.

PLASMANS, P. J. J. M.; WELLE, P. R.; VRIJHOEF, B. S. *In vitro* resistance of composite resin dowel and cores. **J. Endod.**, v. 14, n. 6, p. 300-304, 1988.

PONTIUS, O.; HUTTER, J. W. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. **J. Endod.**, v. 28, n. 10, p. 710-715, 2002.

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

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

ROSEN, H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 11, n. 1, p. 973-986, 1961.

SCHMITTER, M.; HUY, C.; OHLMANN, B.; GABBERT, O.; GILDE, H.; RAMMELSBERG, P. Fracture resistance of upper and lower incisors restored with glass fiber reinforced post. **J. Endod.**, v. 32, n. 4, p. 328-330, 2006.

SCHWARTZ, R. S.; ROBBINS, J. W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J. Endod.**, v. 30, n. 5, p. 289-301, 2004.

SCOTTI, R.; FERRARI, M. **Pinos de fibra – Considerações teóricas e aplicações clínicas**. 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas, 2003, 132 p.

SEDGLEY, C. M.; MESSER, H. H. Are endodontically treated teeth more brittle? **J. Endod.**, v. 18, n. 7, p. 332-335, 1992.

SEEFELD, F.; WENZ, H. J.; LUDWIG, K.; KERN, M. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems. **Dent Mater.**, v. 23, n. 3, p. 265-271, 2007.

SHILLINGBURG, H. T.; KESSLER, J. C. **Restaurações protéticas dos dentes tratados endodonticamente**. 2º ed. São Paulo: Quintessence, 1991. Cap. 1, p. 13-44.

SHIRATORI, F. K.; VALLE, A. L.; BONFANTE G.; PEGORARO, L. F.; OLIVEIRA, J. A.; ZOGHEIB, L. V.; AYUB, E. A.; SANADA, J. T. Avaliação dinâmica e estática da influência do remanescente coronário em dentes restaurados com pino de fibra de carbono. In: Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 22, Águas de Lindóia, 2004. **Braz. Oral Res.**, v. 19, p. 83, resumo Nº Ib136, 2005.

SILVERSTEIN, W. H. The reinforcement of weakened pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 14, n. 2, p. 372-81, 1964.

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

STANDLEE, J. P.; CAPUTO, A. A.; COLLARD, E. W.; POLLACK, M. H. Analysis of stress distribution by endodontic posts. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 33, n. 6, p. 952-960, 1972.

STANDLEE, J. P.; CAPUTO, A. A.; HANSON, E. C. Retention of Endodontic Dowels: Effects of cement, dowel length, diameter and design. **J. Prosthet. Dent.**, v. 39, n. 4, p. 401-405, 1978.

STERN, N.; HIRSHFIELD, Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v. 30, n. 2, p. 162-165, 1973.

STEWARDSON, D. A. Non-metal post systems. **Dent. Update**, v. 28, n. 7, p. 326-336, 2001.

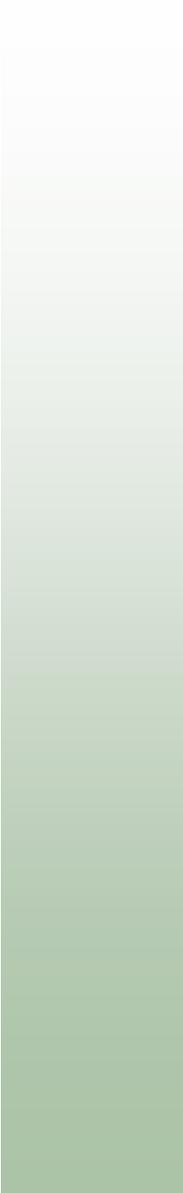
STOKES, A. N. Post crowns: a review. **Int. Endod. J.**, v. 20 n. 1, p. 1-7, 1987.

TEIXEIRA, E. C.; TEIXEIRA, F. B.; PIASICK, J. R.; THOMPSON, J. Y. An in vitro assessment of prefabricated fiber post system. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 137, n. 7, p. 1006-1012, 2006.

TORBJORNER, A.; KARLSSON, S.; ODMAN, P. A. Survival rate and failure characteristics for two post designs. **J. Prosthet. Dent.**, v. 73, n. 5, p. 439-444, 1995.

TROPE, M.; RAY Jr, H. Resistance to fracture endodontically treated roots. **Oral Surg.**, v. 73, n. 1, p. 99-102, 1992.

YANG, H. S.; LANG, L. A.; MOLINA, A.; FELTON, D. A. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 6, p. 558-567, 2001.



Anexo



Ribeirão Preto, 20 de Junho de 2005.

Prezado Senhor,

Vimos por meio desta informar que Comitê de Ética em Pesquisa da UNAERP - Universidade de Ribeirão Preto analisou e aprovou sem restrições, o Projeto intitulado **“Avaliação da resistência à fratura de raízes submetidas a preparos do espaço protético cilíndrico e cônico utilizando pinos metálicos fundido e fibra de vidro, com a mesma conformação do preparo”**, tendo como pesquisador **Prof. Dr.º. Luiz Pascoal Vansan**, em reunião ocorrida na data de *20 de junho de 2006*, registrado sobre o **Comét: 040/06**.

Temos ciência de que os estudos estão sendo conduzidos na Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP.

Solicitamos que o senhor encaminhe os relatórios parciais e finais, bem como envie-nos possíveis emendas e novos termos de consentimento livre e esclarecido, notifique qualquer evento adverso sério ocorrido no centro e novas informações sobre a segurança do estudo para que possamos fazer o devido acompanhamento.

Atenciosamente,

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'LR', is written over a circular stamp or seal.

Prof. Dr.ª Luciana Rezende Alves Oliveira
Coordenadora do Comitê em Pesquisa da UNAERP
Universidade de Ribeirão Preto