



**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 com diferentes
comprimentos, por meio do teste de compressão**

Alessandro Rogério Giovani

Orientadora: *Prof.^a Dr.^a Silvana Maria Paulino*

Ribeirão Preto

2007

Alessandro Rogério Giovani

Avaliação da resistência à fratura de raízes portadoras de pinos metálicos fundidos e de fibra-de-vidro com diferentes comprimentos, por meio do teste de compressão

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.

Orientadora: Profa. Dra. Silvana Maria Paulino

Ribeirão Preto

2007

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

- Universidade de Ribeirão Preto -

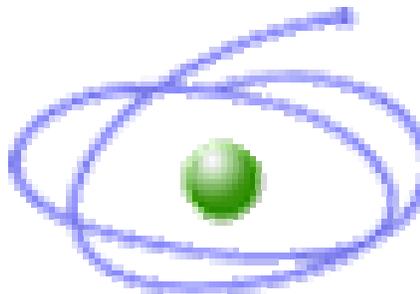
G439a Giovani, Alessandro Rogério, 1981 -
Avaliação da resistência à fratura de raízes portadoras de
pinos metálicos fundidos e de fibra-de-vidro com diferentes
comprimentos, por meio do teste de compressão / Alessandro
Rogério Giovani. - - Ribeirão Preto, 2007.
93 f. + anexo

Orientador: Prof. Dra. 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: 617.6



C A P E S

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, nº PROSUP 0012/ 02 - 5.



Dedicatórias

A DEUS

Meu companheiro de todas as horas e de todos os momentos, compartilhando comigo das alegrias e superando as dificuldades, fazendo dos obstáculos encontrados durante esta caminhada, que eu tivesse mais força e mais fé para chegar à vitória, que me deu a vida, com a possibilidade de crescer espiritualmente através do aprendizado científico e conhecimento da vida, me fortificando para lutar e prosseguir sempre com muita dedicação e amor.

Aos Meus Pais,

Laurindo Giovani

Maria Cecilia Giovani,

que através do amor me ensinaram a moral, a dignidade e respeito com a vida, conseguindo dar força e estrutura para eu prosseguir através das pedras do caminho, tornando-as pequenos grãos de areia, fazendo a estrada da vida um caminho de esperança, amor e luz. Pela paciência, palavras de encorajamento e confiança durante estes nove anos de distância.

Amo vocês !

Muito obrigado !

Aos meus Irmãos e Cunhadas,

Marcos Roberto Giovani, Silvana Mogi Lopez Giovani, Claudio

Roberto Giovani e Patricia Lopez dos Santos Giovani, pela convivência, carinho, compreensão e incentivo.



Agradecimentos Especiais

À minha orientadora, **Prof. Dr. Silvana Maria Paulino**, exemplo de amor à profissão, pelos ensinamentos e paciência durante a realização deste meu sonho. Mais do que uma professora, uma amiga presente em todas as horas e que sempre me mostrou o caminho certo a seguir. Tenho a certeza que um laço de profunda amizade foi construído e que não acabará com o término deste trabalho. Um ser humano excepcional, uma amiga, que não tenho palavras para descrever ou agradecer...

A não ser meu ***muito obrigado*** !!!

Valeu pela força e toda dedicação !!!



Agradecimentos

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

Ao coordenador do curso de pós-graduação **Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto**, exemplo de dedicação na coordenação deste Curso de Mestrado em Odontologia, sub-área Endodontia, responsável por minha formação desde a graduação, pelo apoio e pelas grandes oportunidades, e por sempre acreditar na minha vitória profissional.

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 da Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP.

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. Dr. Luis Pascoal Vansan**, pelo incentivo e estímulo na confecção deste trabalho e por sempre me presentear com sua experiência profissional.

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.

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

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

Aos demais 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 Bernardes Couto** e **Prof^a. Dr^a. Rosemary Cristina Linhares R. Pietro**, pelos ensinamentos valiosos que contribuíram para o meu aperfeiçoamento profissional e pessoal.

Aos professores **José Antônio Brufato Ferraz, José Carlos Dal Secco Leandrini, Aline Evangelista de Souza Gabriel e Ricardo Gariba Silva** pelos ensinamentos e palavras de incentivo.

À **Prof^a. Melissa Andréia Marchesan**, pela forma desprendida com que colaborou na elaboração deste trabalho e pelas palavras de incentivo.

A **todos os professores** do Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP

Aos companheiros e amigos mestrandos em Odontologia, **Sylvia Maria Bin Nomelini, José Estevam Vieira Ozorio, Fábio Henrique Pasqualin, 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 Pobbe, Gisele Aihara Haragushiku**, 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.

Aos amigos e colegas do Laboratório de Pesquisa em Odontologia da UNAERP, **Prof^ª Melissa Andréia Marchesan, Rafael Brandão Ferreira, Felipe Barros Matoso, Danilo Alessandro de Oliveira, Alcides Gomes da Silva e Fuad Jacob Abi Rached Jr**, pela convivência harmoniosa, demonstração de companheirismo, empenho, caráter solidário. Em especial à minha amiga **Sylvia Maria Bin Nomelini**, que muito colaborou para realização desse trabalho, antes mesmo do início desta minha jornada esteve presente me ensinando, me apoiando em todos os momentos de dificuldade.

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.

À **Rosemary Alexandre Schiaron** funcionária do Laboratório de Patologia da Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP, pela dedicação a seu trabalho, pela atenção e paciência.

Aos funcionários da Clínica de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP, **Fábio Juliano do Santos, Fabíola Domenes de Sousa, Sérgio Pereira de Mendonça, Luciana Antico da Silva, Joceli Aparecida L.**

P. Lima, Judite Azevedo Silva, Regina Lúcia Ramos, Juliana Volgarini, Ana Carolina Dias, Ana Paula Jacomoni, Lúcia Helena Bianchi, Cláudio de Paula Joaquim, Simone Andréa D. G. Baroni, Máira Botelho e Evaldo Antonio Evangelista, pela gentileza e atenção a mim dispensadas durante o curso de Pós-graduação.

Aos meus amigos de Ribeirão Preto, amigos estes que conquistei na minha jornada durante estes nove anos, ***Euwaldo Martinelli, Daniel Polegato, Rodrigo Lopes de Oliveira, Miqueias dos Reis, Douglas Morgão Sertório, Fernando Petrilli, Ricardo Rampin koagura, Leonardo Tremeschin, Fernando Chiappa, Guilherme Colucci, Aline Provêncio, Ronaldo Dias Giraldo Junior e Reinaldo Ambrozio Bezerra,*** pela força, incentivo, paciência (pelos períodos de ausência) e companheirismo de todas as horas.

Aos amigos, ***Fabrcia Nunes Diniz, Fabyanna Nunes Diniz, Renato Ferreira de Araújo, Ana Paula Gil, Zilene Correia, Lívia Cristina Braga, e a todos aqueles amigos que conviveram comigo durante a graduação e me apoiaram na realização do meu sonho,*** por saber que existem pessoas como vocês, com as quais se pode contar a qualquer momento.

À minha amiga e colega de profissão **Aresa Aparecida Kobori Bredarioli** e sua secretária **Ana Carolina Jacob Castanheiro**, que me proporcionaram a alegria de exercer a minha profissão.

Aos meus amigos especiais de Santo André, **Fabiana Preti Alves e Orestes Alencar Oliveira Polisel**.

A **todos os meus familiares**, que sempre torceram pelo meu sucesso.

A **Ribeirão Preto**, cidade que se tornou parte da minha vida e do meu coração.



Sumário

RESUMO	
ABSTRACT	
INTRODUÇÃO	01
REVISTA DA LITERATURA	06
PROPOSIÇÃO	45
MATERIAL E MÉTODOS	47
RESULTADOS	66
DISCUSSÃO	75
CONCLUSÕES	83
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85
ANEXO	



Resumo

Neste estudo foi avaliada, *in vitro*, 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.



Abstract

In this study, it was evaluated, *in vitro*, the resistance of fracture roots with glass-fiber and metallic intraradicular retainers with different lengths, using the compression test. Sixty caries-free superior canines had their crowns sectioned and radicular canals endodontically treated. 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, obtaining prepares with length of 6 mm (GI), 8 mm (GII) and 10 mm (GIII). Each group was divided into 2 subgroups according to the post material: glass-fiber posts and metallic cast posts, which were luted with Panavia F cement. 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 and at a speed of 1 mm/min. The Dunn test showed no significant difference ($p>0.05$) among the metallic posts of different length (6 mm – 0.91 kN, 8 mm – 0.87 kN and 10 mm – 0.74 kN). Besides in the glass-fiber post group, there weren't significant difference among posts of 8 mm (0.58 kN) length, when compared to the 6 mm (0.43 kN) and 10 mm (1.00 kN). However, the post of 6 mm were statistically different ($p<0.01$) when compared with the 10 mm length. It was concluded that the post length influenced on the fracture resistance depending on the post type.



Introdução

Os sistemas de retentores intra-radulares estão indicados na reabilitação de dentes tratados endodonticamente que apresentam coroa clínica parcial ou totalmente destruída e necessitam de tratamento protético. A principal razão para se fazer uso do retentor intra-radicular é obter a união e retenção entre a coroa protética e o remanescente da estrutura radicular (GUZY; NICHOLLS, 1979; BATERN et al., 2003; IGLESIA-PUIG; ARELLANO-CABORNERO, 2004; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; Ng et al., 2006), além disso, previnem a passagem de microrganismos e líquidos orgânicos para o interior dos canais radiculares (RAIDEN; GENDELMAN, 1994; WU et al., 1998). Desse modo, ao final do tratamento endodôntico, há a necessidade de devolver ao órgão dental suas funções, reintegrando-o ao sistema estomatognático por meio de restauração adequada (PEREIRA et al., 2005).

Os retentores intra-radulares podem ser classificados em: pinos metálicos fundidos e pinos pré-fabricados. Em relação aos pinos metálicos fundidos, existem duas técnicas para sua confecção: direta, com moldagem do conduto realizada em resina ou cera e posterior fundição do padrão obtido; e indireta, onde a moldagem do conduto é feita com material elástico para obtenção do molde e, posteriormente do modelo, para confecção do núcleo em laboratório (SCOTTI; FERRARI, 2003).

Os pinos pré-fabricados podem ser classificados, com base na sua composição estrutural, em metálicos, cerâmicos e de resinas reforçadas por fibras (STEWARTSON, 2001; SCOTTI; FERRARI, 2003; SEEFELD et al., 2007).

Nos últimos anos, o desenvolvimento dos pinos 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 pinos intra-radulares reforçados por fibras envoltas numa matriz de resina e, alguns destes sistemas, como os pinos de fibra-de-vidro, com coloração muito próxima à estrutura dental (MARTELLI, 2000; MANNOCCI et al., 2001; PEGORETTI et al., 2002; DRUMMOND; BAPNA, 2003; SCOTTI; FERRARI, 2003; IGLESIA-PUIG; ARELLANO-CABORNERO, 2004; NARVA et al., 2004).

As falhas envolvendo os pinos intra-radulares e as coroas por eles suportadas podem ser resultantes da fratura do pino ou da raiz e do deslocamento ou perda de retenção dos pinos. A fratura é uma das falhas mais freqüentes e, portanto, um importante fator a interferir no sucesso da restauração (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).

Estudos sugerem que a susceptibilidade à fratura de dentes reabilitados com pinos intra-radulares pode estar relacionada a fatores como: a quantidade de estrutura dentária e radicular remanescente, que proporciona a resistência à

fratura do dente, ou seja, à medida que a estrutura dentária é removida, a resistência às forças oclusais diminui, aumentando o risco de fratura (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 (SOKOL, 1984; COHEN et al., 1999; TEIXEIRA et al., 2006; SEEFELD et al., 2007), módulo de elasticidade (FREEDMAN, 2001; FOKKINGA et al., 2006; HAYASHI, et al., 2006), diâmetro (COONEY et al., 1986; GRIEZNIS et al., 2006; SEEFELD et al., 2007) e comprimento (STANDLEE et al., 1972).

O comprimento dos pinos intra-radulares está diretamente relacionado à sua retenção, devendo ser 2/3 do comprimento da raiz ou, quando essa profundidade não puder ser obtida, o pino deve ter, no mínimo, o comprimento da coroa clínica (SHILLINGBURG Jr. et al., 1970; GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; SOKOL, 1984; LOPES et al., 1997; BONFANTE, 2000). Por outro lado, deve-se levar em consideração a necessidade de manutenção de no mínimo 4 mm de material obturador na tentativa de se obter a integridade do selamento apical (GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; RAIDEN; GENDELMAN, 1994; WU et al., 1998; STOCKTON, 1999), região de maior complexidade anatômica com presença de alta incidência de canais laterais e acessórios (DE DEUS, 1975).

BRAGA et al. (2006) observaram que, embora o comprimento do pino tenha influência sobre sua retenção, pinos que possuíam 1/2 do comprimento da raiz tiveram comportamento semelhante àqueles com 2/3 do comprimento da raiz,

o que representa uma possibilidade de preservar maior quantidade de remanescente de obturação.

Diante do exposto, torna-se relevante estudar a relação entre o comprimento dos pinos intra-radiculares e a susceptibilidade à fratura radicular.



Revista da Literatura

De acordo com SILVERSTEIN (1964), um dente tratado endodonticamente é frível 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.

SHILLINGBURG Jr. et al. (1970) preconizaram, para dentes sem remanescente coronário, a confecção de pinos fundidos com comprimento de 2/3 a 3/4 do comprimento da raiz ou, pelo menos, o tamanho da coroa clínica. Contudo, os autores ressaltaram que nem todos os dentes submetidos ao tratamento endodôntico podem receber um pino metálico fundido devido à atresia dos canais radiculares e raízes muito divergentes ou curtas.

STANDLEE et al. (1972) estudaram os princípios que regem a retenção dos pinos e observaram que o comprimento do pino deve ser, 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.

De acordo com STEELE (1973), a dentina de um dente tratado endodonticamente torna-se frível, perdendo sua elasticidade e ficando mais susceptível à fratura, que geralmente ocorre próxima da região cervical. Foram

ressaltadas, também, algumas vantagens do reforço de um núcleo confeccionado com resina composta, como: custo mínimo, comparado ao núcleo fundido em ouro; menor possibilidade de perfuração da raiz e prevenção da pressão hidrostática do núcleo sobre as paredes do conduto no momento da cimentação. O autor concluiu que os efeitos da carga oclusal em dentes com tratamento endodôntico podem ser minimizados com o uso de reforço intra-radicular confeccionado com resina composta, permitindo maior ancoragem da dentina friável.

DE DEUS (1975), utilizando-se da diafanização em dentes humanos, estudou a frequência, localização e direção dos canais acessório, secundário e lateral. Concluiu que essas alterações foram encontradas em 27,4% dos casos, sendo mais frequentes no terço apical da raiz (17%), seguidas pelo terço médio (8,8%) e cervical (1,6%).

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 é de aproximadamente 135°.

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.

SAPONE; LORENCKI (1981) abordaram as divergências de opiniões entre endodontistas e protesistas: os primeiros afirmam que o reforço de dentes tratados endodonticamente não é necessário em todos os casos, enquanto que na opinião da maioria dos protesistas, todos os dentes tratados endodonticamente deveriam ser reforçados.

GOERIG; MUENINGHOFF (1983) destacaram que nem todo dente anterior que recebeu terapia endodôntica necessita de pino ou coroa. Em pré-molares, a necessidade um retentor intra-radicular dependerá da quantidade de estrutura dentinária, estando indicada a proteção de suas cúspides funcionais para evitar fratura durante a oclusão. Para molares, a quantidade de estrutura dentinária também determinará o tipo de restauração a ser indicada e quando o molar for pilar de uma prótese, é comum o uso de retentor endodôntico. Com relação aos pinos pré-fabricados, são relativamente fáceis de serem colocados e possibilitam a restauração imediata do dente após a endodontia. Pinos fundidos se adaptam melhor, principalmente em canais ovais ou elípticos, quando comparados aos pré-fabricados, que quase sempre são cilíndricos e dependem do cimento para retenção. O comprimento do pino é essencial para o seu sucesso, ajudando na retenção e distribuição das forças funcionais e para-funcionais através da raiz, protegendo-a contra fratura vertical. O tamanho inadequado do pino fundido pode

provocar fratura radicular e o ideal seria que $2/3$ do comprimento da raiz fosse preparado, mantendo-se de 4 a 5 mm de obturação.

SOKOL (1984), por meio de revisão da literatura, sugeriu que o comprimento ideal de um pino deveria se adequar entre retenção, suporte e menor quantidade de tensão. O autor também ressaltou que o comprimento deveria ser: metade do comprimento da raiz, igual ao comprimento da coroa ou $2/3$ do comprimento do remanescente da raiz. Os pinos lisos apresentaram menor tensão, porém promoveram menor retenção e dependiam da retenção promovida pelos cimentos, enquanto que os pinos serrilhados foram mais retentivos, apesar de desenvolverem maior tensão interna. De acordo com o autor, os pinos pré-fabricados foram mais retentivos e não produziram maior tensão quando comparados aos pinos fundidos, mais difíceis de serem confeccionados.

Segundo SORENSEN; MARTINOFF (1984), quando um método de reforço intra-radicular é selecionado, muitos fatores devem ser observados: 1- Tensão induzida e risco de fratura durante a colocação do pino; 2- Possibilidade de perfuração da raiz durante a preparação do espaço para receber o núcleo; 3- Efeito de cunha dos núcleos afunilados; 4- Incidência de fratura com pinos autorosqueáveis 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.

COONEY et al. (1986) avaliaram a retenção e a distribuição de tensão utilizando dois pinos de diâmetros e comprimentos diferentes em raízes de dentes unirradiculares, sobre as quais foram cimentados os pinos para serem testados na Máquina Universal de Ensaio Instron. Segundo os autores, os pinos paralelos foram mais retentivos que os paralelos de ponta cônica; comprimentos maiores foram mais retentivos e, para diâmetros maiores, a retenção não aumentou.

PLASMANS et al. (1988) determinaram, *in vitro*, o nível de resistência à aplicação de uma força oblíqua (45°) sobre molares tratados endodonticamente, que receberam sistemas de contenção intra-radicular combinados com resinas compostas. Foram organizados 4 grupos experimentais e 1 grupo controle, como segue: Grupo A - núcleo pré-fabricado cimentado com resina e reconstrução da porção coronária com a mesma resina; Grupo B - preenchimento dos condutos com resina composta e reconstrução coronária, com a mesma resina; Grupo C - núcleo pré-fabricado cimentado com um tipo de resina composta em conjunção de reconstrução coronária com outro tipo de resina; Grupo D - 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 à força oblíqua, os sistemas de resina composta para molares pareceram 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 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.

LEARY et al. (1989) citaram que os cimentos dentários podem melhorar a adaptação interna da porção radicular dos pinos, redistribuindo as forças oriundas da mastigação uniformemente por meio da circunferência interna das mesmas, sem concentrar tensão em um local específico. Em estudo realizado para determinar a transferência da força do pino para a estrutura radicular, de acordo com quatro tipos de agentes cimentantes, observaram que ocorreu transferência de força às raízes através de todos os cimentos e que não houve diferença significativa com relação à tensão gerada entre os diferentes tipos deles.

RAIDEN; GENDELMAN (1994) observaram que preparos para pinos que deixavam obturações apicais em 1, 2, 3 e 4 mm de comprimento, conseguiram prevenir efetivamente a infiltração *in vitro*. Esse resultado pode ter sua importância clínica quando se restaura raízes curtas, embora, *in vivo*, essa possibilidade possa ser diferente, pois fluidos teciduais podem comprometer a obturação. Em obturações apicais de 4 mm, o grau de infiltração foi zero. Nos grupos de 1, 2 e 3 mm, houve infiltração, mas não houve diferença significativa quando comparados ao grupo sem preparo para núcleo (grupo controle negativo).

LOPES et al. (1997) avaliaram, por meio de radiografias periapicais, o comprimento dos pinos e as condições das obturações endodônticas de dentes portadores de retentores intra-radulares. Foram examinadas 365 radiografias periapicais e selecionados 500 dentes, que preencheram as seguintes condições: unirradulares, portadores de um único canal e restaurados com retentores intra-radulares. Os resultados mostraram que, em 80,6% dos dentes, o comprimento dos pinos era incompatível com o princípio de retenção dos retentores intra-radulares, isto é, menor que $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz; em 50,4% dos casos, os retentores foram confeccionados sem considerar as condições das obturações dos canais radulares e, nesse caso, essas obturações foram consideradas incorretas ou ausentes.

ALBUQUERQUE et al. (1998) enfatizaram que os pinos metálicos promovem tensão na estrutura dental, o qual pode levar a 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.

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 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.

WU et al. (1998) demonstraram que o preparo do espaço para colocação do pino aumenta significativamente o grau de infiltração apical nos 4 mm finais de obturação do canal. Entretanto, essa infiltração deveria ser compensada pela cimentação dos pinos com qualquer tipo de cimento (fosfato de zinco, resinoso, ionômero e compômero), desde que técnicas assépticas sejam usadas durante o preparo e a colocação do retentor. Os autores recomendaram uma série de procedimentos para evitar a contaminação do espaço protético: uso do isolamento absoluto no preparo do espaço protético e na colocação do pino; irrigação do espaço protético com hipoclorito de sódio antes da colocação do pino e preenchimento do espaço protético com hidróxido de cálcio, caso o pino não seja colocado na mesma sessão.

COHEN et al. (1999) compararam o sistema de pino pré-fabricado Flexi-Post (pino metálico rosqueável e haste com fenda) e o C-Post (pino reforçado de fibra-de-carbono) quanto à resistência, retenção e propriedades fotoelásticas, quando

submetidos a duas condições de cargas: vertical (133,2 N, 30 libras) e oblíqua, com ângulo de 26° (133,2 N, 30 libras). Os resultados mostraram que o sistema Flexi-Post, em relação ao C-Post, apresentou aumento significativo na força necessária para que ocorresse a falha de retenção durante o tracionamento dos pinos. No teste fotoelástico, momento em que os pinos não estão sendo submetidos a cargas, tanto o Flexi-Post quanto o C-Post apresentaram tensão mínima; entretanto, o Flexi-Post apresentou concentração simétrica de tensão na região coronária, quando submetido a cargas verticais e oblíquas e o C-Post apresentou uma concentração assimétrica de força na região apical. Os autores concluíram que o sistema Flexi-Post é mais favorável, pois mostrou nivelamento simétrico de tensão e maior retenção comparada ao C-Post.

Segundo MORGANO; BRACKETT (1999), não há estudo de longo tempo demonstrando superioridade de um determinado tipo de agente cimentante. De acordo com os autores, nenhum cimento disponível no mercado é capaz de contornar os problemas gerados por um núcleo deficientemente desenhado e adaptado. Desta forma, um núcleo curto, largo e extremamente cônico está fadado ao insucesso, independentemente do tipo de agente cimentante utilizado.

STOCKTON (1999) realizou uma revisão de literatura com o objetivo de encontrar diretrizes que pudessem ajudar o Cirurgião-Dentista na seleção entre os sistemas de pinos, daquele que melhor apresentasse a propriedade de retenção, ao mesmo tempo em que minimizasse o índice de fraturas radiculares. Os

resultados indicaram que os pinos cilíndricos e passivos deveriam ser os de escolha para restaurar dentes tratados endodonticamente.

BONFANTE et al. (2000) analisaram radiograficamente os núcleos metálicos fundidos quanto ao seu comprimento, quantidade de material obturador remanescente, espaços vazios ou radiolúcidos entre núcleo intra-radicular e o material obturador e entre este e o ápice radicular. Os resultados mostraram que mais de 80% dos núcleos apresentaram comprimento menor que o recomendado pela regra dos 2/3 e 68% pela regra do fulcro dentário. O comprimento ideal pela regra dos 2/3 foi encontrado em apenas 7% e, pela regra do fulcro, em aproximadamente 9%. Dos dentes analisados, 30% foram confeccionados preservando de 3 a 5 mm de material obturador no ápice e 51% preservaram acima de 5,1 mm. Mais de 70% mostraram espaços vazios entre o pino e o material obturador e 43% apresentaram espaços entre o material obturador e o ápice dentário maior que 1,1 mm, chegando até a 10,3 mm.

MARTELLI (2000) relatou a aplicação clínica e o objetivo do tratamento com pinos de fibra-de-vidro, utilizados para restaurar dentes anteriores com tratamento endodôntico. O resultado final do tratamento satisfaz a exigência estética, razão maior da indicação desse tipo de restauração, bem como respeitou os requisitos biológicos; entretanto, o autor ressaltou a importância da realização de futuros estudos, com objetivo de avaliar a longevidade desse tipo de restauração.

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 por meio do método radiográfico e do microscópio óptico; além disso, os autores também avaliaram a resistência à flexão dos pinos, 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 ao 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 maior número de espaços 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 apresentaram radiopacidade aceitável. Todos os sistemas de pinos 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 Composipost 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 semelhante aos pinos estocados em ambiente seco.

RAYGOT (2001) analisou a resistência e o modo de fratura de incisivos tratados endodonticamente, restaurados com núcleo metálico fundido, pinos de aço-inoxidável e pinos de carbono. Foram selecionados 30 incisivos que foram divididos em 3 grupos de 10, sendo um para cada tipo de pino. Após a cimentação dos pinos e das coroas, todos os espécimes foram levados à Máquina de Ensaio Universal para a realização dos testes de compressão a 130°. Os resultados não apresentaram diferença significativa entre os grupos estudados. O autor observou, ainda, que 70 a 80% de todos os dentes apresentaram fratura acima do nível ósseo, possibilitando o preparo.

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 (Composipost, Endopost, Carbonite, Mirafit Carbon), 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 dual ou fotopolimerizáveis; 4 - pinos de fibra de polietileno entrelaçadas (Ribbond). 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.

Segundo YANG et al. (2001), complicações como perda da contenção intraradicular ou fratura da raiz podem ser influenciadas por muitos fatores, incluindo a quantidade de dentina remanescente, direção da carga oclusal e forma do núcleo. Os autores analisaram bidimensionalmente, pelo método do elemento finito, a influência da carga oclusal provocada em um incisivo central superior restaurado com vários desenhos de núcleos. A análise foi realizada na secção transversal vestibulo-lingual e, como controle, uma coroa metalocerâmica foi confeccionada

em um dente tratado endodonticamente e sem núcleo. Uma força de 10 kg foi aplicada em diferentes situações: 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 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 maior concentração de tensão na dentina e o núcleo afunilado maior concentração de tensão na camada de cimento. Maiores deflexão e tensão foram originadas com a carga horizontal. Os autores concluíram que o núcleo provê pequeno reforço à estrutura remanescente do dente. Além disso, a direção da carga funcional teve maior efeito que o desenho do núcleo sobre a tensão e deslocamento. Núcleos com paredes paralelas e 12 mm de comprimento distribuíram a força simultaneamente na coroa e dentina, resultando em menor tensão.

AKKAYAN; GÜLMEZ (2002) estudaram a influência de pinos metálicos e estéticos na resistência à fratura e nos padrões de fratura de dentes tratados endodonticamente. Após a remoção de suas coroas, 40 caninos superiores foram restaurados com pinos de titânio (Filpost), de fibra-de-quartzo (D.T. Light-Post), de fibra-de-vidro (ParaPost Fiber White) e de dióxido de zircônia (Cosmopost), classificados como grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Os pinos foram cimentados

com cimento resinoso, a porção coronária do núcleo foi construída com resina composta e coroas metálicas foram cimentadas com ionômero de vidro sobre os núcleos. Os espécimes foram fixados em blocos de resina acrílica e submetidos à compressão em Máquina de Ensaio Universal, em ângulo de 130° com o longo eixo do dente e à velocidade de 1 mm/min. O grupo dos pinos de fibra-de-quartzo exibiu resistência significativamente maior que os demais grupos seguindo-se, em ordem decrescente, os grupos 4, 3 e 1. Pinos de zircônia e de fibra-de-vidro mostraram resistência similar. Fraturas passíveis de reparo (nenhuma fratura nos terços médio ou apical) foram observadas em dentes restaurados com pinos de fibra-de-quartzo e fibra-de-vidro, enquanto fraturas não restauráveis foram encontradas naqueles restaurados com pinos de zircônia e de titânio. Segundo os autores, uma das principais causas deste padrão de fratura pode ser o alto módulo de elasticidade dos pinos de titânio e zircônia em relação à dentina, enquanto que os pinos de fibra-de-quartzo ou de fibra-de-vidro possuem módulos próximos ao da dentina.

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 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 mostraram 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 com fibra-de-vidro apresentou áreas de tensão semelhantes às apresentadas pelo dente natural.

PONTIUS; HUTTER (2002) avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente e restaurados com diferentes sistemas de núcleo: Grupo A – núcleo fundido em ouro e cimentação com cimento fosfato de zinco; Grupo B – núcleo em zircônio e cimentação com cimento resinoso autopolimerizável em combinação com agente adesivo; Grupo C – núcleo composto de resina associada à cerâmica (material em desenvolvimento – sistema usinado Celay) e cimentação com cimento resinoso (Panavia 21); Grupo D – o acesso ao canal foi fechado com resina fotopolimerizável em combinação com agente de união. Os grupos A, B e C receberam *copings* de cerâmica pura, os quais foram cimentados com cimento resinoso (Panavia 21). 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 em 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 A, 80% para o grupo B, 60% para o C, e 100% para o grupo D. A análise estatística mostrou haver diferença significativa entre os grupos exceto entre o A e B. 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.

DRUMMOND; BAPNA (2003) mediram a resistência à flexão, pelo teste dos três pontos, de diferentes pinos endodônticos com diferentes diâmetros: 1 - reforçados com fibras de carbono: Carbon post de 1,76 mm e Esthetic post de 1,74 mm; 2 - fibra-de-quartzo: Light post de 1,89 mm; 3 - fibra-de-vidro: FiberKor post de 0,98, 1,09 e 1,30 mm e Luscent Anchors post 1,79 mm; 4 - 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 (decrécimo 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.

Segundo LEWGOY et al. (2003), a utilização de pinos intra-radulares tem se mostrado uma excelente alternativa para dentes tratados endodonticamente. Os autores observaram, utilizando o método de elemento finito, como pinos intra-radulares pré-fabricados metálicos podiam 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 100N a 45° na superfície palatina dos modelos, foi avaliada a distribuição das tensões geradas. Com base nos resultados, os autores concluíram que os pinos intra-radulares Flexi Post de aço inoxidável e titânio e Flexi Flange de aço inoxidável e titânio geram forças de tensões maiores que a da estrutura dental, porém distribuídas de forma homogênea e os pinos de aço inoxidável dos dois sistemas geram forças de tensões maiores quando comparados aos de titânio.

SCOTTI; FERRARI (2003) relataram que a introdução dos pinos de fibra e o desenvolvimento dos adesivos dentais de última geração, foram as novidades mais significativas dos últimos cinco anos na evolução dos materiais restauradores e nas suas conseqüentes aplicações clínicas. Após 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 aos 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.

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 (DT Light-post) 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.

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 à termociclagem. Dezesete 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 à 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%).

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: Grupo I - Pino metálico fundido; Grupo II - Pino de titânio (Radix-Anker); Grupo III - Pino de Fibra-de-carbono (C-Post); Grupo IV - Pino de Fibra-de-vidro (FibreKor Post) e Grupo V- Pino de zircônia (Cosmopost). 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 (Filtek Z250), 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 (Rely X) 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 comparado 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 apresentam maior resistência à fratura.

NARVA et al. (2004) avaliaram a resistência à fadiga e à rigidez de pinos 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) e também foi avaliado 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 significativa entre os cilindros armazenados em ambiente seco e o úmido; entretanto, após a última carga, o módulo de elasticidade apresentou uma redução significativa nos

valores da força média. Os autores concluíram que a resistência da resina, quando reforçada com fibra-de-vidro, foi aumentada, e que o módulo de elasticidade foi reduzido após o ciclo de cargas.

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 a longo prazo devem ser realizados, esperando-se que os resultados sejam similares aos já publicados, que os utilizaram um período de tempo curto.

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: Grupo I – Sem remanescente coronário e restaurados com pinos metálicos fundidos em Cu-Al (grupo controle); Grupo II – Sem remanescente coronário, restaurados com pinos metálicos pré-fabricados (Euro-Post) e núcleo de resina composta (Z100, 3M); Grupo III – 1 mm de remanescente coronário, restaurados com pinos Euro-Post e núcleo em resina composta; Grupo IV – 2 mm de remanescente coronário, restaurados com pinos Euro-Post e núcleo de resina composta e Grupo 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.

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: Grupo I- sem remanescente (PFC); Grupo II- 1,0 mm de remanescente (PFC); Grupo III- 2,0 mm (PFC); Grupo IV- 3,0 mm (PFC); Grupo 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: Grupo I-102,88 kgf; Grupo II- 131,89 kgf; Grupo III- 131,55 kgf; Grupo IV- 128,10 kgf; e Grupo 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.

BRAGA et al. (2006) avaliaram a resistência ao deslocamento vertical de retentores intra-radulares, de fibra-de-vidro e metálicos fundidos, com diferentes comprimentos (6, 8 e 10 mm). Sessenta caninos superiores tiveram suas coroas seccionadas e seus canais radulares tratados endodonticamente, as raízes foram totalmente incluídas em resina acrílica, com exceção das embocaduras dos canais e distribuídas em 3 grupos (A, B e C), em função do comprimento do preparo do canal e, conseqüentemente, do comprimento do pino cimentado (6, 8, 10 mm). Cada grupo foi dividido em 2 subgrupos, de acordo com o tipo de pino cimentado: subgrupo A1 – pinos de fibra-de-vidro com 6 mm de comprimento; A2 – pinos metálicos fundidos com 6 mm; B1 – pinos de fibra-de-vidro com 8 mm; B2 – pinos metálicos fundidos com 8 mm; C1 – pinos de fibra-de-vidro com 10 mm e C2 – pinos metálicos fundidos com 10 mm. Os preparos dos condutos foram realizados com as brocas do *kit* Fibrekor Post, em baixa rotação, acoplado a um paralelômetro. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso Panavia F e os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de tração na Máquina Universal de Ensaio Instron 4444 à velocidade de 1 mm/min. Os dados foram submetidos à Análise de Variância, que não acusou diferença significativa ($p > 0,05$) entre os tipos de pinos. Com relação aos comprimentos, houve diferença significativa entre eles ($p < 0,01$) e o teste de Tukey evidenciou que os pinos de 6 e 10 mm foram diferentes entre si e os de 8 mm apresentaram valores intermediários, não havendo diferença significativa quando comparados aos de 6 e 10 mm. Os autores

concluíram que o tipo de pino, metálico fundido ou de fibra-de-vidro, não influenciou nos valores de retenção, entretanto, o comprimento teve influência, sendo que pinos de 10 mm de comprimento promoveram maiores valores de retenção quando comparados aos de 6 mm, porém, os pinos de 8 mm mostraram comportamento semelhante aos pinos de 6 e 10 mm de comprimento.

DILMENER et al. (2006) compararam a resistência à fratura de três pinos estéticos pré-fabricados. Foram selecionados 40 incisivos centrais superiores que tiveram suas coroas seccionadas a 1 mm da junção cimento-esmalte. As raízes foram tratadas endodonticamente pela técnica *step-back*, com limas do tipo K, obturadas com guta-percha termoplastificada e cimento resinoso (AH 26). Na seqüência, as raízes foram incluídas em resina acrílica (2 mm da JCE) e divididas em quatro grupos (10 espécimes cada): Grupo I – CMDC - Pino e núcleo metálico fundido (liga de níquel-cromo), Grupo II – SCOM – pino pré-fabricado (ParaPost) e núcleo de resina composta (Charisma), Grupo III – ZCOM – pino pré-fabricado de zircônia (Cosmopost) e núcleo de resina composta e grupo IV – ZCER – pino pré-fabricado de zircônia (Cosmopost) e núcleo cerâmico (IPS Empress Cosmo Ingot). Os espécimes foram levados à Máquina de Ensaio Universal (Instron 1195) e submetidos a uma força compressiva, na velocidade de 1 mm/min, sob um ângulo de 130°, até que ocorresse a fratura da raiz, do núcleo ou do pino. A análise estatística mostrou diferença significativa ($p < 0,001$) entre os grupos. Os grupos CMDC e ZCER apresentaram os maiores valores de resistência à fratura: 738,6 N e

710,2 N, respectivamente; enquanto o grupo ZCOM apresentou o menor valor (460,3 N). O grupo SCOM apresentou o valor de 565 N, maior que o grupo ZCOM, porém menor que os grupos CMDC e ZCER. Os autores concluíram que os grupos restaurados com pinos metálicos fundidos e pinos de zircônia com núcleo cerâmico apresentaram maior resistência à fratura comparados aos demais grupos.

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 (Parapost) 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: Grupo I – pino e núcleo metálicos fundidos (Parapost XP, 1,25 mm, grupo controle), Grupo II – pino metálico pré-fabricado (Parapost XH, diâmetro 1,25mm), Grupo III – pino de fibra-de-vidro (Parapost FiberWhite, diâmetro 1,25 mm) e Grupo 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 material de moldagem (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.

FONSECA et al. (2006) avaliaram, *in vitro*, a retenção de pinos intraradiculares variando o método de aplicação do agente de união e o modo de levar o cimento resinoso dual ao preparo do conduto radicular. Foram utilizados 60 caninos superiores que tiveram seu sistema de canais radiculares tratados endodonticamente, as coroas seccionadas e as raízes incluídas em resina acrílica.

O canal radicular foi preparado com broca de largo em micromotor, acoplado a um paralelômetro, a fim de manter constantes o comprimento e o diâmetro dos retentores. Na seqüência, os condutos foram moldados pela técnica direta com resina acrílica ativada quimicamente. Após a fundição, os retentores intraradiculares foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos, de acordo com o modo de aplicação do cimento no preparo do conduto radicular: grupo I, o cimento foi incorporado ao pino; grupo II, foi levado com auxílio de uma broca de lentulo; e grupo III, foram associados os dois modos anteriores. Cada grupo foi subdividido segundo o método de aplicação do agente de união, com pincel ou *microbrush*, previamente à inserção do cimento. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de tração na Máquina Universal de Ensaios INSTRON 4444 a 1 mm/min e os resultados evidenciaram diferença significativa ($p < 0,01$) entre os métodos de aplicação do agente de união. Em relação à maneira de levar o cimento ao interior do canal radicular, o cimento incorporado ao pino foi significativamente diferente ($p < 0,01$) dos outros dois modos. Os autores concluíram que a aplicação do agente de união com *microbrush* apresentou melhor desempenho e que o cimento levado ao espaço protético, anteriormente à inserção do pino, favoreceu a retenção.

GALHANO et al. (2006) investigaram a resistência à fratura de oito diferentes tipos de pinos pré-fabricados (n=10): Grupo I – pino de fibra-de-carbono (C-Post); Grupo II – pino de fibra-de-carbono e quartzo (AESTHETI-POST); Grupo III – pino de fibra-de-quartzo opaco (Bisco); Grupo IV – pino de

fibra-de-quartzo (LIGHT-Post); Grupo V – pino de fibra-de-quartzo (D. T. LIGHT-POST); Grupo VI – pino de fibra-de-vidro (PARAPOST WHITE); Grupo VII – pino de fibra-de-vidro e Grupo VIII – pino de fibra-de-vidro. Foi realizado o teste de três pontos, onde os espécimes foram levados à Máquina de Ensaio Universal (DL-100), 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. O Grupo II (677,4 MPa) e o Grupo III (666,2 MPa) apresentaram os maiores valores de resistência à fratura, o Grupo I (616,3 MPa) e o Grupo III (666,2 Mpa) tiveram valores semelhantes entre si, o Grupo I (616,3 MPa), Grupo IV (607,2 Mpa), Grupo V (608,7 Mpa), Grupo VI (585,2 Mpa) e o Grupo VII (562, 3 Mpa) apresentaram valores semelhantes entre si, o Grupo 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.

GONÇALVES et al. (2006) avaliou a resistência à fratura de raízes fragilizadas, após reforço com diferentes resinas compostas fotopolimerizáveis, em conjunto com pinos pré-fabricados e pinos metálicos fundidos. Quarenta e oito corpos de prova foram divididos em 6 grupos: Grupo I - raízes preparadas e pinos metálicos fundidos; Grupo II - raízes fragilizadas e pinos metálicos fundidos; Grupos III, IV, V e VI - raízes fragilizadas, reforçadas com resinas compostas

fotopolimerizáveis (Filtec Supreme, Tetric Ceram, Z100 e Renew) com auxílio de pinos Luminex e pinos pré-fabricados de titânio. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso e submetidos à força de compressão oblíqua, em ângulo de 135° em relação ao longo eixo das raízes, na Máquina de Ensaio Universal Instron 4444, à velocidade de 1mm/min, até a fratura das raízes. A Análise de Variância não evidenciou diferença significativa entre os Grupos III , IV e VI entre si e ao Grupo I, quanto à força de resistência à fratura. O Grupo II apresentou os menores valores de força para que ocorressem as fraturas, comparativamente aos demais. Concluíram que o uso de resinas compostas como reforço em raízes fragilizadas promoveu efetivo e significativo aumento na resistência à fratura.

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 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 (D. T. #3). As raízes foram divididas em quatro grupos: Grupo I – restaurados com pinos de fibra-de-quartzo (D. T. Light Post #3) cimentados com cimento resinoso (Duo-Link), núcleo de resina composta (Dual-cured Composit) e coroa total metálica. Foi simulado o ligamento periodontal com material elástico (Duplicone) com aproximadamente 200 µm de espessura e, posteriormente, as raízes foram incluídas em resina acrílica a 2 mm da junção cimento esmalte. Grupo II – pinos metálicos pré-fabricados (AD Post #4), com procedimentos de cimentação do pino e restauração coronária semelhantes ao Grupo I. Grupo III – pinos metálicos fundidos (liga de ouro), com procedimentos de cimentação do pino e restauração coronária semelhantes aos Grupo I e II. Grupo IV – restauração com coroa total, sem pino intra-radicular (grupo controle). Os espécimes foram levados à Máquina de Ensaio Universal Autograph AG500-A 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-vidro, 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 grupo I: 2mm de remanescente coronário e pinos cimentados com fosfato de zinco; grupo II: sem remanescente coronário e pinos cimentados com fosfato de zinco; grupo III: 2mm de remanescente coronário e pinos cimentados com resina cement; grupo 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 2 mm 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 condutos 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: Grupo I – 2 mm em todas as faces; Grupo II – 2 mm na face palatina; Grupo III – 2 mm na face vestibular; Grupo IV – 2 mm na face proximal e Grupo V – sem remanescente coronário. Foram utilizados pinos de fibra-de-quartzo (Light-Post), cimentados com cimento resinoso (Duo-Link) 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 o comportamento quanto à resistência à fratura, retenção e transmissão de luz, de diferentes tipos de pinos pré-fabricados. Foram selecionados quatro tipos de pinos pré-fabricados (quanto à composição e configuração geométrica): pino de fibra-de-quartzo (Double Tapered, D. T. Light-Post); pino de fibra-de-vidro (FibreKleer Tapered Post); pino de fibra-de-vidro (FibreKleer Parallel Post) e pino de fibra-de-vidro (Paralled, FibreKor). Para avaliação da resistência à fratura, foi seguida a metodologia proposta por ASMUSSEN et al. (1999): foram confeccionados blocos de alumínio com canais artificiais de aproximadamente de 1,9 mm de diâmetro, correspondente ao diâmetro dos pinos estudados e estes cimentados com 10 mm de comprimento utilizando cimento de ionômero de vidro modificado (RelyX Luting Plus). Os espécimes foram levados à Máquina de Ensaios Universal Instron 4411 em ângulo de 45°, com velocidade de 5 mm/min, até que ocorresse a fratura. A análise estatística demonstrou haver diferença significativa ($p < 0,05$) entre os espécimes.

O pino de fibra-de-vidro (FibreKleer Parallel Post) apresentou os maiores valores para que ocorresse a fratura, comparado com os demais pinos. Os pinos de fibra de vidro (Paralled, FibreKor e FibreKleer Tapered Post) apresentaram os menores valores quando comparados aos demais pinos e o pino de fibra-de-quartzo (Double Tapared, D. T. Light-Post) apresentou valores intermediários. Os autores concluíram que a configuração geométrica do pino pode influenciar significativamente a resistência à fratura.

SEEFELD et al. (2007) investigaram a resistência à fratura e análise ultra-estrutural, por meio de microscopia eletrônica de varredura, de diferentes pinos pré-fabricados. Foram selecionados oito tipos de pinos pré-fabricados, com diferentes diâmetros e formas: I - FiberKor com 1,15 mm de diâmetro, cilíndrico, fibra-de-vidro; II - ParaPost FiberWhite com 1,15 mm de diâmetro, cilíndrico, fibra-de-vidro; III - Luscent Anchor com 1,25 mm de diâmetro, cônico, fibra-de-vidro; IV - Twin-Luscent Anchor com 1,25 mm de diâmetro, cilíndrico, fibra-de-vidro; V - StylePost, com 1,225 mm de diâmetro, cilíndrico e cônico, fibra-de-vidro; VI - DT Light Post, com 1,225 mm de diâmetro, cônico, fibra-de-quartzo; VII - DT White - Post, com 1,225 mm de diâmetro, cônico, fibra-de-quartzo e VIII - ER Dentin Post com 1,35 mm de diâmetro, cilíndrico e cônico, fibra-de-vidro. Para o teste dos três pontos (resistência à fratura) foram selecionados 10 pinos de cada tipo e estes levados à Máquina de Ensaio Universal, em um ângulo de 90° e velocidade de 0,5 mm/min, até que ocorresse a fratura. Para a análise ultra-

estrutural (MEV) foi selecionado um pino de cada grupo que não foi submetido ao teste de fratura, juntamente com dois pinos que apresentaram os maiores e menores valores de fratura, também de cada grupo. A análise estatística indicou diferença significativa ($p < 0,05$) entre os pinos no teste dos três pontos e para a análise ultra-estrutural ($p < 0,01$). Os maiores valores de força para que ocorresse a fratura foram os dos pinos DT White - Post (95,8N) e DT Light – Post (89,9N), enquanto que o menor foi o dos pinos Style Post (60,3N). Os demais pinos mostraram valores semelhantes entre si, sem diferença significativa. Quanto à MEV, o diâmetro das fibras variou de 8,2 μm para o DT White - Post até 21,0 μm para o StylePost. Também foram encontradas diferenças para a relação de fibra/matriz do FiberKor e ParaPost FiberWhite, que mostraram a mais baixa relação, com aproximadamente 41%; para o ER Dentin Post, DT White - Post e o DT Light Post, a relação de fibra/matriz foi 70% e os outros três sistemas variaram entre 50 e 60%. Os autores concluíram que existe correlação entre o tipo de fibra/matriz e a resistência à fratura dos pinos testados, bem como diferença significativa nos valores de fratura, sendo os maiores valores encontrados nos pinos DT White - Post e DT Light – Post.



Proposição

O objetivo do presente estudo foi avaliar, *in vitro*, a resistência à fratura de raízes, tratadas endodonticamente, portadoras de pinos metálicos fundidos e de fibra-de-vidro, com comprimentos de 6, 8, e 10 mm, por meio do teste de compressão.



Material e Métodos

O projeto deste estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Ribeirão Preto, que o aprovou sem restrições (Anexo).

Neste estudo foram utilizados 60 dentes unirradiculares humanos, caninos superiores, que foram selecionados de acordo com a forma e tamanho das raízes, tomando-se os seguintes cuidados: os caninos foram radiografados no sentido proximal e excluídos aqueles que apresentassem mais de um canal radicular; 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 15 mm; as raízes deveriam estar completamente formadas, sem curvaturas acentuadas, retilíneas, sem achatamentos pronunciados (mesio-distal ou vestibulo-lingual) e sem preparo do canal radicular (Figura 1A), esses dentes também foram submetidos à remoção de cálculo e remanescentes teciduais.

Os dentes foram seccionados transversalmente na 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 15 mm (Figura 1B).

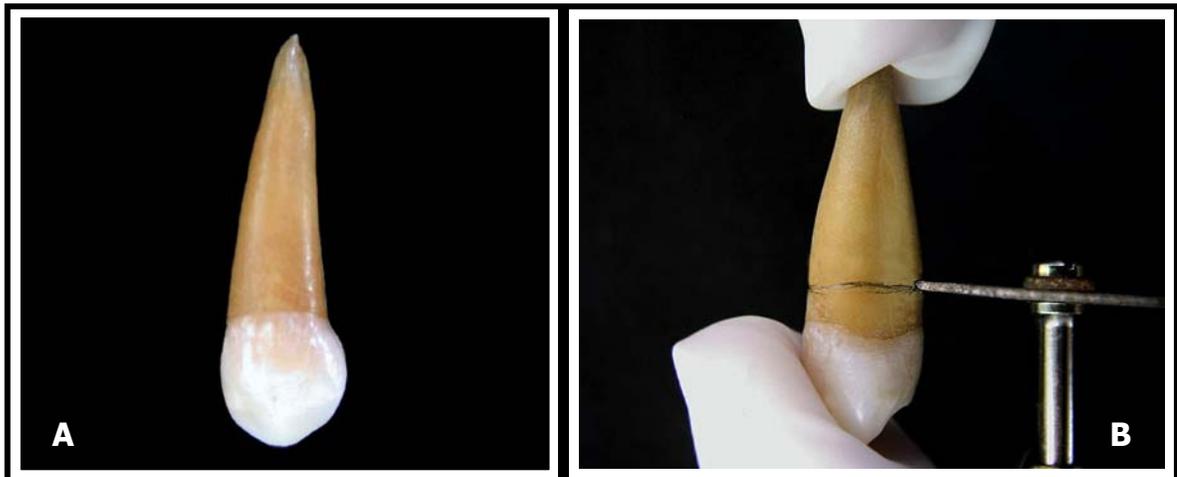


Figura 1 – A) Canino superior humano com raiz retilínea e B) Secção transversal do dente, padronizando o comprimento radicular em 15 mm.

Tratamento endodôntico

A exploração do canal radicular foi realizada com lima tipo K# 25 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), para selecionar os espécimes que apresentassem no comprimento de trabalho (CT=14 mm), o diâmetro anatômico de 250 μm . As raízes que apresentaram o forame parapical, observado durante a exploração do canal radicular foram descartadas.

O preparo da entrada do canal radicular foi efetuado com instrumento Endo-Flare 25.12 (MicroMega, Besançon, França), a seguir foram selecionados os instrumentos rotatórios HERO 642 (MicroMega, Besançon, França), utilizados de acordo com a técnica proposta Free Tip Preparation: 25.06 no terço cervical e médio, 20.02 e 20.4 no comprimento de trabalho, 30.06 no terço cervical e médio, 25.02 e 25.04 no comprimento de trabalho, 30.02 e 30.04 no comprimento de trabalho e, por último, o instrumento 40.02 no comprimento de trabalho,

padronizado para todos os espécimes. Para acionar os instrumentos rotatórios foi utilizado o contra-ângulo para instrumentos rotatórios (Anthogyr, Sallanches, França).

A cada troca de instrumento o canal foi irrigado com 2ml de hipoclorito de sódio a 1%, alternado com EDTA a 17%, finalizando-se com irrigação de 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 do preparo no comprimento de trabalho.

Na seqüência, os canais foram obturados pela técnica termoplastificada, com cones de guta-percha principais e acessórios (Dentsply-Herpo, Petrópolis, RJ Brasil) e cimento obturador AH Plus (Dentsply-Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil). O cimento AH Plus foi espatulado de acordo com as especificações do fabricante. Para a plastificação dos cones de guta-percha foi utilizado o compactador de McSpaden (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça).

Após a obturação foi realizado o corte do excesso 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 um espaço para o selamento provisório com guta-percha e cimento restaurador provisório (Coltosol-Vigodent, Rio de Janeiro, 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 na mesma seqüência do preparo inicial e, em seguida, 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 de lado. Resina acrílica autopolimerizável Orto Class (Clássico, São Paulo, Brasil) foi vertida na matriz na fase arenosa (líquida), em etapas. As raízes foram incluídas, com exceção do remanescente cervical de 4 mm (Figuras 2B, 2C e 2D).

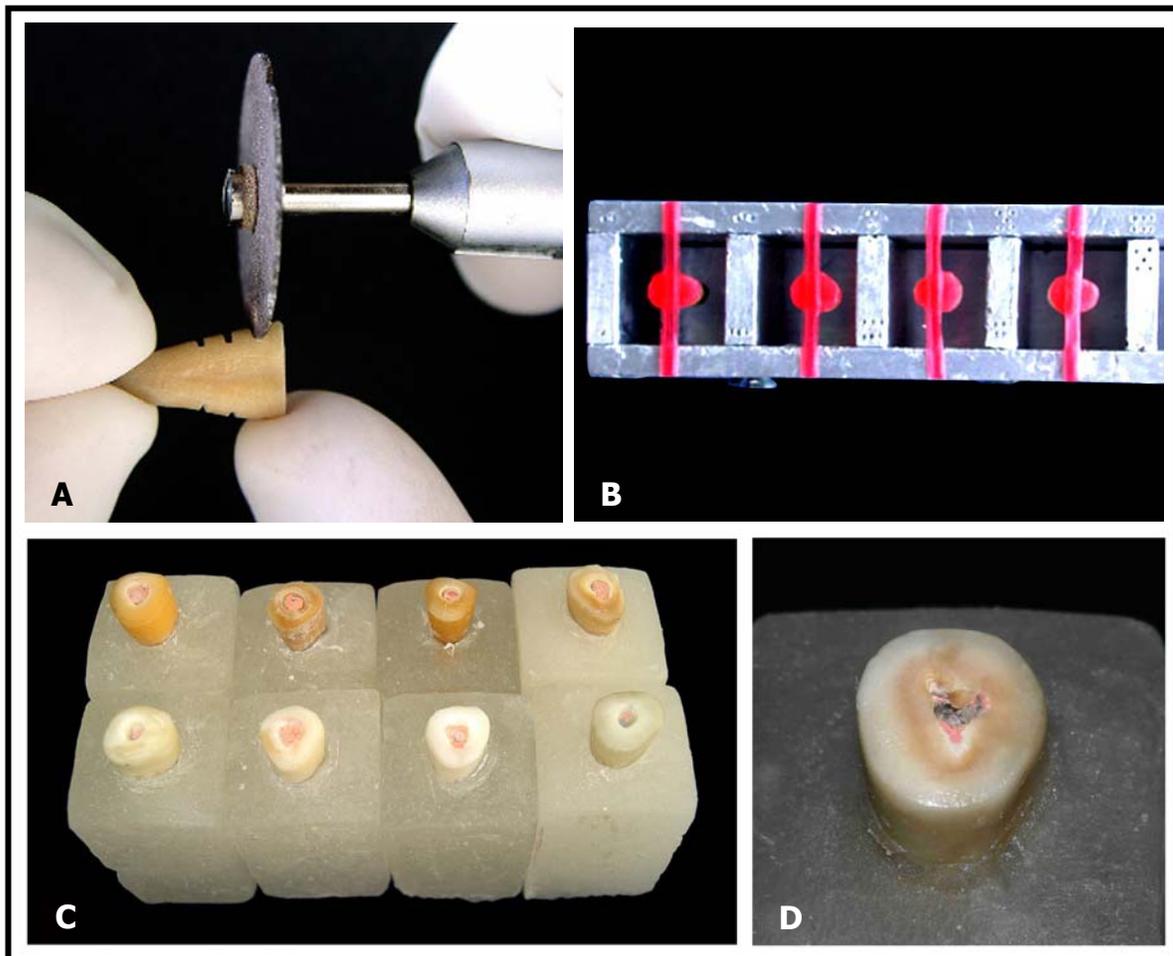


Figura 2 – A) Sulcos realizados nas raízes para retenção no bloco de resina, B) Raízes centradas em matriz metálica desmontável, com auxílio de cera utilidade – vista superior, C) Corpos-de-prova evidenciando os 4 mm cervicais de remanescente e D) Vista superior.

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 orientação a extremidade ativa da ponta diamantada. A partir desses sulcos, foram realizados os desgastes na porção cervical, resultando no término cervical em ombro reto (Figura 3A e 3B).

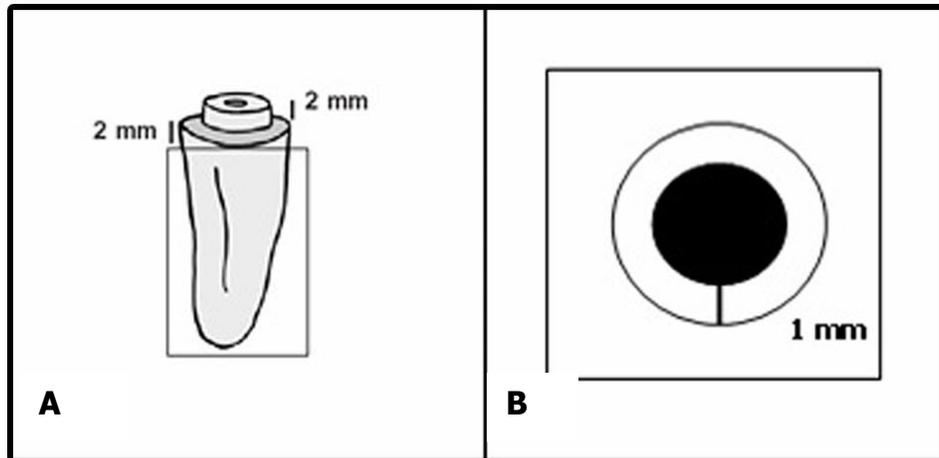


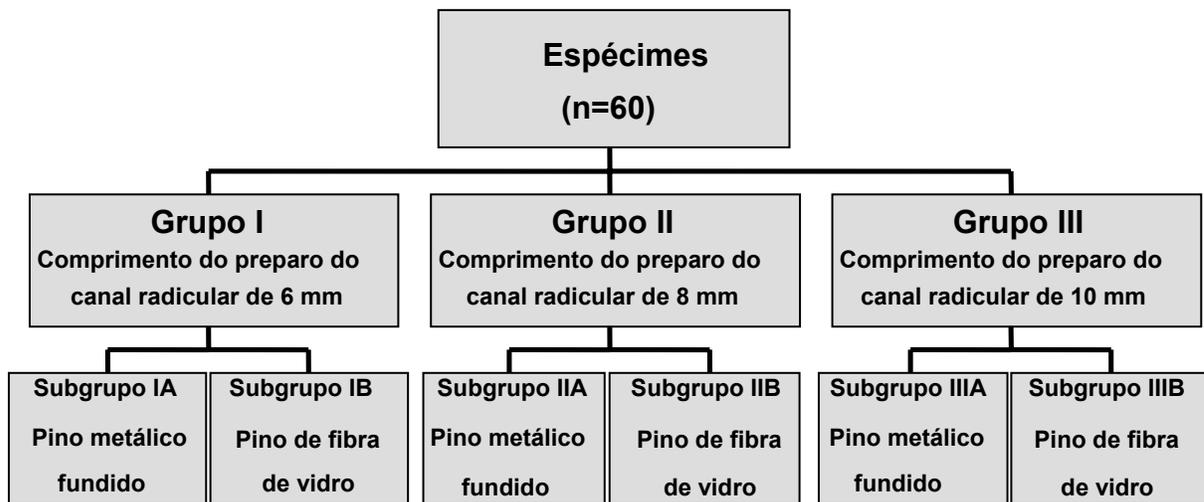
Figura 3 – A) Esquema de término em ombro reto e B) Padronização das paredes axiais.

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.

Os espécimes foram, então, distribuídos aleatoriamente em 3 grupos (n=20), de acordo com o comprimento do pino e estes, subdivididos em 2 subgrupos (n=10) de acordo com o tipo de pino: metálico fundido e de fibra-de-vidro (Esquema 1).



Esquema 1 – Distribuição dos corpos-de-prova em seus respectivos grupos e subgrupos.

Na seqüência, foram utilizadas as brocas cilíndricas do *kit* Fibrekor Post (Pentron Corporation, Wallingford, USA): 1,00 mm de diâmetro, seguida pela de 1,25 mm e finalizado com a broca de 1,50 mm, formando os grupos I, II e III respectivamente. Esse procedimento evitou a concentração de tensão na dentina e permitiu a padronização da forma e diâmetro dos espaços preparados (Figura 4A).

Um limitador de silicone (*stop*) foi utilizado em cada broca para o controle da profundidade, de modo a respeitar os comprimentos estabelecidos para os preparos do espaço intra-radicular de 6, 8 e 10 mm de comprimento. A medida foi conferida com paquímetro digital para garantir que as brocas penetrassem apenas o comprimento determinado (Figura 4B).

Os espaços intra-radulares foram confeccionados em baixa rotação com peça reta, acoplada a um paralelômetro (Figura 4C), com o propósito de manter o

direcionamento do preparo no longo eixo das raízes. A cada 10 corpos-de-prova, o *Kit* de brocas Fibrekor Post foi substituído por outro novo.

Os condutos preparados foram irrigados com água destilada e secos por aspiração e cones de papel absorvente.



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

Para padronização da forma e dimensão coronária dos núcleos foi realizada a moldagem do canal radicular de um espécime com Duralay (Reliance Dental, Worth, USA) e pino pré-fabricado Pin-jet (Ângelus Odontologika, Londrina, Brasil) e a porção coronária esculpida em cera para fundição, para reproduzir a forma anatômica de um núcleo para coroa total de canino superior. O padrão obtido foi

fundido em liga de cobre-alumínio Goldent-L.A. (Com. Imp. Exp., São Paulo, Brasil). Após a obtenção deste padrão metálico, confeccionou-se 60 moldes de acetato, em plastificadora a vácuo Bioart (São Carlos, SP, Brasil), que serviram para a padronização da reconstrução da porção coronária em todos os grupos.

Obtenção dos grupos IA, IIA e IIIA

Os padrões para fundição foram confeccionados por meio da técnica direta com resina acrílica quimicamente ativada Duralay e pinos pré-fabricados Pin-jet. Os preparos foram lubrificados com vaselina e, com a ajuda de uma broca Lentulo Nº 40 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), a resina foi inserida nos condutos preparados, seguida da inserção dos pinos plásticos pré-fabricados.

O padrão de resina obtido pela moldagem da porção intra-radicular apresentou o comprimento do preparo do canal correspondente a cada subgrupo (6 mm de comprimento para os corpos-de-prova do subgrupo IA, 8 mm para o subgrupo IIA e 10 mm para o IIIA).

O molde de acetato previamente confeccionado era preenchido com resina Duralay e colocado sobre o pino moldado; com um pincel nº 0 eram realizados os acabamentos necessários.

Os padrões de resina (Figura 5A) foram incluídos em anéis de silicone, com revestimento fosfatado Termocast (Polidental, São Paulo, Brasil) e fundidos em liga

de cobre-alumínio Goldent-L.A. (Com. Imp. Exp., São Paulo, Brasil), 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 (Figura 5B). 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.

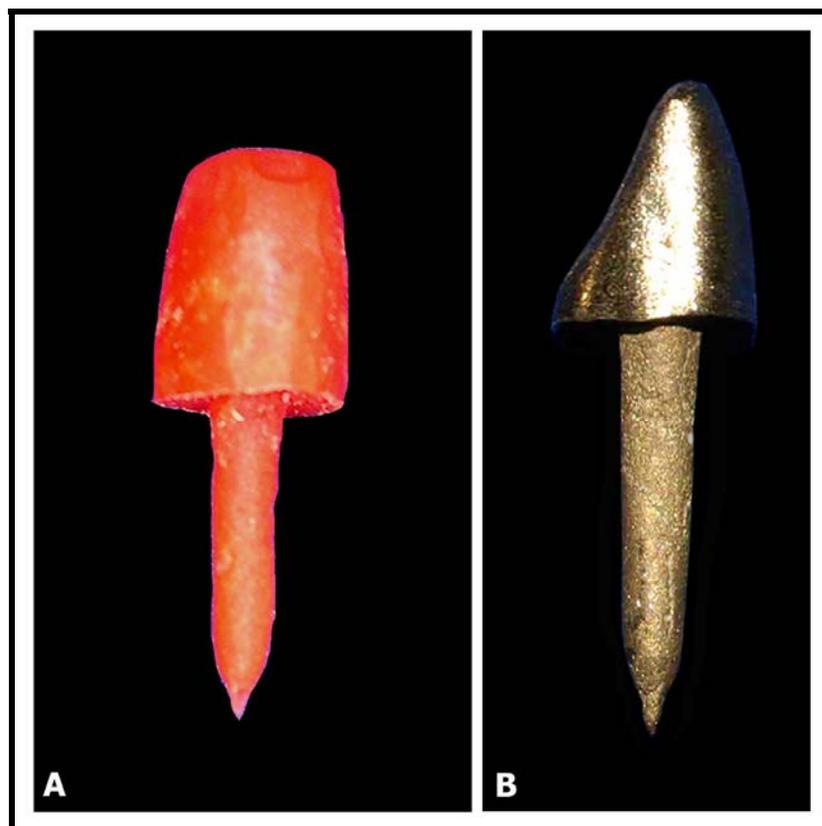


Figura 5 – A) Núcleos moldados em resina acrílica auto-polimerizável Duralay; B) Núcleos metálicos fundidos em Cu-Al.

Os pinos metálicos fundidos foram fixados com cimento resinoso Panavia F (Kuraray Co. Ltda., Osaka, Japão), que é composto de pastas resinosas radiopacas de baixa viscosidade, uma catalizadora 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 disso, o *kit* desse cimento apresenta outros componentes: ED Primer, Alloy Primer, Oxiguard II, uma placa plástica com casulos, blocos de papel para a espatulação das pastas, espátulas e pincéis (Figura 6).



Figura 6 - *Kit* do cimento resinoso Panavia F, utilizado para cimentação dos pinos intra-radulares.

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.

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 7A) e, em seguida, o pino também foi impregnado com o cimento e inserido no conduto radicular.

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 (Figura 7B).

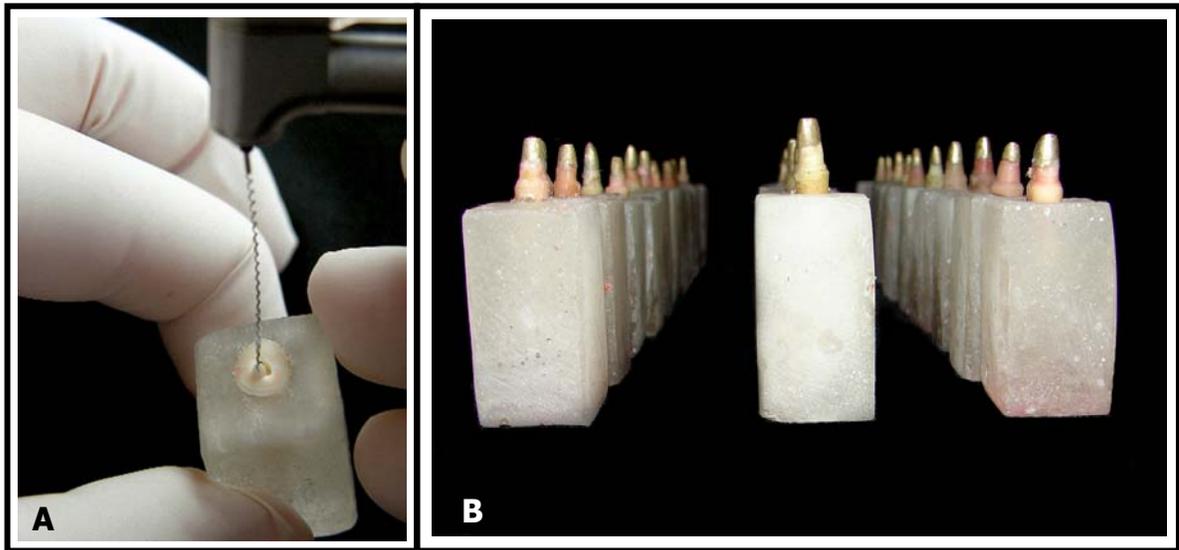


Figura 7 – A) Inserção do cimento resinoso no espaço do canal radicular com broca Lentulo e B) Corpos-de-prova com pinos metálicos fundidos cimentados.

Obtenção dos Grupos IB, IIB e IIIB

Para comprovação do comprimento do preparo de cada grupo, 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 IA, IIA e IIIA, com exceção da aplicação do Alloy Primer.

Para a confecção dos núcleos, a estrutura dental foi condicionada com ácido fosfórico 37% 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, 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 eletrônico com 350 a 500 mw/cm^2 de potência (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

A resina composta Z 100 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) 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 8).

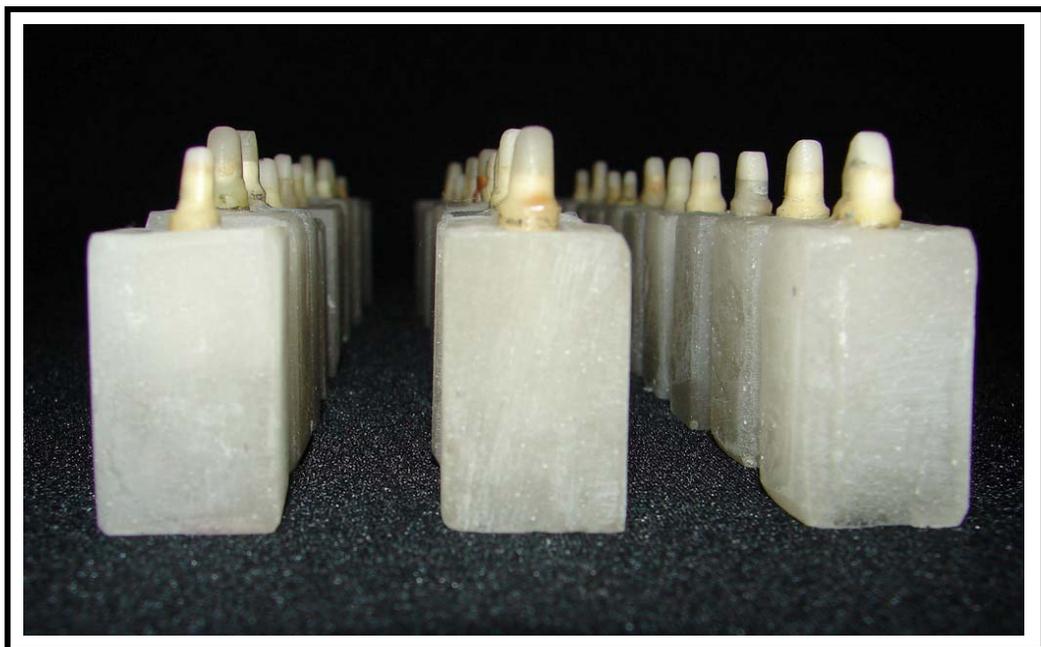


Figura 8 – Corpos-de-prova com os pinos de fibra-de-vidro cimentados e com a porção coronária (núcleo) reconstruída em resina.

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). Em seguida, foi aplicada uma fina camada de vaselina na porção coronária do núcleo, as coroas foram esculpidas com cera para fundição (Odontofix, Prótese Odontológica S/C Ltda, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), incluídas em anéis de silicone com revestimento fosfatado Termocast (Polidental, São Paulo, 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 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 aço inox, seguindo as recomendações do fabricante.

Em seguida, as coroas foram preenchidas com o cimento (nas paredes vestibular, mesial, distal e palatina) 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 espécimes 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 Ensaio – INSTRON 4444 (Instron Corporation, Canton-Massachusetts, USA), (Figura 9A).

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 Ensaio (Figura 9B).

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 9C). A base desta ponta acoplava-se à célula de

carga da Máquina Universal de Ensaio 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 Ensaio.

Os fragmentos dos conjuntos raiz/pino foram removidos da resina acrílica após a fratura e analisados em lupa estereoscópica (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) com aumento de 3X (%) para análise da fratura. Em relação ao local, a fratura foi classificada de acordo com o terço da raiz em que ocorreu: cervical, média e apical. Quanto ao tipo, considerou-se o plano de fratura em relação ao longo eixo da raiz, sendo classificada em longitudinal, oblíqua e transversa.

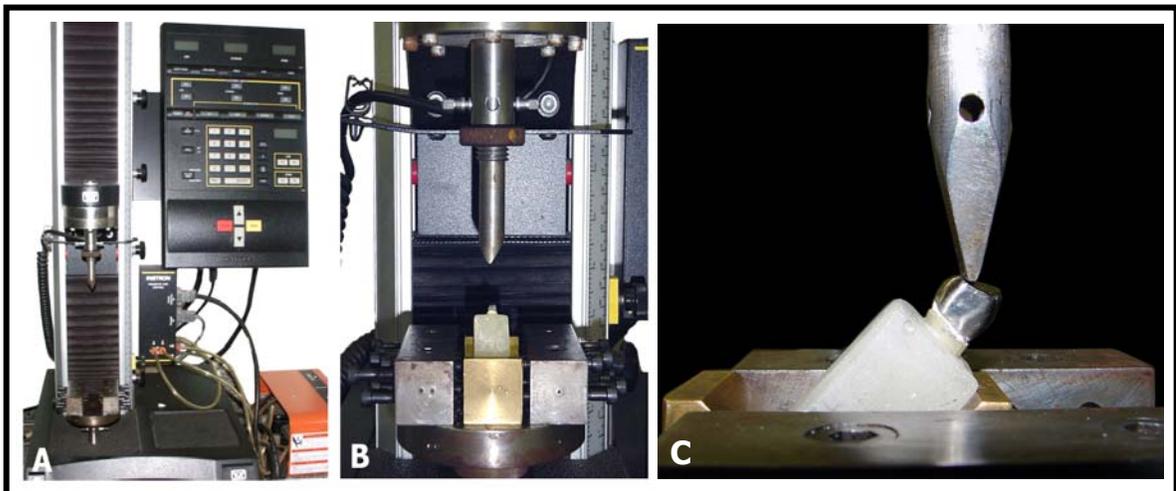


Figura 9 – A) Máquina Universal de Ensaio INSTRON 4444; B) Vista frontal da região de fixação do corpo-de-prova e de aplicação da força do mesmo e C) Ponta de aplicação da força da Máquina Universal de Ensaio posicionada no cingulo da coroa, com angulação de 45° em relação ao plano horizontal (vista lateral).

Todas as fases do experimento foram realizadas por um único operador, que manteve constante todos os fatores, variando apenas os tipos de pino e seus comprimentos.

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 não normal, foram aplicados, com auxílio do *software* Instat o teste estatístico não paramétrico de Kruskal-Wallis, para verificar a existência de diferença estatística significativa entre as amostras e o teste complementar de Dunn para verificar a diferença entre os grupos.



Resultados

O modelo matemático do presente estudo é constituído por dois fatores de variação independentes: comprimento dos pinos intra-radulares, (6, 8 e 10 milímetros) e dois tipos de pinos intra-radulares (pinos reforçados com fibra-de-vidro e pinos metálicos fundidos). Cada uma das interações "comprimento dos pinos intra-radulares" *versus* "tipo de pinos intra-radulares" apresentam 10 repetições, totalizando 60 valores numéricos, correspondentes à força de compressão em kiloNewton (kN) necessária para fratura das raízes. Esses valores são provenientes do produto fatorial de três comprimentos dos pinos intra-radulares, dois tipos de pinos intra-radulares e dez repetições ($3 \times 2 \times 10 = 60$). Os dados obtidos, com suas respectivas médias estão na Tabela I.

Os dados foram submetidos a testes estatísticos preliminares, visando verificar a normalidade da amostra. Os cálculos dos parâmetros amostrais sugerem que a distribuição amostral não é normal, uma vez que existem mais dados no intervalo de classe acima e abaixo da média, que no intervalo de classe da média (Tabela II).

Tabela I – Valores originais em kiloNewton (kN) da força máxima necessária para a fratura por compressão das raízes, obtidos com diferentes tipos e comprimentos de pinos e suas respectivas médias.

Tipos De pinos	Comprimentos dos pinos			Média dos tipos de pinos
	6 mm	8 mm	10 mm	
Pinos metálicos fundidos	0,9299	0,3411	0,7066	0,8379
	0,7458	1,0900	0,9146	
	0,7444	1,0540	0,6907	
	0,8274	1,1110	0,6910	
	1,2420	1,0790	0,6599	
	1,2730	0,8126	0,6985	
	0,9240	1,1120	0,6481	
	0,6282	1,0260	0,9552	
	0,6729	0,4881	0,7310	
	1,0860	0,5179	0,7361	
Média	0,9079	0,8631	0,7428	
Pinos reforçados com fibra- de-vidro	0,1091	0,3110	1,1250	0,9008
	0,5803	0,8540	0,8215	
	0,5960	0,1188	0,8220	
	0,5927	0,8454	1,2310	
	0,5631	0,8720	1,3640	
	0,1080	0,8485	1,1500	
	0,5676	0,8597	0,8048	
	0,5518	0,9466	0,8499	
	0,0760	0,0780	1,0130	
	0,5300	0,0190	0,8349	
Média	0,4274	0,5756	1,0016	
Média dos comprimentos	0,8167	0,9192	0,8722	

Tabela II. Cálculo dos parâmetros amostrais. Valores originais.

Parâmetros	Valores
Soma dos erros amostrais	0,0000
Soma dos quadrados dos erros amostrais	2,5564
Termo de correção	0,0000
Variância total	2,5564
Média geral da amostra	0,0000
Variância da amostra	0,0433
Desvio padrão da amostra	0,2082
Erro padrão da média	0,0269
Mediana (dados agrupados)	-0,0184
Número de dados da amostra	60,0000
Dados abaixo da média	23,0000
Dados iguais à média	17,0000
Dados acima da média	20,0000

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	1	2	20	17	13	7	0
Em valores percentuais	1,7	3,3	33,3	28,3	21,7	11,7	0,0
B. Freqüências acumuladas							
Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Freqüências absolutas	1	3	23	40	53	60	60
Em valores percentuais	1,7	5,0	30,0	38,3	66,7	100,0	100,0

Com os dados de frequência acumulados, traçou-se uma curva experimental, à qual foi sobreposta uma curva normal matemática (Figura 10).

Observa-se na Figura 18, que a curva normal e a curva experimental apresentam uma moderada discrepância entre elas, mostrando assim, a possibilidade da distribuição amostral ser não normal.

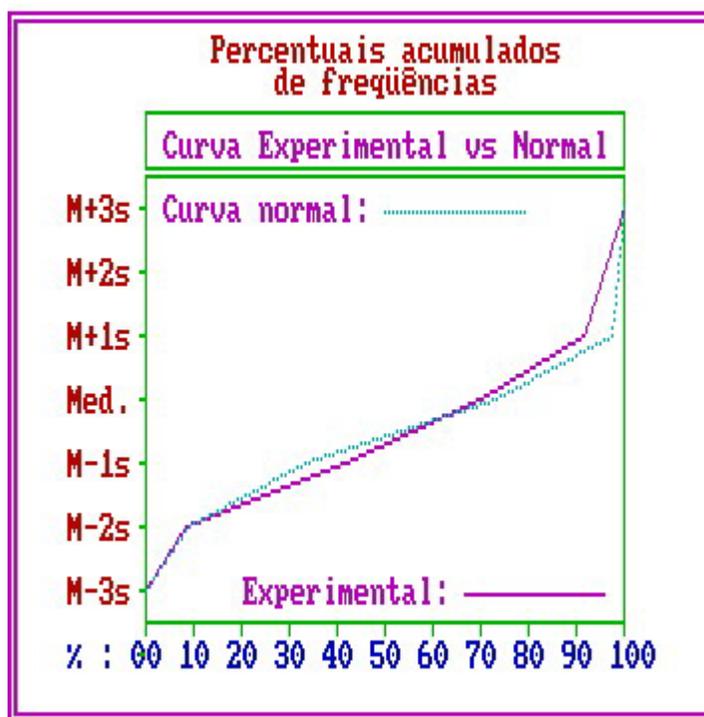


Figura 10 - Gráfico ilustrando a curva experimental e normal dos percentuais de frequências acumulados.

Traçou-se o histograma de frequências da distribuição dos erros amostrais e a curva normal, os quais podem ser observados na Figura 11, onde se pode observar certa assimetria na distribuição central dos dados experimentais ao redor da média, com números abaixo e acima dela, que não se equivalem, o que é um indício de que a distribuição dos erros amostrais não é normal.

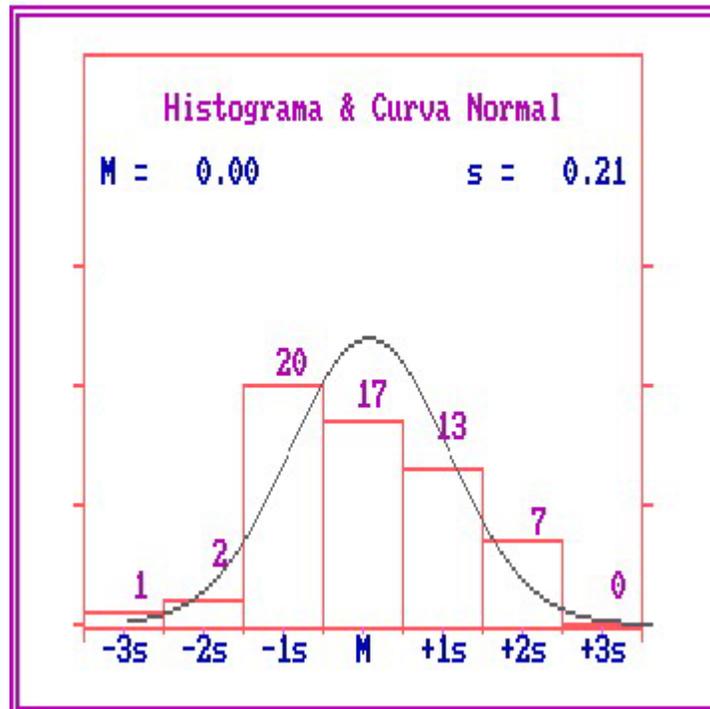


Figura 11 - Gráfico ilustrando o histograma de freqüências da distribuição dos erros amostrais e curva normal.

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 0,4500%. (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	1,67	3,33	33,33	28,33	21,67	11,67	0,00
B. Cálculo do Qui quadrado:							
Graus de liberdade	4			Interpretação:			
Valor do Qui quadrado	15,12			A distribuição amostral testada			
Probabilidade de H_0 :	0,4500 %			não é normal			

A análise do conjunto de resultados obtidos nesses testes preliminares levou à conclusão de que a distribuição amostral era não normal, o que conduziu para a realização da análise estatística não paramétrica, sendo o teste de Kruskal-Wallis eleito, pois possibilita comparações múltiplas de dados amostrais independentes.

O teste de Kruskal-Wallis evidenciou diferença estatisticamente significativa entre as amostras ($p < 0,05$).

Para esclarecer quais tipos de pinos apresentavam diferença estatisticamente significativa entre si, aplicou-se o teste de Dunn, como pode ser observado na Tabela V.

Tabela V - Comparação entre as médias dos postos das amostras. Valores originais.

Comparação entre as amostras (duas a duas)		Diferenças entre médias	Valor de P	
fibra-de-vidro (6 mm)	x	metálico fundido (6 mm)	-27,600	$p < 0,01$
fibra-de-vidro (6 mm)	x	fibra-de-vidro (8 mm)	-14,600	$p > 0,05$
fibra-de-vidro (6 mm)	x	metálico fundido (8 mm)	-25,500	$p < 0,05$
fibra-de-vidro (6 mm)	x	fibra-de-vidro (10 mm)	-33,500	$p < 0,001$
fibra-de-vidro (6 mm)	x	metálico fundido (10 mm)	-16,500	$p > 0,05$
metálico fundido (6 mm)	x	fibra-de-vidro (8 mm)	13,000	$p > 0,05$
metálico fundido (6 mm)	x	metálico fundido (8 mm)	2,100	$p > 0,05$
metálico fundido (6 mm)	x	fibra-de-vidro (10 mm)	-5,800	$p > 0,05$
metálico fundido (6 mm)	x	metálico fundido (10 mm)	11,100	$p > 0,05$
fibra-de-vidro (8 mm)	x	metálico fundido (8 mm)	-10,900	$p > 0,05$
fibra-de-vidro (8 mm)	x	fibra-de-vidro (10 mm)	-18,800	$p > 0,05$
fibra-de-vidro (8 mm)	x	metálico fundido (10 mm)	-1,900	$p > 0,05$
metálico fundido (8 mm)	x	fibra-de-vidro (10 mm)	-7,900	$p > 0,05$
metálico fundido (8 mm)	x	metálico fundido (10 mm)	9,000	$p > 0,05$
fibra-de-vidro (10 mm)	x	metálico fundido (10 mm)	16,900	$p > 0,05$

Em relação aos pinos de fibra-de-vidro, a análise estatística demonstrou que os pinos com comprimento de 6 mm foram estatisticamente semelhantes aos pinos de 8 mm e diferentes, ao nível de 1% ($p < 0,01$), quando comparados aos pinos de 10 mm. Os pinos de 8 mm e 10 mm foram estatisticamente semelhantes entre si.

Não houve diferença estatística significativa entre os diferentes comprimentos dos pinos metálicos fundidos, quando comparados entre si.

Já para a interação entre comprimentos e tipos de pinos, houve diferença significativa de 5% ($p < 0,05$) entre os pinos de fibra-de-vidro com 6 mm de comprimento quando comparados aos pinos metálicos fundidos de 8 mm, e diferença significativa de 1% ($p < 0,01$) quando comparados aos pinos metálicos de 6 mm. Os pinos de 6 mm de fibra-de-vidro foram estatisticamente semelhantes aos pinos metálicos fundidos de 10 mm.

Os pinos de fibra-de-vidro de 8 e 10 mm de comprimento não apresentaram diferença estatística significativa quando comparados aos pinos metálicos fundidos, independentemente do seu comprimento.

A análise dos fragmentos dos corpos-de-prova permitiu observar que, em relação ao local, houve predominância de fraturas na região apical nos espécimes com pinos metálicos fundidos e, nas regiões cervical e média, nos espécimes com pinos de fibra-de-vidro (Tabela VI).

Tabela VI – Percentual de corpos-de-prova em relação ao local de fratura radicular, de acordo, com o comprimento e tipo de pino.

Local da Fratura	Tipos de Pinos					
	Metálicos fundidos			Fibra-de-vidro		
	Comprimentos					
	6 mm	8 mm	10 mm	6 mm	8 mm	10 mm
Cervical	0	0	0	30,0	60,0	70,0
Média	10,0	10,0	30,0	70,0	40,0	30,0
Apical	90,0	90,0	70,0	0	0	0

Em relação ao tipo de fratura, verificou-se que, tanto nos espécimes com pinos de fibra-de-vidro quanto naqueles com pinos metálicos fundidos, houve predominância da fratura transversal, com exceção de um espécime metálico fundido que apresentou fratura oblíqua.



Discussão

A fratura da raiz ou do pino é uma das falhas mais freqüentes neste tipo de reabilitação de um elemento dental, sendo um importante fator a interferir no sucesso do tratamento (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 ocasiona diminuição da resiliência pela perda de colágeno e água, o que gera aumento na probabilidade de fraturas. Um dente desvitalizado apresenta diminuição de 13,2% na umidade da dentina coronária e perda de umidade na dentina radicular ainda maior, fazendo com que sua capacidade de deformação elástica seja alterada, podendo resultar em 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 pinos metálicos fundidos e de fibra-de-vidro, com diferentes comprimentos, uma vez que a variabilidade na composição do material de confecção, principalmente dos pinos pré-fabricados, requer mais pesquisas; e que embora o comprimento do pino intra-radicular siga princípios estabelecidos por pesquisas, existem casos em que a anatomia dental representa limitações para a determinação desse comprimento (SHILLINGBURG Jr. et al., 1970; GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; SOKOL, 1984; LOPES et al., 1997; BONFANTE, 2000).

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 pinos (COHEN et al., 1999; DILMENER et al., 2006; GONÇALVES et al., 2006; TEIXEIRA et al., 2006), 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.

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 é 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.

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) e Ng et al. (2006). Esta conduta foi estabelecida, pois raízes restauradas com pinos de fibra-de-vidro e núcleos em resina composta apresentaram fratura apenas da porção coronária de resina, conforme observado por MARTINEZ-INSUA et al. (1998); PEREIRA et al. (2005).

A análise dos resultados, em relação à variação do comprimento dos pinos metálicos fundidos, permitiu observar que o aumento do comprimento não interferiu na resistência à fratura das raízes. Isso pode ser provavelmente explicado, pois, independente do comprimento, 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, pois quando materiais rígidos são submetidos a uma carga/tensão, estes não absorvem a energia à qual são submetidos, porém a transmitem para a estrutura menos rígida (HAYASHI et al., 2006). A esse respeito, SCOTTI; FERRARI (2003) 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.

Os resultados do presente estudo evidenciaram, em relação ao local da fratura, predominância desta na região apical, isso ocorreu em função da transferência da carga compressiva oblíqua do pino para a dentina (HAYASHI et al., 2006) na região apical. 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.

Em relação aos pinos de fibra-de-vidro, os resultados evidenciaram que o comprimento influenciou na susceptibilidade à fratura radicular, sendo que a maior resistência à fratura das raízes restauradas foi com os pinos de maior comprimento (10 mm). Os pinos com módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, como o pino de fibra-de-vidro, quando submetidos à carga compressiva, absorvem melhor as forças concentradas ao longo da raiz, diminuindo as possibilidades de fraturas (FREEDMAN, 2001; FOKKINGA et al., 2006). Esse fato explica os resultados obtidos no presente estudo com o pino de maior comprimento (10 mm), que promoveu melhor absorção dos esforços em uma maior área de dentina radicular, necessitando, assim, que a intensidade da força fosse mais intensa para que ocorresse a fratura radicular. Por outro lado, os pinos de menor comprimento (6

mm), concentraram os esforços em menor área de dentina radicular, apresentando maior susceptibilidade à fratura.

O pino de fibra-de-vidro com 10 mm de comprimento, por possuir maior volume de massa, tem capacidade de absorver maior quantidade de tensão, não a transferindo para a dentina. Entretanto, se a força incidida for maior que a resistência coesiva do pino, ocorre uma deformação plástica, que pode levar à fratura do pino antes que ocorra a fratura da raiz.

Quando foi avaliado o local de fratura nos pinos de fibra-de-vidro de maior comprimento (8 e 10 mm), houve predomínio de fraturas na região cervical. Isto provavelmente pode ser explicado em função da maior concentração de força nesta região, devido ao ângulo formado pela união do pino de fibra-de-vidro com o núcleo de resina composta, uma área mais susceptível à concentração de tensões e, portanto, à fratura, como ocorreu na maioria dos casos do presente estudo.

Em relação aos pinos de 6 mm de comprimento, embora apresentem uma situação de união entre pino e núcleo igual à dos pinos de maior comprimento, houve maior incidência de fraturas na região média, provavelmente explicada pelo menor volume de massa nesses pinos, que resultaria em menor volume de material para absorver forças, resultando em transferência mais eficiente para a dentina e conseqüente fratura na região média.

Os comprimentos de 6 e 8 mm dos pinos de fibra-de-vidro correspondem, respectivamente, a 40% e 53,3% do comprimento radicular de 15 mm que foi pré-

determinado para este estudo. Esses comprimentos oscilam entre 1/3 e metade do comprimento radicular, aproximadamente, estando indicados somente em situações que não permitam obter o comprimento considerado ideal de 2/3 da raiz (SHILLINGBURG Jr. et al., 1970; GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; SOKOL, 1984; BONFANTE, 2000).

Quando foi utilizado o comprimento de 10 mm para os pinos de fibra-de-vidro (66,6% ou 2/3 do comprimento da raiz, considerada a profundidade ideal para os pinos), a força necessária para que ocorresse a fratura desses retentores mostrou-se estatisticamente maior do que para os pinos de 6 mm de comprimento. O pino de 8 mm apresentou valor intermediário e foi estatisticamente semelhante aos pinos de 6 mm e de 10 mm, resultado semelhante, porém relacionado à retenção, foi encontrado por BRAGA et al. (2006). Esses achados permitem considerar como alternativa viável a utilização de pinos com comprimento intermediário (entre 1/2 e 2/3 da raiz) para situações em que o dente apresenta variações anatômicas, como raízes curtas ou curvas e, ainda, quando for necessário preservar uma extensão maior de obturação.

Deste modo, o conceito preconizado por SHILLINGBURG Jr. et al. (1970), de que o pino intra-radicular deve ter 2/3 do comprimento da raiz, deveria ser adaptado para a realidade dos novos sistemas de pinos pré-fabricados e materiais adesivos disponíveis no mercado.

Diante dessas situações, a indicação do retentor intra-radicular, como parte

do procedimento restaurador de um elemento dentário com perda parcial ou total da porção coronária, não é uma tarefa simples, devido à diversidade de situações que podem ocorrer clinicamente e aos vários sistemas de pinos existentes. Portanto, com o advento de arsenal de retentores intra-radiculares, mais estudos sobre seu comportamento precisam ser realizados, proporcionando ao Cirurgião Dentista subsídios para a indicação mais precisa desses materiais.



Conclusões

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

1. Em relação ao comprimento, os pinos metálicos fundidos não apresentaram diferença significativa quanto à força de compressão necessária para promover a fratura da raiz.
2. Em relação ao comprimento, os pinos de fibra-de-vidro apresentaram diferença significativa quanto à força necessária para promover a fratura da raiz, sendo que os pinos de fibra-de-vidro com 10 mm de comprimento apresentaram os maiores valores da força necessária para promover a fratura da raiz.
3. Os pinos de fibra-de-vidro de 6 mm (0,4274 kN) e os metálicos fundidos de 10 mm (0,7428 kN) de comprimento apresentaram os menores valores da força necessária para promover a fratura da raiz.



Referências Bibliográficas

AKKAYAN, B.; GÜLMEZ, 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.

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

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

BONFANTE, G.; FAGNANI, C. M.; MIRAGLIA, S. S.; SILVA-JUNIOR, W. Avaliação radiográfica de núcleos metálicos fundidos intrarradulares. **RGO**, v. 48, n. 3, p. 170-174, 2000.

BRAGA, N. M. A.; PAULINO, S. M.; ALFREDO, E.; SOUSA-NETO, M. D.; VANSAN, L. P. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. **J. Oral Science**, v. 48, n. 1, p. 15-20, 2006.

COHEN, B. I.; PAGNILLO, M.; MUSIKANT, B. L.; DEUTSCH, A. S. Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post systems. **J. Oral Rehabil.**, v. 26, n. 6, p. 488-494, 1999.

COONEY, J. P.; CAPUTO, A. A.; TRABERT, K. C. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic post. **J. Prosthet. Dent.**, v. 55, n. 5, p. 540-546, 1986.

DE DEUS, Q. D. Frequency, location, and direction of the lateral, secondary, and accessory canals. **J. Endod.**, v. 1, n. 11, p. 361-366, 1975.

DILMENER, F. T.; SIPAHI, C.; DALKIZ, M. Resistance of three new esthetic post-and-core systems to compressive loading. **J. Prosthet. Dent.**, v. 95, n. 2, p. 130-136, 2006.

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.

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.

FONSECA, T. S.; ALFREDO, E.; VANSAN, L. P.; SILVA, R. G.; SOUSA, Y. T. C. S.; SAQUY, P. C.; SOUSA-NETO, M. D. Retention of radicular posts varying the application technique of adhesive system and luting agent. **Braz. Oral Res.**, v. 20, n. 4, p. 347-352, 2006.

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.

GOERIG, A. C.; MUENINGHOFF, L. A. Management of the endodontically treated tooth. Part I: Concept for restorative designs. **J. Prosthet. Dent.**, v. 49, n. 3, p. 340-345, 1983.

GONÇALVES, L. A. A.; VANSAN, L. P.; PAULINO, S. M.; SOUSA NETO, M. D. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. **J. Prosthet. Dent.**, v. 96, n. 5, p. 344-399, 2006.

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.

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.

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.

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.

LEARY, J. M.; JENSEN, M. E.; SHETH, J. J. Load transfer of post and cores to root through cement. **J. Prosthet. Dent.**, v. 62, n. 3, p. 298-302, 1989.

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.

LOPES, H. L.; ESTRELA, C.; ROCHA, N. S. M.; COSTA-FILHO, A. S.; SIQUEIRA-JUNIOR, J. F. Retentores intra-radulares: análise radiográfica do comprimento do pino e da obturação do canal radicular. **Rev. Bras. Odontol.**, v. 54, n. 5, p. 277-280, 1997.

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.

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.

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.

MORGANO, S. M., BRACKETT, S. E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J. Prosthet. Dent.**, v. 82, n. 6, p. 643-657, 1999.

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.

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.

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.

PLASMANS, P. J. J. M.; WELLE, P. R.; VRIJHOEF, M. M. *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 coronaradicular reinforcement. **J. Endod.**, v. 28, n. 10, p. 710-715, 2002.

RAIDEN, G. C.; GENDELMAN, H. Effect of dowel space preparation on the apical seal of root canal fillings. **Endod. Dent. Traumatol.**, v. 10, n. 3, p. 109-112, 1994.

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.

SAPONE, J.; LORENCKI, S.F. An endodontic prosthodontic approach to internal tooth reinforcement. **J. Prosthet. Dent.**, v. 45, n. 2, p. 164-174, 1981.

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.** São Paulo: Artes Médicas, 2003. 132p.

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 Jr., H. T.; FISER, D. W.; DEWHIRST, R. B. Restoration of endodontically treated posterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 24, n. 5, p. 401-409, 1970.

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.

SOKOL, D. J. Effective use of current core and post concepts. **J. Prosthet. Dent.**, v. 52, n. 2, p. 231-234, 1984.

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. Oral Radiol. Endod.**, v. 33, n. 6, p. 952-62, 1972.

STEELE, G. D. Reinforced composite resin foundation for endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 30, n. 5, p. 816-819, 1973.

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

STOCKTON, L. W. Factors affecting retention of post systems: A literature review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 81, n. 4, p. 380-385, 1999.

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

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.

WU, M. K.; PEHLIVAN, Y.; KONTAKIOTIS, E. G.; WESSELINK, P. R. Microleakage along apical root fillings and cemented posts. **J. Prosthet. Dent.**, v. 79, n. 3, p. 264-269, 1998.



Anexo



Ribeirão Preto, 20 de Junho de 2005.

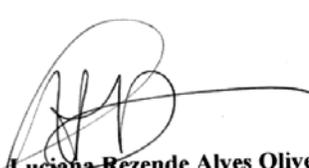
Prezada Senhora,

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 portadoras de retentores intra-radiculares metálicos fundidos e de fibra de vidro com diferentes comprimentos, por meio do teste de compressão”**, tendo como pesquisadora **Profª. Drª. Silvana Maria Paulino**, em reunião ocorrida na data de *20 de junho de 2006*, registrado sobre o **Comét: 042/06**.

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

Solicitamos que a senhora 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,



Profª. Drª. Luciana Rezende Alves Oliveira
Coordenadora do Comitê em Pesquisa da UNAERP
Universidade de Ribeirão Preto