

Gisele Rodrigues da Silva

**Resistência à fratura, padrão de fratura
e deformação de raízes com canais
excessivamente alargados restauradas
com diferentes pinos e técnicas -
Avaliação mecânica e por extensometria**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

2007

Gisele Rodrigues da Silva

**Resistência à fratura, padrão de fratura e
deformação de raízes com canais
excessivamente alargados restauradas com
diferentes pinos e técnicas - Avaliação
mecânica e por extensometria**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof^a. Dr^a. Regina Maria Puppim Rontani

Uberlândia

2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

S586r Silva, Gisele Rodrigues da, 1982-
Resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com
canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e
téc-
nicas : avaliação mecânica e por extensometria / Gisele Rodrigues da
Silva. - 2007.
90 f. : il.

Orientador: Carlos José Soares.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pro-
grama de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.

1. Materiais dentários - Teses. I. Soares, Carlos José. II. Universida-
de Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

3. III. Título.

4.

CDU: 615.46

Elaborado pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

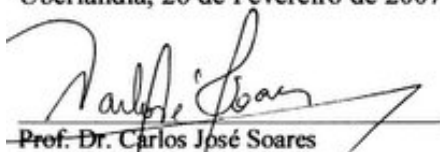
AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA -MG – 384011-36
(0XX) 034 –3218-2550

RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA PROVA DE DEFESA DE MESTRADO, NA QUAL ESTÁ INSCRITA A CIRURGIÃ DENTISTA GISELE RODRIGUES DA SILVA, DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às nove horas do dia vinte e seis de fevereiro do ano de dois mil e sete, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo colegiado de Pós-Graduação desta Faculdade, para o julgamento da Dissertação apresentada pela candidata Gisele Rodrigues da Silva, com o título: *Resistência a fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restaurados com diferentes pinos e técnicas – Avaliação mecânica e por extensometria.*

O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador expressou o seu julgamento, em sessão secreta e exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco da Biblioteca. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia, 26 de Fevereiro de 2007.



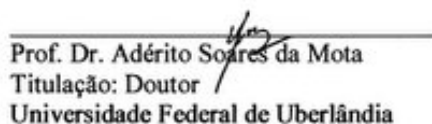
Prof. Dr. Carlos José Soares

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Uberlândia.

Aprovado A.

Aprovado/Reprovado/Conceito



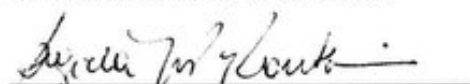
Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Uberlândia

Aprovado A

Aprovado/Reprovado/Conceito



Prof. Dra. Regina Maria Puppin Rontani

Titulação: Doutor

Universidade Estadual de Campinas - UNESP

Aprovado A

Aprovado/Reprovado/Conceito

DEDICATÓRIA

À Deus,

“Sê para mim um rochedo forte, uma fortaleza que me salve, pois o meu rochedo e muralha és tu: guia-me por teu nome, conduze-me” (Sl 31,3-4).

Eu te agradeço de todo o coração, meu Deus, por me amar imensamente a cada segundo de minha vida, por guiar e iluminar meu caminho, agraciando-me com muita alegria, trabalho, saúde e perseverança.

A minha querida mãe Regina,

Além de me conceder a maior das dádivas – a própria existência, me presenteia com seu amor irrestrito e me acompanha tão próxima o quanto possível em todos os instantes.

Ao meu querido pai Hélio,

Meu exemplo de vida e de perseverança, cuja sabedoria e cuja integridade em tudo o que realiza moldaram-me como sou, realmente agradeço por sempre me direcionar no caminho correto.

Aos meus irmãos: Érika, Hélio Jr., Hélvia e Júnior,

Pela existência de cada um de vocês e de seus frutos **Murillo, Maria Regina, Júlia e Pedro**. Fazer parte desta família me enche de orgulho e felicidade.

Ao querido Thiago,

Pelo companheirismo, paciência, carinho, incentivo, confiança, dedicação e amor incondicional. Você é uma pessoa fundamental em minha vida, o presente que Deus também fez para mim. Amo você.

À Elvina, Francisco, Delma e Lucas,

Pela amizade, carinho e compreensão. É admirável a forma como vocês se lidam como família. É um prazer imenso poder fazer parte dela!

Às minhas grandes amigas: Ana Marcella, Andréa, Camila, Fabiana, Flaviane, Juliana, Maíra, Marina, Nauriá e Thaís.

“Amigo fiel é proteção poderosa, e quem o encontrar, terá encontrado um tesouro” (Eclo 6,14). Obrigado por torcerem por mim, vocês são o meu tesouro.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares,

Minha eterna gratidão pela orientação, amizade e confiança na minha capacidade de realização. Admiro muito sua preocupação e dedicação à Faculdade de Odontologia - UFU. Você é um exemplo de profissionalismo e competência que deve ser seguido por todos. Obrigada por todas as oportunidades que me proporcionou, espero um dia poder retribuir tudo que fez por mim. Que Deus continue abençoando seu trabalho e toda a sua família.

Ao admirável colega Paulo César (PC),

Agradeço por ter tido a oportunidade de trabalhar com você durante todo o mestrado e por você não medir esforços em ajudar-me sempre. Gostaria de registrar sua presteza, dedicação e responsabilidade naquilo que faz. Desejo muitas felicidades e um futuro profissional brilhante a você.

À querida Abigail,

Como é bom poder conviver com você! Admiro muito sua presteza, sua amizade e sua forma carinhosa e meiga de tratar as pessoas. Obrigada por me ajudar e me ensinar sempre.

À querida Zélia,

Obrigada por sempre me tratar com muita atenção e com esse seu jeitinho carinhoso.

Ao Prof. Dr. Adérito Soares da Mota,

Obrigada pelos ensinamentos, pela preocupação e valorização do meu trabalho, pelo exemplo e pela agradável convivência.

Ao Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto,

Obrigada por fazer parte da minha formação profissional, jamais esquecerei de sua alegria, seu desprendimento e sua disposição em ajudar-me.

Ao Prof. Dr. Roberto Elias Campos,

Obrigada pelos ensinamentos, pela confiança, amizade e por aceitar o convite e colaborar na minha qualificação. Acima de tudo, por permitir que a Área de Dentística fosse a minha segunda casa.

Aos professores Ms. Hugo Lemes Carlo e Ms. Rodrigo Borges Fonseca,

Pela disposição, serenidade e dedicação que conduzem seu trabalho. Obrigada pela amizade e por sempre me auxiliarem em meus trabalhos. Desejo muitas felicidades à vocês.

Prof. Ms. Nelson Moreira Filho,

Obrigada pelo carinho, pelo exemplo de vida e pelos ensinamentos odontológicos.

Ao Prof. Dr. Henner Alberto Gomide,

Pela amizade, alegria e experiência que compartilha com todos que te rodeiam.

Aos professores, Dr. Célio Jesus do Prado e Dr. Márcio Magno da Costa,

Pelo carinho, atenção e ensinamentos transmitidos durante o meu processo de qualificação.

AGRADECIMENTOS

- À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, representada pelo **Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto**, pelo apoio constante à pesquisa, ao ensino e à extensão, demonstrando comprometimento com a formação e com o convívio agradável entre as pessoas.
- À Escola Técnica de Saúde, principalmente ao **Prof. Ms. Paulo César Simamoto Júnior e estagiários do curso técnico em prótese dentária**. Vocês foram fundamentais para a realização da pesquisa. Agradeço de todo o coração.
- À FAPEMIG, pela concessão de bolsa que tanto me auxiliou no desenvolvimento desse trabalho. Processo nº204080-5.
- A todos os meus colegas de Mestrado e alunos da graduação. Pela amizade, companheirismo e agradável convivência na Faculdade de Odontologia, principalmente aos companheiros do grupo de Biomecânica.
- À Maria Tavares, Nelson, Juliana, Getúlio e Sr. Advaldo, demais funcionários da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia pela colaboração e dedicação em atender as nossas necessidades.
- Às empresas de produtos odontológicos, **Ângelus e 3M/ESPE**, pelo incentivo à pesquisa, por meio da doação de alguns materiais.

EPIÍGRAFE

“Sonhe com aquilo que você quiser. Seja o que você quiser. Porque você possui apenas uma vida e nela só tem uma chance de fazer aquilo que se quer. Tenha felicidade bastante para fazê-la doce. Dificuldades para fazê-la forte. Tristeza para fazê-la humana. Esperança suficiente para fazê-la feliz. As pessoas mais felizes não têm as melhores coisas. Elas sabem fazer o melhor das oportunidades que aparecem em seus caminhos.”

Clarice Lispector

SUMÁRIO

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS	13
RESUMO	14
ABSTRACT	16
1. INTRODUÇÃO	18
2. REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1. RESISTÊNCIA À FRATURA E ANÁLISE DE TENSÕES NA ESTRUTURA DENTAL	23
2.2. A REABILITAÇÃO DE RAÍZES COM CANAL RADICULAR ALARGADO	40
3. PROPOSIÇÃO	47
4. MATERIAIS E MÉTODOS	49
4.1. PREPARO DAS AMOSTRAS	50
4.1.2. INSTRUMENTAÇÃO DO CANAL RADICULAR	51
4.1.3. INCLUSÃO E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL	52
4.1.4. CONFECÇÃO DOS GRUPOS DE REFERÊNCIA	53
4.1.5. CONFECÇÃO DOS GRUPOS COM RAÍZES ENFRAQUECIDAS	55
4.1.6. CONFECÇÃO E CIMENTAÇÃO DAS COROAS METÁLICAS	58
4.2. CICLAGEM MECÂNICA	60
4.3. ANÁLISE DE DEFORMAÇÃO PELO MÉTODO DE EXTENSOMETRIA	60
4.4. ENSAIO MECÂNICO DE RESISTÊNCIA À FRATURA	61
5. RESULTADOS	64
6. DISCUSSÃO	69
7. CONCLUSÃO	75
REFERÊNCIAS	77
ANEXOS	84

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CuAl – cobre-alumínio

Hz - hertz

MPa - força / área (Mega Paschoal)

mm - unidade de comprimento (milímetro)

mm² - unidade de área (milímetro quadrado)

mW/cm²- unidade de irradiância (miliwatts por centímetro quadrado)

mm/min - unidade de velocidade (milímetro por minuto)

mV - milivolt - 10⁻³ volt

Nº - número

N - unidade de força - carga aplicada (Newton)

NiCr - níquel-cromo

PVC - polivinil cloreto rígido

p – probabilidade

± - mais ou menos

α - nível de confiabilidade

% - porcentagem

μm - unidade de comprimento (micrometro)

μS - microdeformação

°C - unidade de temperatura (graus Celsius)

° - unidade de angulação (grau)

2D – bidimensional

3D – tridimensional

s - segundos

min – minutos

Ω – ohms

Ø - diâmetro

RESUMO

O alargamento do canal aumenta o risco de fratura dentária e ainda não está clara a influência dos materiais e técnicas empregados para restaurar dentes com estas características. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de diferentes pinos e técnicas restauradoras na resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados. Foram empregadas 135 raízes bovinas com dimensões semelhantes, tratadas endodonticamente, aleatoriamente divididas em 9 grupos ($n= 15$). Os canais foram preparados com 10 mm de profundidade e 1,5 mm de diâmetro e as raízes receberam preparo com fêrula de 0,5 mm de profundidade e 2 mm de extensão. Dois grupos de referência foram restaurados com retentores intraradiculares metálicos fundidos em níquel-cromo (NMF) e pino de fibra de vidro (PFV) com núcleo de preenchimento em resina composta. Para os demais grupos, os canais radiculares foram alargados na profundidade de 9 mm e o diâmetro aumentado para $\pm 3,5$ mm, padronizando a espessura de dentina remanescente em 0,5 mm no terço coronário da raiz. Os canais alargados (ca) foram então restaurados com, núcleo metálico fundido (caNMF); pino de fibra de vidro (caPFV); pino de fibra de vidro associado a pinos de fibra de vidro acessórios (caPFVpa); preenchimento direto com resina composta nos terços médio e cervical após cimentação do pino (caPFVrd); preenchimento direto com resina composta associado a pinos acessórios, após cimentação do pino (caPFVrdpa); pino reembasado com resina composta de forma indireta (caPFVri); pino reembasado com resina composta de forma indireta associado a pinos acessórios (caPFVripa). Todos os procedimentos de cimentação foram realizados com cimento resinoso de ativação química, os núcleos de preenchimento em resina composta e as raízes restauradas com coroa total metálica. As amostras foram submetidas a 3×10^5 ciclos de fadiga mecânica de 50 N de carga. Em cinco amostras de cada grupo, dois extensômetros foram aderidos à raiz, um na mesial e outro na vestibular, 1 mm abaixo do limite cervical da coroa, no centro do dente, para mensurar a deformação das raízes sob carregamento contínuo de 0 a 100 N. A resistência à fratura (N) das amostras foi então medida em máquina de ensaio mecânico com aplicação de

carga tangencial (135°). Os dados foram submetidos à análise de variância fatorial (2x2), para comparar o efeito do tipo de retentor em função do tipo de raiz, e em fator único, para avaliar os métodos de preenchimento, seguido pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). O padrão de fratura foi classificado de acordo com o grau de comprometimento da estrutura dentária em catastrófica ou reparável. A análise estatística fatorial demonstrou significativa redução da resistência à fratura e falhas catastróficas para o grupo caNMF. Valores de resistência comparável ao grupo NMF e padrão de fratura reparável foram obtidos em raízes com canais alargados, sempre que a resina composta ou pinos de fibra acessórios foram utilizados. Não houve diferença significativa na deformação externa da raiz entre os grupos estudados. Pode-se concluir que o uso de pinos de fibra de vidro, associado ao preenchimento com resina composta e/ou pinos de fibra de vidro acessórios, parece ser mais indicado como alternativa ao núcleo metálico fundido em raízes fragilizadas, devido ao menor risco de fraturas catastróficas.

Palavras-chave: Resistência à fratura, pinos intra-radiculares, extensometria, raízes fragilizadas.

ABSTRACT

The widening of the root canal increases its fracture risk and is not clear yet, the influence of the materials and techniques used to restore these teeth. The aim of this study was to evaluate the effect of different posts and restorative techniques in the fracture resistance, fracture mode and root strain in canals excessively widened. One hundred thirty five standardized bovine roots, with similar dimensions and endodontically treated, were randomly divided in 9 groups (n=15) with the root canals prepared with 10 mm depth and 1.5 mm diameter. All roots received ferrule in the coronal ending with 0.5 mm depth and 2 mm extension. The roots of two reference groups were reconstructed with nickel-chromium metallic cast post-and-core (NMF) and glass fiber post (PFV) with composite resin core. For the experimental groups (weakened roots - wc groups), the root canals were over prepared additionally with the depth of 9 mm and the diameter increased to approximately 3,5 mm. Then the roots were restored with metallic cast post-and-core (wcNMF); glass fiber post (wcPFV); glass fiber post associated with accessory glass - ap - fiber post (wcPFVap); direct composite resin - cr - in the medial and cervical thirds after luting the post (wcPFVcr); direct composite resin associated with accessory posts in the medial and cervical thirds, after luting the post (wcPFVcrap); the post was reembased indirectly with composite resin - icr - (wcPFVicr); the post was reembased indirectly with composite resin associated with accessory posts (wcPFVicrap). All posts were fixed with chemical resinous cement, the core was made with composite resin and the roots restored with metallic crown. The samples were submitted to 3×10^5 mechanical fatigue cycles of 50 N load and fracture resistance measured in a mechanical testing machine with tangential load application (135°). Five samples of each group received two strain gauges adhered in the mesial and buccal surfaces of the root, 1mm below the cervical crown ending, in the center of the tooth, to measure roots strain under continuous 0 to 100 N loading. Fracture mode was classified in accordance to the degree of destruction of the dental structure, in catastrophic or repairable. The data were submitted to ANOVA (2x2) to one-way and Tukey's test ($\alpha=0.05$). The factorial analysis demonstrated significant decrease of the

fracture resistance and catastrophic failures for the wcNMF group. Roots widened canals restored with composite resin and/or accessory fiber posts result in fracture resistance values similar to NMF group, however, these demonstrated more repairable fracture. The strain-gauge analysis didn't present significant differences in the superficial strain of the root. Fiber glass post associated with composite resin or with accessory fiber glass posts, seems to be more indicated as alternative to metallic cast post-and-core in weakened roots, because of the lower risk of catastrophic fractures.

Keywords: Fracture resistance, post, strain-gauge analysis, weakened roots.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação funcional e estética de dentes tratados endodonticamente e com perda de mais da metade da estrutura coronária requer a utilização de pinos intra-radiculares (Christensen, 1996). O propósito dos retentores não é reforçar a estrutura, mas reter e estabilizar os materiais restauradores (Assif & Gorfil, 1994; Fernandes & Dessai, 2001; Christensen, 2004). Entretanto, as características da interface, entre a estrutura dentária e os materiais restauradores, e a rigidez dos materiais são parâmetros que influenciam no comportamento biomecânico dos pinos no interior do canal radicular (Assif & Gorfil, 1994; Pierrisnard *et al.*, 2002; Albuquerque *et al.*, 2003; Asmussen *et al.*, 2005; Genovese *et al.*, 2005; Lanza *et al.*, 2005; Barjau-Escribano *et al.*, 2006; Toksavul *et al.*, 2006; Li *et al.*, 2006).

Por muitos anos, os núcleos metálicos moldados e fundidos foram considerados a escolha para restaurar dentes tratados endodonticamente, sem considerar a quantidade de dentina radicular remanescente (Christensen, 2004; Kimmel, 2000; Gonçalves *et al.*, 2006). Apesar desses dispositivos resultarem em boa adaptação no canal radicular, são altamente rígidos e induzem a concentração de tensões nas paredes do canal, promovendo efeito de cunha e resultando em fraturas radiculares irreparáveis (Lanza *et al.*, 2005; Lui, 1999; Tait *et al.*, 2005). Assim, nas últimas décadas, pinos pré-fabricados não metálicos têm sido empregados em substituição aos núcleos moldados e fundidos (Christensen, 2004). Os pinos confeccionados em fibra de vidro são integrados adesivamente à estrutura dentária, possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina e conseqüentemente resultam em distribuição de tensões mais homogênea, reduzindo a incidência de fraturas catastróficas (Newman *et al.*, 2003; Torbjorner *et al.*, 2004; Barjau-Escribano *et al.*, 2006; Zarone *et al.*, 2006).

Entretanto, muitos dentes que requerem retenção com pino são severamente enfraquecidos, como resultado de cárie recorrente que se estende na dentina radicular que circunda pinos pré-existent, trauma que resulta em necrose de dentes com formação radicular incompleta, reabsorções internas ou dano iatrogênico pelo excessivo alargamento para acesso do canal

radicular. O alargamento ou ampliação resulta em paredes dentinárias delgadas e, conseqüentemente, torna os dentes fragilizados para suportarem as forças mastigatórias normais, potencializando a ocorrência de fraturas (Lui, 1999; kishen *et al.*, 2004; Tait *et al.*, 2005).

Uma vez que os pinos de fibra de vidro possuem tamanho padronizado, sua geometria muitas vezes não corresponde ao formato do canal fragilizado, resultando em adaptação imprecisa. Dessa forma, para que o espaço entre a dentina radicular e o pino seja selado, é necessário aumentar a espessura do cimento, podendo comprometer o prognóstico do dente restaurado (Kimmel, 2000; Lui 1999; Tait *et al.*, 2005). Por outro lado, resinas compostas (Mendonza *et al.*, 1997; Lui 1999; Marchi *et al.*, 2003; Hu *et al.*, 2005; Carvalho *et al.*, 2005; Wu *et al.*, 2006; Gonçalves *et al.*, 2006), fibras de vidro (Kimmel, 2000; Erkut *et al.*, 2004; Genovese *et al.*, 2005) e ionômero de vidro (Goldberg *et al.*, 2002; Marchi *et al.*, 2003) são materiais sugeridos para reforçar a parede de dentina radicular e melhorar a adaptação do pino, protegendo as estruturas remanescentes.

Para avaliar a resistência e possível durabilidade da restauração de dentes despulpados, os ensaios mecânicos de resistência à fratura têm sido amplamente empregados (Akkayan *et al.*, 2002; Newman *et al.*, 2003; Marchi *et al.*, 2003; Mitsui *et al.*, 2004; Tan *et al.*, 2005; Toksavul *et al.*, 2005; Carvalho *et al.*, 2005; Naumann *et al.*, 2006a; Naumann *et al.*, 2006b; Barjau-Escribano *et al.*, 2006; Gonçalves *et al.*, 2006). Entretanto, esses testes fornecem apenas a representação numérica da carga máxima suportada pelo dente. Assim, é válido associar outros métodos que possam auxiliar no entendimento do comportamento da estrutura restaurada antes que a fratura ocorra. A presença de extensômetros aderidos ao dente permite mensurar as alterações dimensionais que a estrutura sofre durante a aplicação da carga. Essa metodologia tem sido empregada para mensurar a deformação na superfície radicular (Lertchirakarn *et al.*, 2003) em função da extensão do pino no interior do núcleo de preenchimento (Walton *et al.*, 1996) da remoção de pinos (Castrisos *et al.*, 2002) e da presença de diferentes tipos de retentores intraradiculares em dentes fragilizados (Yoldas *et al.*, 2005).

Assim, duas hipóteses foram geradas: 1) que o tipo de retentor intraradicular influencia na deformação, resistência e padrão de fratura de dentes com raízes normais e fragilizadas; 2) que o método de preenchimento interno de raízes com canais alargados restauradas com pinos de fibra de vidro aumenta a resistência e diminui a deformação radicular.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Resistência à fratura e análise de tensões na estrutura dental

Kovarík *et al.* (1992), compararam o uso de resina composta, amálgama e ionômero de vidro como materiais de preenchimento associados a pinos intra-radiculares de aço inoxidável em caninos humanos. As amostras foram submetidas a 10^6 ciclos de fadiga à 340N de carga até à fratura, objetivando verificar a porcentagem de falhas e a média de vida útil dos dentes restaurados. Durante o ensaio de fadiga, extensômetros foram aderidos na superfície externa da coroa para mensurar a deformação vertical e horizontal. Os resultados indicaram que a média de vida útil sob fadiga, dos dentes com preenchimento em amálgama foi maior do que 10^6 ciclos de carga, demonstrando menor índice de falhas (33,33%) e menor nível de flexão coronária (2,52 μm). Por outro lado, o preenchimento em resina composta resultou numa média de vida útil de 385.212 ciclos, com falhas em 83,3% das amostras e 8,71 μm de flexão coronária, enquanto que todas as amostras restauradas com ionômero de vidro falharam, num tempo médio de 120.631 ciclos de fadiga, com flexão de 6,22 μm . Os autores concluem que o ionômero de vidro, como material de preenchimento, não resiste adequadamente às forças oclusais.

Huysmans *et al.*, (1993), avaliaram o comportamento de fratura de 87 pré-molares restaurados com retentores intra-radiculares de titânio e núcleo de preenchimento em amálgama ou resina composta. As amostras foram submetidas a cargas cíclicas em ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente, com intensidade de 50%, 60%, 65% e 70% da média da carga requerida para fratura por carregamento contínuo para dentes com núcleo em amálgama (940N) e em resina composta (917N). O tempo de vida da restauração sob fadiga foi classificado em curto ($<10^4$), intermediário (entre 10^4 e 10^5) e longo ($>10^5$). Ambos os materiais de preenchimento demonstraram mudança no comportamento de falhas após aproximadamente 10^5 ciclos. Dessa forma, os autores concluíram que os testes quase estáticos não podem prever

adequadamente o modo de falha que ocorre após tempo prolongado de ciclagem. Assim, para aumentar a relevância clínica dos testes *in vitro*, ensaios que simulem fadiga mecânica devem ser realizados, numa quantidade mínima de 10^5 ciclos. O uso de amálgama como preenchimento pode aumentar o risco de fraturas dentárias.

Assif & Gorfil, em 1994, discorreram a respeito de considerações biomecânicas para dentes tratados endodonticamente. Os autores citaram que a perda de estrutura dentária diminui a habilidade desses dentes em resistir às forças mastigatórias e aumentam o risco de fraturas. Além disso, existe correlação direta entre o diâmetro da raiz e a capacidade do dente em resistir às forças laterais. Os autores questionam o uso de retentores com o objetivo de aumentar a resistência à fratura dos elementos dentais, para isso eles demonstraram, por meio de modelo geométrico, a distribuição de tensões em dentes anteriores submetidos às cargas mastigatórias. Quando a força é aplicada na face palatina, o dente sofre micro-flexão concentrando tensões de compressão na face vestibular e tensões de tração na superfície palatina. Como são cargas contrárias em superfícies opostas, anulam-se no centro longitudinal do dente que é a região onde se localiza o canal radicular ou o retentor. Desse modo, o retentor intra-radicular estaria em uma zona neutra de tensões, sendo pouco influente na resistência dentária. Assim, eles relatam a necessidade de introdução de técnicas que reforcem a superfície externa da raiz. Os autores afirmam que o aumento do comprimento e diâmetro de pinos metálicos no interior do canal radicular pode comprometer o prognóstico do dente restaurado e que todos os dentes despolpados restaurados com coroas protéticas deveriam ter margem dentinária envolvida por cinta metálica.

Christensen, em 1996, discute as indicações de pinos intra- radiculares, reforçando que o objetivo maior é permitir a retenção e estabilidade dos materiais restauradores ao remanescente dentário. O autor relata que núcleos moldados e fundidos vêm sendo gradativamente substituídos pelos pinos pré-fabricados, e o uso de retentores intra- radiculares não se justifica em dentes com pequena perda de estrutura dentária, e sim quando mais do que a metade da porção coronária é perdida. Em casos onde ocorre a perda de toda

a coroa dentária, travas anti-rotacionais podem ser realizadas na mesial, distal e lingual da superfície interna da raiz, para evitar rotação do retentor. No decorrer do artigo, o autor descreve técnica adesiva de inserção de retentor intra-radicular, e afirma que os pinos pré-fabricados em liga de titânio parecem ser a melhor alternativa da época, por apresentarem resistência intermediária, fácil utilização e por haver poucos relatos de resposta alérgica.

Isidor *et al.* (1996), avaliaram a resistência à fratura de dentes bovinos restaurados com pinos de fibra de carbono. Para isso, quatorze raízes de dentes bovinos, com dimensões similares, foram preparadas para receber pinos pré-fabricados de fibra de carbono, os quais foram cimentados com cimento resinoso. Sobre o núcleo de preenchimento confeccionado em resina composta autopolimerizável, foi cimentada coroa metálica que apresentava, em sua superfície palatina, um anteparo de 45° com o longo eixo do dente. As amostras foram testadas aplicando-se carga intermitente de 250N perpendicular à superfície palatina de cada coroa, com frequência de 2 ciclos por segundo. Dois corpos-de-prova não sofreram danos evidentes após 1.000.000 de ciclos. Entretanto, decidiu-se que, para as demais amostras, a máquina de simulação de fadiga seria interrompida após 260.000 ciclos. Não houve interrupção automática da máquina, indicando fratura do pino e/ou raiz ou perda de retenção da coroa e/ou pino, entretanto fratura longitudinal incompleta foi observada macroscopicamente em quatro raízes. Os autores reforçam que, diante do aumento do uso de pinos de fibra de carbono, mais estudos são necessários para avaliar a eficácia clínica.

No mesmo ano, Walton *et al.*, usando a técnica de extensometria, mensuraram a deformação no terço apical de 20 raízes com pinos de titânio em função da extensão do pino no interior do núcleo de preenchimento (1 mm abaixo da porção oclusal do núcleo ou estendendo-se até a oclusal). O pino localizava-se até 5 mm acima do ápice radicular e os extensômetros foram aderidos na vestibular das raízes, perpendicular ao longo eixo do dente, à 6 mm do ápice. A deformação foi mensurada após a realização do tratamento endodôntico, na inserção do pino e confecção do núcleo de preenchimento em resina composta, e após a cimentação de coroa metálica. Os resultados

indicaram decréscimo significativo na deformação apical das raízes restauradas com o pino pré-fabricado que se estendia até 1 mm abaixo da porção oclusal do núcleo de preenchimento, associado a coroa metálica. Os autores ressaltam que apesar da diferença, o nível de deformação requerido para a fratura de dentina é bem maior do que o mensurado. Assim, indicam a realização de mais investigações para verificar se essa diferença se reflete também clinicamente.

A pesquisa realizada por Kumagai *et al.*, 1999, foi importante para se conhecer a média de força suportada pelos dentes anteriores. Neste estudo os autores exploraram a distribuição da força oclusal em cada região (anterior e posterior) em função do apertamento dos dentes. Dezesesseis jovens com idade média de 23,2 anos foram selecionados como sujeitos da pesquisa. Foi pedido que os indivíduos mordessem numa intensidade de 20, 40, 60, 80 e 100% da contração máxima do músculo masséter por 2 s. A mensuração foi realizada com o sistema “Dental Prescale”. A proporção da força oclusal em cada região foi calculada pela razão entre a força oclusal da região pela força total no arco. A força obtida na região posterior foi maior que na região de incisivos. Os autores encontraram, na região anterior, valores máximos de força durante o apertamento dos dentes, variando de $27,8 \pm 43,8$ N até $65,3 \pm 54,4$ N.

Em 1999, Mannocci *et al.*, testaram a taxa de sobrevivência de dentes tratados endodonticamente reconstruídos com pinos pré-fabricados estéticos em fibra de quartzo, fibra de carbono-quartzo e zircônio. O grupo controle consistiu de raízes sem nenhum pino intra-radicular. Os dentes receberam núcleo de preenchimento em resina composta e coroa em cerâmica pura. Os espécimes foram submetidos à carga de 250 N em frequência de 2 Hz, por 400.000 ciclos, sob umidade absoluta. Foi determinada a curva de sobrevivência dos espécimes, as causas de falhas (fratura de raízes, fratura de coroas, fratura de pinos e deslocamento da coroa ou pinos pré-fabricados). Os resultados mostraram que ocorreu apenas uma fratura radicular envolvendo o pino nos grupos com pinos de fibra de quartzo e carbono-quartzo. Entretanto, no grupo com pinos de zircônio foram observadas seis fraturas, sendo uma em coroa e cinco com fratura de raiz e pino. Os dentes sem pinos, tiveram 100%

de fraturas radiculares. Os autores consideraram que técnicas que utilizam pinos de fibra de quartzo e fibra de carbono-quartzo com núcleos de preenchimento em resina composta restaurados com coroas Empress podem reduzir o risco de fraturas. Todas as fraturas observadas neste grupo foram acima da margem da resina de inclusão que simula o osso de suporte, sendo consideradas favoráveis, uma vez que os espécimes poderiam ser restaurados.

Reagan et al. (1999), avaliaram a resistência à fadiga de pré-molares inferiores restaurados com pinos pré-fabricados em titânio (Parapost XP e Tri-R post), associados ao núcleo de preenchimento em resina composta quimicamente ativada ou amálgama, comparando-os com pinos e núcleo fundidos em ouro. A fadiga foi simulada pela aplicação de 10 libras de força na face lingual e na face vestibular. A frequência empregada no teste foi de 4,66Hz. Em cada espécime foi conectado um transdutor para mensurar a deflexão (deslocamento em mV) do dente. Um valor de $\pm 25\text{mV}$ (deslocamento de $63,5\text{ }\mu\text{m}$) foi arbitrariamente determinado como sendo o momento de parada da máquina de simulação de fadiga, indicando a falha da amostra. As amostras foram submetidas à fadiga mecânica até que a fratura ocorresse. Nenhuma diferença estatística foi identificada entre os grupos. A média de ciclos de fadiga até a falha das amostras foi: Parapost XP + amálgama (5309); Parapost XP + núcleo em resina (13555); Tri-R post + núcleo em amálgama (7317); Tri-R post + núcleo em resina (12467); pino e núcleo fundido em ouro (6174). Assim, os autores concluíram que todos os sistemas de pinos testados são aceitáveis para restaurar dentes tratados endodonticamente.

Fernandes & Dessai (2001), buscaram por meio de revisão de literatura reunir fatores que influenciam na resistência à fratura de dentes reconstruídos com pinos e núcleos. Grande parte da literatura revista enfatizou a distribuição de tensões durante a inserção e função do pino. Outros fatos identificados foram: o comprimento, o diâmetro, o material, o desenho e a adaptação do pino, a quantidade de dentina remanescente, o cimento utilizado, o material do núcleo, bem como a utilização como pilares de prótese fixas e removíveis e a história de carga suportada por estes (hábitos parafuncionais). De todos os fatores enumerados, os mais diretamente relacionados com a

longevidade dos dentes restaurados parecem ser o desenho da coroa, as forças oclusais e a utilização de dentes já restaurados com pinos e núcleo anteriormente. Previamente a restauração, aconselhou-se realizar avaliação das forças funcionais e parafuncionais, entretanto, indicaram a realização de estudos clínicos prospectivos controlados.

Em 2002, por meio de análise por elementos finitos, Pierrisnard *et al.*, compararam o efeito de diferentes reconstruções corono-radulares na distribuição de tensões nos tecidos dentários. Sete modelos tri-dimensionais foram criados representando dois níveis de destruição coronária: perda total da coroa e perda parcial com remanescente coronário de 2 mm. Sendo esses elementos restaurados com pino e núcleo fundido em NiCr, pino em NiCr e núcleo em resina, pino de fibra de carbono associado ao núcleo em resina e restauração em resina sem a presença de retentor intra-radicular. Foi simulada a inserção de coroa em NiCr e simulação de aplicação de carga oblíqua à 30° com 100N de intensidade. O programa computacional indicou as tensões de Von Mises e a tensão principal em cada modelo, comparando a intensidade máxima, localização e concentração. Foi observado que a região cervical foi o local onde houve maior concentração de tensões (tração ou compressão). A tensão de tração na cervical excedeu 230 Pa quando o efeito férula era ausente e menor do que 140 Pa com a presença da férula. A concentração de tensões na cervical foi maior quando o pino de NiCr estava associado ao núcleo de resina composta (254 Pa), comparado com pinos de NiCr (235 Pa), em dentes sem férula. A ausência do pino intra-radicular aumentou a concentração de tensões em 5% (139 Pa) a mais do que aquela apresentada pela combinação NiCR/resina e 26% maior do que aquela gerada pela combinação do pino de fibra de carbono e resina. Assim, os autores concluíram que a presença da férula parece minimizar o efeito mecânico do material restaurador no nível de tensões na região cervical do dente. A presença de pinos é benéfica para dentes com porção coronária residual em pelo menos 2 mm e quanto maior o módulo de elasticidade dos materiais, menor o nível de tensão em dentina.

Castrisos *et al.*, (2002), empregaram o método de extensometria para mensurar a deformação da superfície radicular em função da remoção de pinos metálicos fundidos. Dois grupos foram testados: o grupo 1 constituía-se de canais radiculares com remanescente dentinário de 1 mm de espessura na região cervical, e no grupo 2 o remanescente apresentava-se com 2 mm de espessura. Pinos metálicos fundidos com comprimento de 10 mm foram cimentados com fosfato de zinco no interior do canal radicular. Quatro extensômetros foram aderidos 1,5 mm abaixo da região coronária da raiz, de forma vertical, nas faces vestibular, lingual, mesial e distal. A deformação radicular foi mensurada durante a remoção dos pinos e núcleo com o removedor de Egger. A análise estatística Mann-Whitney não indicou diferença de deformação em função da espessura de dentina radicular remanescente. Entretanto raízes com paredes mais delgadas tiveram maior propensão de fratura durante a remoção do pino.

Akkayan & Gulmez (2002), compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia. Para tanto, utilizaram 40 caninos humanos superiores dos quais as coroas foram removidas e as raízes receberam tratamento endodôntico. Foram formados 4 grupos de 10 elementos (n=10). As raízes foram restauradas com os pinos 1- de titânio, 2- fibra de quartzo, 3- fibra de vidro e 4- zircônia. Todos os pinos foram cimentados utilizando-se o sistema adesivo Single Bond e o cimento resinoso dual Rely X ARC. Posteriormente receberam núcleos de preenchimento em resina composta fotopolimerizável (Valux Plus – 3M) e coroas totais metálicas cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os espécimes foram incluídos em resina acrílica, e o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem a base de silicone (Speedex) e então adaptados à máquina de ensaio universal em angulação de 130° em relação ao longo eixo do dentes a uma velocidade de 1 mm/min. Os resultados apresentados em Kgf foram: 1- 66,95 ; 2- 91, 20; 3- 75,90 e 4- 78,91. Os dentes restaurados com os pinos de fibra de quartzo (2) apresentaram os maiores valores de resistência à fratura, significativamente superior aos demais grupos ($p<,001$). Dentes restaurados com pinos de fibra

de vidro (3) e zircônia (4) apresentaram valores similares. Os grupos 2 e 3 apresentaram padrões de fratura favoráveis, enquanto os grupos 1 e 4 apresentaram fraturas catastróficas, impossíveis de serem reparadas.

Em 2003, Newman *et al.*, relataram que pinos de fibras envolvidos por resina, apesar de poucas informações em relação às propriedades físicas desses sistemas de pinos, estão sendo utilizados clinicamente por muitos profissionais. Eles compararam, *in vitro*, a resistência e o padrão de fratura de incisivos centrais superiores restaurados utilizando-se três sistemas de pinos de fibra reforçados por compósito. Noventa dentes foram distribuídos entre oito grupos experimentais e um grupo controle de pino de aço inoxidável (Parapost) (n=10). Oitenta dentes foram separados em dois grupos principais denominados canais “estreitos” e “alargados”. Para os grupos dos canais “estreitos” os espaços para os pinos foram preparados com as brocas correspondentes aos sistemas utilizados: FibreKor, Luscent Anchors e Ribbond com 1,5, 1,6 e 2,0 mm de diâmetro respectivamente. Para o grupo dos canais “alargados”, uma ponta diamantada foi utilizada para ampliar o canal radicular em aproximadamente 2 mm, também os pinos FibreKor, Luscent Anchors e Ribbond, com 1,5, 1,6 e 2,0 mm de diâmetro respectivamente, foram cimentados. Foram utilizados 20 pinos adicionais Ribbond com as porções coronárias de formato e tamanho diferentes (2 tipos), denominados “Ribbond não padronizados”. Foi simulado o ligamento periodontal e as amostras receberam carregamento tangencial em máquina de ensaio universal a 0,5 cm/min até que a falha ocorresse. Os dados foram tabulados e submetidos à Análise de Variância de dois fatores (ANOVA fatorial) e ao Teste *t*-Student ($\alpha=0,05$). O estudo mostrou que o valor de resistência à fratura de dentes restaurados com pinos de aço inoxidável foi significativamente maior que todos os pinos de fibra estudados. Entretanto, o padrão de fratura ou deflexão dos pinos reforçados por fibras demonstrou que eles são protetores do remanescente de estrutura dentária. Os autores concluíram ainda que o uso dessa nova geração de pinos é promissor; entretanto, estudos clínicos longitudinais são necessários para avaliar seu desempenho.

Lertchirakarn *et al.* (2003), avaliaram a forma de ocorrência de fraturas verticais em incisivo central superior e inferior. Modelos tridimensionais foram gerados, os quais receberam dois tipos de aplicação de carga: apenas nas superfícies proximais ou em volta de todas as paredes do canal radicular. A distribuição de tensões nestes modelos foi analisada pelo Método de Elementos Finitos. Para mensurar a deformação na superfície externa radicular, cinco incisivos superiores e inferiores foram carregados até a fratura. Nestes dentes, dois extensômetros foram posicionados perpendicular ao longo eixo do dente, entre o terço médio e apical, nas faces vestibular e lingual. Assim a deformação que ocorria na circunferência da raiz era mensurada em micro-strain (μs). Os autores verificaram que a fratura vertical da raiz parece ser resultado das tensões geradas no interior do canal radicular e ocorre tipicamente no sentido vestibulo-lingual. Eles justificam a associação dos testes devido à dificuldade em se mensurar a deformação no interior do canal radicular, sendo assim importante correlacionar as tensões derivadas dos modelos de elementos finitos com as medidas obtidas na superfície externa pela extensometria. A análise por elementos finitos indicou que as tensões de tração circunferenciais concentravam-se na vestibular e lingual do canal radicular, correspondendo às áreas de maior curvatura. As tensões da superfície foram menores e consistentemente de tração nas proximais e variáveis nas superfícies vestibular e lingual. Assim, os autores concluíram que a medida das tensões superficiais na raiz não corresponde às tensões radiculares internas. A curvatura da parede do canal é o fator principal na concentração das tensões e no padrão da fratura.

Zhi-Yue & Yu Xing (2003), analisaram, *in vitro*, o efeito do formato de pinos e da férula na resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos restaurados com coroas totais metalo-cerâmicas. Quarenta e oito dentes receberam tratamento endodôntico e foram distribuídos em 4 grupos de 12 elementos ($n=12$). Os seguintes tratamentos foram avaliados: grupo A: dentes restaurados com coroas metalo-cerâmicas, grupo controle; grupo B: 2 mm de férula/núcleo metálico fundido/coróa total; grupo C: ausência de férula/núcleo metálico fundido/coróa total; grupo D: 2 mm de férula/pino

metálico pré-fabricado + núcleo de preenchimento/coróa total. As amostras foram incluídas em resina acrílica auto-polimerizável (sem a simulação do ligamento periodontal) e acopladas a máquina de ensaio universal formando 135° com o longo eixo dentário a 0,02 cm/min. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os quatro grupos estudados ($P < ,01$). A associação de 2 mm de fêrula/núcleo metálico fundido/coróa total apresentou os maiores valores de resistência à fratura ($1793,59 \pm 387,93$ N). Não houve diferença de resistência à fratura entre os outros três grupos. Os autores concluíram que a presença de fêrula melhora a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pino e núcleo metálico fundido.

Albuquerque *et al.*, (2003), avaliaram o efeito da forma e material de constituição de pinos na distribuição de tensões em incisivo central superior tratado endodonticamente. Três formas de pinos foram comparadas (cônico, cilíndrico e cilíndrico com ápice cônico), constituídos por três materiais diferentes (aço inoxidável, titânio e fibra do carbono envolto por matriz Bis-GMA). A análise bidimensional das tensões foi executada usando o método de elementos finitos. Uma carga estática de 100 N foi aplicada a 45° de inclinação. As concentrações de tensões não afetaram significativamente a região junto à crista alveolar na face palatina, independente da forma ou material do pino. Entretanto, a concentração de tensões na interface pino/dentina na palatina apresentou variações significativas em função da forma e do material do pino. O tipo de material resultou em maior impacto na concentração de tensões do que a forma do pino, sendo que os pinos do aço inoxidável apresentaram o nível mais elevado de concentração de tensões, seguido pelos pinos titânio e carbono/Bis-GMA.

Em 2004, Christensen discorreu a respeito das mudanças de paradigma para o uso de pinos intra-radulares, havendo substituição gradativa dos pinos metálicos por pinos pré-fabricados reforçados por fibra, uma vez que estes são mais fáceis de usar, são estéticos, relativamente baratos, aderem ao cimento resinoso e são de fácil remoção, caso haja necessidade de retratamento endodôntico. Reforçam que os retentores intra-

radiculares estão indicados para dentes que perderam mais do que a metade da coroa e que sua função principal é dar retenção e estabilidade ao material restaurador coronário. Os autores ainda comentam a respeito de pinos de diferente composição; aço inoxidável, titânio, zircônio, fibra de carbono, fibra de vidro e ainda sugerem uma técnica de inserção de retentores intra-radiculares. Finalizam o artigo indicando como melhor opção de retentores intra-radiculares, os pinos reforçados por fibra ou os de liga de titânio.

Mitsui *et al.* (2004), avaliaram, *in vitro*, a resistência à fratura de raízes de incisivos bovinos restauradas com cinco sistemas de pinos intra-radiculares: pino e núcleo moldado e fundido em CuAl e pinos pré-fabricados; pino titânio, pino de fibra de carbono, pino de fibra de vidro, pino de zircônio, sendo os pré-fabricados associados ao núcleo de preenchimento em resina composta. Após a cimentação e confecção dos núcleos, o conjunto foi inserido em resina de poliestireno e submetido ao teste de resistência à fratura com ângulo de 135° com relação ao longo eixo do dente com velocidade de 0.5 mm/min. Os pinos de titânio induziram os maiores valores de resistência quando comparados aos pinos de fibra de vidro e pinos de zircônio e valores similares aos pinos de fibra de carbono. Também, as raízes restauradas com os pinos fundidos em CuAl resultaram em resistência similar às raízes restauradas com pinos pré-fabricados. Os autores concluíram que os pinos pré-fabricados estudados podem ser usados como alternativa aos pinos e núcleos metálicos fundidos sem que haja perda da resistência à fratura.

Kishen *et al.* (2004), investigaram a perspectiva biomecânica da fratura em dentes restaurados com pino e núcleo, por meio da análise por elementos finitos, teste de tração e análise por fractografia. O método de elementos finitos e o teste de tração foram empregados para avaliar tensão e deformação na estrutura da dentina. Por outro lado, a fractografia, realizada usando microscópio de varredura confocal e eletrônico de varredura, resultou em imagens topográficas das amostras de dentina fraturadas no teste experimental e de dentes restaurados com pino-núcleo cuja fratura ocorreu clinicamente. Foi observada elevada deformação na dentina interna enquanto que, na dentina externa tensões foram observadas durante o carregamento de

tração. Os autores afirmaram que durante a tração, a dentina interna se acomoda refletindo em deformações, resultando em menor possibilidade de concentração de tensões na dentina externa, e conseqüentemente, menor possibilidade de se conduzir à falha da estrutura dentinária. Parece que a dentina interna possui importante papel na resistência à fratura dentária, assim, a inserção de retentores intra-radiculares e conseqüentemente o aumento na perda da dentina interna compromete a resistência e predispõe a ocorrência de fratura mais catastrófica.

Em 2005, Toksavul *et al.*, avaliaram a resistência e padrão de fratura de incisivos centrais superiores restaurados com diferentes sistemas pino/núcleo, cobertos com os *copings* cerâmicos comparando-os com dentes sem pinos. Os pinos utilizados foram: pino de zircônio (Cosmopost) com núcleo de resina composta (Tetric Ceram), pino do zircônio e núcleo cerâmico (Cosmo Ingot), pino de fibra de vidro (FRC Postec) com núcleo de resina, pino titânio (ERpost) com núcleo de resina. O conjunto foi testado com carga estática tangencial compressiva, aplicada 2 mm abaixo da borda incisiva na superfície palatina de cada amostra até à fratura. Maior resistência à fratura foi verificada nos dentes restaurados com pino de titânio, sendo estatisticamente diferente dos dentes restaurados sem pinos. Os pinos de fibra de vidro resultaram na maior incidência de fraturas radiculares catastróficas. Os pinos de zircônio por demonstrarem satisfatória resistência e característica estética são preferidos para restaurarem dentes que receberão coroas em cerâmica pura.

Conhecendo-se a eficácia do efeito da férula circunferencial e uniforme já estabelecido na literatura, Tan *et al.* (2005), investigaram a influência da configuração da férula; uniforme ou não uniforme e a presença ou não de pinos intra-radiculares, na resistência ao carregamento estático de dentes tratados endodonticamente. Neste trabalho cinco grupos foram testados: dentes sem tratamento endodôntico, restaurados com coroa; dentes com tratamento endodôntico, restaurados sem pino, com coroa; dentes com pino e férula uniforme de 2 mm, com coroa; dentes com pino e férula não-uniforme (2 mm na vestibular e lingual e 0.5 mm nas proximais) e coroa e dentes sem férula, com pino e coroa. O conjunto foi testado com carregamento

tangencial de carga de estática, até ocorrer a fratura. Os resultados indicaram que a falta de férula resultou em força média significativamente mais baixa para a fratura (264.93 +/- 78.33 N), comparada com todos os grupos restantes. A presença de férula não-uniforme resultou em diminuição significativa da força requerida para fratura quando comparada com o grupo com férula uniforme vertical de 2 mm. Assim, os autores concluíram que, se possível, férula uniforme de 2 mm circunferencial deve ser realizada em incisivos centrais que necessitem de inserção de pino intra-radicular e coroa total.

Lanza *et al.* (2005), usando o método de elementos finitos tridimensional, compararam a distribuição de tensões na dentina e na camada do cimento (com diferentes módulos de elasticidade) em incisivo central restaurado com pino de aço inoxidável, fibra de carbono ou fibra de vidro. Foi simulada aplicação de força de estática 10 N, num ângulo de 125° em relação ao longo eixo do dente. A tensão máxima de Von Mises variou de 7,5 MPa para dentes com pinos de aço, 5,4 e 3,6 MPa, respectivamente, para os dentes com pinos de fibra carbono associado com cimento de alto e baixo módulo de elasticidade e 2.2 MPa para os dentes com pinos de fibra de vidro. Os autores concluíram que pinos muito rígidos trabalham de encontro à função natural do dente, criando zonas de tensão, cisalhando a dentina e a interface entre o pino e o cimento. Quando a flexibilidade do pino aumenta, a rigidez da camada de cimento não influencia tanto na distribuição de tensões no dente quanto a presença de pinos e cimentos com alto módulo de elasticidade.

Asmussen *et al.* (2005), também empregaram o método de elementos finitos para analisar as tensões em dentes uni-radulares restaurados com pinos. As variáveis estudadas foram materiais (fibra de vidro, titânio e zircônio), forma (paralelo e cônico), adesão (presença ou ausência), módulo de elasticidade (alto ou baixo), diâmetro (1,0; 1,4; 1,8 e 2,2 mm), e comprimento do pino (6,0; 7,0; 8,0; 9,0 e 10,0 mm). Na confecção dos modelos aximétricos foi simulado, além dos pinos, a dentina, o ligamento periodontal, o osso cortical e trabecular, a gengiva e a guta-percha. O pino foi cimentado com cimento do fosfato de zinco, cimento resinoso aderido e não aderido. A restauração incluiu núcleo de resina composta e coroa em ouro. Carga de 100

N foi aplicada na coroa num ângulo de 45° , e as tensões de tração, cisalhantes e de Von Mises foram calculadas. A concentração de tensões na dentina diminuiu em função do tipo de material, na seguinte seqüência: fibra de vidro, titânio e zircônio. As tensões se concentraram mais em pinos cônicos. Houve redução das tensões em dentina com a adesão, com o aumento do módulo de elasticidade, aumento do diâmetro e do comprimento dos pinos. Finalmente, os autores afirmam que, na perspectiva de aumentar a resistência à fratura do dente, pinos paralelos, largos, com alto módulo de elasticidade são preferidos.

Em 2005, Soares *et al.* publicaram artigo fundamental para nortear a forma e os materiais empregados para simulação da movimentação do dente no interior do alvéolo. Os autores compararam a resistência à fratura de incisivos bovinos, inseridos em alvéolo artificial de resina acrílica ou resina de poliestireno, com ligamento periodontal simulado com três materiais: poliéter; polissulfeto e borracha de poliuretano. O conjunto foi submetido à carga de compressão tangencial na borda incisal dos dentes, a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura dentária. Os padrões de fratura foram analisados em quatro diferentes níveis: 1 – fratura coronária; 2 – fratura na junção cimento-esmalte; fratura radicular parcial; 4 – fratura radicular total. Os autores encontraram diferença estatisticamente significativa entre os métodos de inclusão, principalmente em relação aos padrões de fratura e concluíram que a simulação do ligamento periodontal é fundamental, sendo que a associação da resina de poliestireno para inclusão e o material à base de poliéter (Impregum F) parece ser o método mais adequado de inclusão de dentes em ensaios de resistência à fratura.

Zarone *et al.* (2006), avaliaram, pelo método de elementos finitos, o comportamento biomecânico de incisivo central superior restaurado com pino e coroa comparado com o dente hígido. Foi aplicada no modelo tri-dimensional do incisivo, força estática arbitrária de 10 N, num ângulo de 125° em relação à superfície palatina da coroa. Diferentes materiais e configurações foram testados: dente restaurado com pino de fibra de vidro, cimentado com cimento resinoso e com coroa cerâmica feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro, cimentado com cimento resinoso e com coroa em alumina; dente

restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina e núcleo de resina composta confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso, com coroa feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina e núcleo de resina composta confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso, com coroa em alumina; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por cerâmica feldspática, núcleo e coroa em cerâmica feldspática confeccionada no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por cerâmica com alumina, núcleo e coroa em cerâmica com alumina confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso. Os autores observaram que materiais com alto módulo de elasticidade alteram fortemente o comportamento biomecânico comparado com o dente natural. As áreas críticas de concentração de tensões são: interface entre restauração, cimento e dentina; canal radicular e superfície vestibular e lingual. Os materiais com propriedades mecânicas semelhantes às das dentina melhoram o comportamento biomecânico do dente restaurado, reduzindo as áreas de concentração de tensões.

Toksavul *et al.* (2006), avaliaram a distribuição de tensões no incisivo restaurado com diferentes sistemas de pino e núcleo usando modelos 3D de elementos finitos. Sete modelos foram criados, contendo osso cortical, osso esponjoso, ligamento periodontal, guta-percha, sistema de pino (zircônio, fibra de vidro, e titânio), núcleo (cerâmico ou resinoso) e coroas em cerâmica pura. Cada modelo recebeu simulação de 100 N de carga, a 45°. A análise das tensões de Von Mises indicou concentração de tensões no terço coronário, na face vestibular da raiz. Os sistemas de pinos cerâmicos criaram ligeiramente menos concentração de tensões na dentina do que os pinos de fibra de vidro e os pinos de titânio.

Em 2006, Naumann *et al.*(a), compararam a resistência e modo de fratura dos incisivos tratados endodonticamente e com férulas incompletas para a inserção da coroa. Os dentes foram seccionados 2 mm acima da junção do cimento-esmalte. O grupo controle recebeu férula de 2 mm de altura em toda a circunferência do dente. Os grupos experimentais receberam: férula de 2 mm

apenas na palatina, apenas na vestibular ou somente nas proximais. Os dentes receberam pino de fibra de vidro, núcleo em resina composta e coroa em cerâmica. As amostras foram submetidas à fadiga térmica com 6.000 ciclos de 5⁰/55⁰C e ao carregamento mecânico (1,2 milhões de ciclos). Finalmente, as amostras foram carregadas estaticamente até a falha. Os resultados indicaram que a resistência à fratura dos dentes restaurados com pino, núcleo e coroa é dependente do grau de conservação do dente. A presença de férula incompleta está associada com a variação da capacidade do dente em resistir à carga.

No mesmo ano Naumann *et al.*(b), investigaram a resistência à fratura em incisivos humanos tratados endodonticamente em função do tipo de pino (titânio versus pino de fibra de vidro) e da altura da férula (sem férula e férula de 2 mm). Em um grupo de referência, os autores não usaram nem pino nem núcleo e em outro confeccionaram apenas o núcleo de preenchimento. Todas as amostras receberam coroas em cerâmica pura, cimentadas adesivamente. As amostras foram submetidas à fadiga térmica com 6.000 ciclos de 5⁰/55⁰C e ao carregamento mecânico (1,2 milhões de ciclos). Finalmente, as amostras foram carregadas estaticamente até a falha. Os resultados indicaram que a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente não é influenciada pela rigidez do material do pino e que a combinação do preparo da férula e inserção de pino intra-radicular resulta em maior resistência à fratura dos dentes.

Barjau-Escribano *et al.* (2006), avaliaram a resistência à fratura e distribuição de tensões em incisivos superiores restaurados com diferentes sistemas de pinos intra-radiculares. O efeito do uso dois materiais diferentes (fibra de vidro e aço inoxidável) com módulo de elasticidade significativamente diferente foi estudado. Primeiramente, teste experimental de resistência à fratura foi executado. Os dentes eram seccionados na junção cimento-esmalte tratados endodonticamente e restaurados com pinos e coroas. Em seguida, o método de elementos finitos foi associado para verificar o padrão de distribuição de tensões no dente restaurado. Os resultados indicaram que os dentes restaurados com pinos de aço inoxidável necessitaram de força significativamente menor para a falha do que os dentes restaurados com pinos

de fibra de vidro (520 N versus 803 N). Os pinos de aço inoxidável induziram maior concentração de tensões, indicando pior desempenho biomecânico. Assim, os autores concluíram que os sistemas de pino, onde o módulo de elasticidade seja semelhante ao da dentina é preferido para restaurar incisivos tratados endodonticamente.

Prado *et al.* em 2006 avaliaram a correlação entre as infiltrações cérvico-apical e ápico-cervical com técnicas de preparo para pino e o efeito antimicrobiano do cimento AH Plus (Dentsply, USA). Foram utilizadas 68 raízes que foram instrumentadas e obturadas e divididas em dois grupos (n=30). Em um deles o espaço para o pino intra-radicular foi preparado pela técnica imediata e no outro pela técnica mediata. Utilizou-se o método de diafanização e avaliação em lupa estereoscópica. Os resultados possibilitaram observar infiltração em todas as amostras. O cimento AH Plus exibiu atividade antimicrobiana para as bactérias testadas. O autor concluiu que o alívio do canal deve ser preferencialmente feito imediatamente após a obturação.

O trabalho de Soares (2006) foi utilizado para definição do protocolo de colagem de extensômetros na estrutura dentária. O trabalho avaliou a resistência à fratura, deformação de cúspide e distribuição de tensões de pré-molares superiores humanos tratados endodonticamente, com preparos cavitários para restaurações diretas e indiretas restaurados com amálgama, resina composta, resina laboratorial e cerâmica. Para fixação dos extensômetros foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dentária com adesivo de cianoacrilato e fios conectados ao sistema de aquisição de dados em meia ponte e ponte completa, com dois extensômetros fixados em outro dente fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por temperatura. Os corpos-de-prova foram submetidos a carregamento axial de compressão em máquina de ensaio mecânico com velocidade de 0,5 mm/minuto até a fratura. A análise por elementos finitos bi-dimensional, mostrou que a remoção de estrutura dental e o tipo de material restaurador alteraram o padrão de distribuição de tensões dos modelos

numéricos. Os testes mecânicos demonstraram que dentes com menor remoção de estrutura e presença de restaurações adesivas apresentaram maiores valores de resistência à fratura e o padrão de fratura dos dentes com restaurações em resina indireta, em amálgama e não-restaurados foram fraturas catastróficas; no entanto, dentes hígidos e restaurados com cerâmica apresentaram padrão de fratura menos severos. O tipo de preparo e material restaurador influenciou diretamente na deformação de cúspides e distribuição de tensões.

2.2. A reabilitação de raízes com canal radicular alargado

Mendonza *et al.* (1997), avaliaram a resistência à fratura de caninos estruturalmente enfraquecidos na área cervical e restaurados com pinos paralelos de titânio e diferentes materiais de cimentação: fosfato de zinco, cimento resinoso Panavia, cimento resinoso C&B Meta-bond e reforço interno do canal radicular com resina composta Z100 e cimentação do pino com agente de união de dupla ativação. As amostras foram testadas com velocidade de 0,5 mm/min num ângulo de 60⁰. As raízes que receberam a cimentação dos pinos com o cimento Panavia apresentaram maior capacidade de resistir à fratura do que aquelas cimentadas com fosfato de zinco. Assim, os autores relataram que parece ser prudente usar cimentos resinosos para fixação de pinos intra-radulares, uma vez que a resistência à fratura pode ser significativamente melhorada.

LUI, em 1999, descreveu um caso clínico de reforço radicular em raízes debilitadas usando resina composta híbrida e sistema de pino plástico transmissor de luz (luminex). Ele afirma que a reconstrução da dentina perdida por meio da técnica adesiva, poderia não só reforçar o dente comprometido, como também criar conduto paralelo e mais retentivo.

Em 2000, Kimmel faz revisão de literatura sobre alguns princípios que regem a restauração de dentes tratados endodonticamente e apresenta método para restauração e “reforço” de incisivo central com raiz estruturalmente comprometida, usando a combinação de fibras de polietileno e

pinos pré-fabricados em fibra. Eles afirmaram que as fibras permitem melhora na resistência à tração do sistema restaurado e que a técnica demonstrada exige mínima remoção de estrutura dentária remanescente e possibilita o aproveitamento de raízes com paredes delgadas de dentina.

Goldberg *et al.* (2002), avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais humanos fragilizados. O canal radicular foi ampliado, simulando dentes imaturos. No grupo controle, nenhum tipo de material foi inserido no interior do canal. Entretanto para o grupo experimental, um pino translúcido foi posicionado no centro do canal sendo o espaço entre as paredes do canal radicular e o pino preenchido com ionômero de vidro modificado por resina. As raízes foram fixadas na máquina de ensaio mecânico e o carregamento foi realizado com o auxílio de um dispositivo cônico de aço de 1,5 cm de base e 3 cm de comprimento, provocando efeito de cunha nas raízes. Os autores concluíram que o uso de ionômero de vidro modificado por resina constitui alternativa restauradora viável para dentes imaturos que perderam toda a porção coronária após a apecificação, uma vez que melhora significativamente a resistência à fratura.

Devido à grande dificuldade em se restaurar raízes severamente debilitadas, pela perda de dentina radicular no terço cervical, Marchi *et al.*, em 2003, avaliaram a resistência à fratura de raízes híginas e debilitadas, reconstruídas internamente com diferentes materiais de preenchimento e pinos pré-fabricados de titânio. Setenta e cinco raízes bovinas foram selecionadas, sendo que dessas, sessenta foram desgastadas internamente, simulando canais alargados. Foram formados cinco grupos experimentais: 1- raiz hígida com pino pré-fabricado fixado com cimento resinoso; 2- raiz debilitada com pino pré-fabricado fixado com cimento resinoso; 3- raiz debilitada preenchida com cimento de ionômero de vidro modificado por resina associado ao pino intraradicular; 4- raiz debilitada preenchida com resina composta modificada por poliácido e posterior fixação do pino com cimento resinoso; e 5- raiz debilitada preenchida com resina composta microhíbrida e com posterior fixação do pino com cimento resinoso. Após a realização do ensaio de resistência à fratura, com carregamento tangencial de compressão à 135° em relação ao longo eixo

da raiz e com velocidade de 0,5mm/min. Os autores concluíram que as raízes hígidas apresentaram maior resistência à fratura que as raízes debilitadas. Observaram também que a presença do ionômero de vidro modificado por resina, em raízes debilitadas, resultou em resistência à fratura semelhante aquela obtida com a presença de resina composta modificada por poliácido ou de resina composta microhíbrida. Ambas as técnicas de preenchimento radicular apresentaram-se estatisticamente superior ao preenchimento das raízes com cimento resinoso.

Erkut *et al.*, em 2004, relatam a dificuldade em restaurar dentes com canal radicular ampliado pela perda significativa de dentina. Citaram opções para tal procedimento: inserção de núcleo moldado e fundido, o qual teria aceitável adaptação no canal, pinos pré-fabricados metálicos ou não metálicos. Advogam pelo uso de pinos pré-fabricados não metálicos em fibra de vidro por serem mais baratos, de fácil uso, ter adesão à estrutura dentária e, além disso, por apresentarem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina. Acreditam que isso providenciaria menor concentração de tensões no dente, diminuindo a possibilidade de fraturas catastróficas. Com o objetivo de diminuir a espessura da camada de cimentação nesses canais amplos, propuseram uma técnica alternativa com o emprego da associação de pino de fibra de vidro, tira de fibra de vidro e cimento resinoso no interior do canal radicular e resina composta como material de preenchimento. Os autores postulam que a introdução das fitas de fibra de vidro envolvendo o pino pode reforçar o conjunto pino e núcleo de preenchimento.

No mesmo ano, Torbjorner *et al.*, em revisão de literatura, discorreram a respeito dos fatores biomecânicos que afetam o tratamento protético, com a ênfase nos dentes tratados endodonticamente e fragilizados. Os autores utilizaram a base de dados do Medline/PubMed de 1970 à 2003. Eles afirmam que freqüentemente as falhas técnicas são relacionadas à fratura pelo processo de fadiga e apontam que forças direcionadas fora do longo eixo do dente provocam risco potencial para a fratura dos dentes, do cimento e do material restaurador. Assim, o planejamento e a confecção de próteses com biomecânica favorável, reduzindo forças laterais, é o fator principal para a

longevidade dos dentes tratados endodonticamente. Foi também enfatizado que a preservação das estruturas dentais é essencial para evitar fraturas radiculares.

Em 2005, Genovese *et al.*, investigaram o comportamento biomecânico de incisivo com canal ampliado, restaurado com pino personalizado, seguindo o perfil do canal radicular, fabricado em fibra de reforço (Vectris Pontic) e núcleo de preenchimento de fibra e resina (Targis/Vectris). A análise das tensões foi realizada com o método de elementos finitos 3D. O novo sistema de pino foi comparado com o pino de fibra de vidro, fibra de carbono, ouro e titânio. A eficiência estrutural da restauração foi avaliada sob diferentes circunstâncias de carregamento (mastigação, bruxismo e impacto). Os resultados indicaram que o tipo de pino e os materiais tiveram influência apenas quando a condição de bruxismo foi considerada, sendo que o pino de ouro induziu até quatro vezes a mais a concentração de tensões comparado com o sistema de pino fabricado. Os autores afirmam que o novo sistema de pino fabricado em fibra pode reduzir significativamente as tensões na dentina e, além disso, as tensões podem ser distribuídas uniformemente sobre as fibras, diminuindo a probabilidade de falhas devido a sobrecarga local da matriz composta, como se pode acontecer com pinos os pré-fabricados.

Tait *et al.* (2005), destaca que grande quantidade de dentes que necessitam de retenções com pinos são severamente enfraquecidos por terem o canal radicular ampliado, tornando-os mais propícios à fratura. Eles comentam que tradicionalmente estes dentes são restaurados usando pinos metálicos e freqüentemente este tipo de restauração é mal sucedida por causa da falta de retenção ou por resultarem em fraturas radiculares. Os autores descrevem uma forma de selamento apical imediato com trióxido mineral agregado e reforço do canal radicular usando agente de união associado à resina composta, com posterior inserção de pino de fibra de quartzo e núcleo de preenchimento em resina composta. Afirma que a técnica permite a manutenção do dente restaurado no arco, restabelecendo sua função no sistema estomatognático.

Carvalho *et al.* (2005), avaliaram, *in vitro*, a eficácia do reforço radicular com resina composta ou com pino de fibra zircônia em dentes imaturos não vitalizados simulados. Incisivos bovinos foram empregados no estudo, em quatro grupos: 1- canal radicular ampliado, reforçado com resina composta fotopolimerizável usando pino translúcido (sistema de Luminex) e, após a remoção do pino, o canal foi preenchido com guta-percha; 2- o canal radicular foi ampliado e restaurado com pino de zircônio e cimento resinoso dual; 3- o canal radicular foi ampliado e obturado com guta-percha e 4- o canal radicular não foi ampliado nem obturado. O conjunto foi submetido à força compressiva, à 45°, numa velocidade de 1 mm/min até que ocorresse a fratura. Os autores verificaram que o uso de resina composta e de pino de fibra de zircônio no interior do canal radicular aumentou significativamente a resistência estrutural dos dentes enfraquecidos, reduzindo o risco de fratura.

No mesmo ano, Hu *et al.*, mensuraram a resistência à fratura de incisivos com os canais amplos, restaurados com diferentes sistemas de pino e núcleo, sob carregamento estático e dinâmico de fadiga. Os pinos inseridos no canal radicular foram: núcleo moldado e fundido em liga de prata-paládio, pino e núcleo de resina composta autopolimerizável, e pino de fibra de carbono associado com resina composta autopolimerizável no interior do canal e como preenchimento com resina. Os dentes receberam dois tipos de preparo: férula de 1 mm e sem férula, e coroas em ouro. Os espécimes foram divididos e testados de duas formas: carga estática à 135°, até que a fratura ocorresse e carga intermitente de 54 N, na mesma angulação, até iniciar a falha. Os resultados mostraram que os dentes restaurados com pino de fibra de carbono resistiram a número significativamente mais elevado de ciclos de carga do que os outros grupos, entretanto, os dentes restaurados com pino metálico resistiram a forças de maior intensidade. Por outro lado, esses dois grupos apresentaram maior quantidade de fraturas radiculares desfavoráveis. Os autores sugerem que a inserção de pino e núcleo de resina associado à férula de 1 mm é satisfatória para restaurar raízes estruturalmente comprometidas, pois resultaram em alta resistência à fratura no carregamento estático e dinâmico e grande número de falhas favoráveis.

Por ser a fratura radicular problema clínico em dentes com canal radicular alargado, Yoldas *et al.*, em 2005, avaliaram, *in vitro*, pelo método de extensometria, as deformações da superfície cervical de raízes artificialmente fabricadas em resina acrílica, em função da presença de diferentes sistemas pino e núcleo: 1- núcleo moldado e fundido em liga de níquel-cromo; 2- preenchimento radicular com resina composta e inserção de pino e núcleo fundido em níquel-cromo; 3- preenchimento radicular com resina composta e inserção de pino de aço inoxidável e confecção de núcleo de preenchimento com resina. O conjunto foi submetido à aplicação de 100 N de carga, em ângulo de 45° em relação à linha média das raízes simuladas. A presença de pinos moldados e fundidos, sem que houvesse o reembasamento radicular com resina composta, induziu a maior deformação radicular. Assim, o “reforço” do canal com resina composta foi fundamental para reduzir a deformação na região cervical das raízes restauradas com pinos e núcleos de preenchimento.

Em 2006, Wu *et al.*, investigaram a resistência à fratura e à microtração de dois materiais restauradores usados para “reforçar” paredes radiculares delgadas. Para isso, os autores utilizaram raízes de incisivos centrais superiores com canal ampliado, com espessura remanescente de paredes dentinárias de 1,0 mm. As raízes foram restauradas de três formas: Grupo 1 (controle): pino e núcleo moldado e fundido em liga de níquel-cromo; Grupo 2: o canal radicular foi reembasado com cimento resinoso de ativação dual e pino moldado e fundido em liga de níquel-cromo foi posteriormente fixado; Grupo 3: o canal radicular foi reembasado com ionômero de vidro e, posteriormente um pino moldado e fundido em liga de níquel-cromo foi fixado. O teste de microtração e a análise por microscópio ótico de força atômica foram empregados para examinar a adesão entre os dois materiais restauradores à dentina radicular. Esses testes indicaram que o material resinoso promove maior adesão à dentina radicular do que o cimento de ionômero de vidro. Os autores concluíram a resistência à fratura de dentes fragilizados pode ser significativamente melhorada pelo reembasamento das paredes do canal radicular com material resinoso.

Gonçalves *et al.* (2006), determinaram a resistência à fratura de raízes experimentalmente fragilizadas e reforçadas com diferentes resinas compostas (Tetric Ceram, Filtek Supreme, Filtek Z100 e Renew) associadas ao pino de titânio, comparadas com o sistema convencional de pino e núcleo moldado e fundido em cobre-alumínio. Os resultados obtidos após o ensaio mecânico de resistência à fratura, indicaram que resinas compostas melhoram a capacidade de raízes fragilizadas restauradas com pinos em resistirem ao carregamento tangencial.

Ainda em 2006, Li *et al.*, analisaram a distribuição de tensões em raízes enfraquecidas restauradas com cimento associado a pino de liga de titânio. Análise tri-dimensional por elementos finitos foi realizada simulando um incisivo central superior com canal radicular alargado e restaurado com diferentes cimentos: Superbond C&B, ionômero de vidro, policarboxilato de zinco, Panavia F e fosfato de zinco, em combinação com pino de liga de titânio. O dente foi considerado como isotrópico, homogêneo e elástico e recebeu carga de 100 N num ângulo de 45°. A análise da tensão máxima principal e do critério de Von Mises foi realizada pelo uso do software de ANSYS. Os resultados indicaram que o aumento do módulo de elasticidade dos cimentos de 1,8 GPa para 22,4 GPa, diminuíram os valores das tensões máxima e pelo critério de Von Mises na dentina, respectivamente, de 39,58 MPa para 31,43 MPa e de 24,51 MPa para 20,76 MPa. Os autores concluíram que cimento com o módulo de elasticidade similar ao da dentina e que tem capacidade de adesão, como é o caso do cimento resinoso Panavia F, pode ser usado para reforçar a raiz enfraquecida, reduzindo o nível de tensões na dentina.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi testar duas hipóteses: 1) que o tipo de retentor intra-radicular influencia na deformação, resistência e padrão de fratura de dentes com raízes normais e raízes fragilizadas pelo alargamento do canal radicular; 2) que o método de preenchimento interno de raízes com canais alargados restauradas com pinos de fibra de vidro aumenta a resistência e diminui a deformação radicular.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 - Preparo das amostras

4.1.1. Seleção dos dentes

Foram selecionados 135 incisivos de bovinos com idade aproximada de 48 meses. Os dentes foram armazenados em solução aquosa tamponada por Timol a 0,2%, limpos com auxílio de curetas periodontais e submetidos à profilaxia com pedra pomes e água. Os dentes foram seccionados, sob jato de água, com disco diamantado de dupla face (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) adaptado em peça reta e micro-motor (Kavo do Brasil, Joinville, SC, Brasil), de maneira que permanecesse uma raiz reta de 15 mm de extensão (Figura 1). Posteriormente, as dimensões vestibulo-lingual dos terços coronário e apical foram mensuradas com paquímetro digital (Sylvac – Nucleon, São Paulo, SP, Brasil). O volume dos dentes foi calculado considerando-os como tronco de cones, pela fórmula:

$$\text{Volume} = \frac{1}{3} \pi \cdot h (R^2 + Rr + r^2)$$

Onde; $\pi = 3,14$

h = extensão corono/apical da raiz = 15 mm

R = raio da circunferência determinada na porção coronária da raiz

r = raio da circunferência determinada na porção apical da raiz



Figura 1. Seccionamento dentário e obtenção de raiz com 15 mm de extensão.

Os volumes das raízes foram submetidos à análise de variância a um critério ($\alpha=0,05$) demonstrando não haver diferença significativa entre as dimensões das amostras para os diferentes grupos testados. Em seguida, as raízes foram divididas em nove grupos ($n=15$).

4.1.2. Instrumentação do canal radicular

Brocas gates glidden nº2 ($\varnothing$ 0,54 mm), nº3 ($\varnothing$ 0,83 mm) e nº4 ($\varnothing$ 1,1 mm) (Malleifer, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) foram empregadas para instrumentação do canal radicular de forma seqüencial (Figura 2). A broca nº2 atravessava todo o canal radicular, a nº3 chegava até o ápice, sem atravessá-lo e a nº4 foi empregada apenas nos terços médio e cervical, perfazendo um total de 10 mm. Hipoclorito de sódio a 1% (Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brasil) foi usado como líquido irrigante durante a instrumentação, e a irrigação final foi realizada com solução salina a 0.9% (Indústria farmacêutica Basa, Caxias do Sul, RS, Brasil). Os canais radiculares foram secos com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e obturados com cones de gutapercha nº 70 (Dentsply) e cimento obturador a base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply), por meio da técnica de condensação lateral.

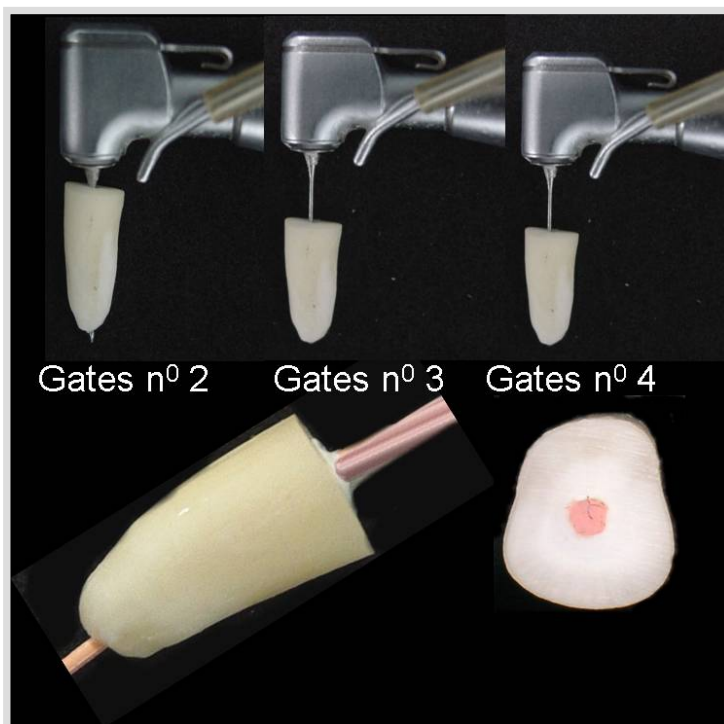


Figura 2. Instrumentação e obturação do canal radicular.

Após o tratamento endodôntico, a obturação do canal radicular foi removida com calcadores de Paiva (Duflex SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) aquecidos ao rubro na extensão de 10 mm (Prado *et al.*, 2006).

4.1.3. Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo (Figura 3), a raiz foi incluída em resina de poliestireno auto-polimerizável (Hutchinson do Brasil, Tabuão da Serra, SP, Brasil), distando 4 mm apicalmente do limite coronário e o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum-F, 3M- ESPE, St Paul, MN, USA).

Para o desenvolvimento do processo de inclusão foi utilizado o método descrito por Soares *et al.* (2005). A raiz foi demarcada com caneta para retroprojeto (Faber Castel, São Carlos, SP, Brasil) distando 4 mm do limite coronário, sendo apicalmente recoberta com 0,3 mm de espessura de cera utilidade (Herpo, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) liquefeita em banho maria. A raiz foi fixada com cera pegajosa (Herpo, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e uma lima endodôntica foi inserida no canal radicular e posicionada à haste de delineador protético. A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente à direção do conduto radicular, e sobre esta, foi posicionado cilindro de PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil) e a raiz já fixada na película de filme radiográfico. O conjunto foi removido do delineador e posicionado, de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em placa de madeira com perfurações circulares de 15,0 mm. Resina de poliestireno auto-polimerizável (Hutchinson do Brasil) foi vertida no interior do cilindro de PVC e depois de decorrida uma hora da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. As raízes foram removidas dos alvéolos artificiais, limpas com curetas periodontais e tratadas com adesivo do material de moldagem (Impregum-F, 3M-ESPE). O alvéolo foi limpo com água morna, seco e tratado com o mesmo adesivo. O material de moldagem foi proporcionado e manipulado seguindo as instruções do fabricante e inserido no alvéolo, sendo o dente introduzido sob pressão digital (figura 3).

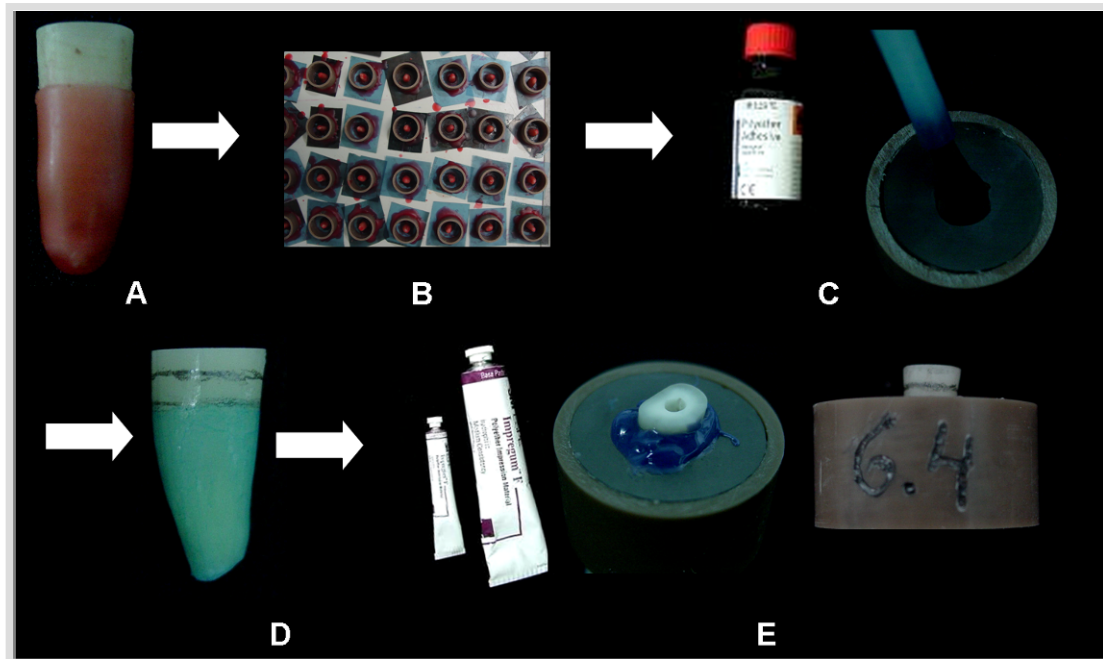


Figura 3. Inclusão e simulação do ligamento periodontal. **A-** recobrimento radicular de 0,3 mm de espessura de cera. **B-** raiz inserida na película radiográfica, posicionada invertida no interior do tubo de PVC e na placa de madeira com perfurações circulares. **C-** tratamento do alvéolo artificial com adesivo do material de moldagem. **D-** aplicação do adesivo até 4 mm da porção coronária da raiz. **E-** inserção do material de moldagem e raiz incluída no alvéolo artificial.

4.1.4. Confeção dos grupos de referência

Após a inclusão, o canal radicular foi preparado com broca largo nº5 (Dentsply) de 1,5 mm de diâmetro. A broca foi introduzida em 10 mm da extensão do canal radicular, usando como referência um limitador de penetração. Férula de 2 mm de altura (Zhi-Yue & Yu-Xing, 2003; Tan *et al.*, 2005; Naumann *et al.*, 2006a) e 0,5 mm de espessura foi confeccionada no terço coronário, com ponta diamantada cilíndrica com extremo ogival nº 3215 ($\varnothing$ 1 mm) (KG Sorensen). Dois tipos de retentores foram inseridos no canal: núcleo e pino metálico moldado e fundido (NMF) ou pino de fibra de vidro (PFV).

Para os espécimes do grupo NMF, a moldagem do canal radicular e confecção da porção coronária do retentor de 6 mm de altura foi realizada com

pino pré-fabricado de policarbonato (Nucleojet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) e resina acrílica vermelha (Duralay, Polidental, Cotia, SP, Brasil). Em seguida, os moldes foram fundidos em liga de níquel-cromo (Kromalit, Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) e jateados com óxido de alumínio 50µm por 10 segundos com 2 bars de pressão, com o objetivo de remover o revestimento refratário. Para a fixação dos retentores metálicos, o canal radicular recebeu condicionamento com ácido fosfórico a 37% (FGM, Joinville, SC, Brasil) durante 15 s, lavagem com água por 15 s e secagem com cones de papel absorvente (Dentsply). O *Primer* do sistema adesivo convencional de múltiplos passos (Adper Scotchbond Multi-Purpose, 3M/ESPE) foi aplicado por 20 segundos. Em seguida, o *Bond* foi aplicado e foto-ativado por 20s com luz halógena com intensidade de 800mW/cm² (XL 3000, 3M/ ESPE). A fixação dos retentores foi realizada com cimento resinoso de ativação química (Cement-Post, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) sob carga padronizada de 500g com aparelho aplicador de carga. A opção pelo uso de cimento resinoso, para a fixação do NMF, foi feita para padronizar o material de cimentação em todos os grupos, minimizando a influência desta variável.

No segundo grupo de referência, pinos de fibra de vidro com 85% de fibras de quartzo e 15 % de resina epóxi, com diâmetro coronário de 1,5mm e apical de 1,1mm, foram selecionados (Reforpost, nº 3, Ângelus, Londrina, PR, Brasil). Os pinos foram limpos com álcool 70% (Miyaco, Guarulhos, SP, Brasil) e tratados com agente de silanização monocomponente (Silano, Ângelus) por 60 segundos, conforme orientações do fabricante. A hibridização dos canais radiculares e a fixação dos pinos foram realizadas conforme descrito para os grupos NMF.

Após a fixação dos pinos de fibra de vidro, núcleo de preenchimento de 6 mm de altura cervico-incisal, foi confeccionado em resina composta microparticulada (cor A3, Filtek Z250, 3M-Espe). Para isso, uma matriz de acetato de 0,25 mm (Bio-art, São Carlos, SP, Brasil) foi confeccionada, a partir do núcleo moldado e fundido, em plastificadora a vácuo (Plastivac P7, Bio-art). Essa matriz foi utilizada para inserção da última camada

de resina composta, proporcionando padronização dos espécimes. A Figura 4 demonstra como foi realizada a confecção dos grupos de referência.

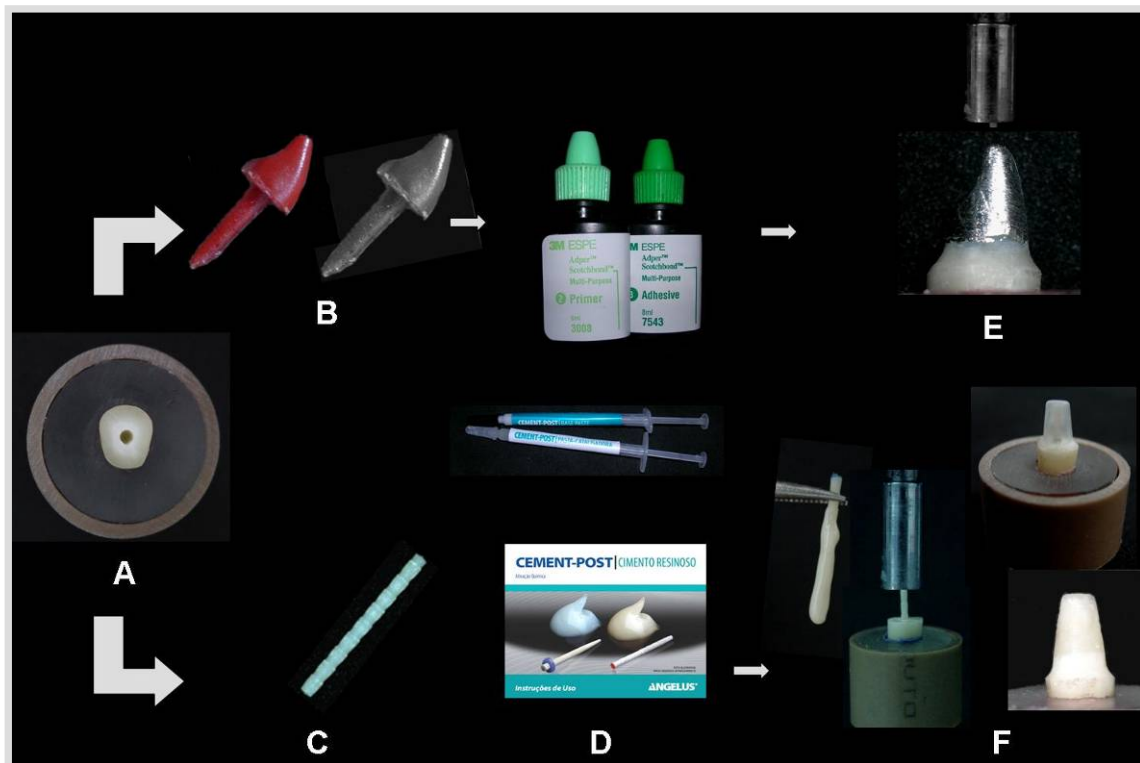


Figura 4. Confecção dos grupos de referência. **A-** canal radicular preparado pela broca largo nº 5. **B-** núcleo e pino moldado e fundido em NiCr. **C-** pino de fibra de vidro. **D** - materiais utilizados para hibridização do canal radicular e cimentação dos pinos. **E-** cimentação do pino fundido em NiCr sob 500g de carga. **F-** cimentação do pino de fibra de vidro sob 500g de carga e confecção do núcleo de preenchimento coronário em resina composta por meio de matriz de acetato.

4.1.5. Confecção dos grupos com raízes enfraquecidas

Após a realização do preparo do canal com broca largo nº 5 em 10 mm na extensão do canal radicular, a ponta diamantada cônica com topo arredondado nº 4137 ($\varnothing$ 2,5 mm) (KG Soresen, Barueri, SP, Brasil) foi usada para alargar o canal radicular, simulando raízes fragilizadas (Figura 5). Com esta ponta, foi realizado desgaste em 9 mm na extensão do canal radicular e aumento do diâmetro para aproximadamente 3,5 mm. Inicialmente, a região coronária ficou com paredes dentinárias com espessura residual de 1 mm,

entretanto, após a confecção da férula, essa espessura foi padronizada em 0,5 mm com paquímetro digital (Sylvac).

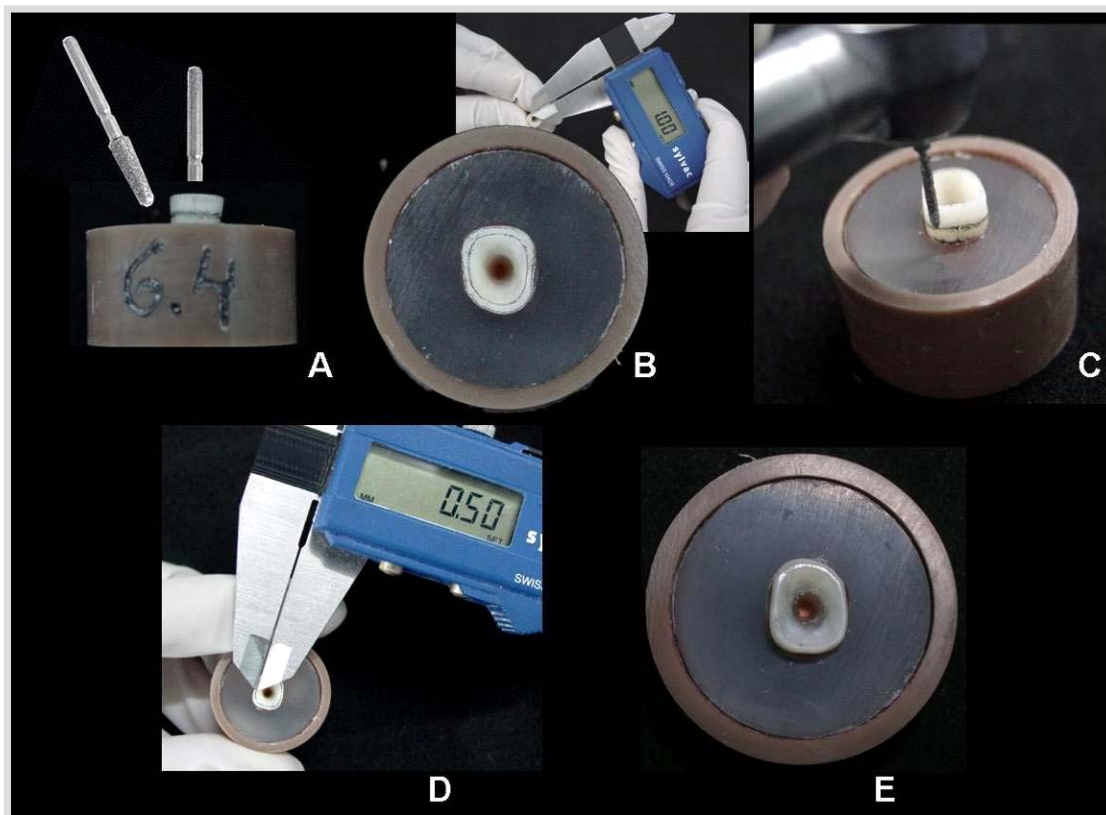


Figura 5. Alargamento do canal radicular. **A-** ponta diamantada cônica nº 4137 introduzida no canal radicular. **B-** remanescente de 1 mm de espessura na região coronária, após alargamento do canal. **C-** confecção da férula de 2 mm de altura e 0,5 mm de espessura. **D-** remanescente de 0,5 mm de espessura na região coronária após a confecção da férula. **E-** configuração do canal radicular nos grupos experimentais.

A hibridização dos canais radiculares foi realizada conforme descrito para os grupos de referência. Cada grupo experimental foi restaurado seguindo os seguintes protocolos (figura 6):

Grupo caNMF – o canal radicular alargado foi moldado, o pino metálico confeccionado e cimentado conforme descrito para o grupo NMF.

Grupo caPFV – o pino de fibra de vidro foi fixado com cimento resinoso no canal alargado.

Grupo caPFVpa – o pino de fibra de vidro foi cimentado e associado a pinos de fibra de vidro acessórios de formato cônico e liso com 70% de fibras de quartzo e 30% de resina epóxi (Ângelus). Foram usados 4 pinos acessórios nº 3 (14,0 mm de comprimento com diâmetro na base de 1,45 mm e diâmetro de 0,55 mm no ápice) e 3 pinos nº 1 (13,0 mm de comprimento com diâmetro na base de 1,1 mm e diâmetro de 0,5 mm no ápice). Todos os pinos foram limpos com álcool, silanizados e posicionados no canal antes da polimerização do cimento resinoso, preenchendo toda a região radicular desgastada.

Grupo caPFVrd – o pino de fibra de vidro foi fixado com cimento resinoso. Entretanto, o cimento do terço médio e coronário foi removido com sonda endodôntica (Duflex SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) imediatamente após a inserção, antes que a polimerização ocorresse. O preenchimento desta região foi realizado pela técnica direta, com três incrementos horizontais de resina composta microparticulada (cor A3, Filtek Z250, 3M/ESPE), fotoativados com unidade de luz halógena de 800mw/cm² (XL3000, 3M/ESPE) por 20 segundos cada, à distância de 3 mm.

Grupo caPFVrdpa - os espécimes deste grupo foram confeccionados de forma semelhante aos do grupo caPFVrd, diferindo pela inserção de pinos acessórios de fibra de vidro (4 nº 3 e 3 nº 1 – Ângelus) na resina de preenchimento dos terços médio e coronário.

Grupo caPFVri - o pino de fibra de vidro foi reembasado pela técnica indireta com resina composta (Cor A3, Filtek Z250, 3M/ESPE) e então, fixado com cimento resinoso. Para o reembasamento, o canal radicular foi moldado com material à base de poliéter (Impregum F, 3M/ESPE), com auxílio de pino de policarbonato (Ângelus). No molde, foi inserido cola quente de silicone transparente (CIS – 745, Taiwan), a qual resultou em réplica do canal radicular (Figura 7). Na réplica, a resina composta foi inserida em incremento único, o pino foi posicionado e a fotoativação feita por 20s por face. Em seguida, o pino reembasado foi removido, fotoativado por mais 60 segundos (XL3000, 3M/ESPE) e cimentado no respectivo canal.

Grupo caPFVripa- as amostras deste grupo foram confeccionadas de forma semelhante as do grupo caPFVri; porém, pinos de fibra de vidro acessórios (4

nº 3 e 3 nº 1 – Ângelus) foram inseridos na resina composta antes do processo de fotoativação.

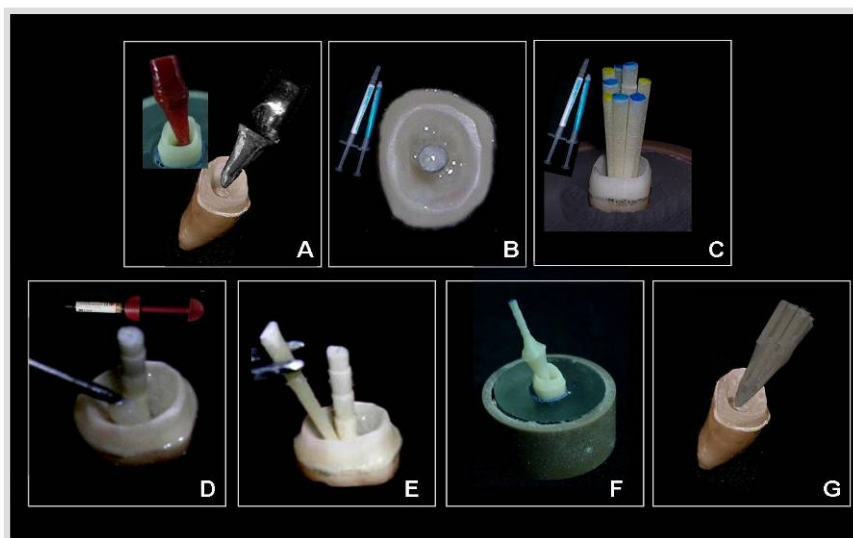


Figura 6. Grupos experimentais. **A-** pino metálico fundido em NiCr. **B-** pino de fibra de vidro e cimento resinoso. **C-** pino de fibra de vidro e pinos acessórios de fibra com cimento resinoso. **D-** pino de fibra de vidro cimentado e resina composta no terço médio e coronário. **E-** pino de fibra de vidro, cimentado, resina composta e pinos acessórios de fibra. **F-** pino de fibra de vidro reembasado indiretamente com resina composta. **G-** pino de fibra de vidro reembasado indiretamente com resina composta e pinos acessórios de fibra.

Em todos os grupos de raízes enfraquecidas que empregaram pinos de fibra de vidro, foi confeccionado núcleo de preenchimento coronário de 6 mm de altura corono-incisal em resina composta microhíbrida (Filtek Z250, 3M/ESPE), conforme descrito para os grupos de referência. Todas as amostras do grupo de referência e de raízes enfraquecidas foram moldadas com poliéter (Impregum F, 3M/ESPE) e os modelos foram construídos em gesso tipo IV (Durone, Dentsply) e utilizados para confeccionar as coroas metálicas.

4.1.6. Confeção e Cimentação das coroas metálicas

Para a confecção das coroas, um modelo padronizado, com apoio palatino para aplicação de carga durante os testes, foi confeccionado em resina composta (Filtek Z250, 3M/ESPE). Esse modelo foi utilizado para a obtenção

de uma matriz de borracha de silicone (Aerojet, Santo Amaro, SP, Brasil). No interior dessa matriz, era inserida cera aquecida (Degussa, Hanau, Alemanha) e o modelo do dente em gesso era invertido na matriz, resultando no padrão de fundição das coroas. As coroas foram fundidas em liga de NiCr (Kromalit, Knebel) por meio da técnica da cera perdida. As coroas metálicas, com espessura padronizada, foram cimentadas com cimento resinoso de ativação química (Cement Post, Ângelus) sob carga constante de 500g, por cinco minutos (Figura 8).

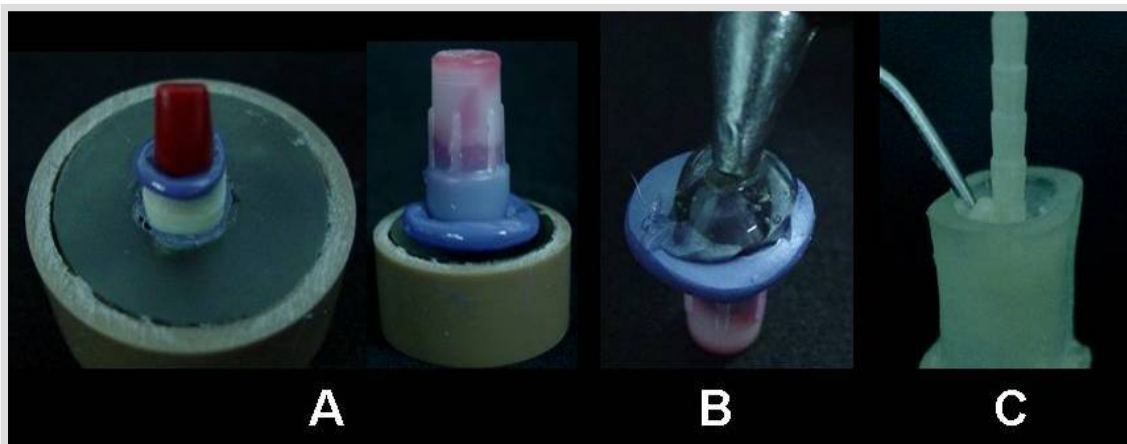


Figura 7. Técnica indireta de reembasamento radicular. **A** – moldagem do canal. **B** – inserção da cola quente de silicone no interior do molde. **C** – inserção de resina composta na réplica do canal radicular.



Figura 8. Confeção do padrão de cera das coroas. **A** – molde em borracha de silicone sendo utilizado para confecção do padrão de cera das coroas. **B** – aspecto da face palatina e vestibular das coroas. **C** – cimentação das coroas sob 500g de carga.

4.2. Ciclagem mecânica

Na tentativa de acelerar a deterioração mecânica, (Kovarík *et al.*, 1992; Huysmans *et al.*, 1993; Isidor *et al.*, 1996; Mannocci *et al.*, 1999; Reagan *et al.*, 1999), os dentes foram submetidos a ciclagem em máquina de simulação de fadiga em 100% de umidade a 37° C (Erios, São Paulo, SP, Brazil). Na face palatina, a 3 mm da borda incisal, num ângulo de 135° foi aplicada carga de 50N (Naumann *et al.*, 2006b; Isidor *et al.*, 1996) e os ciclos foram repetidos a uma frequência de 1,25 ciclos por segundo, num total de 3×10^5 ciclos (Figura 9).



Figura 9. Amostras posicionadas na máquina de simulação de fadiga mecânica.

4.3. Análise de deformação pelo método de extensometria

Para o ensaio de extensometria (Figura 10), em cinco espécimes de cada grupo, foram fixados dois extensômetros (PA-06-060OBG-350LEN, 350 Ω , Excel Sensores, São Paulo, SP, Brasil) no centro da superfície externa da raiz a 1 mm do término cervical da coroa, sendo um aderido na face vestibular e outro na face mesial, para mensurar as deformações no sentido cervico-apical e vestibulo-lingual, respectivamente.

Para fixação dos extensômetros, foi utilizado protocolo descrito por Soares (2006). Cada superfície foi condicionada com ácido fosfórico à 37% (FGM) durante 15 s, lavada com água durante 15 s e seca com jato de ar. A verificação da resistência elétrica do extensômetro foi realizada com multímetro analógico (BK Precision, Melrose, MA USA) antes da colagem.

Os extensômetros foram aderidos à superfície radicular com adesivo de cianocrilato (Super Bonder, Loctite, Madison Heights, MI, USA). Em seguida, o dente foi incluído no alvéolo artificial e o ligamento periodontal foi simulado. Os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados (ADS 500, Lynx, São Paulo, SP, Brasil) em meia ponte de Wheatstone. Uma amostra de compensação externa à aplicação da carga foi utilizada para que a ligação em meia ponte pudesse ser realizada e as condições ambientais compensadas, não interferindo na mensuração das deformações. As amostras receberam carregamento contínuo de 0 a 100 N, numa velocidade de 0,5 mm/min (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Os valores de deformação foram obtidos em micro-deformação (μs) (AqDados 7.02, Lynx, São Paulo, SP, Brasil) e analisados em software específico (AqAnalysis, Lynx). Posteriormente, foram submetidos à análise estatística para detecção da homogeneidade (teste de Levene) e normalidade (teste Shapiro-Wilk). Em seguida, aplicou-se a análise de variância a um critério. Todos os testes foram realizados com nível de significância de $\alpha=0,05$.

4.4. Ensaio mecânico de resistência à fratura

Para padronizar a temperatura e umidade durante o teste de resistência à fratura, foi desenvolvido um sistema de circulação de água composto por um cilindro acrílico com 150 mm de diâmetro e 200 mm de altura. O sistema foi fixado a uma base de aço inoxidável, com duas vias de circulação de água, no qual o mesmo dispositivo de inclusão dos espécimes utilizado no ensaio de extensometria foi posicionado (Figura 11). Esse recipiente era ligado a um recipiente com capacidade para 10 litros com sistema de bombeamento contínuo e aquecedor digital, padronizando assim a temperatura a 37 °C em 100% de umidade. Os espécimes foram posicionados na máquina de ensaio mecânico (EMIC, DL 2000) e submetidos a carregamento tangencial contínuo por meio de ponta na forma de faca com espessura de 0,2 mm na ponta ativa, sob velocidade de 0,5 mm/min até a fratura da amostra.

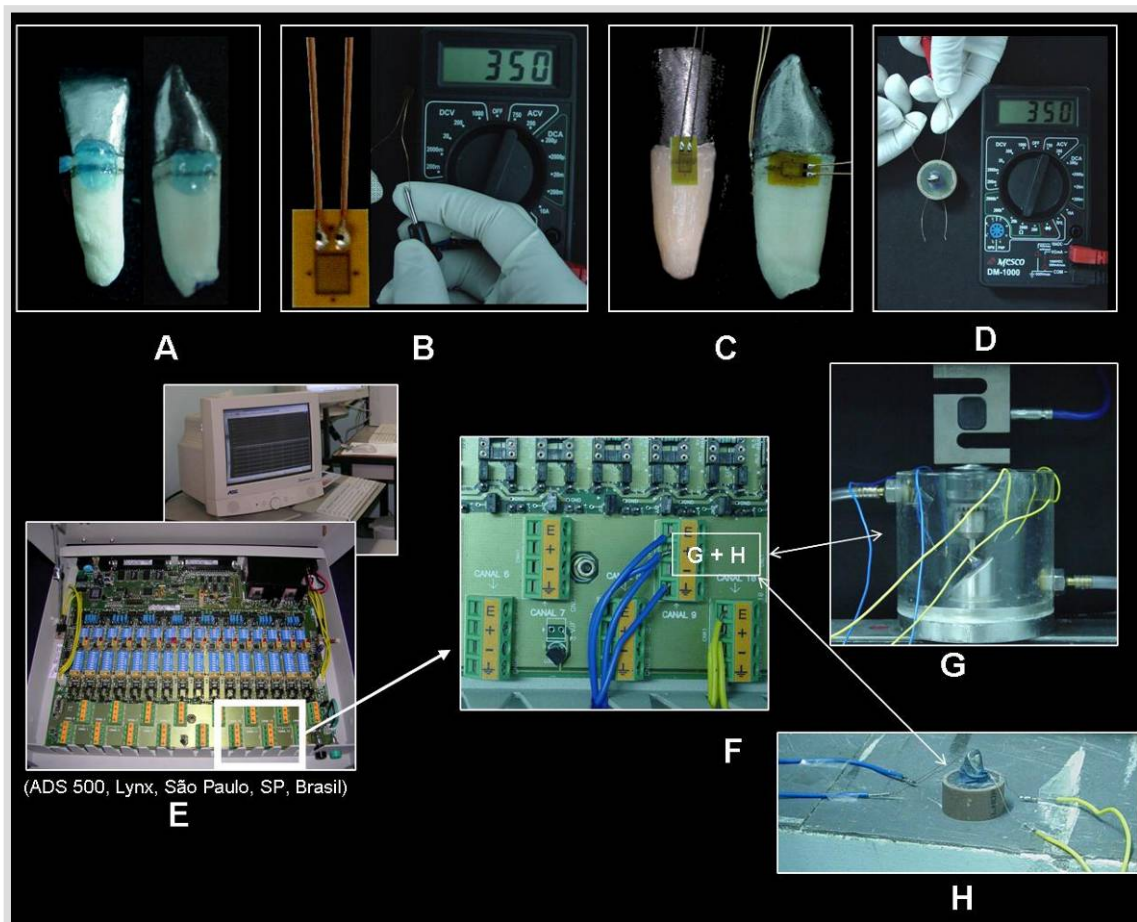


Figura 10. Ensaio de extensometria. **A-** condicionamento ácido das superfícies **B-** verificação da resistência elétrica do extensômetro com multímetro. **C-** extensômetros aderidos. **D-** inclusão do dente e verificação da resistência elétrica. **E-** placa de aquisição de dados conectada ao computador. **F-** conexão das amostras (meia ponte de Wheatstone) - fios azuis mensuração na vestibular e fios amarelos na mesial. **G-** amostra sendo carregada. **H-** amostra externa de compensação.

A força requerida (N) para causar a fratura foi mensurada por meio de célula de carga de até 5000 N ligada a um software (TESC, EMIC DL 2000). O padrão de fratura foi avaliado e classificado como reparável descrevendo a trajetória descrita pela fratura em perfil representativo do grupo testado; se localizado no terço cervical da raiz, com limite de 2 mm apical em relação ao término cervical da coroa, ou catastrófica, se localizada abaixo (Akkayan & Gülmez, 2002; Toksavul *et al.*, 2005; Naumann *et al.*, 2006b).

Os dados obtidos (N), no teste de resistência à fratura, foram submetidos à análise estatística para detecção da homogeneidade empregando teste de Levene e normalidade por meio do teste Shapiro-Wilk. Para comparar o efeito do fator tipo de retentor NMF ou PFV, em função do tipo de raiz; normal ou enfraquecida, foi usada análise de variância fatorial (2X2). Posteriormente, para avaliar o efeito dos métodos de preenchimento em relação aos grupos de referência, foi empregada a análise de variância em fator único e teste de Tukey entre todos os grupos. Todos os testes foram realizados com nível de significância de $\alpha=0,05$ (SPSS, Chicago, USA).

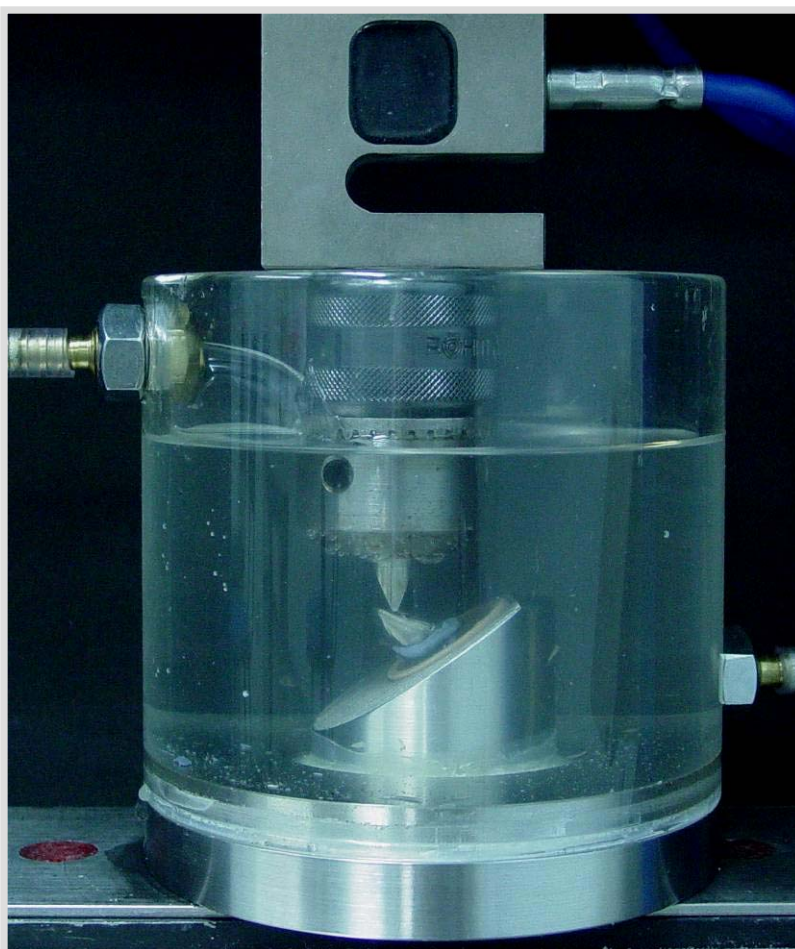


Figura 11. Dispositivo com circulação de água a 37°C utilizado para ensaio de resistência à fratura.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

A análise de variância fatorial dos resultados obtidos no ensaio de compressão do teste de resistência à fratura demonstrou haver diferença significativa para a interação entre os fatores tipo de pino e característica da raiz ($P=0,00$). O teste de Tukey foi aplicado para a interação entre os dois fatores (Tabela 1) e demonstrou que o fator enfraquecimento foi significativo apenas quando o dente foi restaurado com núcleo metálico fundido, com significativa redução na resistência à fratura para as raízes enfraquecidas. Dentes restaurados apenas com pinos de fibras de vidro apresentaram a mesma resistência, independente da presença do enfraquecimento radicular. Raízes sem enfraquecimento apresentaram maior resistência quando restauradas com NMF, contudo, quando enfraquecidas, não houve diferença entre os valores de resistência do grupo de referência PFV e o experimental caNMF (Tabela 1).

Tabela 1. Média e desvio padrão da resistência à fratura (N) de raízes normais e enfraquecidas em função o tipo de retentor.

Tipo de Retentor	Raiz Normal	Raiz Enfraquecida
Núcleo Metálico fundido (NiCr)	859,93 (199,3) ^{Aa}	625,33 (164,3) ^{Ba}
Pino de fibra de Vidro	627,13 (119,9) ^{Ab}	620,20(164,2) ^{Aa}

Letras diferentes representam diferenças significativas para o teste de Tukey ($p>0,05$). Letras maiúsculas representam comparação para o fator tipo de raiz (horizontal) e letras minúsculas representam comparação para o fator tipo de retentor (vertical).

A análise de variância em fator único demonstrou haver diferença na resistência à fratura entre os grupos testados ($P=0,00$). Todos os preenchimentos adicionais em substituição ao cimento resinoso associados aos pinos de fibra de vidro testados conseguiram recuperar a resistência à fratura ao nível dos valores alcançados pelo grupo NMF (Figura 12).

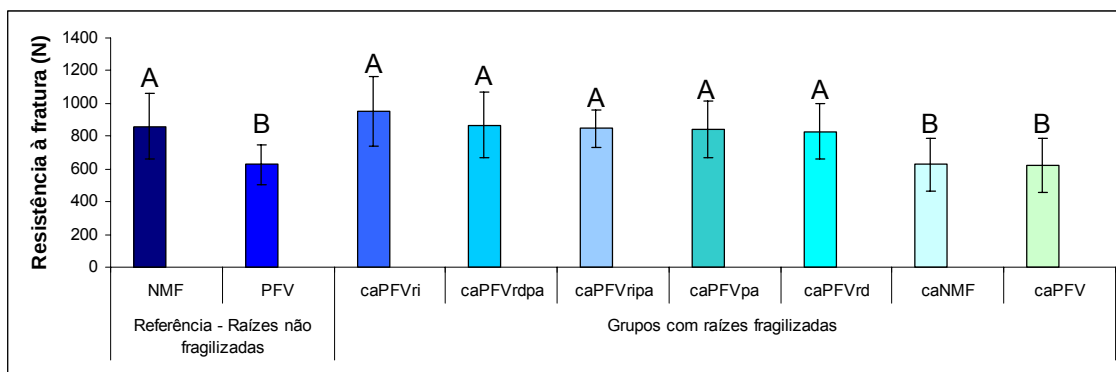


Figura 12. Média e desvio padrão da carga em Newton (N) necessária para a fratura das raízes. *Letras diferentes indicam diferença estatística para o teste de Tukey ($P<0,05$).*

Na análise do padrão de fratura (Figura 13), observou-se que as fraturas reparáveis aconteceram de três formas; fratura radicular oblíqua da palatina para vestibular, com ou sem a fratura do pino e fratura vertical na vestibular (Figura 14). Por outro lado, as fraturas catastróficas, ocorreram de forma oblíqua da palatina para vestibular, no terço médio ou apical da raiz, sem a fratura do pino e fratura vertical da vestibular para proximal ou horizontal na vestibular (Figura 14).

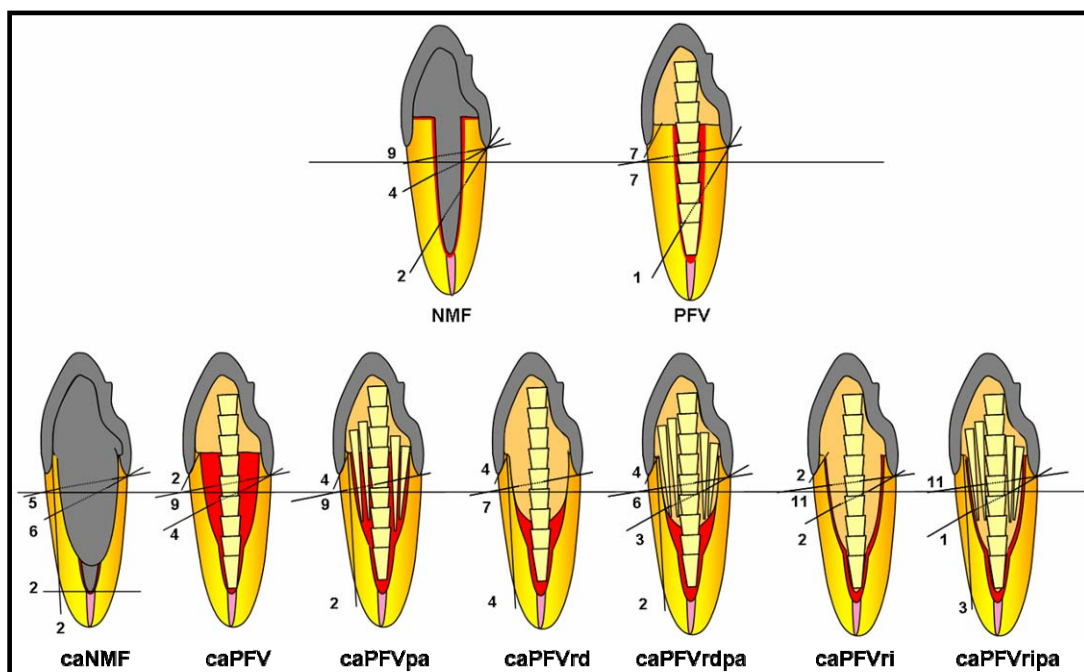


Figura 13. Padrão e frequência de fratura para todos os grupos testados. *Fraturas abaixo da linha horizontal foram consideradas catastróficas.*

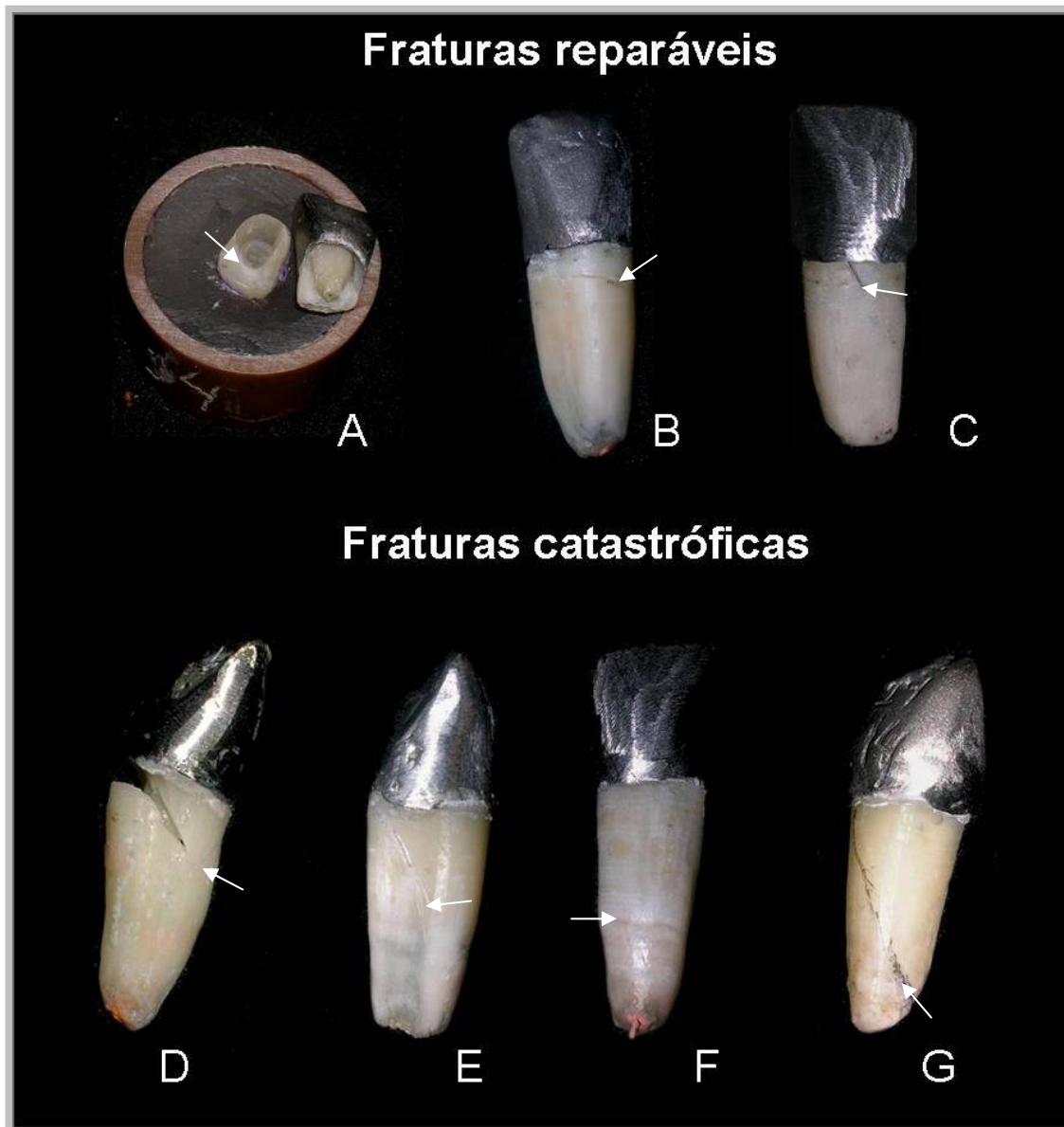


Figura 14. Padrão de fratura observado após o teste de resistência à fratura. As setas indicam o local de ocorrência da fratura. **A-** fratura radicular oblíqua da superfície palatina para vestibular, com a fratura do pino. **B-** fratura radicular oblíqua da palatina para vestibular, sem a fratura do pino. **C-** fratura vertical na vestibular. **D-** fratura oblíqua da palatina para vestibular, no terço médio da raiz. **E-** fratura oblíqua da palatina para vestibular, no terço apical da raiz. **F-** fratura horizontal na vestibular. **G-** fratura vertical com direção de vestibular para proximal.

As fraturas catastróficas foram predominantemente encontradas nos grupos caNMF (66,7%) e NMF (40%), com menor prevalência nos grupos PFV (6,7%); caPFVri (13,4%), caPFVrdpa (13,4%), caPFVpa (13,4%) e em valores intermediários para os grupos caPFV (26,8%), caPFVrd (26,8%), caPFVripa (26,8%) (Figura 15).

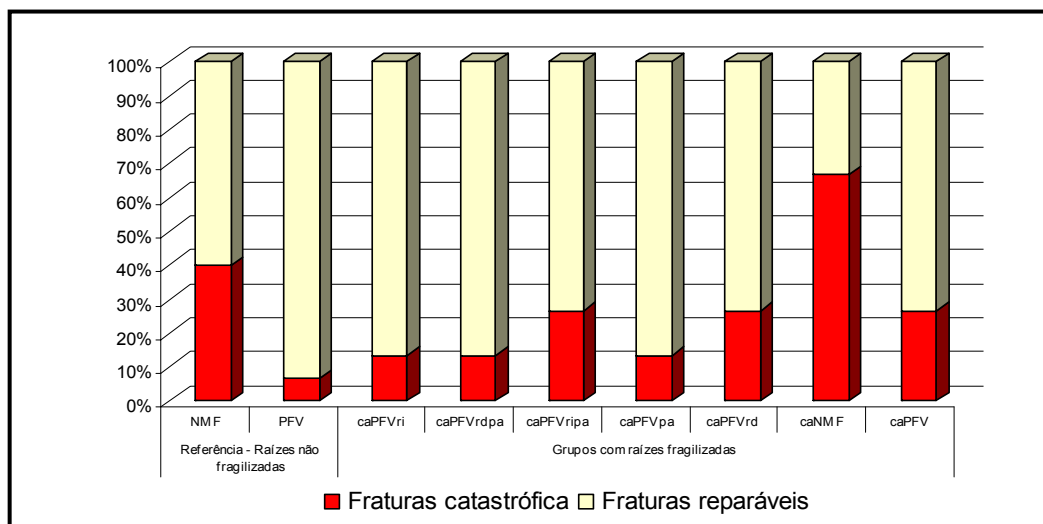


Figura 15. Porcentagem de fraturas catastróficas e reparáveis obtidas nos grupos.

A análise de variância a um critério demonstrou não haver diferença entre os grupos em relação à deformação mensurada no sentido cérvico-apical ($P=0,74$) e vestibulo-lingual ($P=0,69$). A deformação cérvico-apical foi sempre maior que a vestibulo-lingual. Os valores médios e o desvio padrão da deformação obtida estão demonstrados na figura 16.

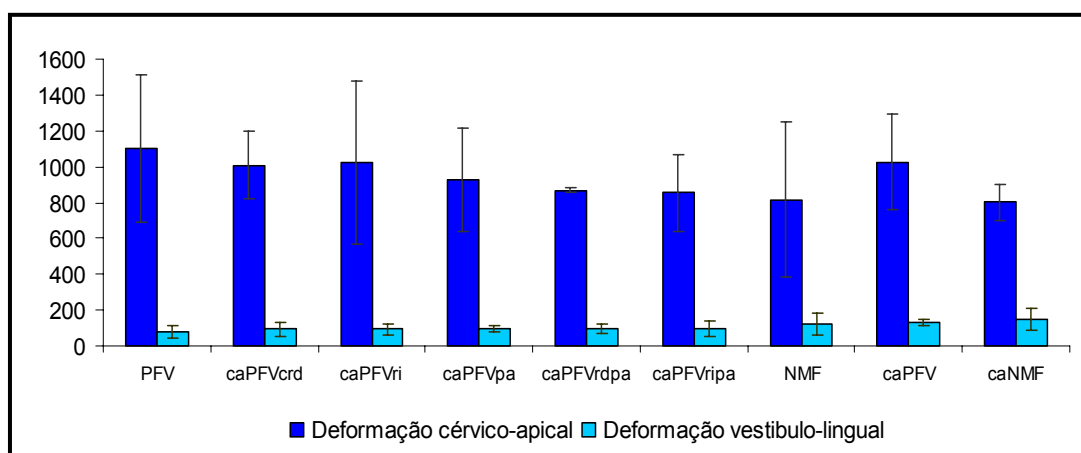


Figura 16. Valores médios e desvio padrão (μS) de deformação vertical e horizontal dos espécimes restaurados sob carga de 100 N.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

As hipóteses testadas neste estudo foram parcialmente aceitas, pois o tipo de retentor intra-radicular influencia na resistência e padrão de fratura de dentes com raízes normais e enfraquecidas e o método de preenchimento interno de raízes com canais alargados, restauradas com pinos de fibra de vidro, aumenta a resistência radicular. Entretanto, a deformação da superfície externa do canal radicular não foi influenciada pelo tipo de pino e nem pela característica do canal radicular (Figura 16). De acordo com os resultados obtidos, o emprego de núcleo metálico fundido em raízes fragilizadas (caNMF) resultou em redução da resistência à fratura (Tabela 1) e em aumento do índice de fraturas catastróficas (Figura 15). Ainda, o efeito férula, a localização do extensômetro no dente e a mensuração em pequena área (1mm^2) (Lertchirakarn *et al.*, 2003), podem estar associados ao fato de não ter havido diferença na deformação em função das variáveis estudadas.

Apesar de dentes hígidos apresentarem área neutra de tensões no centro da raiz e a maior concentração de tensão se refletir na circunferência (Assif & Gorfil, 1994; Albuquerque *et al.*, 2003; Zarone *et al.*, 2006), após a perda da coroa e inserção de retentores intra-radiculares, o estado de tensão-deformação da estrutura é modificado (Naumann *et al.*, 2006 (b); Albuquerque *et al.*, 2003; Zarone *et al.*, 2006). Sob a aplicação de carga, em um sistema com componentes de rigidez diferente, as tensões irão se concentrar na estrutura com maior módulo de elasticidade, neste caso, no pino metálico (NiCr- 200 GPa - Pierrisnard *et al.*, 2002). Esta rigidez imposta à estrutura promove restrição do deslocamento do dente, ou seja, sua flexibilidade é diminuída e, conseqüentemente, há redução da tensão periférica da raiz. As tensões que se localizavam na periferia da raiz concentraram-se nas regiões onde o deslocamento natural do dente passou a ser mais restrito, na área de interface pino-cimento (Albuquerque *et al.*, 2003; Genovese *et al.*, 2005; Lanza *et al.*, 2005; Li *et al.*, 2006). O rompimento da interface induz a dissipação da energia acumulada no interior do pino para a dentina. Além da diferença de rigidez do pino, o canal radicular apresenta dentina em forma radial e, uma vez que as tensões incidem paralelamente a orientação dos túbulos, elas tendem a

gerar efeito de cunha, separando a raiz em duas partes e potencializando fraturas catastróficas (Figura 14). Como as paredes dentinárias que circundavam os pinos eram delgadas, menor força de compressão foi requerida para que a fratura ocorresse.

Por outro lado, quando o canal foi preparado somente o suficiente para a adaptação de retentor metálico, grupo NMF, a resistência à fratura foi significativamente melhorada, superando valores obtidos com a presença de pinos de fibra de vidro (PFV). Isso pode ser explicado pelo aumento da quantidade de dentina, resultando em aumento na habilidade do dente em resistir à fratura. Durante a função mastigatória normal, a dentina exhibe considerável capacidade de flexão, deformação elástica e plástica, resistindo às forças aplicadas em diversos graus e ângulos (Kishen *et al.*, 2004; Naumann *et al.*, 2006b). Contudo, quando a energia excede a resistência à tração e o limite de proporcionalidade da dentina, sobre o qual a dentina não consegue mais se deformar plasticamente e a fratura ocorre (Kishen *et al.*, 2004). Como o material do pino metálico possui maior rigidez que o pino de fibra de vidro, ele suporta forças de maior intensidade sem se fraturar (Torbjörner *et al.*, 2004), assim resultam em maior frequência de fraturas dentais catastróficas do que os pinos de fibra de vidro (PFV) (Figura 15). Entretanto, seu uso parece ser satisfatório em raízes não fragilizadas, uma vez que as fraturas ocorreram com valores que excedem muito a carga mastigatória que ocorre clinicamente.

Com o aumento da espessura do cimento resinoso (caPFV), ocorreu redução da resistência à fratura, sendo os valores obtidos próximos aos do grupo controle (PFV) (Figura 12). O cimento resinoso possui monômeros com grupos funcionais que induzem a adesão à dentina e, além disso, possui componentes químicos semelhantes aos das resinas compostas. A polimerização química, pela indução peróxido-amina, apresentada pelo cimento usado neste estudo, provavelmente possibilitou que a polimerização se completasse até o ápice do pino, evitando interferência nas propriedades finais do cimento e fazendo com que ele tivesse comportamento semelhante ao da dentina. Por outro lado, apesar de ser composto por partículas de carga (vidro de bário e sílica pirogênica), ele não conseguiu refletir em melhora na

resistência à fratura, como foi observado com o uso da resina composta e da associação do cimento com pinos acessórios de fibra de vidro (Figura 12). Além disso, tem sido afirmado que o aumento da quantidade de cimento pode comprometer o prognóstico do dente restaurado a longo prazo (Lui 1994; Tait *et al.*, 2005; Kimmel, 2000). Na cavidade oral, as falhas adesivas normalmente ocorrem como resultado de cargas cíclicas associadas ao tempo e a fatores ambientais como a temperatura, o pH e a presença de microrganismos (Kovarik *et al.*, 1992; Huysman *et al.*, 1993; Isidor *et al.*, 1996; Mannocci *et al.*, 1999; Reagan *et al.*, 1999; Hu *et al.*, 2005; Naumann *et al.*, 2006a). A tensão de tração na palatina e a compressão na vestibular são observadas com a força repetitiva na palatina (Naumann *et al.*, 2006b), em ângulo de 135°. Essa posição reflete o contato e características de carga que ocorrem no incisivo central superior em oclusão em classe I (Toksavul *et al.*, 2005). Assim, quando as tensões chegam a valores críticos, inicia-se a formação de trincas sucessivas nas camadas adesivas do complexo; interfaces entre pino-cimento-dentina radicular (Naumann *et al.*, 2006b).

Para determinar a expectativa de vida das restaurações, pesquisas clínicas controladas são preferidas. Entretanto, grande número de pacientes e tempo é necessário para verificar a presença das falhas. Assim, a simulação da fadiga em ambiente laboratorial tem sido empregada para acelerar deterioração de procedimentos restauradores (Kovarik *et al.*, 1992; Huysman *et al.*, 1993; Isidor *et al.*, 1996; Mannocci *et al.*, 1999; Reagan *et al.*, 1999; Hu *et al.*, 2005; Naumann *et al.*, 2006a). Neste estudo, fadiga mecânica foi simulada com 3 x 10⁵ ciclos de carga com força de 50 N aplicados de forma intermitente, perfazendo total de 67 horas consecutivas dos espécimes sob carga. Essa quantidade foi definida, porque Huysmans *et al.* (1993), concluíram que pelo menos 10⁵ ciclos de carga são necessários para a fadiga e Isidor *et al.*, (1996) verificaram que pinos de fibra de carbono começavam a falhar após 261.000 ciclos. No presente estudo, nenhuma falha por fratura radicular, deslocamento da coroa ou do pino foi observada. Novos estudos devem ser realizados prolongando o número de ciclos, até que se possa determinar com maior previsibilidade a longevidade dos protocolos testados neste estudo.

Considerando a restauração das raízes fragilizadas, o uso de resina composta inserida diretamente no canal radicular é amplamente empregado (Mendonza *et al.*, 1997; Lui 1999; Newman *et al.*, 2003; Marchi *et al.*, 2003; Tait *et al.*, 2005; Hu *et al.*, 2005; Carvalho *et al.*, 2005; Gonçalves *et al.*, 2006, Wu *et al.*, 2006). Entretanto, a maioria dos experimentos ou dos casos clínicos está associada ao uso de um sistema de pino translúcido para realizar o reforço radicular. Neste estudo, a resina composta, associada ou não a pinos de fibra de vidro acessórios, foi inserida de forma direta, após a cimentação da porção apical do pino (caPFVrdpa e caPFVrd) ou de forma indireta como material de reembasamento do pino (caPFVripa e caPFVri), sem a necessidade de utilização de tal sistema. Ambas as técnicas mostraram-se eficientes, pois resultaram em altos valores de resistência à fratura (Figura 12), sendo até mesmo superiores aos do grupo de referência (PFV).

A melhora na resistência à fratura, com a utilização de resina composta, pode ter sido consequência da influência das características intrínsecas dos materiais sobre o complexo restaurado. A resina é um material compacto, composto de 82% carga (vidro de zircônio e sílica) que conferem alta dureza e resistência à tração diametral do material. Por outro lado, o aumento da quantidade de fibra de vidro, com a inserção de pinos de fibra de acessórios no interior da massa do cimento resinoso (caPFVpa), também refletiu em aumento da resistência à fratura em relação ao grupo PVF (Figura 12). De forma contrária ao que se verificou no grupo NMF, o aumento da resistência pelo uso da resina ou de pinos de fibra de vidro não significou aumento de fraturas catastróficas (Figura 15), isso porque esse tipo de fratura tem sido atribuído a extrema diferença de rigidez dos materiais que estão unidos, o que não ocorre neste complexo biomecânico, onde o módulo de elasticidade dos materiais é semelhante; resina (20 GPa, Barjau-Escribano *et al.*, 2006), pinos de fibra de vidro (30-40 GPa, Naumann *et al.*, 2006b) e dentina (15-25 GPa, Naumann *et al.*, 2006b).

É importante ressaltar que, apesar de ter ocorrido aumento na resistência das raízes enfraquecidas restauradas, a remoção de dentina do canal radicular não é aconselhável. Na necessidade do uso de retentores, a

dentina intra-radicular deve ser removida somente o suficiente para a adaptação do pino, isso porque o grupo de referência (PFV) foi capaz de resistir às forças excedendo em até dez vezes o limite da força mastigatória em dentes anteriores de 27,8 a 65,3N (Kumagai *et al.*, 1999). Além disso, a adesão entre materiais restauradores e estrutura dental ainda tem que ser melhorada, pois é passível de falhas em função do tempo e das condições ambientais. Assim, o aumento da quantidade e da espessura das interfaces poderia refletir em insucessos a longo prazo. Por este estudo ter sido conduzido em condições laboratoriais, seus limites devem ser considerados e seus resultados devem ser cuidadosamente interpretados, pois, não necessariamente reproduzem as complexas condições do ambiente intra-oral. Por isso, estudos clínicos prospectivos são necessários para comparar técnicas e materiais utilizados como substitutos dentinários em raízes fragilizadas.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo *in vitro* e considerando suas limitações, as seguintes conclusões podem ser descritas:

- 1- Raízes não fragilizadas, restauradas com pinos de fibra de vidro apresentam menor resistência à fratura em relação àquelas restauradas com pinos metálicos moldados e fundidos e menor porcentagem de fraturas catastróficas.
- 2- A restauração de raízes enfraquecidas com retentor metálico fundido reduz a resistência e aumenta o número de fraturas irreparáveis.
- 3- A resistência à fratura de raízes fragilizadas pode ser significativamente melhorada quando pino de fibra de vidro é associado com resina composta e/ou pinos de fibra acessórios, independente da técnica de inserção, diminuindo consideravelmente a porcentagem de fraturas catastróficas.
- 4- O material e a técnica de inserção empregada para restaurar raízes fragilizadas não influenciaram na deformação da superfície radicular externa.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS ^{*1}

1. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent** .2002;87:431-7.
2. Albuquerque R de C, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Tensões analysis of an upper central incisor restored with different posts. **J Oral Rehabil**. 2003;30:936-43.
3. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of tensões in endodontically treated, dowel-restored teeth. **J Prosthet Dent**. 2005;94:321-9.
4. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent** .1994;71:565-7.
5. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and tensões distribution. **Oper Dent**. 2006;31:47-54.
6. Carvalho CA, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CH. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. **Dent Traumatol**. 2005;21:155-9.
7. Castrisos TV, Palamara JE, Abbott PV. Measurement of strain on tooth roots during post removal with the Egger post remover. **Int Endod J**. 2002;35:337-44.
8. Christensen GJ. Post concepts are changing. **J Am Dent Assoc**. 2004 ;135:1308-10.
9. Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary? **J Am Dent Assoc**. 1996 ;127:1522-4, 1526.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.
Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

10. Erkut S, Eminkahyagil N, Imirzalioglu P, Tunga U. A technique for restoring an overflared root canal in an anterior tooth. **J Prosthet Dent.** 2004;92:581-3.
11. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. **Int J Prosthodont.** 2001;14(4):355-63. Review.
12. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodonticamente treated teeth. **J Biomech.** 2005;38:2375-89.
13. Goldberg F, Kaplan A, Roitman M, Manfre S, Picca M. Reinforcing effect of a resin glass ionomer in the restoration of immature roots in vitro. **Dent Traumatol.** 2002;18:70-2.
14. Goncalves LA, Vansan LP, Paulino SM, Sousa Neto MD. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. **J Prosthet Dent.** 2006;96:339-44.
15. Hu S, Osada T, Shimizu T, Warita K, Kawawa T. Resistance to cyclic fatigue and fracture of structurally compromised root restored with different post and core restorations. **Dent Mater J.** 2005;24:225-31.
16. Huysmans MC, Peters MC, Van der Varst PG, Plasschaert AJ. Failure behaviour of fatigue-tested post and cores. **Int Endod J.** 1993;26:294-300.
17. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. **Int J Prosthodont.** 1996;9:131-6.
18. Kimmel SS. Restoration of endodonticamente treated tooth containing wide or flared canal. **N Y State Dent J.** 2000;66:36-40. Review.
19. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Tensões-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dent Traumatol.** 2004;20:90-100.
20. Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. **J Prosthet Dent.** 1992;68:584-90.

21. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. **J Oral Rehabil.** 1999;26(12):932-5.
22. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent Mater.** 2005;21:709-15.
23. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. **J Endod.** 2003 ;29(8):529-34.
24. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, Zhou B, Zhang Y, Liu B. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. **Chin Med J (Engl).** 2006;119:305-11.
25. Lui JL. Enhanced post crown retention in resin composite-reinforced, compromised, root-filled teeth: a case report. **Quintessence Int.** 1999;30:601-6.
26. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. **J Adhes Dent.** 1999;1:153-8.
27. Marchi GM, Paulillo LA, Pimenta LA, De Lima FA. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. **J Oral Rehabil.** 2003 ;30:623-9.
28. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. **J Prosthet Dent.** 1997;78:10-4.
29. Mitsui FH, Marchi GM, Pimenta LA, Ferraresi PM. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. **Quintessence Int.** 2004;35:612-6.
30. Naumann M, Preuss A, Rosentritt M. Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups, and all-ceramic crowns: an in vitro evaluation after chewing simulation. **Acta Odontol Scand.** 2006;64:31-6 (a).

31. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. **Dent Mater**. 2006; [Epub ahead of print] (b).
32. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodonticamente treated teeth restored with composite posts. **J Prosthet Dent**. 2003;89:360-7.
33. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. **J Prosthet Dent**. 2002;88:442-8.
34. Prado CJ, Estrela C, Panzeri H, Biffi JC. Permeability of remaining endodontic obturation after post preparation. **Gen Dent**. 2006 Jan-Feb;54:41-3.
35. Reagan SE, Fruits TJ, Van Brunt CL, Ward CK. Effects of cyclic loading on selected post-and-core systems. **Quintessence Int**. 1999;30:61-7.
36. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Pesqui Odontol Bras (Engl)**. 2005;19:11-6.
37. Soares PV. **Influência da técnica restauradora na distribuição de tensões, resistência à fratura e deformação de cúspides de pré-molares tratados endodonticamente**. [Dissertação] Uberlândia: FOUFU/UFU; 2006.
38. Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Weakened anterior roots-intraradicular rehabilitation. **Br Dent J**. 2005;198:609-17.
39. Tan PL, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, Dawson D. In vitro fracture resistance of endodonticamente treated central incisivos with varying ferrule heights and configurations. **J Prosthet Dent**. 2005;93:331-6.
40. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. **J Oral Rehabil**. 2005;32:433-40.

41. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Analysis of dentinal tensões distribution of maxillary central incisivos subjected to various post-and-core applications. **Oper Dent**. 2006;31:89-96.
42. Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. **Int J Prosthodont**. 2004;17:369-76. Review.
43. Walton JN, Ruse ND, Glick N. Apical root strain as a function of post extension into a composite resin core. **J Prosthet Dent**. 1996;75:499-505.
44. Wu X, Chan AT, Chen YM, Yip KH, Smales RJ. Effectiveness and dentin bond strengths of two materials for reinforcing thin-walled roots. **Dent Mater**. 2006; [Epub ahead of print].
45. Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of tensõeses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. **J Oral Rehabil**. 2005;32:427-32.
46. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisivos restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater**. 2006;22:1035-44.
47. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodonticamente treated maxillary central incisivos. **J Prosthet Dent**. 2003;89:368-73.

OBRAS CONSULTADAS

1. Anusavice KJ. **Philips' science of dental materials**. 11 th ed. St. Louis: Saunders company; 2003.p. 486-9.
2. Soares CJ. **Teses e Dissertações – Manual de Normalização da FOUFU**. Uberlândia. 2005.
3. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. **Fundamentos de Prótese Parcial Fixa**. 1. ed. São Paulo: Quintessence; 1986. 340 p.
4. Shillingburg HT, Kessler JC. **Restauração protética dos dentes tratados endodonticamente**. 2. ed. São Paulo: Quintessence; 1991. 384p.

Anexo 1. Análise estatística do volume das amostras.

Case Processing Summary

	VAR00002	Valid		Cases Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
VAR00001	1,00	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	2,00	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	3,00	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	4,00	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	5,00	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	6,00	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	7,00	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	8,00	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	9,00	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%

Tests of Normality

	VAR00002	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
VAR00001	1,00	,116	15	,200(*)	,942	15	,413
	2,00	,090	15	,200(*)	,972	15	,884
	3,00	,170	15	,200(*)	,927	15	,242
	4,00	,137	15	,200(*)	,966	15	,800
	5,00	,127	15	,200(*)	,974	15	,918
	6,00	,139	15	,200(*)	,957	15	,638
	7,00	,087	15	,200(*)	,972	15	,891
	8,00	,178	15	,200(*)	,922	15	,209
	9,00	,166	15	,200(*)	,971	15	,876

* This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

Descriptive Statistics

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean	St. deviat	Variance	Kurtosis Statistic	Std. Err
VAR00001	135	346,54	257,82	604,36	432,3618	57,47552	3303,435	,490	,414
VAR00002	135	8,00	1,00	9,00	5,0000	2,59161	6,716	-1,231	,414
Valid N (listwise)	135								

Test of Homogeneity of Variances

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,669	8	126	,012

ANOVA One-way

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	13351,047	8	1668,881	,490	,862
Within Groups	429309,229	126	3407,216		
Total	442660,276	134			

Anexo 2. Análise estatística da deformação cérvico-apical em função da retenção intra-radicular.

Case Processing Summary

		Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
VAR00002	NMF	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caNMF	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	PFV	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFV	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVri	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVpa	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVripa	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVrdpa	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVrd	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%

Tests of Normality

		Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
VAR00002	NMF	,225	5	,200(*)	,946	5	,708
	caNMF	,253	5	,200(*)	,923	5	,551
	PFV	,156	5	,200(*)	,981	5	,942
	caPFV	,201	5	,200(*)	,927	5	,574
	caPFVri	,211	5	,200(*)	,937	5	,647
	caPFVpa	,279	5	,200(*)	,872	5	,275
	caPFVripa	,218	5	,200(*)	,925	5	,566
	caPFVrdpa	,214	5	,200(*)	,956	5	,781
	caPFVrd	,196	5	,200(*)	,940	5	,668

* This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

Descriptives

		N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
						Lower Bound	Upper Bound		
	NMF	5	816,3900	433,73488	193,97213	277,8370	1354,9430	355,60	1475,79
	caNMF	5	802,8220	99,14926	44,34090	679,7119	925,9321	650,54	902,26
	PFV	5	1102,0280	414,80813	185,50784	586,9757	1617,0803	494,03	1588,78
	caPFV	5	1025,8120	268,64888	120,14343	692,2404	1359,3836	767,41	1423,20
	caPFVri	5	1023,9980	455,61886	203,75895	458,2725	1589,7235	462,56	1545,73
	caPFVpa	5	924,8400	288,33006	128,94512	566,8309	1282,8491	642,38	1290,45
	caPFVripa	5	854,9960	214,08824	95,74317	589,1703	1120,8217	643,03	1148,91
	caPFVrdpa	5	1007,5360	188,25604	84,19066	773,7852	1241,2868	729,10	1211,09
	caPFVrd	5	868,6000	14,76739	6,60418	850,2639	886,9361	852,00	889,46
	Total	45	936,3358	290,62843	43,32433	849,0213	1023,6502	355,60	1588,78

Test of Homogeneity of Variances

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
3,493	8	36	,004

ANOVA One-way

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	458817,051	8	57352,131	,634	,744
Within Groups	3257637,932	36	90489,943		
Total	3716454,982	44			

Anexo 3. Análise estatística da deformação vestibulo-lingual em função da retenção intra-radicular.

Case Processing Summary

		Valid		Cases Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
VAR00002	NMF	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caNMF	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	PFV	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFV	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVri	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVpa	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVripa	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVrdpa	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%
	caPFVrd	5	100,0%	0	,0%	5	100,0%

Tests of Normality

	VAR00001	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
VAR00002	NMF	,261	5	,200(*)	,872	5	,274
	caNMF	,190	5	,200(*)	,953	5	,757
	PFV	,256	5	,200(*)	,882	5	,319
	caPFV	,261	5	,200(*)	,877	5	,296
	caPFVri	,201	5	,200(*)	,922	5	,540
	caPFVpa	,286	5	,200(*)	,919	5	,527
	caPFVripa	,193	5	,200(*)	,922	5	,540
	caPFVrdpa	,276	5	,200(*)	,813	5	,102
	caPFVrd	,308	5	,138	,842	5	,171

* This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
NMF	5	122,4040	58,53308	26,17679	49,7256	195,0824	68,23	198,95
caNMF	5	141,8940	53,85159	24,08316	75,0284	208,7596	80,23	215,11
PFV	5	79,9740	36,41962	16,28735	34,7531	125,1949	48,49	134,00
caPFV	5	197,8960	114,63457	51,26614	55,5584	340,2336	100,00	377,92
caPFVri	5	112,7100	47,10635	21,06660	54,2197	171,2003	65,91	175,79
caPFVpa	5	93,1100	16,51308	7,38487	72,6063	113,6137	66,70	111,61
caPFVripa	5	102,7700	46,85956	20,95623	44,5862	160,9538	38,81	148,91
caPFVrdpa	5	91,8720	36,55005	16,34568	46,4891	137,2549	62,79	154,03
caPFVrd	5	102,1460	35,36803	15,81706	58,2308	146,0612	70,27	148,17
NMF	45	116,0862	60,91583	9,08080	97,7851	134,3874	38,81	377,92

Test of Homogeneity of Variances

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
3,721	8	36	,003

ANOVA One-way

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	51000,869	8	6375,109	2,044	,069
Within Groups	112271,598	36	3118,655		
Total	163272,467	44			

Anexo 4. Análise estatística da resistência à fratura (N) de raízes normais e enfraquecidas em função o tipo de retentor.

Descriptives

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
NMF Normal	15	859,9333	199,27923	51,45367	749,5762	970,2905	533,00	1192,00
NMF Enfraquecido	15	625,3333	164,35357	42,43591	534,3174	716,3493	305,00	945,00
PFV Normal	15	627,1333	119,85161	30,94555	560,7617	693,5049	458,00	885,00
PFV Enfraquecido	15	620,2000	164,20597	42,39780	529,2658	711,1342	313,00	893,00
Total	60	683,1500	190,36841	24,57646	633,9726	732,3274	305,00	1192,00

Test of Homogeneity of Variances

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,788	3	56	,160

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	625435,250	3	208478,417	7,718	,000
Within Groups	1512732,400	56	27013,079		
Total	2138167,650	59			

Post Hoc Tests- Multiple Comparisons- Tukey HSD

VAR00001	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
PFV Enfraquecido	15	620,2000	
NMF Enfraquecido	15	625,3333	
PFV Normal	15	627,1333	
NMF Normal	15		859,9333
Sig.		,999	1,000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 15,000.

Anexo 5. Análise estatística a um critério para os dados de resistência à fratura de todos os grupos testados.

Case Processing Summary

	VAR00001	Valid		Cases Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
VAR00002	caNMF	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	caPFV	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	caPFVri	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	caPFVpa	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	caPVFripa	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	caPFVrd	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	caPFVrdpa	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	PFV	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%
	NMF	15	100,0%	0	,0%	15	100,0%

Tests of Normality

	VAR00001	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
VAR00002	caNMF	,178	15	,200(*)	,962	15	,735
	caPFV	,092	15	,200(*)	,983	15	,985
	caPFVri	,132	15	,200(*)	,942	15	,404
	caPFVpa	,161	15	,200(*)	,920	15	,193
	caPVFripa	,092	15	,200(*)	,986	15	,996
	caPFVrd	,137	15	,200(*)	,977	15	,949
	caPFVrdpa	,220	15	,049	,929	15	,265
	PFV	,142	15	,200(*)	,953	15	,574
	NMF	,171	15	,200(*)	,936	15	,339

* This is a lower bound of the true significance.

a Lilliefors Significance Correction

Test of Homogeneity of Variances

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,042	8	126	,408

ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1894020,063	8	236752,508	8,090	,000
Within Groups	3687279,349	126	29264,122		
Total	5581299,412	134			

Post Hoc Tests- Multiple Comparisons- Tukey HSD

VAR00001	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
caPFV	15	620,2000	
caNMF	15	625,3333	
PFV	15	627,1333	
caPFVrd	15		828,0267
caPFVpa	15		842,6667
caPVFripa	15		847,0000
NMF	15		859,9333
caPFVrdpa	15		867,9333
caPFVri	15		949,8667
Sig.		1,000	,580

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a Uses Harmonic Mean Sample Size = 15,000.