



**Universidade Norte do Paraná**

---

CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

HERMES MARTELLI JÚNIOR

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS  
ENDODONTICAMENTE RESTAURADOS COM PINOS DE FIBRA DE  
VIDRO ACESSÓRIOS

---

Londrina  
2006

HERMES MARTELLI JÚNIOR

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS  
ENDODONTICAMENTE RESTAURADOS COM PINOS DE FIBRA DE  
VIDRO ACESSÓRIOS

Dissertação apresentada à Universidade Norte  
do Paraná como parte integrante dos requisitos  
para obtenção do título de Mestre em  
Odontologia

**Orientador:**  
**Prof. Dr. Alcides Gonini Júnior**

Londrina  
2006

## HERMES MARTELLI JÚNIOR

Filiação	Hermes Martelli Mercedes Ortiz Martelli
Naturalidade	Alto Piquiri – PR
Nascimento	03 de janeiro de 1974
1995-1998	Graduação em Odontologia – UNIMAR: Universidade de Marília – Marília-SP
1999-2000	Atualização em Prótese Fixa – EISO: Empresa de integração do sistema odontológico – Londrina-PR
2000-2001	Atualização em Odontologia Estética e Restauradora EISO – Empresa de integração do sistema odontológico – Londrina-PR
2004-2006	Curso de Pós-Graduação na área de Dentística, nível Mestrado, na Universidade Norte do Paraná – UNOPAR
Associações	ABCD – Associação Brasileira do Cirurgião-Dentista  APCD - Associação Paulista do Cirurgião-Dentista  SBPqO - Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica

HERMES MARTELLI JÚNIOR

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS  
ENDODONTICAMENTE RESTAURADOS COM PINOS DE FIBRA DE  
VIDRO ACESSÓRIOS

Dissertação apresentada à Universidade Norte  
do Paraná como parte integrante dos requisitos  
para obtenção do título de Mestre em  
Odontologia

**BANCA EXAMINADORA**

1) Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

Julgamento \_\_\_\_\_ Assinatura \_\_\_\_\_

2) Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup>. Linda Wang

Julgamento \_\_\_\_\_ Assinatura \_\_\_\_\_

3) Prof. Dr. Alcides Gonini Júnior

Julgamento \_\_\_\_\_ Assinatura \_\_\_\_\_

Londrina, 25 de Fevereiro de 2006.

### **Dedico**

A **Deus**, por estar presente em todos os momentos da minha vida.

Aos meus pais **Hermes e Mercedes**, cujos exemplos de vida, sabedoria e integridade em tudo que realizam direcionam-me no caminho correto, amo vocês...

À minha esposa **Andréia**, que me oferece como um ato de amor e confiança, apoio constante para realização deste trabalho, que se mantém firme ao meu lado em todos os momentos, te amo...

À minha irmã **Claúdia**, cuja inteligência inerente e alegria de viver me servem de inspiração a buscar meus objetivos.

## **Agradecimentos Especiais**

*A minha mãe **Mercedes**, a ligação mais pura e despretensiosa de amor e dedicação. Sempre pronta para ouvir e suportar todas as minhas frustrações, e principalmente com uma palavra amiga e de sabedoria para resolvê-las;*

*Ao meu pai **Hermes**, por seu carinho, amor e amizade. Muito obrigado pelo grande apoio e esperança que sempre me transmitiu;*

*À minha esposa **Andréia**, que dedicou todo seu amor, incentivo e confiança para que esse e outros objetivos pudessem ser alcançados. Não sei se tais palavras são suficientes para demonstrar minha gratidão, mas essas certamente evidenciam meus mais sinceros sentimentos;*

*À minha irmã **Cláudia** e meu cunhado **Glauco**, que sempre me incentivaram em seguir em frente, dando apoio, carinho e dedicação;*

*Ao meu sogro e sogra, **Oswaldo e Ivone**, obrigado por serem os amigos maravilhosos que são, sem a força de vocês tudo que consegui não seria possível;*

*À minha cunhada **Thaís** e concunhado **Ricardo**, que sempre confiaram e torceram por mim;*

*Ao meu colega e companheiro de consultório **Drº. Esequias Dias de Moura**, o qual, a cada dia que passa, impressiona-me ainda mais, pela sua humildade e inteligência, sempre torcendo por mim e disposto a ajudar-me em qualquer momento.*

*.....a vocês o meu amor, carinho e o meu **MUITO OBRIGADO!***

## **Agradecimentos aos Professores e Amigos**

*Ao meu orientador **Profº. Drº. Alcides Gonini Júnior**, pela amizade e confiança na minha capacidade de realização, transmitida pela liberdade de atuação e pronta disposição em me apoiar sempre que necessário, obrigado, por sua orientação segura, pela disposição e transmissão dos seus conhecimentos, pela sua humildade e companheirismo. Mostrou-me ser um grande amigo que posso recorrer sempre que precisar, obrigado por sempre acreditar em mim;*

*A **todos os professores** das disciplinas básicas e específicas deste Mestrado, exemplos de mestres e pesquisadores, pela sua dedicação, amizade e por ensinar a importância e o verdadeiro sentido de ser professor e pesquisador;*

*Ao colega e companheiro **Profº Walter Busch Pereira**, de quem tive o privilégio de me tornar amigo, que além de exemplo de competência e dedicação ao ensino, faz do amor, humildade e respeito ao ser humano sua maior característica;*

*Ao colega e amigo **Hebert Samuel Carafa Fabre**, pela amizade com que me brindou desde o início do curso, por partilhar sua preciosa experiência comigo e por todas as conversas que tivemos tanto nos momentos alegres como naqueles mais difíceis;*

*A todos os colegas da turma de Mestrado: **Adriana, Fabiana, Liliam, Viviane, Patrícia Lanza, Valter Scalco, Patrícia Navarro, Teresa, Flávio**, pela amizade que hoje se faz presente;*

*...à vocês o meu **MUITO OBRIGADO!***

## **Agradecimentos**

*À Universidade Norte do Paraná, UNOPAR, representada pelo Chanceler, Prof. Marco Antônio Laffranchi, e pela Reitora, Prof<sup>a</sup> Elisabeth Bueno Laffranchi;*

*À Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação, representada pelo Prof. Dr. Aloísio José Antunes;*

*Ao Centro de Ciências Biológicas Saúde, representada pelo Prof. Ruy Moreira da Costa Filho;*

*À Coordenadoria do Curso de Odontologia, representada pelos Profs. Drs. Luiz Reynaldo de Figueiredo Walter e Fernão Hélio Campos Leite Júnior;*

*À Coordenadoria de Pesquisa, representada pelo Prof. Hélio Hiroshi Suguimoto;*

*Ao apoio financeiro da **Angelus** e **3M ESPE**, pelos materiais fornecidos para a realização deste trabalho;*

*À todos os funcionários da UNOPAR;*

*Por terem possibilitado a realização desta Dissertação*

*....o meu **MUITO OBRIGADO***



MARTELLI JÚNIOR, H. **Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro acessórios** 2006. 66 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Universidade Norte do Paraná, Londrina.

## RESUMO

A perda de estrutura dentária por cárie, fratura ou procedimento endodôntico, acaba por enfraquecer o remanescente dentário, aumentando o risco de fratura radicular. O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de raízes extremamente destruídas quando restauradas com pinos de fibra de vidro acessórios. Foram selecionadas 50 raízes de dentes bovinos que receberam preparos radiculares com paredes internas divergentes para oclusal, com um diâmetro cervical de 3,5 mm. Criou-se 5 grupos de 10 dentes, sendo que no grupo PM foram utilizados núcleos metálicos fundidos, no grupo PP pino de fibra de vidro principal, e no grupo PPA foram acrescentados pinos acessórios. Os grupos PP-R e PPA-R foram similares aos grupos PP e PPA, porém com 2mm de remanescente coronário. Os corpos de prova foram analisados quanto a resistência à fratura, onde a média de resistência foi de 61.81, 63.12, 55.46, 56.07 e 53.10 Kgf respectivamente para os grupos PM, PP, PPA, PP-R e PPA-R, embora a análise descritiva dos dados não apontou diferenças estatísticas significantes. Entretanto comparando-se os padrões de fratura pelo Teste Exato de Fischer, observou-se uma diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre os grupos PM, PP e PPA. Dentro dos limites do trabalho pôde-se concluir que independentemente do material utilizado, a resistência à fratura das raízes não apresentou variações estatisticamente significantes, entretanto a utilização de pinos de vidro acessórios afetou positivamente o padrão de fratura, onde o grupo PPA apresentou 90% das fraturas acima da região cervical.

Palavras-chave: Pinos pré-fabricados, pinos de fibra de vidro, resistência à fratura

MARTELLI JÚNIOR, H. **Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro acessórios** 2006. 66 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Universidade Norte do Paraná, Londrina.

### **ABSTRACT**

The loss of dental structure because of caries, fracture, or endodontic procedure, leads to the weakening of the remaining dental structure, increasing the risk of root fracture. The aim of this work was to evaluate the behavior of extremely compromised roots when restored with accessory glass fiber posts. Fifty roots of bovine teeth were selected, which received preparations with internal walls occlusal divergence, resulting in a cervical diameter of 3,5mm. The teeth were divided in 5 groups of 10 teeth each, where group PM cores of metal alloy were used, in group PP the main glass fiber posts were used, and in group PPA the accessory posts were added. Groups PP-R and PPA-R were similar to groups PP and PPA, but with the preservation of 2mm of crown remaining. Fracture resistance was then determined using universal testing machine and subjected to an elastic limit essay. The mean value of fracture resistance was 61.81, 63.12, 55.46, 56.07, and 53.10 Kgf respectively for groups PM, PP, PPA, PP-R and PPA-R, however no significant statistic difference occurred. The Fisher-exact test indicated significant differences ( $p < 0,05$ ) in the fracture mode between the groups PM, PP and PPA. Within the limitations of this study, the following conclusion can be drawn: the fracture resistance were not statistically significant between all groups considering the material nature of pins, however the use of accessory glass fiber posts affected the fracture mode positively, where 90% of fractures in group PPA involved the coronal core.

Key Words: Prefabricated post, glass-fiber post, fracture resistance.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 -	Materiais utilizados para realização do trabalho.....	34
Figura 1 -	Seccionamento do dente bovino com disco diamantado dupla face na medida inicial (A), conferindo posteriormente o comprimento das raízes obtidas com um paquímetro (B), armazenada-as em solução de timol após a limpeza (C).....	37
Figura 2 -	Verificação do diâmetro vestibulo-lingual (A) e méso-distal (B) das raízes previamente selecionadas.....	38
Figura 3 -	Finalização do preparo radicular com broca de Largo (A) e a imagem radiográfica de uma raiz preparada destacando-se o selamento apical de 5 mm obtido em gutapercha (B).....	39
Figura 4 -	Núcleo pré-fabricado reembasado e adaptado ao preparo radicular (A) e fixado com cimento de fosfato de zinco após a fundição com uma liga de cobre-alúminio (B).....	41
Figura 5 -	Prova do pino de fibra de vidro principal (A) posicionado no orifício da matriz transparente (B), utilizada como referência na reconstrução da porção coronária em resina composta (C).....	43
Figura 6 -	Imagem dos pinos de fibra de vidro principal e acessórios (A) antes da prova e cimentação nas raízes preparadas (B e C) e da reconstrução da porção coronária com resina composta (D).....	44
Figura 7 -	Matriz transparente com 3 mm de altura utilizada durante a cimentação do pino de fibra de vidro principal (A) favorecendo a reconstrução coronária em resina composta e o reparo dental, possibilitando a formação de um remanescente dentinário de 2 mm (B).....	45
Figura 8 -	Dispositivo de madeira com os corpos de prova posicionados nos cilindros de PVC (A) antes do preenchimento com resina de poliestireno (B) e após a polimerização da resina(C).....	47
Figura 9 -	Dispositivo em aço inox para o posicionamento dos corpos de prova na base da máquina de ensaio universal (A) durante o ensaio de resistência à fratura (B).....	48

Figura 10 -	Exemplo do padrão de fratura da porção coronária passível de recuperação (A) e um exemplo de fratura catastrófica da porção radicular caracterizando um padrão não passível de recuperação (B).....	49
Figura 11 -	Esquema adaptado de Heydecke (2001), onde se considera as fraturas como catastróficas ou recuperáveis, considerando-as abaixo ou acima do terço cervical respectivamente, para cada grupo avaliado.....	49
Figura 12 -	Representação gráfica e numérica das leituras dos padrões de fratura observados em cada grupo, considerando-as catastróficas ou recuperáveis, com base em Heydecke (2001).....	55

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Grupos experimentais e os respectivos materiais restauradores.....	45
TABELA 2 -	Força em Kgf necessária para provocar a fratura dos 10 dentes dos grupos experimentais com as respectivas estatísticas básicas.....	52
TABELA 3 -	Carga necessária à fratura, freqüência e local das fraturas nos dentes.....	54
TABELA 4 -	Prova Exata de Fischer com relação à comparação entre grupos.....	55

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Apresenta as medidas estatísticas comparativas para cada grupo experimental.....	53
Gráfico 2 -	Frequência e padrões de fratura apresentados conforme o material utilizado.....	54

## LISTA DE ABREVIATURAS

mm – Milímetros

Kgf – Quilograma-força

N – Newton

° – Graus Celsius

Ti – Titânio

Ni – Níquel

Cr – Cromo

Au – Ouro

Pd – Paládio

V-L – Vestíbulo-lingual

M-D – Mésio-distal

PM – Pino metálico

PP – Pino principal

PPA – Pino principal e acessório

PP-R – Pino principal + remanescente

PPA-R – Pino principal e acessório + remanescente

PVC – Cloreto de polivinila

CP – Corpo de prova

CV – Coeficiente de variação

n – Número de amostras

S – Significante

NS – Não significante

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>19</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>33</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>34</b>
<b>4.1 Material .....</b>	<b>34</b>
<b>4.2 Método .....</b>	<b>36</b>
<b>4.2.1 Obtenção das raízes de dentes bovinos .....</b>	<b>36</b>
<b>4.2.2 Preparo radicular.....</b>	<b>38</b>
<b>4.2.3 Preparo dos corpos de prova .....</b>	<b>39</b>
<b>4.2.4 Inclusão dos corpos de prova.....</b>	<b>45</b>
<b>4.2.5 Teste de compressão tangencial.....</b>	<b>47</b>
<b>4.2.6 Avaliação dos padrões das fraturas resultantes.....</b>	<b>48</b>
<b>4.2.7 Procedimentos estatísticos para a análise dos dados .....</b>	<b>50</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>51</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>56</b>
<b>7 CONCLUSÕES .....</b>	<b>62</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>63</b>



# 1 INTRODUÇÃO

A restauração de dentes tratados endodonticamente sempre foi um desafio, visto que parte da estrutura dental comprometida por cárie, fratura ou pelo próprio procedimento endodôntico, causa um enfraquecimento da estrutura dental remanescente. (Gutman, 1992)

Muitas vezes a quantidade de estrutura dentária perdida é tão significativa, que há a necessidade de se instalar um pino intra-canal para se promover a retenção necessária à restauração coronária do dente em questão. Por melhor que seja o material a ser colocado no conduto, sempre haverá a possibilidade de falhas, e entre elas a fratura radicular é considerada a de prognóstico mais desfavorável (Qualthrough e Manocci, 2003).

Como forma de prevenir fraturas, fatores como a quantidade de estrutura remanescente, resistência mecânica do pino, e a possibilidade de adesão entre a parede dentinária e o material de preenchimento devem ser considerados (Sornkull e Stannard, 1992).

Independentemente da situação clínica, a indicação de um núcleo metálico fundido seria a opção clássica por sua comprovada efetividade clínica (Solomon e Osman, 2003). Entretanto, sua rigidez característica poderia promover um efeito de cunha, elevando o risco de fratura mesmo quando confeccionado adequadamente (Hornbrook e Hatings, 1995).

Na busca por um material alternativo aos núcleos fundidos e aos pinos pré-fabricados metálicos, foram desenvolvidos pinos pré-fabricados combinando fibras de carbono e uma matriz de resina epóxica, proporcionando resistência mecânica e adesão às estruturas dentárias remanescentes. Em função de suas características biomecânicas, formariam um complexo estrutural e mecânico homogêneo,

proporcionando a absorção de cargas de maneira semelhante ao dente íntegro, visto que seu módulo de elasticidade é próximo ao da dentina (Duret et al, 1990).

Outra opção seriam os pinos de fibra de vidro, que comparativamente aos anteriores promoveriam um resultado estético mais favorável, pois suas propriedades óticas proporcionariam uma maior translucidez ao núcleo de preenchimento. Além disso, facilitariam a utilização de cimentos resinosos que não apresentam dupla polimerização, pois poderiam transmitir parte da luz para o interior dos condutos radiculares, além de apresentarem propriedades mecânicas semelhantes aos pinos de fibra de carbono (Ferrari et al, 2001).

Contudo quando os pinos pré-fabricados são utilizados em dentes com condutos alargados, em geral ocorre um espaço excessivo entre o pino e as paredes do canal (Kimmel, 2000). Nestes casos, mesmo com a associação de um cimento resinoso, haveria um aumento demasiado na espessura do cimento, que poderia resultar na diminuição da resistência à fratura das raízes (Marchi et al, 2003).

Com base na literatura, verifica-se uma grande preocupação com a restauração de dentes tratados endodonticamente, onde a associação de técnicas e materiais geram ainda muitas opiniões divergentes, onde o ponto comum determinante é que nenhuma técnica disponível é considerada definitiva ou ideal. Da mesma forma nem todas as técnicas descritas apresentam comprovação científica ou evidências clínicas suficientes para a sua utilização.

Com a intenção de fornecer mais subsídios ao tema, decidiu-se avaliar uma técnica alternativa de preenchimento de canais radiculares excessivamente alargados, na qual são combinados um pino de fibra de vidro principal e vários pinos acessórios, esperando-se produzir clinicamente um melhor comportamento biomecânico das estruturas dentárias, em função da diminuição da espessura da

linha de cimentação, pela utilização de uma quantidade maior de material elasticamente semelhante à dentina.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Analisando a literatura referente à avaliação dos núcleos intra-radulares pré-fabricados utilizados em restaurações de dentes tratados endodonticamente, Deutsch et al (1983) concluíram que os núcleos intra-radulares apresentavam duas funções principais: a de reforçar a porção coronária e a porção radicular do dente contra fratura, no caso de existência suficiente de estrutura coronária; na falta de uma quantidade considerável de estrutura coronária, o núcleo é utilizado para repor esta falta, além de reter e suportar a restauração protética subsequente.

Em se tratando de dentes com paredes radulares debilitadas, Lui (1987) demonstrou uma técnica de reforço, utilizando um preenchimento interno da raiz com resina composta. Após tratamento endodôntico, a porção coronária sem suporte era eliminada, preparando-se o conduto com uma broca de tamanho compatível, onde um pino metálico lubrificado era adaptado, injetando-se resina composta radiopaca ao seu redor. Após a polimerização o pino era removido, formando um conduto retentivo capaz de suportar um núcleo metálico fundido, evitando fratura de raízes enfraquecidas durante a cimentação ou a função mastigatória.

A fim de provar a eficiência de um colar metálico na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, Barkhordar et al (1989) selecionaram 20 incisivos centrais superiores, sem cáries ou fraturas, e separaram em dois grupos: Grupo 1 – foram colocados pinos intra-radulares de 8 mm, sem colar metálico; Grupo 2 – foram colocados pinos intra-radulares de 8mm e um colar metálico de 2mm ao redor da porção cervical. Os corpos de prova foram submetidos ao teste de compressão, onde a média de carga para o primeiro grupo foi de 49,6 Kgf, e para o segundo foi de 65,29 Kfg, demonstrando uma diferença estatisticamente significativa quanto a localização da fratura para ambos os grupos. Concluíram que o grupo com

colar metálico demonstrou uma média de resistência superior, salientando a importância da utilização do colar metálico em raízes que serviram de suporte para prótese fixas ou parciais.

Utilizando um pino plástico fototransmissor, Lui (1994) reconstruiu por meio de uma resina composta fotoativada, as paredes radiculares de dentes tratados endodonticamente com canais alargados. Afirmou que as resinas fotoativadas possuem maior tempo de trabalho, e a utilização dos referidos pinos induziriam a polimerização das partes mais profundas do canal. Concluiu que o uso de tais pinos associados aos materiais adesivos, consiste em uma técnica de reabilitação conservadora para a restauração de dentes amplamente destruídos.

Adotando uma altura de férula entre 0,5 e 2,0 mm, Libman e Nicholls (1995) submeteram 4 grupos experimentais para avaliar a resistência à fratura de incisivos centrais superiores restaurados com núcleos metálicos fundidos. Os dentes foram restaurados com coroas totais, onde um quinto grupo controle não recebeu não recebeu núcleo intra-radicular. Concluíram que o número de ciclos necessários para causar falha preliminar por fadiga foi significativamente menor nos grupos com férula de 0,5mm e 1,0mm do que nos grupos com férula de 1,5mm e 2,0mm, que foram menores que o grupo controle.

Morgano em 1996, analisando métodos restauradores para dentes despolpados, verificou que pinos intra-radiculares não devem ser utilizados para reforçar a estrutura dental remanescente, concluindo que sua indicação deve estar restrita a casos em que há estrutura insuficiente para promover a retenção necessária a uma restauração coronária.

Considerando que a maioria das reconstruções radiculares eram feitas com núcleos metálicos fundidos, ou pinos pré-fabricados cobertos por resina composta,

Duret et al (1996) verificaram pelo método dos elementos finitos que pinos de fibra de carbono associados às resinas epóxicas adaptam-se perfeitamente aos objetivos clínicos de uma reconstrução, já que em função de suas propriedades, produzem um comportamento mecânico compatível com o da dentina, por apresentarem módulos de elasticidade muito próximos. Concluíram que a combinação de materiais com comportamentos mecânicos diferentes, cria uma massa de comportamento mecânico inconsistente.

A possibilidade de se utilizar resina composta como forma de reforço em raízes comprometidas, levou Saupe et al (1996) a comparar dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos, com e sem o reforço intra-radicular. Avaliaram ainda a influência da presença de férula, verificando que raízes reconstruídas com resina composta foram cerca de 50% mais resistentes à fratura que as raízes que possuíam apenas os núcleos metálicos preenchendo os canais, e que o uso de férula em raízes enfraquecidas não proporciona nenhum benefício adicional para a retenção ou resistência à fratura.

Isidor et al em 1999, avaliaram o efeito do comprimento dos pinos pré-fabricados e do comprimento da férula na resistência à fadiga de dentes bovinos tratados endodonticamente. Analisaram 90 raízes restaurados com coroas metálicas, construídos sobre núcleos de preenchimento apoiados em pinos metálicos com comprimentos de 5mm, 7,5mm e 10mm, com férulas entre 0 e 2,5mm. A retenção e a estabilidade do pino intra-radicular/núcleo de preenchimento e coroa foi submetida a testes de fadiga, simulando o movimento da mastigação. Observaram após os testes que o aumento da altura da férula promoveu uma resistência maior aos dentes, embora o tamanho do pino não tenha apresentado qualquer.

A resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente também foi analisada por Sirimai et al (1999), quando compararam um sistema de confecção de núcleos com fibras de polietileno a vários sistemas convencionais. Concluíram que o sistema com fibras de polietileno resultou na diminuição significativa das fraturas radiculares verticais, embora a resistência à fratura tenha sido a menor. Verificaram ainda que quanto menor o diâmetro dos pinos confeccionados com este sistema, maior a resistência à fratura.

Asmussen et al (1999) verificaram a rigidez, o limite elástico e a resistência entre pinos cerâmicos (Biopost, Cerpost), pinos de titânio (PCR) e pinos de fibra de carbono (Composipost), verificadas por meio da relação entre a força aplicada e a curva de deflexão apresentada pelos pinos. Os pinos cerâmicos apresentaram-se muito rígidos e resistentes, sem nenhum comportamento plástico. O pino de titânio apresentou comportamento semelhante, embora com menor rigidez, enquanto o pino de fibra de carbono demonstrou os valores mais baixos para as três propriedades avaliadas. Como em outros estudos, os autores verificaram que a utilização dos pinos de fibra de carbono proporcionam as fraturas mais favoráveis, ao passo que os pinos metálicos e cerâmicos quando utilizados, são mais difíceis de serem removidos quando necessários, em função de sua rigidez característica.

Buscando avaliar a resistência à fratura de pinos pré-fabricados em dentes tratados endodonticamente, Mannocci et al (1999) constituíram 4 grupos de pré-molares, dividindo-os conforme o material utilizado, sendo pinos de fibra de carbono, fibra de quartzo, fibra de dióxido de zircônio, em comparação com dentes que não receberam pino algum. Para a avaliação dos pinos, o comprimento dos dentes foi estabelecido em 14 mm, sendo que para a inclusão dos pinos, os preparos radiculares foram estabelecidos a uma profundidade de 8mm, onde os pinos fixados

com cimento resinoso. Para todas as raízes foram confeccionadas coroas em cerâmica pura, que uma vez cimentadas foram levadas ao teste de resistência com cargas contínuas de 250 N em um ângulo de 45°. No quarto grupo (controle), aconteceram mais fraturas do que nos demais grupos, demonstrando a necessidade de um suporte intra-radicular para a sustentação da restauração coronária. O grupo do pino de dióxido de zircônio apresentou os índices mais altos de fraturas, presumindo que a diferença entre os módulos de elasticidade do pino e da dentina tenha sido o responsável pelo resultado.

Com base na restauração de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente por meio de uma faceta estética executadas sobre preparos conservadores, Baratieri et al (2000) verificaram o comportamento biomecânico dos dentes com relação à fratura. Utilizaram 50 dentes divididos em nove grupos, variando a presença ou não de pino intra-radicular, a finalização do preparo em esmalte ou dentina, além da presença ou não da faceta estética. Após os testes os autores observaram que a localização do preparo não interferiu significativamente na resistência do dente, apesar de que os dentes com preparos em esmalte apresentaram valores médios de resistência maiores que os dentes preparados até a dentina. Em relação aos pinos intra-radulares, constataram que a sua presença não aumentou a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente, nas condições determinadas.

Strub et al (2001) avaliaram a resistência à fratura de dentes incisivos e o percentual de sobrevivência considerando-se a restauração com diferentes sistemas de pinos e núcleos. Após a exposição de 1,2 milhões de ciclos de carga em uma boca artificial (Willitech, Alemanha), o percentual de sobrevivência foi de 90% para o grupo A (pino pré-fabricado metálico com núcleo fundido), 80% para o grupo B (pino



de zircônia cimentado com núcleo cerâmico pré-fabricado), 60% para o grupo C (pino resinoso-cerâmico cimentado com núcleo cerâmico pré-fabricado) e 100% para o grupo D (pino de zircônia fundido a núcleo personalizado). Apesar de nenhum espécime do grupo D fraturar durante a aplicação das cargas dinâmicas, foi neste grupo que se encontrou a menor média de resistência à fratura quando comparada as médias dos demais grupos, considerando-se a carga estática. Apesar disso, considerou-se um valor de resistência clinicamente aceitável.

A resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com quatro tipos de pinos e núcleos após aplicação de ciclagem dinâmica foi avaliada por Heydecke et al (2001). Dividiram 64 incisivos centrais superiores em quatro grupos de acordo com o material a ser restaurado, grupo I – pinos de titânio com núcleo em resina composta; grupo II – pinos de zircônia e núcleo em resina composta; grupo III – pinos de zircônia fundidos em núcleo cerâmico; grupo IV (controle) – núcleos metálicos fundidos em ouro. Os dentes foram preparados com férula de 1 a 2mm, e expostos a ciclos de carga em um simulador de mastigação controlado por computador e termociclagem entre 5°C e 55°C por 60 segundos, com pausa intermediária de 12 segundos. Os corpos de prova que não fraturaram durante os ciclos de impacto foram colocados em uma máquina de ensaio universal onde receberam uma carga em um ângulo de 130° na borda incisal com velocidade de 1,5mm/min até a fratura. Além do registro dos valores de carga atingidos no momento da fratura, os autores registraram o padrão de fratura, considerando-as como reparáveis ou catastróficas. As médias de resistência à fratura dos grupos I ao IV foram 45,91Kgf; 51,32Kgf; 53,16Kgf e 41,63Kgf respectivamente, embora tenham concluído que entre os mesmos, tanto a resistência à fratura como o padrão de fratura não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

Considerando dentes tratados endodonticamente que apresentavam simulações de preparos cavitários de classe III, Heydecke et al (2002) avaliaram a resistência à fratura das raízes comparando a utilização de pinos de titânio, pinos de zircônia ou simplesmente a inclusão de uma resina composta na reconstrução dos dentes. Concluíram que a simples restauração da cavidade de classe III e o fechamento do acesso endodôntico com resina composta são suficientes para reconstruir dentes nesta situação. O alargamento do acesso endodôntico para a colocação de um pino pré-fabricado deve preferencialmente ser evitado, já que verificaram que a utilização de resina composta no interior dos canais não compensará mecanicamente a remoção de dentina desnecessariamente. Ressaltam ainda que fraturas consideradas catastróficas ocorreram menos no grupo onde não foi utilizado qualquer pino intra-canal.

Utilizando-se da fotoelasticidade para investigar o padrão de distribuição de estresse em dentes restaurados com pinos intra-radulares, Kishen e Asundi (2002) reafirmaram que a associação de perda dentinária e inclusão de pinos intra-radulares em dentes tratados endodonticamente diminuem significativamente a resistência à fratura dos dentes quando comparados a dentes naturais.

Considerando o método dos elementos finitos, Pierrisnard et al (2002) verificaram o padrão de distribuição de estresse ao tecido dental, simulando dentes tratados endodonticamente com níveis de destruição coronária diferentes, utilizando materiais de preenchimento diversos, além da presença ou não de núcleos intra-radulares. Levando-se em consideração o nível de destruição coronária, consideraram dentes com perda total do tecido coronário e dentes com 2 mm de dentina coronária remanescente. Verificaram que a região cervical dos dentes foi o local de maior incidência de estresse, independentemente dos padrões

restauradores adotados, sendo que a ausência de tecido dentinário coronário nesta região diminui o efeito de férula, proporcionando o aparecimento de um padrão de estresse muito maior. Considerando o módulo de elasticidade dos pinos utilizados, afirmam que quanto maior o módulo menor o nível de estresse gerado.

Com o intuito de verificar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com sistemas de pinos pré-fabricados estéticos in vitro, Akkayan e Gulmez (2002) utilizaram 4 grupos distintos na avaliação. Compararam pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônio, constituindo os grupos de 1 a 4 respectivamente. Na composição dos grupos utilizaram quarenta dentes caninos maxilares humanos extraídos recentemente, os quais tiveram sua porção coronária removida e os canais tratados endodonticamente. Todos os pinos foram cimentados com um sistema adesivo, sobre os quais foram confeccionados núcleos compostos de resina composta, e cimentadas coroas metálicas com um cimento de ionômero de vidro. Cada corpo de prova foi levado a uma máquina de ensaio universal, onde uma carga compressiva foi aplicada a um ângulo de 130 graus com relação ao longo eixo do dente, a uma velocidade de 1mm/min, até o momento da fratura. As cargas médias obtidas foram de 66,95 Kgf, 91,20 Kgf, 75,90 Kgf e 78,91 Kgf para os grupos de 1 a 4 respectivamente. Os dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo (grupo 2) exibiram uma resistência à fratura significativamente mais alta que os outros 3 grupos. Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e de zircônio (grupos 3 e 4) foram estatisticamente similares. Fraturas que permitiriam o reparo do dente foram observados nos grupos 2 e 3, enquanto fraturas catastróficas foram observadas nos grupos 1 e 4. Concluíram que cargas de fratura significativamente maiores foram registradas para as raízes com

pinos de fibra de quartzo e que as fraturas que permitiriam reparo foram observadas em dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo e fibra de vidro.

Toparli (2003) utilizou o método do elemento finito para avaliar a distribuição da pressão na dentina de dentes tratados endodonticamente restaurado com pinos fundidos. Avaliou pinos com liga Ti-Ti, NiCr-AuPd, Ti-NiCr, submetendo os dentes a uma carga de 200N em um ângulo de 45°. Avaliou a distribuição da pressão em 5 pontos: base do pino, topo do pino, núcleo, interface metal cimento, interface metal porcelana. Conclui que a tensão gerada na porção radicular pode ser o dobro da tensão gerada na porção coronária e que indiferentemente a liga do pino, a tensão ocorre mais em direção à base do pino, favorecendo o movimento de alavanca.

Com a finalidade de analisar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, reabilitados com pinos metálicos cilíndricos serrilhados com a porção coronária fundida, pinos metálicos cilíndricos serrilhados associados à resina composta, pinos de fibra de carbono associados a resinas compostas e pinos cerâmicos associados à resina composta, Hu et al (2003) verificaram que qualquer destes sistemas desempenhou uma resistência à fratura considerada clinicamente aceitável. Entretanto concluíram que todos os grupos apresentaram padrões de fratura considerados irreparáveis.

Segundo Lertchirakarn et al (2003) estudos anteriores demonstraram que as fraturas radiculares verticais ocorrem na direção buco-lingual, onde geralmente a espessura de dentina é maior nesta região. Afirmam que outros fatores portanto, devem determinar o padrão de fratura, como por exemplo, o formato do canal radicular e a morfologia externa da raiz. Concluíram por meio de uma análise fotoelástica que a curvatura da raiz é mais importante que a morfologia externa da

raiz com relação à concentração de estresse e que a redução da espessura dentinária aumenta a magnitude, mas não a direção da tensão máxima resultante.

Considerando que a capacidade das raízes de resistir à fratura é diretamente proporcional a quantidade de tecido dentário que circunda o pino, Marchi et al em 2003 verificaram o efeito de materiais restauradores associados a pinos metálicos pré-fabricados, no preenchimento de defeitos de raízes fragilizadas. Constataram que este tipo de associação, de pinos metálicos com resina composta, com cimento de ionômero de vidro ou com compômero, não impede a fratura de dentes com paredes radiculares enfraquecidas.

Comparando o efeito de pinos de aço inoxidável na reabilitação de dentes tratados endodonticamente, a três sistemas de construção com pinos de fibras reforçadas por resina, Newman et al (2003) comprovaram que o modo de fratura ou deflexão de dentes com o sistema não metálico, tiveram a capacidade de proteger a estrutura dental remanescente, principalmente quando são utilizadas as fibras de polietileno, embora a carga determinante de fratura seja significativamente menor.

Zhi-Yue e Yu-Xing (2003), investigaram in vitro os efeitos do design de pinos e núcleos e a ação do efeito férula sobre a resistência à fratura de incisivos maxilares centrais humanos com canais tratados e restaurados com coroas cerâmicas metálicas. Quarenta e oito incisivos maxilares centrais humanos extraídos, foram tratados endodonticamente e divididos em 4 grupos de 12. Os seguintes tratamentos foram avaliados: Grupo A (controle) – dentes restaurados com uma coroa metalo-cerâmica sem a inclusão de pino; Grupo B – dentes restaurados com uma coroa metalo-cerâmica, sobre um núcleo metálico fundido e com 2mm de remanescente dentinário; Grupo C - dentes restaurados com coroa metalo-cerâmica, sobre um núcleo metálico fundido e Grupo D – dentes restaurados com

uma coroa metalo-cerâmica, sobre um pino metálico pré-fabricado e núcleo de preenchimento em resina composta e com um remanescente coronário de 2mm. Os corpos de prova foram submetidos a um teste de resistência à fratura, onde os autores detectaram diferenças estatísticas significantes. O grupo B, por exemplo, apresentou a maior resistência à fratura ( $1793.59 \pm 387.93$  N), embora entre os demais não tenha sido detectada qualquer diferença estatística significativa ( grupo A:  $958,49 \pm 286,02$  N, grupo C:  $992,98 \pm 291,00$  N, grupo D:  $994,94 \pm 285,04$  N). Observaram que nem todos os sistemas de núcleos testados melhoraram a resistências à fratura dos dentes tratados endodonticamente, sendo que aqueles dentes preparados com um remanescente de dentina de 2mm melhoraram efetivamente a resistência à fratura.

Maccari et al (2003) compararam a resistência à fratura de entre pinos pré-fabricados estéticos, considerando 30 dentes anteriores superiores restaurados com pinos de fibra de vidro, pinos de fibra de carbono revestido por quartzo e pinos de cerâmica. Os corpos de prova receberam núcleos de preenchimento em resina composta e não receberam coroas, e foram submetidos a um teste de resistência à fratura considerando uma angulação de  $45^\circ$  em relação ao longo eixo do dente, e uma velocidade de 0,5mm/min. A resistência dos pinos cerâmicos foi significativamente mais baixa do que a dos pinos de fibra, além de apresentar fratura dos pinos e fraturas radiculares em três espécimes. Já nos espécimes com pinos de fibra as fraturas ocorreram sobre o núcleo de resina composta.

Diante da existência de novos pinos endodônticos pré-fabricados com módulo flexural diferente dos pinos metálicos, Conti (2004) estudou o comportamento dos pinos de fibra de carbono e dos pinos metálicos fundidos, em dentes com coroa íntegra e em dentes com remanescente coronário com 2mm, avaliando a

capacidade dos pinos em conferir resistência ao remanescente dentário. Aplicou uma carga contínua e progressiva na face lingual dos corpos de prova, em um ângulo de 130°, até que houvesse algum tipo de falha ou fratura. As fraturas encontradas foram classificadas em três categorias: fraturas reparáveis, fraturas reparáveis após aumento de coroa clínica e fraturas indicativas de exodontia. Concluiu que as raízes com 2mm de remanescente coronário restauradas com pinos de fibra de carbono e núcleos de resina suportaram as menores cargas, as raízes restauradas com pinos e núcleos metálicos fundidos apresentaram fraturas que comprometeram o remanescente radicular de forma irreparável e as raízes restauradas com pinos de fibra de carbono apresentaram fraturas mais favoráveis em relação ao remanescente radicular.

Com o intuito de verificar o comportamento da dentina frente a estímulos mecânicos, Kishen et al (2004) construíram um modelo matemático por meio da análise dos elementos finitos. Observaram que o material utilizado para a confecção de um núcleo intra-radicular tende a transmitir maior tensão à dentina interna, com menor possibilidade de aumento de estresse local na dentina externa, que poderia levar a uma falha e fratura do sistema. Concluem por esta análise que quanto maior a perda da dentina internamente, maior a possibilidade de comprometimento da porção dentinária externa das paredes radiculares em dentes tratados endodonticamente, predispondo as raízes a fraturas catastróficas.

Lassila et al (2004), testaram a resistência ao dobramento e a fratura de diversos pinos pré-fabricados de fibra e compararam os resultados aos obtidos por um novo tipo de pino de alta resistência, o EverSitick-post (fibra de vidro silanizado). Avaliaram 17 tipos de pinos de fibra, de vários diâmetros e marcas, realizando os testes de resistência diretamente sobre os pinos, examinando-os posteriormente ao

microscópio eletrônico de varredura. Observaram que os pinos com maior diâmetro revelaram resistência ao dobramento inferior aos pinos com menor diâmetro, resultado que se inverteu para resistência à fratura.

Em 2004 Fokkinga et al revisaram a literatura na busca pela solução de duas hipóteses: 1 – os sistemas de pinos de fibra pré-fabricados reforçados por resina apresentam valores de resistência à fratura similar aos pinos metálicos fundidos, pinos pré-fabricados metálicos e cerâmicos; 2 – estes mesmos pinos de fibra mostram menos falhas desfavoráveis do que os demais sistemas de pinos e núcleos. A partir dos dados analisados, observaram que os núcleos metálicos fundidos apresentaram valores de resistência à fratura mais elevada do que os pinos pré-fabricados de fibra, enquanto que os pinos cerâmicos apresentavam os valores mais baixos. Falhas favoráveis foram significativamente mais comuns com os pinos de fibra, do que utilizando pinos metálicos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos.

Utilizando pinos pré-fabricados de aço, de fibras de vidro e carbono, Lanza et al (2005) avaliaram a relação de rigidez entre os pinos e o módulo de elasticidade dos agentes de cimentação, considerando o método dos elementos finitos. Verificaram que um pino muito rígido trabalha contra a função natural do dente, criando zonas de tensão e tração tanto na dentina quanto na interface pino/cimento. Concluíram que a elasticidade da linha de cimentação na redistribuição do estresse tem sido menos relevante, à medida que a flexibilidade do pino é aumentada.

Melo et al (2005), avaliaram a influência do remanescente coronário em dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos pré-fabricados e a utilização de duas resinas, Enforce Core e Z250 na confecção do núcleo de preenchimento. Utilizaram 40 caninos superiores divididos em quatro grupos de 10



dentês cada: grupo 1 – remanescente coronário de 3mm, núcleo com Enforce Core; grupo 2 – remanescente coronário de 3mm, núcleo com Z250; grupo 3 – sem remanescente coronário, núcleo com Enforce Core; grupo 4 – sem remanescente coronário, núcleo com Z250. Os dentês foram submetidos a uma força de compressão até que ocorresse fratura da restauração. Concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura entre os dentês com e sem remanescente coronário, havendo diferença significativa entre os resultados obtidos entre as resinas utilizadas, onde os grupos restaurados com a resina composta Z250 foram mais resistentes que os grupos restaurados com Enforce Core.

Nota-se na literatura consultada, a busca por um sistema de reabilitação de dentês tratados endodonticamente que reproduza o comportamento biomecânico dos dentês naturais íntegros, existindo uma tendência para a utilização dos sistemas de pinos pré-fabricados não metálicos, a fim de suprir uma série de deficiências apresentadas pelos sistemas metálicos. Entretanto, não existem relatos sobre o comportamento biomecânico da utilização de pinos de fibra de vidro acessórios na reconstrução de dentês extensamente destruídos, sendo este o principal motivo deste estudo.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O presente estudo propõe-se a avaliar in vitro a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, mediante a simulação de raízes cujos condutos apresentem-se excessivamente alargados, utilizando-se para isto o teste de compressão tangencial.

As seguintes situações serão verificadas:

- 1) a análise da resistência à fratura de acordo com o tipo de material de preenchimento intra-radicular utilizado, considerando-se a utilização de um núcleo metálico fundido, a utilização de um pino de fibra de vidro principal, e a utilização de um pino de fibra de vidro principal e três pinos de fibra de vidro acessórios,
- 2) a análise da resistência à fratura considerando-se a quantidade de estrutura dentinária coronária remanescente, acrescida ou não de 2mm e
- 3) o comportamento biomecânico das raízes com base na análise do padrão de fratura apresentado.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Em virtude das diversas fases envolvidas no desenvolvimento da presente pesquisa, faz-se necessário o detalhamento de todas as etapas que serão descritas a seguir. A descrição terá início com a apresentação da lista de materiais a serem utilizados.

### 4.1 Material

Os materiais utilizados na realização do trabalho encontram-se relacionados à seguir, disponibilizados segundo o nome comercial e o fabricante (Quadro 1).

QUADRO 1 – Materiais utilizados para realização do trabalho.

Descrição	Nome comercial / Fabricante (Procedência)
Dentes bovinos	Frigorífico Mondelli – Bauru – SP
Cureta periodontal (13-14)	Dental Duflex Ltda
Aparelho para profilaxia	Profi II – Dabi Atlante
Disco diamantado dupla face	KG Sorensen
Régua endodôntica plástica	Ângelus
Paquímetro 150mm/6". Leitura 0,05-1/128"	D.F. Ltda
Lima endodôntica tipo K 21mm	Injecta
Seringa para irrigação (5cc)	BDL
Solução de Milton	Biodinâmica
Gutapercha em bastão	Tanari
Álcool etílico 96	Miyako – SP
Calcador Kerr #9	SSWhite
Ponta diamantada tronco-cônica de extremidade arredondada (4138)	KG Sorensen
Caneta de alta rotação	Kavo
Peça de mão	Kavo
Peça reta	Kavo
Broca Largo nº 5	Maillefer

Cursor endodôntico de silicone	Ângelus
Água destilada	Cinord
Núcleo pré-fabricado em policarbonato para dentes anteriores	Nucleojet – Ângelus
Vaselina sólida	Fornecedor Catarinense Ltda
Resina acrílica ativada quimicamente (pó-líquido)	Duralay – Polidental
Pedra montada	Vigodent
Liga metálica de cobre-alumínio	Goldent-L.A.
Discos de borracha abrasiva para acabamento em metal	KG Sorensen
Pontas de borracha abrasiva para acabamento em metal	KG Sorensen
Carbono líquido	Kota
Cimento de fosfato de zinco (pó-líquido)	SS White
Pino de fibra de vidro n 3	Reforpost – Ângelus
Placa incolor borrachóide para plastificador à vácuo (2mm espessura)	Evasoft – Bio Art
Plastificador à vácuo	Bio Art
Cimento resinoso	Rely X ARC – 3M Espe
Álcool etílico 70	Miyako – SP
Agente de silanização	Rely X Ceramic Primer – 3M Espe
Agente adesivo	Adper Single Bond – 3M Espe
Solução EDTA	Denstply / Herpo – RJ
Cones de papel absorvente	Dentsply – RJ
Ácido fosfórico gel a 35%	Scotchbond Etchant – 3M Espe
Ponta aplicadora descartável	Microbrush
Lentulo	Dentsply / Maillefer
Apararelho de fotopolimerização	3M Espe
Resina composta	Filtek Z250 – 3M Espe
Pinos de fibra de vidro acessórios n 1, 2 e 3	Reforpin – Ângelus
Película radiográfica periapical	Kodak Intraoral D-Speed
Cera rosa 7	Wilson/Polidental
Tubo de PVC	Tubo eletroduto 21mm diâmetro PVC rígido (½ cl-b – NBR 6150 antichama)
Resina cristal ortfálica	Elekeroz
Butanox	Akzo Nobel
Acelerador de cobalto	Redilise Distribuidora
Monômero de estireno	Redilise Distribuidora
Máquina de ensaio universal	Kratsos K500S – Kratos Equipamentos Industriais Ltda.

## 4.2 Método

### 4.2.1 Obtenção das raízes de dentes bovinos

Para a obtenção dos corpos de prova foram utilizadas 50 raízes de dentes bovinos, selecionadas a partir de uma amostra de 150 dentes aproximadamente. Estes foram extraídos após o abate de bovinos da raça nelore com idade média de 36 meses, provenientes do frigorífico Mondelli (Bauru – SP), e foram imediatamente armazenados numa solução isotônica de cloreto de sódio a 0,9% com cristais de timol a 0,1%, a qual era substituída com frequência.

Ao longo do armazenamento os dentes foram raspados com curetas periodontais e limpos com jatos de bicarbonato de sódio e água, a fim de que se remove-se o tecido periodontal de inserção presente. Após a limpeza externa, os dentes foram seccionados com discos diamantados dupla face em baixa rotação sob irrigação constante, eliminando-se a porção coronária e mantendo-se a porção radicular numa dimensão inicial de 17 mm, considerando-a a partir do ápice radicular (Figura 1A). A altura inicial foi determinada com uma régua milimetrada e registrada com um lápis sobre a superfície do dente, e conferida com um paquímetro logo a seguir. Em caso de necessidade, as correções eram efetuadas com o disco diamantado utilizado na etapa anterior, e conferidas novamente com o paquímetro (Figura 1B).

À medida que os padrões eram obtidos, o tecido pulpar era removido dos condutos radiculares com limas endodônticas de aço inoxidável, mediante irrigação abundante com uma solução de hipoclorito de sódio (Solução de Milton 1%), sendo armazenados a seguir em uma nova solução de timol (Figura 1C).



Figura 1 – Seccionamento do dente bovino com disco diamantado dupla face na medida inicial (A), conferindo posteriormente o comprimento das raízes obtidas com um paquímetro (B), armazenada-as em solução de timol após a limpeza (C).

Para que a quantidade de dentina remanescente nas paredes radiculares não interferisse com os resultados futuros, as raízes foram selecionadas em função de seu diâmetro. Por meio de um paquímetro, foram determinados e anotados os diâmetros no sentido vestibulo-lingual (V-L) e mésio-distal (M-D) para cada uma das raízes (Figuras 2A e 2B). A partir da fórmula descrita abaixo era determinado um diâmetro médio individual para cada uma das 150 raízes, e com base no diâmetro médio geral obtido entre todas as raízes, foram selecionadas 50 raízes cujos valores eram iguais ou próximos à média geral, considerando-se uma diferença máxima de  $\pm 0,25$  mm:

$$\text{Diâmetro Médio Individual} = \frac{(\text{V-L}) + (\text{M-D})}{2}$$

Uma vez selecionadas as 50 raízes, estas foram separadas aleatoriamente em 5 grupos de 10, sendo que 30 delas tiveram seus comprimentos corrigidos para 15 mm por meio do mesmo método de seccionamento descrito anteriormente, e as 20 remanescentes permaneceram com os 17 mm iniciais. As 30 raízes com altura de 15 mm formaram os grupos 1, 2 e 3, enquanto as 20 raízes com altura de 17 mm formaram os grupos 4 e 5, segundo o material de preenchimento a ser utilizado.

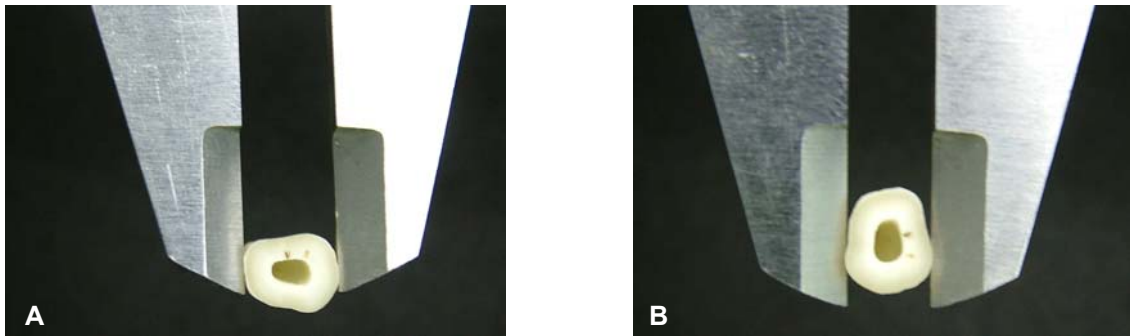


Figura 2 – Verificação do diâmetro vestibulo-lingual (A) e méso-distal (B) das raízes previamente selecionadas.

#### 4.2.2 Preparo radicular

Após a separação dos grupos, o terço apical e médio de todas as raízes foi tamponado com guta-percha aquecida diretamente sobre a chama de uma lamparina a álcool, e condensada com o auxílio de um calcador para endodontia, a fim de simular uma obturação endodôntica.

A seguir foi efetuado o preparo radicular, alternando-se um ponta diamantada tronco-cônica de extremidade arredondada nº 4138 em alta rotação sob irrigação constante, com as brocas de Largo em baixa rotação, a fim de se obter um conduto com paredes circundantes regulares e expulsivas no sentido cervical, até que se determine um diâmetro de 3,5 mm na região cervical da raiz, considerando o sentido vestibulo-lingual. Deve-se neste momento buscar a uniformidade da espessura das paredes remanescentes a este nível (Figura 3A).

Com relação à profundidade do preparo, foi considerada a relação de 2/3 do comprimento da raiz, estabelecendo-se assim uma profundidade de 10 mm para as raízes dos grupos 1, 2 e 3, e de 12 mm para as raízes dos grupos 4 e 5,

considerando-se um selamento apical de 5 mm para todos os grupos, conforme demonstra a radiografia periapical de uma das raízes preparadas (Figura 3B).

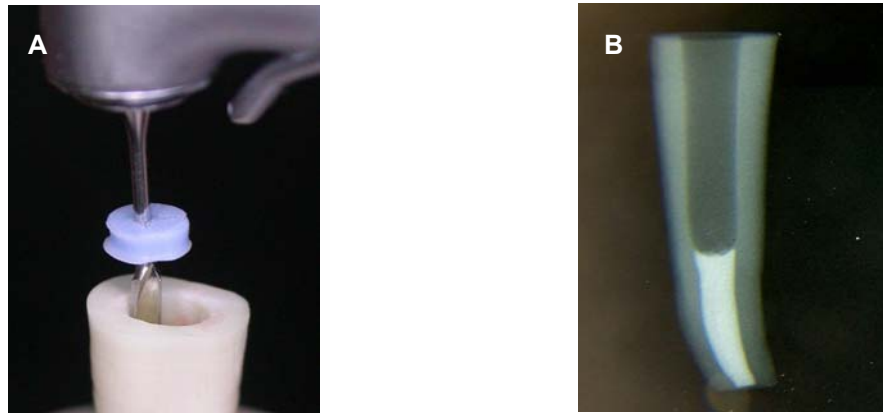


Figura 3 – Finalização do preparo radicular com broca de Largo (A) e a imagem radiográfica de uma raiz preparada destacando-se o selamento apical de 5 mm obtido em gutapercha (B).

Após o preparo radicular e remoção dos restos de dentina e guta-percha do interior do conduto, os dentes foram armazenados em água destilada em cinco recipientes diferentes, devidamente identificados a partir de então.

#### **4.2.3 Preparo dos corpos de prova**

Para se definir um grupo padrão inicialmente, foi selecionado um dos grupos de 10 raízes com 15 mm de altura. Este grupo foi denominado a partir de então de Grupo PM (“pino metálico”), cujas raízes receberam um núcleo metálico fundido com uma liga de cobre-alumínio, fixado com cimento de fosfato de zinco. Foram utilizados núcleos pré-fabricados de policarbonato para dentes anteriores como padrão, os quais apresentam uma porção coronária equivalente ao preparo periférico total para um incisivo central superior, e outra intra-radicular, a qual necessita de um reembasamento para sua conformação final.



Inicialmente a porção coronária foi desgastada na região cervical a fim de permitir a melhor adaptação possível a esta região, mantendo uma altura padronizada de 5 mm. Além disso, cada uma das raízes teve suas paredes internas lubrificadas com vaselina sólida, e com o uso de uma resina acrílica ativada quimicamente, a porção radicular foi adaptada, e se necessário por mais de um reembasamento.

Alcançada a polimerização final da resina acrílica, foram removidos os excessos por meio de pedras montadas em baixa rotação, analisando a seguir se o padrão de acabamento e adaptação encontrava-se satisfatório, assim como a relação de continuidade entre o longo eixo da porção coronária e o longo eixo da raiz (Figura 4A).

Todos os núcleos obtidos do reembasamento foram armazenados em um recipiente com água até o momento da inclusão, buscando-se com isto diminuir possíveis alterações dimensionais da resina acrílica. A fundição foi realizada num prazo máximo de 24 horas, por meio da técnica de expansão térmica de maneira convencional. O acabamento e polimento dos núcleos metálicos fundidos foram realizados com pedras montadas, discos e pontas de borracha.

Após a fundição, a adaptação dos mesmos nas respectivas raízes foi aferida por meio de um carbono líquido, e em caso de necessidade os ajustes foram efetuados com uma ponta diamantada em alta rotação, diretamente sobre os locais identificados como interferências. Após a prova e os ajustes necessários, a cimentação procedeu de forma usual com um cimento de fosfato de zinco (Figura 4B).

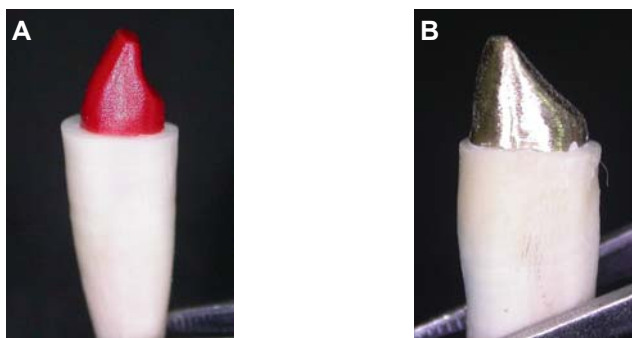


Figura 4 – Núcleo pré-fabricado reembasado e adaptado ao preparo radicular (A) e fixado com cimento de fosfato de zinco após a fundição com uma liga de cobre-alúminio (B).

O grupo 2, composto por raízes com 15 mm de altura, passou a ser denominado de Grupo PP (“pino principal”), pois foram reconstituídas com um pino de fibra de vidro único, considerado neste caso como principal (Figura 5A). Para preservar a relação coronária entre os grupos, com relação a altura, inclinação e contorno, foi confeccionada uma matriz de material termoplastificável em um aparelho de plastificador com sucção à vácuo, sobre um corpo de prova do grupo PM.

Esta mesma matriz serve como referência durante o posicionamento do pino de fibra de vidro principal, a qual teve um orifício centralizado na sua porção incisal, com diâmetro suficiente para proporcionar a introdução e manutenção do mesmo durante a sua cimentação com um cimento resinoso (Figura 5B).

Por se tratar de um procedimento adesivo, a cimentação foi realizada de acordo com as instruções dos fabricantes, considerando neste caso a escolha do cimento resinoso. Inicialmente o pino teve sua superfície limpa com uma gaze embebida com álcool etílico a 70%, e logo após será aplicada uma camada de agente de ligação silano, seguido de uma camada de agente adesivo.

As paredes intra-radulares foram preparadas inicialmente com a aplicação de uma solução de EDTA, a fim de remover a lama dentinária que em geral se deposita após a manipulação da superfície dentinária. Após a aplicação por 10 segundos, o conduto foi lavado com água corrente, e o excesso de água removido com jatos de ar, seguidos da aplicação de cones de papel absorvente. A seguir foi aplicada uma solução gel de ácido fosfórico à 35% por 15 segundos em toda superfície radicular e topo da raiz, superfícies estas que foram lavadas com água corrente por 20 segundos, seguidos de jatos de ar e a colocação de cones de papel absorvente para remover o excesso de umidade. Para finalizar, foram aplicadas duas camadas sucessivas de adesivo dentinário com pontas aplicadoras descartáveis, cujos excessos foram removidos com um cone de papel absorvente, previamente a fotopolimerização por 20 segundos.

Sobre uma placa de vidro foi proporcionada uma porção de cimento resinoso de dupla ativação, que após espatulado foi levado ao interior do conduto por meio de um lentulo, de acordo com as instruções do fabricante. O pino de fibra de vidro principal previamente preparado e reservado sobre a placa de vidro até este momento, deve ser inserido no orifício da matriz, posicionada e sustentada por meio de uma pinça clínica. Verificado o correto posicionamento do pino, foi efetuada a fotopolimerização do conjunto por 40 segundos, considerando-se a aplicação da luz sobre as faces vestibular, lingual, mesial e distal.

Após a polimerização final, em torno de 5 minutos, o pino de fibra de vidro foi seccionado por meio de uma ponta diamantada em alta rotação sob refrigeração constante a uma altura de 4 mm do topo da raiz. A superfície do pino e a porção dentinária ao seu redor foram reparados na seqüência descrita anteriormente, culminando com a reconstrução de todo o contorno da porção coronária com uma

resina composta fotopolimerizável com auxílio da guia, que foi fotopolimerizada por 30 segundos em cada face (Figura 5C).

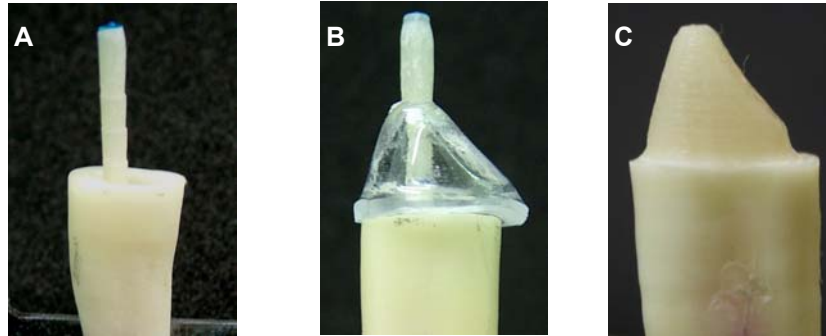


Figura 5 – Prova do pino de fibra de vidro principal (A) posicionado no orifício da matriz transparente (B), utilizada como referência na reconstrução da porção coronária em resina composta (C).

Tomando-se o grupo 3 com os últimos dentes com 15 mm da altura, que foi denominado a partir de então de Grupo PPA (“pino principal e acessório”), foram incluídos não só o pino de fibra de vidro principal com base no posicionamento descrito no grupo anterior (Figura 6A), mas também 3 pinos de fibra de vidro acessórios com diâmetros distintos (Figura 6B), representados pelos pinos de número 1, 2 e 3, segundo o fabricante. Da mesma forma que no Grupo PP, foi feita a reconstrução da porção coronária com resina composta fotopolimerizável (Figura 6C).

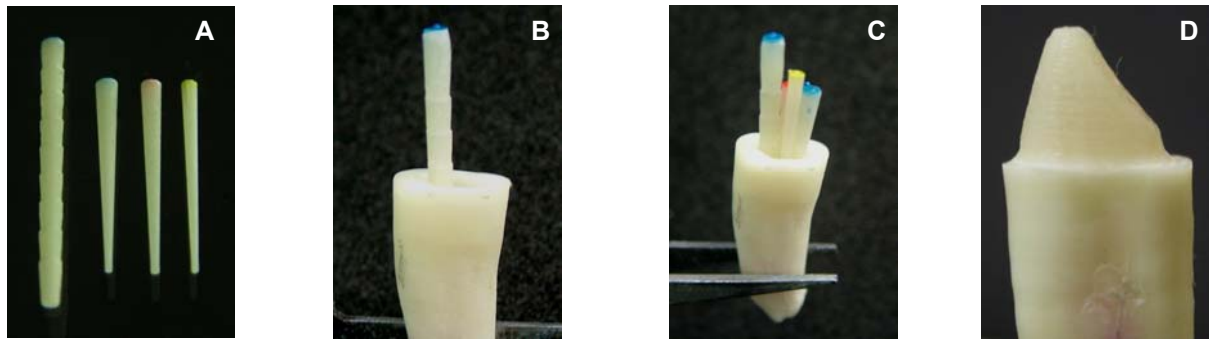


Figura 6 – Imagem dos pinos de fibra de vidro principal e acessórios (A) antes da prova e cimentação nas raízes preparadas (B e C) e da reconstrução da porção coronária com resina composta (D).

Os grupos 4 e 5, que foram denominados a partir de então de Grupo PP-R (“pino principal + remanescente”) e Grupo PPA-R (“pino principal e acessório + remanescente”) respectivamente, tiveram seus corpos de prova confeccionados da mesma forma que seus antecessores correspondentes, o Grupo PP e o Grupo PPA, com uma pequena diferença. Foi utilizada uma segunda matriz coronária obtida de forma semelhante à primeira, porém com 3 mm de altura ao invés de 5 mm (Figura 7A). Estes dois milímetros correspondem à diferença na composição da altura coronária em função da simulação de um remanescente dentinário coronário, que recebeu um desgaste periférico complementar com uma ponta diamantada 4138 em alta rotação sob irrigação constante, a fim de adequar o contorno obtido a partir da obtenção do dente padrão do Grupo PP (Figura 7B). A constituição final dos grupos e seus respectivos materiais restauradores estão representados na tabela 1.

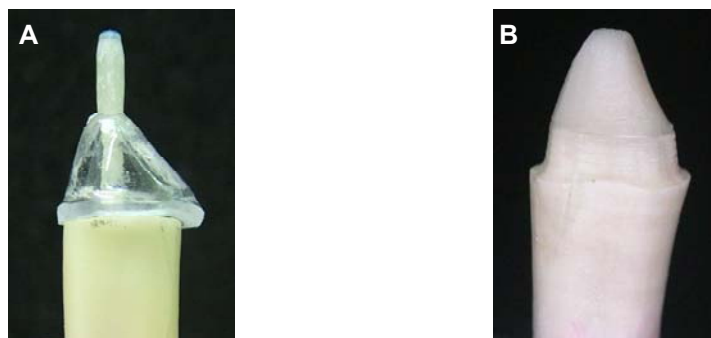


Figura 7 – Matriz transparente com 3 mm de altura utilizada durante a cimentação do pino de fibra de vidro principal (A) favorecendo a reconstrução coronária em resina composta e o reparo dental, possibilitando a formação de um remanescente dentinário de 2 mm (B).

TABELA 1 – Grupos experimentais e os respectivos materiais restauradores.

<b>Grupo</b>	<b>Materiais restauradores</b>
<b>PM</b>	Núcleo metálico fundido, cimentado com cimento de fosfato de zinco
<b>PP</b>	Pino de fibra de vidro principal, cimentado com cimento resinoso e núcleo de preenchimento em resina composta
<b>PPA</b>	Pino de fibra de vidro principal e acessórios, cimentados com cimento resinoso e núcleo de preenchimento em resina composta
<b>PP-R</b>	Pino de fibra de vidro principal, cimentado com cimento resinoso e núcleo de preenchimento em resina composta sobre um remanescente dentinário de 2mm
<b>PPA-R</b>	Pino de fibra de vidro principal e acessórios, cimentados com cimento resinoso e núcleo de preenchimento em resina composta sobre um remanescente dentinário de 2mm.

#### 4.2.4 Inclusão dos corpos de prova

Considerando que todos os grupos estavam definidos neste momento, o próximo passo foi a inclusão de cada um dos corpos de prova em resina de

poliestireno, a fim de padronizar o seu posicionamento durante o teste de compressão tangencial previsto como forma de avaliar a resistência à fratura das raízes.

Primeiramente, foi realizada uma demarcação em cada raiz, 3,0mm abaixo da margem cervical das mesmas, área que deve ser respeitada durante a inclusão, por representar o espaço biológico em condições clínicas normais.

A seguir foi feita uma perfuração no centro de uma película de radiografia periapical com um diâmetro semelhante ao diâmetro médio das raízes. As raízes foram posicionadas no interior desta perfuração, uma a uma, com a porção incisal voltada para baixo, sendo inseridas até o limite de 3 mm demarcado anteriormente. Todo o restante do comprimento da raiz deve ser recoberto durante a inclusão. Para se evitar qualquer movimentação da raiz e proporcionar um vedamento adequado, foi aplicada uma camada de cera nº 7 plastificada em toda sua circunferência.

A seguir, os conjuntos dente/película radiográfica foram posicionados sobre perfurações que foram produzidas ao longo de um dispositivo de madeira, o qual foi revestido com uma camada de papel alumínio, como forma de isolamento. Em cada perfuração foi posicionada a porção coronária de um corpo de prova, deixando à mostra todo o comprimento radicular voltado para cima.

A partir de um tubo de PVC (cloreto de polivinila) com 2,1cm de diâmetro interno, foram obtidos 50 anéis com 2,0cm de altura, os quais foram colocados sobre cada película radiográfica, de modo que as raízes estivessem centralizadas em seu interior (Figura 8A). As margens externas destes anéis foram vedadas com cera nº 7 plastificada, a resina de poliestireno foi vertida no seu interior, após a manipulação segundo as instruções do fabricante (Figura 8B). Terminada a polimerização da resina após 24 horas, os cilindros foram removidos do dispositivo de madeira,

removendo-se os excessos de cera ou resina que porventura ficaram aderidos ao conjunto, juntamente com as películas radiográficas (Figura 8C).

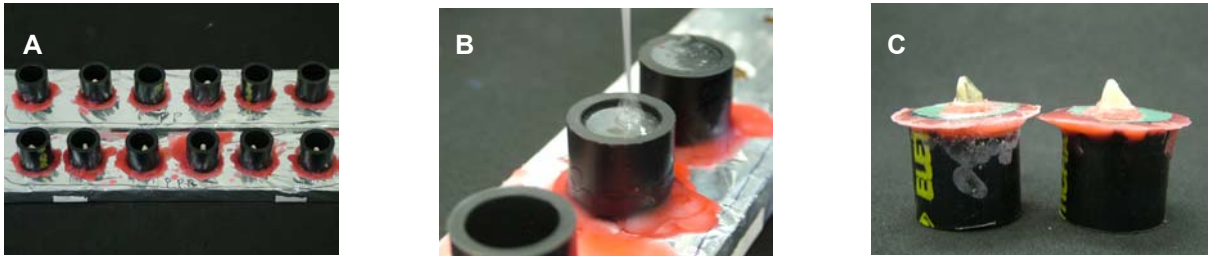


Figura 8 – Dispositivo de madeira com os corpos de prova posicionados nos cilindros de PVC (A) antes do preenchimento com resina de poliestireno (B) e após a polimerização da resina(C).

#### 4.2.5 Teste de compressão tangencial

Para que seja possível reproduzir a posição natural de um dente ântero-superior sobre a ação da força de compressão durante a mastigação, por exemplo, foi necessário posicionar o longo eixo do dentes em um ângulo de  $135^\circ$  com relação ao plano horizontal. Para isto, foi desenvolvido um dispositivo especial em aço inox para ser acoplado à base da máquina de ensaio universal, de forma que os conjuntos obtidos da inclusão dos corpos de prova nos cilindros de PVC, pudessem ser devidamente posicionados. Tal dispositivo tem 5,0 cm de altura, 4,0 cm de largura e 4,0 cm de profundidade, contendo um plano inclinado de  $45^\circ$  em relação à sua base e, no centro uma cavidade cilíndrica de 2,0cm de profundidade por 2,1cm de diâmetro para o posicionamento dos corpos de prova.

O dispositivo ainda tem duas possibilidades de ajuste no plano horizontal, a fim de facilitar o posicionamento ideal do corpo de prova com relação à ponta ativa



da máquina de ensaio universal (Figura 9A). O ensaio de resistência à fratura foi realizado a uma velocidade de 0,5mm/min, até o momento em que a fratura do dente ou do sistema de retenção intra-radicular (Figura 9B) era registrado pelo sistema de leitura computadorizado das células de carga (500 Kgf).

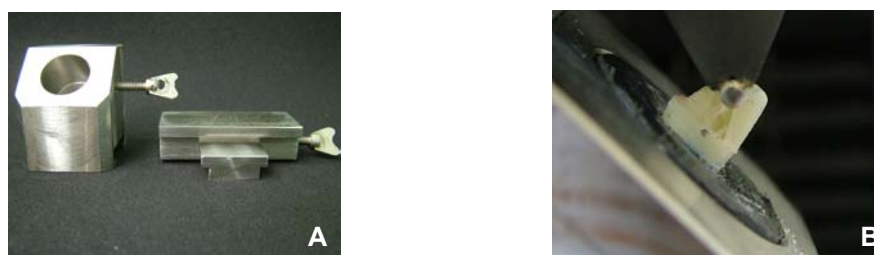


Figura 9 – Dispositivo em aço inox para o posicionamento dos corpos de prova na base da máquina de ensaio universal (A) durante o ensaio de resistência à fratura (B).

#### 4.2.6 Avaliação dos padrões das fraturas resultantes

Após o término dos ensaios de compressão tangencial, todas as raízes foram removidas da base resinosa em que se encontram. Para isto o tubo de PVC e a resina de poliestireno utilizada na inclusão dos dentes, foram seccionados cuidadosamente com o mesmo disco diamantado utilizado no seccionamento dos dentes.

Após este processo, uma a uma as raízes foram examinadas visualmente (Figura 10A e 10B), a fim de que se identificasse o local e a severidade do padrão das fraturas, classificando-as como sugerido por Heydecke (2001), conforme ilustrado na Figura 11, considerando a fratura coronária, a fratura no terço cervical da raiz, ou a fratura no terço médio da raiz. Vale ressaltar que segundo o autor, as

fraturas ocorridas na porção coronária seriam aquelas possíveis de recuperação, enquanto as demais seriam consideradas de difícil recuperação ou catastróficas.

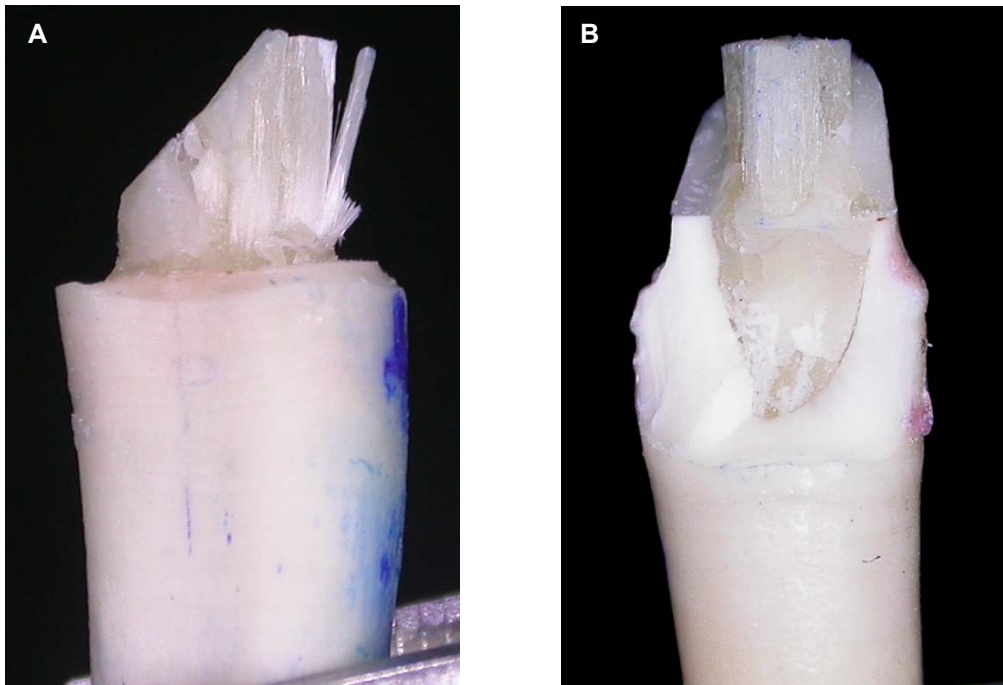


Figura 10 – Exemplo do padrão de fratura da porção coronária passível de recuperação (A) e um exemplo de fratura catastrófica da porção radicular caracterizando um padrão não passível de recuperação (B).

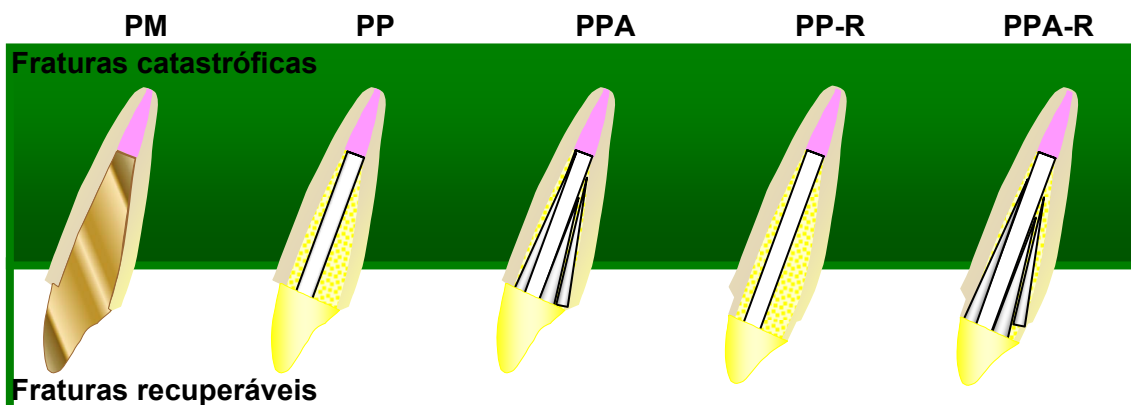


Figura 11 - Esquema adaptado de Heydecke (2001), onde se considera as fraturas como catastróficas ou recuperáveis, considerando-as abaixo ou acima do terço cervical respectivamente, para cada grupo avaliado.

#### **4.2.7 Procedimentos estatísticos para a análise dos dados**

Os dados provenientes dos testes de tensão tangencial, relativos à resistência a fratura em Kgf, foram dispostos numa tabela a partir da qual foi elaborado uma análise descritiva das medidas básicas, desvios padrões e coeficientes de variação, a fim de verificar o comportamento mecânico dos grupos em questão.

Numa segunda etapa optamos por uma análise não paramétrica, caso os dados demonstrassem uma diferença de frequências no padrão de fraturas entre os grupos, considerando-se a severidade dos danos causados nas raízes. Em função do tamanho das amostras serem menores que quarenta, deve-se optar pela Prova Exata de Fisher.

## 5 RESULTADOS

A pesquisa procurou avaliar a resistência à fratura das raízes mediante a utilização de um método laboratorial. Para isto, se considerou inicialmente o tipo de material de preenchimento (tabela 2), comparando os grupos entre si, a partir das análises dos dados quanto as medidas básicas médias, desvios padrões e coeficientes de variação.

Com base nos dados da tabela 2, observou-se que o grupo PP foi o que apresentou maior resistência à fratura, com uma média de 63,12 Kgf, muito similar ao grupo PM, que apresentou uma resistência média de 61,81 Kgf. Comparativamente aos demais grupos (PPA, PP-R e PP-AR), ambos apresentaram uma resistência maior, embora as diferenças possam ser desconsideradas, pois não houve comprovação estatística significativa. Pode-se afirmar com isto que houve um comportamento similar entre os grupos quanto a resistência à fratura.

Todavia pode-se observar (\*) na mesma tabela, que existem diferenças individuais discrepantes dentro dos grupos considerando-se os valores de forças. No grupo PM esta situação é bem clara, onde comparando os valores máximo e mínimo, 98,13 e 24,50 Kgf respectivamente, verifica-se uma diferença de cerca de 4 vezes nos valores absolutos apresentados.

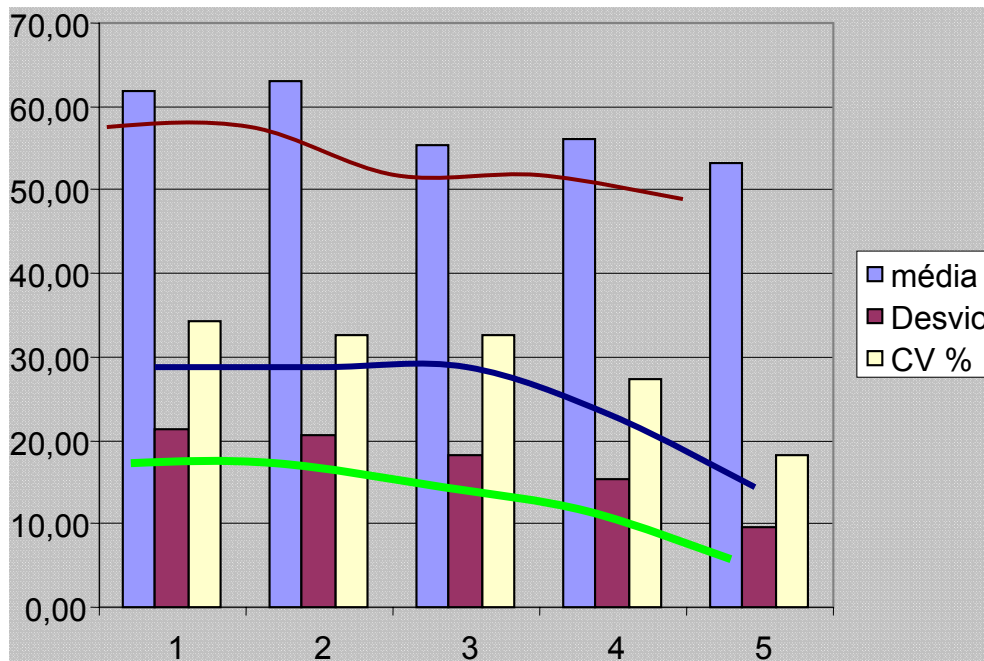
Observa-se ainda na tabela 2, com base no comportamento apresentado, que os grupos demonstram uma mesma tendência estatística, onde os quatro primeiros grupos mostram uma leve diminuição para o quinto grupo, sendo que neste último houve uma maior homogeneidade dos dados.

Este fato pode ser melhor evidenciado pelo gráfico 1, onde observa-se que as variabilidades entre os grupos foram próximas, com exceção do grupo PP-AR, que apresentou um coeficiente de variação e um desvio padrão menor que os demais.

Tabela 2 – Força em Kgf necessária para provocar a fratura dos 10 dentes dos grupos experimentais com as respectivas estatísticas básicas

<b>Grupo</b>	<b>PM</b>	<b>PP</b>	<b>PPA</b>	<b>PP-R</b>	<b>PPA-R</b>
<b>CP</b>	<b>Kgf</b>	<b>Kgf</b>	<b>Kgf</b>	<b>Kgf</b>	<b>Kgf</b>
<b>1</b>	40,25	87,50	65,88	37,50*	58,25
<b>2</b>	87,25	40,13	55,25	82,38*	52,25
<b>3</b>	69,00	92,38*	61,25	71,75	66,88
<b>4</b>	24,50*	74,38	62,50	55,63	54,00
<b>5</b>	51,00	70,13	89,38*	43,88	51,38
<b>6</b>	59,50	76,50	70,88	71,38	68,00*
<b>7</b>	65,63	35,25*	38,75	42,25	38,75*
<b>8</b>	98,13*	51,38	30,75*	45,38	49,50
<b>9</b>	56,25	63,75	38,50	46,75	52,50
<b>10</b>	66,63	39,80	41,50	63,75	39,50
<b>Média</b>	<b>61,81</b>	<b>63,12</b>	<b>55,46</b>	<b>56,07</b>	<b>53,10</b>
<b>Desvio</b>	<b>21,25</b>	<b>20,53</b>	<b>18,11</b>	<b>15,34</b>	<b>9,70</b>
<b>CV</b>	<b>34,40</b>	<b>32,52</b>	<b>32,65</b>	<b>27,35</b>	<b>18,26</b>

Gráfico 1 – Apresenta as medidas estatísticas comparativas para cada grupo experimental



Como complementação à avaliação, optou-se por uma análise não paramétrica, visto que os dados mostraram uma diferença quanto ao padrão de fraturas entre os grupos, os quais podem ser classificados conforme local e o grau de severidade, em função do comprometimento da estrutura dentária.

Os dados referentes à força necessária para a fratura, freqüências e local das fraturas, foram agrupadas na tabela 3. Observou-se que quando da utilização do pino PM, nenhuma fratura ocorreu na porção coronária, sendo que a maior freqüência foi no terço cervical da raiz (8) e as demais (2) na porção mediana. Destaque deve ser dado ao fato de que no grupo PPA não ocorreu fratura no terço médio da raiz, prevalecendo 90% das fraturas na porção coronária e 10% no terço cervical dos corpos de prova. Constatou-se ainda que os grupos PP-R e PPA-R, embora não apresentassem fraturas no terço médio da raiz, tiveram um percentual

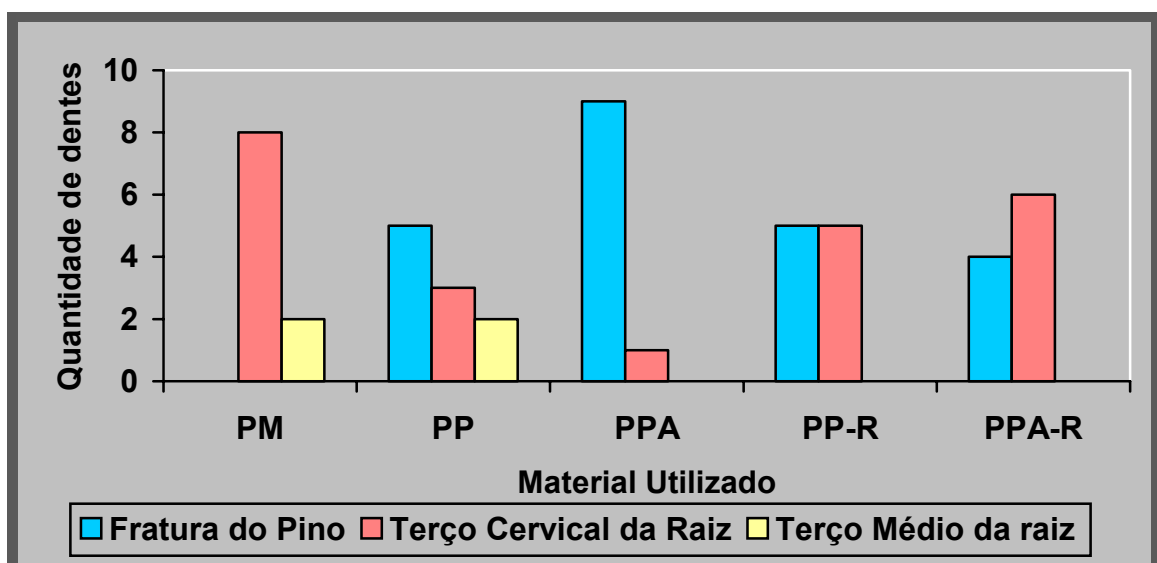
considerável de dentes fraturados no terço cervical da raiz (50%) e (60%) respectivamente.

Observa-se pelo gráfico 2 as diferenças entre os grupos PM e PPA, onde no primeiro ocorreu uma alta freqüência de fraturas no terço cervical e médio da raiz, enquanto no segundo predominou a fratura na porção coronária do corpo de prova, não acontecendo nenhuma fratura no terço médio da raiz.

Tabela 3 – Carga necessária à fratura, freqüência e local das fraturas nos dentes.

Material	Tipo de Fratura						Total	
	Terço coronário		Terço cervical da raiz		Terço médio da raiz			
	Kgf Média	n	Kgf Média	n	Kgf Média	n	Kgf Média	n
PM	--	0	59,33	8	71,75	2	61,81	10
PP	46,06	5	78,96	3	82,00	2	63,12	10
PPA	54,31	9	65,88	1	--	0	55,46	10
PP-R	45,53	5	63,09	5	--	0	56,07	10
PPA-R	49,55	4	56,65	6	--	0	53,10	10
Geral	49,95	23	62,57	23	76,88	4	57,91	50

Gráfico 2 – Freqüência e padrões de fratura apresentados conforme o material utilizado.



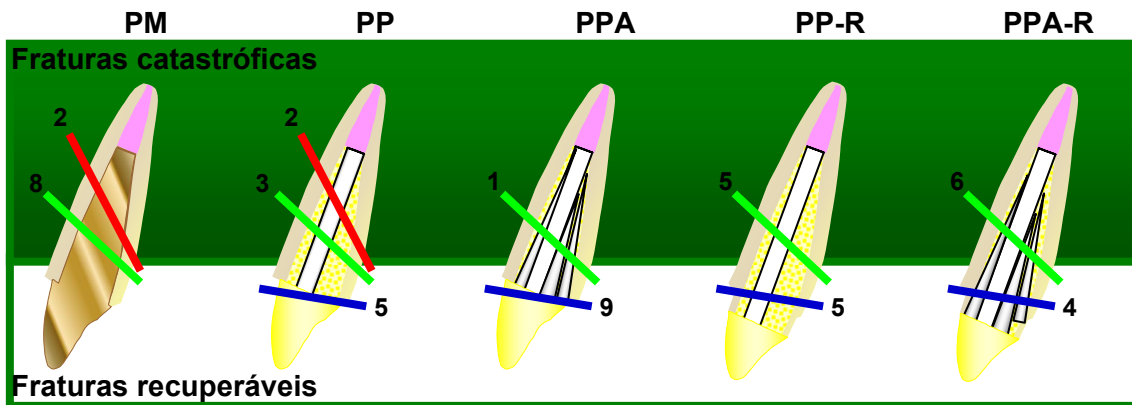


Figura 12 – Representação gráfica e numérica das leituras dos padrões de fratura observados em cada grupo, considerando-as catastróficas ou recuperáveis, com base em Heydecke (2001).

As análises estatísticas também revelaram diferenças estatísticas significantes entre os padrões de fratura, considerando os diferentes materiais dos pinos de fixação, conforme demonstra a tabela 4, onde a comparação entre os grupos PM, PP e PPA, demonstraram uma diferença estatística altamente significativa ( $p < 0,05$ ), conforme análise pela Prova Exata de Fischer (VIEIRA 2003).

Tabela 4 – Prova Exata de Fischer com relação à comparação entre grupos

Grupos	Valor de $p$
PM x PP x PPA	0,0002 (S)
PP x PP-R	0,3317 (NS)
PPA x PPA-R	0,1409 (NS)



## 6 DISCUSSÃO

O desgaste interno das paredes radiculares é concebido tecnicamente em endodontia, tendo-se em vista o preparo biomecânico dos canais para uma posterior obturação. Por si só este processo tende a fragilizar os dentes, característica esta que se acentua à medida que fatores como cárie dentária e trauma estão associados.

Em algumas situações a perda de estrutura chega a ser tão extensa que se faz necessária a inclusão de um núcleo de preenchimento intra-radicular, a fim de se promover a retenção do material restaurador coronário.

Por vezes a interrupção do desenvolvimento apical em dentes jovens, ou a presença de cáries abrangentes, a instrumentação endodôntica acentuada, ou a ocorrência de um trauma muito intenso, podem resultar em remanescentes radiculares com o conduto demasiadamente alargado e paredes dentinárias enfraquecidas, onde a inclusão do núcleo de preenchimento seja necessária não só para promover a retenção da restauração (Libman e Nicholls, 1995; Morgano, 1996; Manocci et al, 1999; Baratieri et al, 2000; Heydecke et al, 2001; Kishen e Asundi, 2002; Zhi-Yue e Yu-Xing, 2003), mas também para reforçar a estrutura dental remanescente (Deutsch et al, 1983; Lui, 1987; Lui, 1994).

Fokkinga et al (2004) relatam que a inclusão de núcleos metálicos fundidos comprovou ser o método que resulta nos maiores valores de resistência à fratura quando comparados aos núcleos ou pinos constituídos por fibras. No presente trabalho entretanto, semelhante aos resultados de Newman et al (2003), os resultados (Tabela2) apontaram uma maior resistência à fratura para o grupo PP com relação ao grupo PM em especial, muito embora estatisticamente não tenha sido determinada qualquer diferença significativa entre todos os grupos.

Em contraposição a estes dados, o trabalho de Saupe et al (1996) comprovou que a reconstrução das paredes intra-radulares de dentes com condutos alargados com resina composta por exemplo, pode reforçar a estrutura dental remanescente em até 50% quando comparado a um núcleo metálico fundido, enquanto Marchi et al (2003) não identificou nenhum material de preenchimento que pudesse devolver os mesmos níveis de resistência à fratura às raízes enfraquecidas, quando comparadas às raízes com preparos radulares mais conservadores.

Com referência ao trabalho de Ahleberg et al (2003), onde identificaram que o esforço mastigatório máximo na região incisal em pacientes dentados pode variar entre 23,05 e 28,86 Kgf, parte dos resultados consultados (Barkhordar et al, 1989; Akkayan e Gulmez, 2002; Heydecke et al, 2002; Zhi-Yue e Yu-Xing, 2003), e incluindo os resultados do presente trabalho, revelam valores de resistência à fratura que superam tais números.

Isto significa dizer que em uma situação normal, todos os materiais de preenchimento, por assim dizer, teriam a capacidade de resistir aos esforços mastigatórios desenvolvidos por um paciente, inclusive com base na média de resistência obtida no presente trabalho, que foi de 57,91 Kgf.

Além dos valores de resistência à fratura, verificou-se na literatura consultada uma tendência em se observar o padrão de fratura resultante dos testes, demonstrando uma preocupação maior com o comportamento biomecânico dos dentes, o que implicaria em fraturas consideradas benignas ou recuperáveis (Asmussen et al, 1999), ou em fraturas catastróficas (Heydecke et al, 2001) de difícil recuperação.

No presente trabalho verificou-se que o comportamento biomecânico dos dentes foi modificado em função da técnica adotada e da natureza dos materiais

utilizados, como pode ser observado quando se comparam os grupos PM, PP e PPA. Observa-se que 90% das falhas por fraturas do grupo PPA foram classificadas como favoráveis (tabela 3), permanecendo na porção coronária, enquanto no grupo PM 100% das fraturas ocorreram num local abaixo do espaço biológico, apontando uma diferença estatística significativa ( $P < 0,05$ ) entre os grupos.

Quanto ao padrão de fratura obtido nos grupos constituído por fibras, os resultados do presente trabalho estão em conformidade com os trabalhos de Akkayan e Gulmez (2002) e Maccari et al (2003), onde a maioria das fraturas eram passíveis de recuperação.

Com relação ao padrão de fratura apresentado pelo grupo PM especificamente, o resultado é comparável ao trabalho de Toparli (2003), onde o autor concluiu que a tensão ocorre mais em direção à base do núcleo metálico, favorecendo o movimento de alavanca, resultando no dobro de tensão na porção radicular em comparação com a porção coronária, resultando num padrão de fratura desfavorável quando se utiliza um núcleo metálico.

Segundo Asmussen et al (1999), a diminuição do risco de fratura de um dente tratado endodonticamente poderia ser conseguido explicado em função da utilização de um material de preenchimento intra-radicular como a fibra de vidro, combinando seu alto poder elástico com uma resistência mecânica adequada. Neste trabalho esta relação pode ser bem verificada quando comparados os grupos PM com PP e PP com PPA. Além da substituição de um material metálico por um material a base de fibra de vidro na primeira comparação, existe a substituição de parte do agente de cimentação pelos pinos de fibra de vidro acessórios na segunda comparação, favorecendo o comportamento biomecânico dos conjuntos, visto a modificação do padrão de fratura resultante.

Outra justificativa para explicar o padrão obtido seriam os resultados descritos por Maccari et al (2003), que embora não considerassem dentes com canais alargados, justificaram que o mesmo padrão de fratura obtido com o uso de materiais de preenchimento com módulos de elasticidade mais próximos ao da dentina, foram em decorrência de uma melhor absorção do estresse oclusal, evitando maior concentração de esforço nas paredes do canal radicular.

Com relação a canais alargados, Alster (1997) e Marchi (2003) afirmam que a inclusão de um agente cimentante como material de preenchimento não seria o meio mais apropriado para o preenchimento do espaço remanescente ao redor de pinos que tenham menor diâmetro que dos canais radiculares.

Outro trabalho desenvolvido por Newman et al (2003), onde foram utilizados dentes com canais alargados e restaurados mediante a utilização de fibras polietileno associadas às resinas compostas, quando comparados à pinos de fibra de vidro, evidenciaram que quanto maior a quantidade de fibras no material de preenchimento intra-radicular, melhor o comportamento biomecânico, o que pode ser evidenciado no presente trabalho quando comparados os grupos PP e PPA.

Quanto à presença ou não de um remanescente coronário, Saupe et al (1996) e Melo et al (2005) relatam que a utilização de um remanescente coronário com 2 mm e 3 mm de altura respectivamente, não proporcionou um aumento na resistência à fratura dos corpos de prova, o mesmo sendo observado no presente estudo quando se compara a resistência à fratura dos grupos PP com PP-R e PPA com PPA-R, onde numericamente a resistência foi maior para os grupos sem o remanescente coronário presente, embora não tenham apresentado qualquer diferença estatística significativa (tabela 2).

Contrariamente ao presente trabalho, Isidor et al (1999) verificaram que à medida que ocorre um aumento na altura do remanescente coronário, ocorre um aumento proporcional da resistência à fratura. Esta diferença de resultados pode ser justificada neste trabalho provavelmente em função da espessura reduzida do remanescente coronário e não somente da altura, visto que neste caso os dentes foram preparados internamente em excesso propositadamente.

Outra limitação do presente estudo, refere-se à ausência da restauração protética propriamente dita, o que poderia produzir um efeito biomecânico diferente, quando comparado por exemplo ao trabalho de Barkhordar et al (1989), que observou que a presença do remanescente coronário contornado por uma coroa metálica, produziria uma maior resistência à fratura. Este efeito férula também é preconizado por Erkut (2004), afirmando que com a restauração protética do dente haveria a diminuição da possibilidade de fratura do remanescente dentário, muito embora Zhi-Yue e Yu-Xing (2003) tenham revelado em seu trabalho, que mesmo a construção de coroas metalo-cerâmicas sobre remanescentes coronários de 2 mm de altura não melhoraram a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente.

Observando os resultados de Conti (2004), onde avaliou raízes com 2 mm de porção coronária remanescente, concluiu que ao utilizar núcleos metálicos fundidos, as fraturas catastróficas foram em maior número, enquanto ao utilizar pinos de fibra de carbono as fraturas foram mais favoráveis, embora os valores de resistência tenham sido menores, a exemplo do presente trabalho.

Apesar da literatura ser muito abrangente com relação às restaurações de dentes tratados endodonticamente, percebe-se uma limitação de trabalhos científicos tendo-se em vista a análise de dentes com os condutos alargados.

Percebe-se que os trabalhos existentes na área não são conclusivos, da mesma forma que o presente trabalho explorou apenas algumas variáveis clínicas possíveis. Apesar dos aspectos relevantes discutidos no presente trabalho, faz-se necessária a ressalva de que os resultados são limitados, e mais investigações a respeito do assunto devem ser conduzidas.

## 7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste estudo e de acordo com a metodologia utilizada, pode-se concluir que:

- 1) independentemente do material utilizado, a resistência à fratura das raízes não apresentou variações estatisticamente significantes,
- 2) a resistência à fratura não foi influenciada pela presença do remanescente coronário dentinário e
- 3) a utilização de pinos de vidro acessórios afetou positivamente o padrão de fratura, onde o Grupo PPA apresentou 90% das fraturas acima da região cervical, estatisticamente superior aos Grupos PM e PP ( $p=0,0002$ ).

## REFERÊNCIAS

- AHLBERG, J.P. *et.al.* Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. **Cranio.**, v. 21, n. 4, p. 248-252, Oct. 2003.
- AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent.**, v. 87, n. 4, p.431-437, 2002.
- ALSTER, D.; FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. **Dent Mater.**, v. 13, n. 3, p. 146-150, May. 1997.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; HEITMANN, T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. **J Dent.**, v. 27, n. 4, p. 275-278, 1999.
- BARKHORDAR, R.A.; RADKE, R.; ABBASI, J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. **J Prosthet Dent.**, v. 61, p. 676-678, 1989.
- BARATIERI, L.N. *et al.* Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. **J Prosthet Dent.**, v. 84, p. 180-184, 2000.
- CONTI, S.M. Avaliação in vitro da resistência à compressão de dentes com coroa íntegra e de raízes com remanescente coronário, endodonticamente tratados e restaurados com a utilização de pinos de fibra de carbono. São Paulo, 2004. Tese – (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2004.
- DEUTSCH, A.S. *et.al.* Prefabricated dowels: A literature review. **J Prosthet Dent.**, v. 49, n. 4, p. 498-503, Apr. 1983.
- DURET, B.; REYNAUD, M.; DURET, F. New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost. **Chir Dent Fr.**, v. 60, n. 540, p. 131-141, 1990.
- DURET, B.; DURET, F.; REYNAUD, M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. **Compend Contin Educ Dent Suppl.**, v. 20, p. 50-56, 1996.
- ERKUT, S. *et al.* A technique for restoring an overflared root canal in an anterior tooth. **J Prosthet Dent.**, v. 92, p. 581-583, 2004.
- FERRARI, M.; VICHI, A.; GRANDINI, S.; GORACCI, C. Efficacy of self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber post into root canals: an sem investigation. **Int J Prosthodont.**, v.14, n. 6, p. 543-549, 2001.



FOKKINGA, W.A. *et al.* A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. **Int J Prosthodont.**, v. 17, p. 476-482, 2004.

GUTMANN, J.L. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.**, v. 67, n. 4, p. 458-467, 1992.

HEYDECKE, G.; BUTZ, F.; STRUB, J.R. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. **J Prosthet Dent.**, v. 29, n. 6, p. 427-433, 2001.

HEYDECKE, G. *et al.* Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. **J Prosthet Dent.**, v. 87, p. 438-445, 2002.

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

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

ISIDOR, F.; BRONDUM, K.; RAVNHOLT, G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. **Int J Prosthodont.**, v. 12, p. 78-82, 1999.

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

KISHEN, A.; ASUNDI, A. Photomechanical investigations on post endodontically rehabilitated teeth. **J Biomed Opt.**, v. 7, n. 2, p. 262-270, 2002.

KISHEN, A.; KUMAR, G.V.; CHEN, N.N. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. **Dent Traumatol.**, v. 20, n. 2, p. 90-100, 2004.

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

LASSILA, V.J. *et al.* Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dent Mater.**, v. 20, p. 29-36, 2004.

LERTCHIRAKARN, V.; PALAMARA, J.E.; MESSER, H.H. Patterns of vertical root fracture factors affecting stress distribution in the root canal. **J Endod.**, v. 29, n. 8, p. 523-528, 2003.

LIBMAN, WJ; NICHOLS, JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. **Int J Prosthodont.**, v. 8, p. 155-161, 1995.

LUI, J.L. A technique to reinforce weakened roots with post canals. **Endod Dent Traumat.**, v. 3, n. 6, p. 310-314, Dec. 1987.

LUI, J.L. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 25, n. 5, p. 313-319, May. 1994.

MACCARI, P.C.A.; CONCEIÇÃO, E.N.; NUNES, M.F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **J Esthet Restor Dent.**, v. 15, p. 25-31, 2003.

MANNOCCI, F.; FERRARI, M.; WATSON, T.F. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. **J Adhesive Dent.**, v. 2, p. 153-158, 1999.

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

MELO, M.P. *et al.* Evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts and composites with varying quantities of remaining coronal tooth structure. **J Appl Oral Sci.**, v. 13, n. 2, Apr/June. 2005.

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

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

PIERRISNARD, L. *et al.* Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite elements analysis. **J Prosthet Dent.**, v. 88, n. 4, p. 442-448, 2002.

QUALTROUGH, A.J.; MANOCCI, F.; Tooth-colored post systems: a review. **Oper Dent.**, v. 28, n. 1, p. 86-91, 2003.

SAUPE, W. A.; GLUSKIN, A. H.; RADKE JR., R. A. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resinreinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 7, p. 483-491, July. 1996.

SIRIMAI, S.; RIIS, D.N.; MORGANO, S.M. Na in vitro study of fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core system. **J Prosthet Dent.**, v. 81, n. 3, p. 262-269, 1999.

SOLOMON, C. S.; OSMAN, Y. I. Aesthetic restoration of the compromised root: a case report. **SADJ.**, v. 58, n. 10, p. 370,373-376,381, 2003.

SORNKUL, E.; STANNARD, J. G. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. **J Endod.**, v. 18, n. 9, p. 440-443, 1992.

STRUB, J.R.; PONTIUS, O.; KOUTAYAS, S. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. **J Oral Rehabil.**, v. 28, p. 120-124, 2001.

TOPARLI, M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J Oral Rehabil.**, v. 30, p. 470-476, 2003.

VIEIRA, Sônia. **Bioestatística**. São Paulo: Campus. 2003.

ZHI-YUE, L.; YU-XING, Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. **J Prosthet Dent.**, v. 89, p. 368-373, 2003.