



**Universidade Norte do Paraná**

---

CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

RAPHAEL RICARDO DE OLIVEIRA

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS  
ENDODONTICAMENTE RESTAURADOS COM PINOS E NÚCLEO  
CORONÁRIO DE FIBRA DE VIDRO

---

Londrina  
2006

RAPHAEL RICARDO DE OLIVEIRA

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS  
ENDODONTICAMENTE RESTAURADOS COM PINOS E NÚCLEO  
CORONÁRIO DE FIBRA DE VIDRO

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**

**Co-orientadora:**  
**Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Regina Célia Poli-Frederico**

Londrina  
2006

## RAPHAEL RICARDO DE OLIVEIRA

Filiação	Roberto Cezar de Oliveira Neiva Aparecida de Oliveira
Naturalidade	Maringá – PR
Nascimento	01 de novembro de 1980
1998-2002	Graduação em Odontologia – UNIOESTE: Universidade do Oeste do Paraná – Cascavel-PR
2003	Conclusão do Curso de Graduação – UNINGÁ: Faculdade Ingá – Maringá-PR
2004	Curso de Especialização em Prótese Dentária – UNINGÁ: Faculdade Ingá – Maringá-PR
2005-2007	Curso de Pós-Graduação na área de Dentística, nível Mestrado, na Universidade Norte do Paraná – UNOPAR

RAPHAEL RICARDO DE OLIVEIRA

RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS  
ENDODONTICAMENTE RESTAURADOS COM PINOS E NÚCELO  
CORONÁRIO DE FIBRA DE VIDRO

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, 18 de dezembro de 2006.

## **Agradecimentos Especiais**

*O apoio e incentivo de algumas pessoas foram imprescindíveis para a realização deste trabalho. A essas pessoas deixo meu sincero agradecimento.*

### **A Deus**

*Por ter me auxiliado e me amparado em todos os momentos de minha vida, mostrando que se pode vencer mesmo na adversidade, além de ter me iluminado com sua sabedoria e grandiosidade em todo percurso de meus estudos.*

### **Aos meus pais**

*Roberto e Neiva, que sempre me apoiaram e acreditaram no meu esforço para que este, como todos os meus outros sonhos se tornem realidade.*

### **Aos professores**

*Com sabedoria, souberam transmitir da melhor forma possível seus conhecimentos, contribuindo para meu crescimento.*

### **Ao professor Dr. Alcides Gonini Júnior**

*Grande mestre que jamais esquecerei, um amigo que sempre quando precisei estava disposto a ajudar, torcedor da realização dos sonhos pessoais e profissionais de seus alunos, pessoa fora do círculo familiar que mais me ajudou a crescer nesses anos de convivência.*

### **Aos colegas**

*Pela amizade, companheirismo e momentos agradáveis divididos com todos, os quais deixarão saudades e lembranças agradáveis que ainda espero reviver junto com vocês.*

### **Ao meu amigo Fábio**

*Com quem passei maior parte do tempo durante o curso, sempre fazendo questão de ajudar, amigo, companheiro com quem pude aprender muito. Sou muito grato a você.*

## **Agradecimentos**

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

*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 deste Trabalho*

**MUITO OBRIGADO.**

OLIVEIRA, R. R. **Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos e núcleo coronário de fibra de vidro** 2006. 71p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Universidade Norte do Paraná, Londrina.

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de raízes extremamente destruídas quando restauradas com pinos de fibra de vidro acessórios juntamente com um núcleo de fibra de vidro pré-fabricado. Foram selecionadas 40 raízes de dentes bovinos que receberam preparos radiculares com paredes internas divergentes para oclusal, com um diâmetro cervical de 3,5 mm. Criou-se 4 grupos de 10 dentes, sendo que no grupo COR foram utilizados pinos de fibra de vidro principal e acessórios associados a um núcleo coronário pré-fabricado do mesmo material. No grupo PIN, semelhante ao primeiro, utilizou-se resina composta na confecção do núcleo coronário. No grupo IND, foram confeccionados núcleos indiretos de fibra de vidro e o grupo DEN permaneceu com o remanescente coronário em dentina. Os corpos de prova foram analisados quanto a resistência à fratura, onde a média de resistência foi de 50,20, 50,40, 47,80 e 35,10 Kgf respectivamente para os grupos COR, PIN, IND e DEN, onde a análise de variância e o teste de Tukey apontaram diferenças estatísticas significantes dos dois primeiros grupos com o grupo DEN. Comparando-se os padrões de fratura pelo Teste qui-quadrado, observou-se uma diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre os grupos DEN e os demais grupos. Dentro dos limites do trabalho pôde-se concluir que a resistência à fratura foi maior com a utilização dos pinos na técnica direta, independente da técnica de confecção da porção coronária e a utilização das fibras de vidro no interior do conduto afetou positiva e significativamente o padrão de fratura.

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

OLIVEIRA, R. R. **Fracture resistance of endodontically treated teeth with fiberglass post and core.** 2006. 71p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Universidade Norte do Paraná, Londrina.

### **ABSTRACT**

The aim of this work was to evaluate the behavior of extremely compromised roots when restored with accessory fiber glass posts and fiber glass core. Forty roots of bovine teeth were selected, which were prepared in order to obtain internal divergent wall presenting 3.5mm cervical diameter. The teeth were divided in 4 groups of 10 teeth each. In group COR, a main fiber glass post were used in association with a fiber glass core. In group PIN, the fiber glass core were substituted by a composite resin core. In group IND, indirect fiber glass pin and core were used, and in group DEN, remained only a dentin core. Fracture resistance was then determined using universal testing machine, and subjected to an elastic limit essay. The mean fracture resistance was 50.20, 50.40, 47.80 and 35.10 Kgf respectively for groups COR, PIN, IND and DEN, showing a significant statistic difference between them. The Qui-squared test indicated significant differences ( $p < 0,05$ ) in fracture mode comparing DEN group and the others. Within the limitations of this study, the following conclusions can be drawn: fracture resistance were greater when direct fiber glass posts were used, and the use of fiber glass posts in general, affected the fracture mode in a positive way.

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



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 -	Materiais utilizados para realização do trabalho.....	35
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), armazenando-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 -	Imagem dos pinos de fibra de vidro principal e acessórios (A) antes da prova e cimentação nas raízes preparadas (B e C).....	42
Figura 5 -	Dispositivo de madeira com os corpos-de-prova posicionados nos cilindros de PVC antes (A) e durante o preenchimento com resina de poliestireno (B).....	47
Figura 6 -	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 7 -	Exemplo do padrão de fratura da porção coronária (A) e da porção cervical, passíveis de recuperação (B).....	49
Figura 8 -	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 9 -	Determinação do limite da fratura (mm) com relação à distância do ápice radicular.....	55
Figura 10 -	Representação gráfica e numérica das leituras dos padrões de fratura observados em cada grupo, considerando-as catastróficas ou recuperáveis, com base em Heydecke (2001).....	56
Figura 11 -	Visualização dos locais de fraturas nos corpos-de-prova do grupo COR.....	57

Figura 12 -	Visualização dos locais de fraturas nos corpos-de-prova do grupo PIN.....	58
Figura 13	Visualização dos locais de fraturas nos corpos-de-prova do grupo IND.....	59
Figura 14 -	Visualização dos locais de fraturas nos corpos-de-prova do grupo DEN.....	60

## 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 a identificação do local correspondente.....	51
TABELA 3 -	Análise de variância dos 4 grupos experimentais com as respectivas estatísticas básicas.....	52
TABELA 4 -	Análise de Kruskall-Wallis.....	53
TABELA 5 -	Análise descritiva dos dados referente aos quatro grupos estudados.....	54
TABELA 6 -	Freqüências observadas nos quatro grupos com relação aos locais de fratura.....	55
TABELA 7 -	Resultados do teste de Qui-quadrado partição LxC.....	56

## LISTA DE ABREVIATURAS

% – Porcentagem

Kg – Quilograma

mm – Milímetros

N – Newton

° – Graus

°C – Graus Celsius

min – Minuto

Kgf – Quilograma-força

V-L – Vestíbulo-lingual

M-D – Mésio-distal

n° – Número

COR – Grupo REFORCORE

PIN – Grupo REFORPIN

IND – Grupo INDIRETO

DEN – Grupo DENTINA

PVC – Cloreto de polivinila

cm – Centímetro

CP – Corpo-de-prova

CERV – Cervical

CORO – Coronário

ANOVA – Análise de variância

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>17</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>34</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>35</b>
<b>4.1 Material .....</b>	<b>35</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>40</b>
<b>4.2.4 Inclusão dos corpos de prova.....</b>	<b>46</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>49</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>51</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>61</b>
<b>7 CONCLUSÕES .....</b>	<b>68</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>69</b>

# 1 INTRODUÇÃO

A indicação de núcleos de preenchimento coronários durante a restauração de dentes tratados endodonticamente visa a reconstrução de paredes perdidas por fraturas ou por cáries, que em conjunto com os pinos intra-radulares reforçam a porção coronária, proporcionando uma maior retenção à restauração subsequente.

Até a década de 70, o núcleo metálico fundido era o sistema mais indicado tanto para reconstituir a porção coronária dos dentes tratados endodonticamente, quanto para promover a retenção intra-radicular das restaurações protéticas. Nesta época, foram introduzidos os pinos intra-radulares pré-fabricados metálicos, que associados aos materiais de uso direto para a reconstrução coronária, passaram a constituir uma ótima alternativa restauradora. Esta técnica trouxe como principal vantagem a possibilidade de executar de forma direta e em uma única sessão, tanto a porção coronária quanto a porção radicular do núcleo de preenchimento, com redução significativa do tempo clínico (Baraban, 1970).

Historicamente Prothero (1916) já admitia o uso do amálgama como um material de preenchimento coronário devido ao seu sucesso clínico, aliado à sua alta resistência à compressão, mais alta inclusive que das resinas compostas e dos cimentos de ionômero de vidro utilizados atualmente.

Entretanto a utilização da resina composta como uma alternativa ao amálgama, proporciona uma maior adesão às estruturas dentárias, possibilitando o preparo imediato da porção coronária reconstruída, eliminando a possibilidade de pigmentação dos tecidos moles circunvizinhos, em função da oxidação e pigmentação característica promovida pelo amálgama (Taleghani e Leinfelder, 1988).

Uma vez associada às restaurações coronárias totais livres de metal, a resina composta proporcionaria um resultado estético mais satisfatório, entretanto tenderia a expandir significativamente em contato com a umidade do meio ambiente bucal, podendo afetar o assentamento da futura restauração protética (Tirado et al., 2001).

Optando-se pelo cimento de ionômero de vidro ao invés da resina composta, obter-se-ia como vantagem a adesão química ao substrato dental, sem a necessidade de um sistema adesivo adicional. Entretanto, mesmo a utilização de um cimento de ionômero de vidro reforçado por partículas metálicas, não proporcionaria uma resistência mecânica adequada em situações onde não se disporia de estrutura coronária remanescente suficiente para interagir com o cimento (Volwiler, 1989).

Como alternativa aos pinos pré-fabricados metálicos, a partir da década de 90 foram introduzidos os pinos não metálicos, inicialmente de fibra de carbono e posteriormente os pinos de fibra de vidro. Como maior vantagem proporcionam um comportamento biomecânico mais favorável com relação às estruturas dentárias, por apresentar um módulo de elasticidade próximo ao da dentina. Nestes casos a resina composta ainda é o material de preenchimento de escolha para a reconstrução da porção coronária de forma direta (Duret et al., 1996).

Mais recentemente as fibras de polietileno foram indicadas como uma alternativa aos núcleos pré-fabricados, que associadas a uma matriz resinosa, podem constituir o núcleo coronário e radicular em uma peça única, cuja confecção pode se dar de forma direta ou indireta, segundo a necessidade do profissional (Hornbrook, 1995). Em função disto e visando produzir um núcleo de preenchimento mais adaptado possível às paredes radiculares, esta técnica tornou-se uma opção para a restauração de dentes com canais extremamente alargados (Erkut, 2004).

Nestes casos a utilização de pinos de fibra de vidro pré-fabricados acessórios, em conjunto com a resina composta, constituem uma outra possibilidade restauradora, demonstrando um comportamento biomecânico satisfatório, estabelecendo um padrão de distribuição de tensões que favoreceria a preservação do remanescente radicular, tendo em vista a maior ocupação do espaço intra-radicular com material fibroso, diminuição a quantidade de material resinoso na linha de cimentação dos pinos (Martelli Jr., 2006).

Entretanto as técnicas diretas podem apresentar alguns inconvenientes, justamente pela associação de materiais distintos na reconstrução da porção coronária e da porção radicular. Um dos inconvenientes discutidos na literatura, seria a possível incompatibilidade entre as resinas compostas autopolimerizáveis utilizadas na reconstrução do núcleo de preenchimento coronário com os sistemas adesivos simplificados, utilizados na confecção dos núcleos de preenchimento coronário, o que poderia levar ao comprometimento da estabilidade mecânica da restauração coronária, no caso de um fracasso mecânico desta união (Hagge e Lindemuth, 2001).

Seguindo a tendência na utilização de materiais fibrosos para a reconstrução do componente coronário e intra-radicular dos dentes tratados endodonticamente, idealizou-se uma técnica onde um pino pré-fabricado de fibra de vidro fixado no interior do conduto, sustentaria um núcleo coronário pré-fabricado de fibra de vidro, como forma de reconstituir a porção coronária em dentes anteriores ou pré-molares.

A união do pino de fibra de vidro à porção coronária pré-fabricada se daria por meio de uma camada de resina composta, possibilitando de imediato à obtenção de um conjunto mecanicamente estável e resistente, com as linhas das paredes axiais do preparo periférico total praticamente definidas.



Em teoria, esta técnica se aproxima muito de uma reconstrução direta ideal, onde se busca uniformizar o comportamento biomecânico do conjunto restaurador pela utilização de um único material de preenchimento radicular e coronário, em uma única sessão restauradora. O objetivo do presente trabalho foi o de observar o comportamento mecânico deste conjunto em comparação com outras situações restauradoras, por meio de um teste de resistência à fratura, considerando-se dentes tratados endodonticamente com condutos alargados.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Na necessidade de se utilizar o conduto radicular para obter-se a retenção de uma restauração protética, o ideal seria se constituir um sistema de duas peças, onde a porção restauradora seria cimentada sobre um núcleo de preenchimento prévio.

Em 1970 Baraban descreveu a utilização de um sistema de pinos pré-fabricados como opção aos núcleos metálicos fundidos da época, que possibilitariam a confecção da coroa protética mantendo-se o mesmo sistema de duas peças utilizados até então. O sistema denominado Para Post era constituído por um conjunto de brocas de diâmetros distintos para o preparo das paredes radiculares, onde eram cimentados pinos de ouro, aço, alumínio ou plástico. Os pinos possuíam paredes paralelas, nas quais havia um canal lateral que facilitava o escoamento do cimento durante a cimentação. O sistema possibilitava a confecção do núcleo de preenchimento em uma sessão única, e uma vez associado à resina composta para a reconstrução da porção coronária, constituiria uma técnica clínica simplificada.

Analisando a literatura referente à avaliação dos núcleos intra-radiculares pré-fabricados utilizados em restaurações de dentes tratados endodonticamente, Deutsch et al. (1983) concluíram que os núcleos intra-radiculares apresentavam duas funções principais: a de reforçar a porção coronária e a porção radicular do dente contra fraturas, no caso da 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 radiculares 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.

Buscando um material ideal para a confecção de núcleos de preenchimento previamente à colocação de uma coroa total, Taleghani e Leinfelder (1988) comparam o amálgama, a resina composta e os cimentos de ionômero de vidro modificado por partículas metálicas como uma alternativa aos anteriores. Citam entre outros fatores que o amálgama e a resina composta apresentam um coeficiente de expansão térmica muito maior do que o da estrutura dentária, embora a resina composta seja um material de fácil manipulação e que possibilita o preparo do dente tão logo seja utilizada. Destacam o cimento de ionômero de vidro como uma alternativa devido ao fato de promover uma adesão química às estruturas dentais, liberar flúor à estrutura adjacente, ter um coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária, além de propriedades mecânicas favoráveis. Contudo, durante o experimento, o cimento de ionômero de vidro não demonstrou a resistência mecânica suficiente, principalmente quando a estrutura dental remanescente for muito reduzida. Além disso, os resultados demonstraram que poucas fraturas radiculares ocorreram, entretanto 60% das fraturas ocorreram no núcleo de preenchimento com o cimento de ionômero de vidro, que de certa forma possibilita o reaproveitamento do dente.

Volwiler (1989) comparando o amálgama e os cimentos de ionômero de vidro reforçados por partículas metálicas como materiais de preenchimento para a confecção de núcleos coronários na associação com pinos metálicos pré-fabricados,

verificaram não haver diferenças entre a resistência à fratura entre os grupos estudados, onde a resistência à fratura média foi de 21,6 Kgf. Observaram que todas as falhas foram semelhantes, ocasionando o deslocamento da coroa construída juntamente com os pinos. Verificaram que neste caso o material de preenchimento não foi determinante na ocorrência de falhas.

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.

Buscando relacionar o efeito da manipulação das resinas compostas durante a confecção de núcleos de preenchimento coronário sobre pinos cimentados em dentes tratados endodonticamente, Mentink et al. (1995) compararam uma resina composta quimicamente ativada a uma fotoativada, inseridas com seringa ou com espátula num incremento único. Verificaram que 95% dos núcleos confeccionados com a resina composta quimicamente ativada apresentaram bolhas quando manipuladas com a espátula, comparativamente à técnica de inserção com seringa que reduziu a quantidade de bolhas para 50% comparativamente. Os autores concluíram que as bolhas levam à propriedades mecânicas inferiores do material, em especial afetando a deterioração da integridade marginal, embora sua presença promova uma redução do estresse sobre o material.

Morgano em 1996, analisando métodos restauradores para dentes despulpados, 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.

Martinez-Insua et al (1998) compararam a resistência à fratura de pré-molares restaurados com coroas totais retidas por pinos de fibra de carbono ou núcleos metálicos fundidos em liga de ouro. No grupo 1, foram utilizados pinos de carbono cimentados com cimento resinoso (Panavia 21), enquanto o núcleo de preenchimento foi efetuado em resina composta (Cavex Clearfill Core). No grupo 2,

após a confecção dos núcleos metálicos fundidos, utilizou-se a mesma técnica de cimentação que no grupo anterior. Após a confecção de coroas totais em níquel-cromo e a cimentação com cimento de ionômero de vidro, foi efetuado o teste de resistência à fratura. A diferença na resistência à fratura foi estatisticamente significativa entre os dois grupos, onde no primeiro a resistência média alcançou 103,7 Kgf de carga, enquanto no segundo grupo a média foi de 202,7 Kgf. Quanto ao tipo de fratura, dos 22 dentes do grupo 1, em 13 fraturas foram observadas uma falha adesiva na interface preenchedor/pino, enquanto em outros 4 a fratura foi resultante de uma falha coesiva no material de preenchimento. No grupo 2, 20 dos 22 corpos-de-prova apresentaram fratura cervical. Com relação ao comportamento biomecânico dos dentes do grupo 1, a fratura do núcleo de preenchimento foi benéfica, pois evitou a fratura do remanescente dentário, principalmente as radiculares, além do fato da associação com um pino de fibra de carbono proporcionar uma distribuição maior da carga ao longo das paredes radiculares. Os autores ainda esclarecem que a maioria das fraturas observadas, tiveram origem com cargas que dificilmente ocorrem clinicamente.

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 comparativamente aos demais grupos. 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 14mm, 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 250N em um ângulo de 45°. No quarto grupo (controle), sem pinos, aconteceram mais fraturas do que nos demais grupos, demonstrando a necessidade de um suporte intra-radicular para a sustentação da restauração coronária, especialmente quando toda a estrutura coronária do dente endodonticamente tratado tiver sido perdida. 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 relação às combinações de pinos e núcleos de preenchimento, Cohen et al. (1999) testaram 4 pinos metálicos e um pino de fibra de carbono, com 4 materiais de preenchimento, sendo um amálgama de prata, uma resina composta reforçada por titânio, e dois cimentos de ionômero de vidro. Após o teste de compressão, os autores verificaram que nenhum dos pinos fraturou, entretanto, 79% das amostras apresentaram fratura do material de preenchimento e 21% apresentam fraturas radiculares. Entre os materiais de preenchimento, os cimentos de ionômero de vidro foram os menos resistentes, enquanto o amálgama e a resina composta demonstraram uma resistência maior. Além da resistência maior, os autores indicam a resina composta como material de preenchimento coronário por ser um material adesivo, de fácil manipulação, e presa rápida, permitindo ao clínico o preparo do núcleo imediatamente após a sua confecção.

Segundo Hagge et al. (2001) um material para reconstrução coronária ideal deveria ter propriedades físicas semelhantes às estruturas dentárias. A resina composta poderia figurar como um material próximo do ideal, entretanto apresenta algumas deficiências, como a absorção de água que ocorre após a sua polimerização, que pode resultar em uma instabilidade dimensional, afetando o assentamento da restauração final. Uma outra deficiência identificada na literatura, seria a incompatibilidade de sistemas adesivos simplificados com as resinas compostas quimicamente ativadas, que levaria a uma instabilidade mecânica do conjunto restaurador ao longo do tempo, fatos estes confirmados pelos autores ao estudar nove sistemas adesivos em relação ao material de preenchimento resinoso.



Por meio de um teste de compressão diametral, Tirado et al. (2001) compararam a efetividade de materiais como o amálgama, uma resina composta, um cimento de ionômero de vidro modificado por resina e dois reforçados por partículas metálicas e resinosas respectivamente, como materiais utilizados na confecção de núcleos de preenchimento. Os autores induziram uma ciclagem térmica nos corpos-de-prova, pois a água e a temperatura poderiam alterar a resistência à fratura em função da presença de pequenas moléculas plastificadas. Os testes demonstraram que o Fluorocore, o Chelon Silver e o Vitremer foram os materiais mais estáveis em face das variações extremas de temperatura, enquanto materiais como o Fluorocore e o Valiant apresentaram as maiores resistências à fratura, o que supostamente seriam preferíveis por oferecerem maior segurança na integridade marginal das restaurações protéticas.

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.

Comentando a tendência de substituição dos retentores intra-radiculares confeccionados por materiais rígidos por materiais menos rígidos, Boschian et al (2002) destacam a utilização dos pinos de fibras em associação às resinas compostas, que favorecem o comportamento biomecânico das restaurações dos dentes tratados endodonticamente, por proporcionarem a criação de unidades mecanicamente mais homogêneas. Os autores afirmam que o conjunto favorece a melhor distribuição de cargas, já que as fibras teriam a capacidade de distribuir o

estresse sobre uma superfície mais ampla, impedindo a formação de microfaturas prematuras pela fadiga dos materiais.

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 2mm 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.

Considerando que a capacidade das raízes de resistir à fratura é diretamente proporcional à 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 à 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.

Scotti e Ferrari (2003) tecendo comentários à respeito do uso de fibras nas restaurações de dentes tratados endodonticamente, afirmam que quanto maior a diferença entre os módulos de elasticidade da dentina e da ancoragem radicular, mais heterogênea será a distribuição de tensões sobre a superfície dentária, gerando áreas de concentração de estresse ao longo da raiz. Contudo, se forem utilizadas uma alta densidade de fibras, com ausência de defeitos estruturais internos e alta força de ligação entre elas, em função da matriz, provavelmente aumentarão notavelmente a resistência estática e dinâmica de um pino intra-canal.

Maccari et al. (2003) compararam a resistência à fratura entre pinos pré-fabricados estéticos, considerando 30 dentes antero-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° em relação ao longo eixo do dente, e a 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.

Segundo Aksornmuang et al. (2004), a utilização de pinos de fibras pré-fabricados pode reduzir a tensão e a possibilidade de fraturas da estrutura dental remanescente. Entretanto, quando utilizados em canais amplos, a utilização do

próprio cimento resinoso na reconstrução da porção coronária ocasiona uma redução da resistência à carga oclusal. Para melhorar esta condição clínica foram desenvolvidas resinas compostas ativadas quimicamente com a finalidade específica de reconstruir a porção coronária, visto que teriam um módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina e ao pino, comparativamente ao cimento resinoso. Ao final do trabalho, os autores verificaram que a adesão entre a resina composta dual e os pinos podem depender das propriedades mecânicas do agente de união, que os pinos de fibra de vidro proporcionam uma melhor adesividade aos núcleos de preenchimento resinosos, provavelmente porque a luz é transmitida parcialmente via pino para as regiões internas, proporcionando uma correta ativação nos terços incisal, médio e cervical.

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.

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 dentes 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 dentes 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 dentes 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.

De acordo com Grobler et al. (2005), existem muitos riscos em se construir um núcleo direto sobre um pino intra-radicular cimentado, visto que também são muitos os passos envolvidos, assim como uma grande complexidade na execução de cada um deles. Segundo os autores, as fraturas radiculares são pouco prováveis quando se utiliza um pino de fibra intra-canal, sendo que a falha mais freqüente é na interface pino/núcleo de preenchimento coronário. Uma das formas de melhorar a adaptação entre estes materiais é a diminuição da contração de polimerização dos materiais resinosos. Com este intuito os autores compararam várias situações onde foram produzidos materiais de preenchimento direto e indireto sobre pino pré-fabricados, concluindo que a associação de pinos com uma resina de uso direto ou indireto tiveram o mesmo comportamento mecânico, entretanto a utilização de núcleos indiretos não reduziu o risco de falha simplesmente pelo aumento de adesividade entre pino e a porção coronária.

Segundo Monticelli. et al (2005) a fabricação de um núcleo de preenchimento de resina composta diretamente sobre um pino cimentado, tem como vantagem a simplificação dos procedimentos operatórios, diminuindo a fase laboratorial. Com o objetivo de avaliar a integridade do núcleo de preenchimento em resina composta e sua interação com a superfície do pino, os autores verificaram por meio de microscopia eletrônica que as resinas que promoveram a melhor adaptação à superfície do pino e a menor inclusão de bolhas foram as resinas compostas do tipo flow. Concluíram que isto se deve principalmente a menor viscosidade deste tipo de material, que produziria uma adaptação íntima com a superfície dos pinos pré-fabricados, e conseqüente aumento da retenção mecânica e friccional na superfície



do pino. Em relação a estes fatores, os autores admitem que os materiais resinosos do tipo flow seriam candidatos em potencial para materiais de preenchimento coronário.

Com o objetivo de avaliar o comportamento de raízes extremamente destruídas quando restauradas com pinos de fibra de vidro acessórios, Martelli Jr (2006) comparou 5 grupos, sendo o primeiro com núcleos metálicos fundidos (PM), o segundo com um pino de fibra de vidro principal associado à resina composta (PP), e o terceiro semelhante ao anterior onde foram acrescentados pinos acessórios (PPA). O quarto (PP-R) e quinto (PPA-R) grupo foram semelhantes aos dois anteriores, porém apresentavam 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. A análise estatística dos dados não apontou diferenças significantes quanto aos valores de resistência à fratura, entretanto, comparando-se os padrões de fratura, observou-se uma diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre os grupos PM, PP e PPA. Dentro dos limites do trabalho o autor concluiu que independentemente do material utilizado, a resistência à fratura das raízes não apresentou variações estatisticamente significantes, entretanto a utilização de pinos de fibra de vidro acessórios afetou positivamente o padrão de fratura, onde o grupo PPA apresentou 90% das fraturas acima da região cervical.

Pelo que demonstra a literatura consultada, a busca por um sistema de reabilitação de dentes tratados endodonticamente ideal é constante. Percebe-se uma tendência na utilização de pinos com base em materiais fibrosos, que reproduzam o comportamento biomecânico dos dentes naturais íntegros. Entretanto existem limitações técnicas na confecção de núcleos de preenchimento, a fim de que

se consiga a melhor estabilidade possível do sistema restaurador escolhido, e principalmente limitações no número de trabalhos quanto a utilização de núcleos coronários em fibra de vidro, como proposto pelo presente trabalho.

### **3 PROPOSIÇÃO**

- Objetivo geral: o objetivo do estudo foi o de avaliar *in vitro* o comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente com os condutos excessivamente alargados, utilizando técnicas reconstrutivas à base de fibras de vidro e resina composta.

- Objetivos específicos:

- 1- Avaliar a resistência à fratura dos grupos específicos e
- 2- Avaliar o padrão de fratura entre os grupos.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

A presente pesquisa foi desenvolvida em várias fases, as quais foram descritas a seguir, iniciando-se pela apresentação da lista de materiais 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 e 3118)	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
Vaselina sólida	Fornecedor Catarinense Ltda
Resina acrílica ativada quimicamente (pó-líquido)	Duralay – Polidental
Pedra montada	Vigodent
Pino de fibra de vidro n 3	Reforpost – Ângelus
Pino de fibra de vidro acessórios	Reforpin – Angelus

n 1, 2 e 3	
Núcleo pré-fabricado em fibra de vidro - grande	Reforcore – Ângelus
Feixes unidirecionais de fibra de vidro	Fibrex Medial, Sistema Flexi-Lab – Ângelus
Resina composta sem carga	Adesivo C, Sistema Flexi-Lab – Ângelus
Resina composta fluida	Adesivo F, Sistema Flexi-Lab – Ângelus
Placa incolor borrachóide para plastificador à vácuo (2mm espessura)	Evasoft – Bio Art
Plastificador à vácuo	Bio Art
Cimento resinoso – cor A3	Rely X Unicem ARC – 3M Espe
Álcool etílico 70	Miyako – SP
Agente de silanização	Rely X Ceramic Primer – 3M Espe
Agente adesivo	Adper Single Bond – 3M Espe
Cones de papel absorvente	Dentsply – RJ
Ácido fosfórico gel a 35%	Scotchbond Etchant – 3M Espe
Ponta aplicadora descartável	Microbrush
Apararelho de fotopolimerização	3M Espe
Resina composta nanopartículas	Filtek Z350 – 3M Espe
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 ortótica	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

Foram selecionados inicialmente 150 dentes bovinos, extraídos imediatamente após o abate de bovinos da raça nelore com idade média de 36 meses (Frigorífico Mondelli, Bauru – SP), e armazenados em uma solução isotônica de cloreto de sódio a 0,9% com cristais de timol a 0,1% até o momento da utilização.

Esta solução foi substituída com freqüência durante o armazenamento, à medida que os dentes eram raspados com curetas periodontais e limpos com jatos de bicarbonato de sódio e água, a fim de que se removesse o cimento e o tecido periodontal ainda presente. Uma vez realizada a limpeza externa, os dentes foram seccionados com discos diamantados de dupla face em baixa rotação sob irrigação constante, eliminando-se a porção coronária e mantendo-se a porção radicular numa dimensão inicial de 20 mm, tendo como referência o ápice radicular (Figura 1A). A altura foi determinada com uma régua milimetrada e registrada a lápis na superfície do dente, a qual era conferida com um paquímetro logo após o corte. Para uma eventual correção, utilizou-se o mesmo disco diamantado, conferindo-se as medidas com o paquímetro logo a seguir (Figura 1B).

Após a padronização dos comprimentos das raízes, o tecido pulpar foi removido dos condutos 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 houvesse uma uniformidade maior entre os dentes a serem utilizados como corpos-de-prova, as raízes foram selecionadas em função do diâmetro, para que houvesse uma quantidade de dentina remanescente equivalente

nas paredes radiculares. Com um paquímetro foram conferidos e anotados os diâmetros no sentido vestibulo-lingual (V-L) e méso-distal (M-D) de cada uma das 150 raízes (Figuras 2A e 2B). A partir da fórmula abaixo foi determinado um diâmetro médio individual para cada raiz, e com base no diâmetro médio geral obtido entre todas as raízes, foram selecionadas as 40 raízes cujos valores eram iguais ou próximos à média geral, considerando-se uma variação máxima de  $\pm 0,25$  mm:

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

Selecionadas as 40 raízes, estas foram separadas aleatoriamente em 4 grupos de 10, sendo que 30 delas tiveram seus comprimentos corrigidos para 15mm por meio do mesmo método de seccionamento descrito anteriormente, sendo que 10 delas permaneceram com os 20mm iniciais. As 30 raízes com altura de 15mm formaram os grupos 1, 2 e 3, e as 10 raízes com 20mm de altura formaram o grupo 4, considerando os diferentes materiais de preenchimento utilizados.

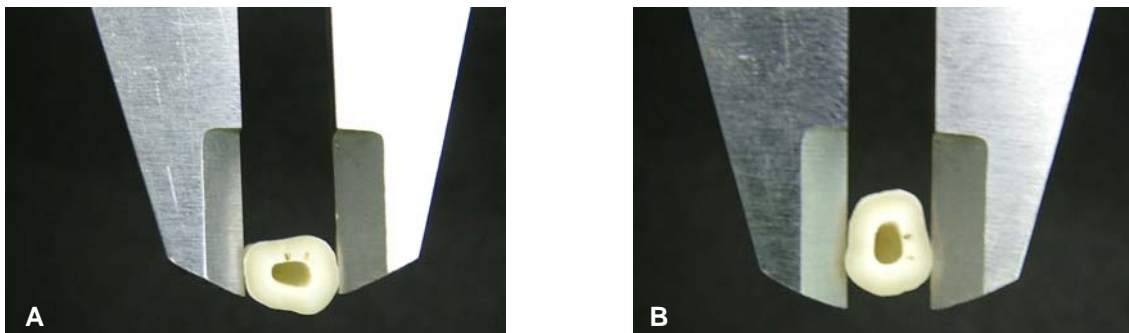


Figura 2 – Verificação do diâmetro vestibulo-lingual (A) e méso-distal (B) das raízes previamente selecionadas.

#### 4.2.2 Preparo radicular

Para iniciar a preparação dos condutos, as raízes dos grupos 1, 2, e 3 tiveram o terço apical e médio tamponados 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 determinasse um diâmetro de 3,5 mm na região cervical das raízes, considerando a medida do conduto no sentido vestibulo-lingual (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 o preparo radicular dos dentes dos grupos 1, 2 e 3, conforme demonstrado na radiografia periapical de uma das raízes preparadas (Figura 3B).

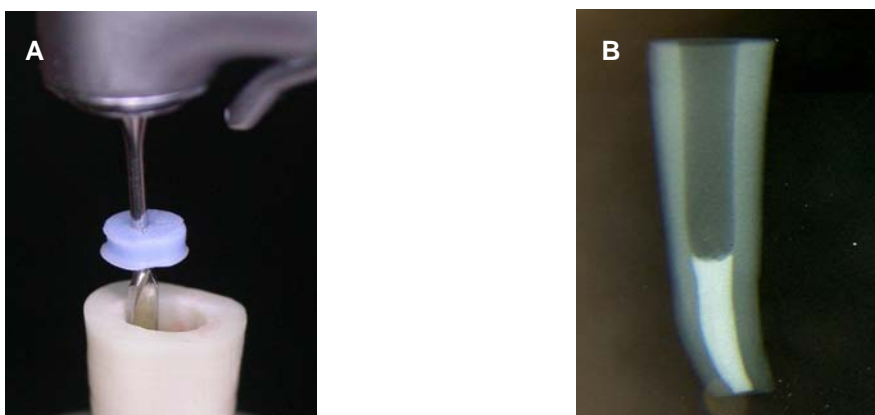


Figura 3 – Finalização do preparo radicular com broca de Largo (A) e a imagem radiográfica de uma raiz preparada destacando-se o selamento apical de 5 mm obtido em gutapercha (B).

As raízes do grupo 4, tiveram seus condutos radiculares preenchidos com gutapercha em uma profundidade de 15mm, da mesma forma que demonstrado anteriormente para os demais grupos, permanecendo abertos os 5mm finais para a adequação posterior do contorno coronário.



Após esta etapa prévia, os dentes passaram a ser armazenados em água destilada em quatro 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 15mm de altura, o qual passou a ser denominado de Grupo COR (“Reforcore”). Todas as raízes deste grupo receberam um pino de fibra de vidro principal nº 3 (Reforpost, Angelus) e pinos de fibra de vidro acessórios de nº 1, 2 e 3 (Reforpin, Angelus), além de um núcleo coronário pré-fabricado em fibra de vidro para dentes anteriores tamanho grande (Reforcore, Angelus).

Para a cimentação dos pinos foi escolhido um cimento resinoso auto-adesivo em cápsulas (Rely X Unicem, 3M Espe), e para a fixação do núcleo de preenchimento coronário ao pino principal foi selecionada uma resina composta de nanopartículas (Filtek Z350, 3M Espe). Todos os procedimentos descritos a seguir, foram realizados com base nas instruções dos fabricantes.

Inicialmente os pinos e o núcleo de fibra de vidro tiveram suas superfícies limpas com uma gaze embebida com álcool etílico a 70%, e logo após foi aplicada uma camada de agente de ligação silano, sendo reservados sobre uma placa de vidro. Passado 1 minuto, foi aplicado um agente adesivo (Single Bond, 3M Espe) somente nas superfícies externa e interna dos núcleos de preenchimento, as quais foram devidamente fotoativadas.

As paredes intra-radulares das raízes foram irrigadas com solução de Milton, lavando-as imediatamente após com água corrente. O excesso de água foi então

removido com cones de papel absorvente, com o cuidado de não promover o ressecamento das paredes dentinárias. A seguir foi manipulada mecanicamente uma porção do cimento auto-adesivo e com um dispensador próprio, o conteúdo de cimento necessário foi aplicado no interior do conduto.

Imediatamente foi inserido e posicionado no centro do conduto o pino de fibra de vidro principal, com a ajuda de uma pinça clínica. Ao seu redor foi inserido no sentido vestibular o pino de fibra de vidro acessório nº 3, e no sentido oposto foram inseridos os pinos de fibra de vidro acessórios de nº 1 e 2. Verificado o correto posicionamento dos pinos, foi removido todo o excesso do cimento previamente à fotoativação do cimento.

Após a polimerização do cimento resinoso, em torno de 5 minutos, os pinos de fibra de vidro acessórios foram seccionados na altura do topo do preparo radicular, por meio de uma ponta diamantada (4138) em alta rotação sob refrigeração constante. A superfície exposta dos pinos foram condicionadas com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos e lavados com água corrente, procedimento este realizado para remover impurezas provenientes do seccionamento dos pinos.

Sobre os pinos expostos foi aplicada uma nova camada de agente de silanização, e sobre este uma camada de adesivo (Single Bond, 3M Espe) fotoativada por 20 segundos. Neste momento tomou-se o núcleo coronário em fibra de vidro já preparado, preenchendo seu orifício central com a citada resina composta, inserindo-se o conjunto através do pino de fibra principal, o qual apresentava ainda o seu comprimento total (20mm). Obtido o assentamento da base do núcleo pré-fabricado no topo da raiz, complementou-se as eventuais falhas com a resina composta, e em caso contrário, removeu-se os excessos de resina para que se efetuasse a fotoativação da resina composta.

Para finalizar, a altura do pino de fibra de vidro principal foi corrigida em 5 mm, por meio de uma ponta diamantada em alta rotação (4138) com irrigação abundante. Ao seccionar o pino de fibra de vidro, fez-se coincidir seu extremo com a porção incisal do núcleo pré-fabricado de fibra de vidro, resultando numa altura da porção coronária de 5mm, a contar da margem cervical do preparo.

Para se eliminar qualquer solução de continuidade na superfície do pino ou do núcleo pré-fabricado, todo o conjunto recebeu um novo condicionamento ácido por 15 segundos (ácido fosfórico a 35%), seguido da aplicação de uma camada de agente adesivo (Single Bond, 3M Espe) e da fotoativação final. Segundo o fabricante este procedimento tem por finalidade promover uma impermeabilização, evitando a presença de fibras de vidro expostas indesejáveis na superfície externa do núcleo.

O grupo 2, composto por 10 raízes com 15 mm de altura, passou a ser denominado de Grupo PIN (“Reforpin”), pois os corpos-de-prova foram constituídos por um pino de fibra de vidro principal de nº 3 (Reforpost, Angelus) e por pinos de fibra de vidro acessórios de nº 1, 2 e 3 (Reforpin, Angelus), semelhantes ao grupo anterior (Figura 4). A porção coronária entretanto, foi reconstituída com uma resina composta de nanopartículas (Filtek Z350, 3M Espe).



Figura 4 – Imagem dos pinos de fibra de vidro principal e acessórios (A) antes da prova e cimentação nas raízes preparadas (B e C).

A fim de preservar a relação coronária entre os grupos, com base na altura, inclinação e contorno da porção coronária do preparo, foi confeccionada uma matriz de material termoplastificável em um aparelho plastificador por sucção, utilizando como referência um corpo-de-prova do grupo COR.

Após os procedimentos de preparo dos pinos, preparo das paredes intraradiculares e cimentação dos pinos propriamente dita, a porção interna da matriz foi preenchida com resina composta fotopolimerizável de nanopartículas, que uma vez levada em posição e fotoativada por 20 segundos em cada face, reproduziu em detalhes a porção coronária pré-estabelecida.

Tomando-se o grupo 3 com os últimos dentes com 15mm da altura, que foi denominado a partir de então de Grupo IND (“Indireto”), foi incluído um núcleo indireto de fibra de vidro. As raízes deste grupo foram enviadas a um laboratório de prótese dentária para a obtenção dos núcleos, seguindo a técnica descrita a seguir.

Diretamente sobre o conduto preparado e isolado com vaselina sólida, foi confeccionado um padrão em resina acrílica (Duralay) adaptado diretamente às paredes intraradiculares. Após a polimerização da resina acrílica, o padrão obtido foi envolto por cola quente, obtendo-se uma réplica das paredes internas do conduto.

Neste momento foram incluídos feixes unidirecionais de fibras de vidro (Fibrex Medial, Sistema Flexi-Lab, Angelus) impregnadas com uma resina composta sem carga (Adesivo C, Sistema Flexi-Lab, Angelus), e com o auxílio de um pino acessório de fibra de vidro (Reforpin, Angelus) posicionado de maneira centralizada, procedeu-se à compactação das fibras de maneira a produzir uma estrutura o mais uniforme possível. Uma vez adaptada toda esta estrutura às paredes internas do molde, procedeu-se à fotoativação por 5 minutos através da parede transparente do molde.

Após a obtenção da porção radicular dos núcleos, uma segunda matriz foi obtida em silicona de condensação, correspondente à porção coronária reproduzida de um dos corpos-de-prova do grupo COR.

Uma vez polimerizada a silicona de condensação, esta foi removida do corpo-de-prova padrão, e foi preenchida com uma fina camada de resina composta sem carga (Adesivo C, Sistema Flexi-Lab, Angelus), reproduzindo a mesma situação utilizada na conformação da porção intra-radicular. Uma vez inserida a matriz em silicona e comprimida de encontro à base do preparo, removeu-se cautelosamente a matriz para uma verificação quanto à necessidade de remoção ou acréscimo de mais material. Uma vez corrigidas as eventuais deficiências, procedeu-se à fotoativação da estrutura.

Obtidos um a um os núcleos indiretos, estes foram provados e ajustados por meio de carbono líquido às suas raízes correspondentes com os preparos originais, recebendo a seguir uma camada de resina fluida (Adesivo F, Sistema Flexi-Lab, Angelus), formando uma cobertura externa que promoveria a adesão adequada do núcleo ao cimento resinoso adesivo utilizado para posterior fixação.

Neste momento, as raízes do grupo 4 tiveram as paredes intra-radulares da porção coronária remanescente condicionadas com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos, removido a seguir com jatos de água, cujo excesso foi removido com pontas de papel absorvente.

Após a aplicação de um agente adesivo (Single Bond, 3M Espe) e sua fotoativação por 20 segundos, preencheu-se o espaço remanescente com incrementos de resina composta fotopolimerizável de nanopartículas (Filtek Z350 – 3M Espe), polimerizada de acordo com as instruções do fabricante.

Obeve-se uma segunda matriz coronária de material termoplastificável em um aparelho plastificador por sucção, semelhante à obtida durante a confecção dos corpos-de-prova do grupo PIN, utilizando como referência um corpo-de-prova do grupo COR, reproduzindo o contorno da porção oclusal de um corpo-de-prova do Grupo COR.

Com uma ponta diamantada 4138 e outra 3118, acionadas em alta rotação sob irrigação constante, procedeu-se ao desgaste das paredes axiais da porção coronária e da inclinação da parede palatina respectivamente, buscando-se uma conformação próxima ao do contorno original, conferindo-se as suas proporções por meio da matriz guia. Ao final dos preparos, a porção coronária destes grupos permaneceu com os 5mm correspondentes à altura dos demais grupos, sendo esta estrutura constituída basicamente de dentina e resina composta obliterando a entrada do canal. Os 10 corpos-de-prova assim obtidos resultaram no Grupo DEN (“Dentina”). A constituição final dos grupos e seus respectivos materiais restauradores estão representados na tabela 1.

TABELA 1 – Grupos experimentais e os respectivos materiais restauradores.

<b>Grupo</b>	<b>Materiais restauradores</b>
<b>COR</b>	Pino de fibra de vidro principal e acessórios, cimentados com cimento resinoso e núcleo coronário pré-fabricado em fibra de vidro
<b>PIN</b>	Pino de fibra de vidro principal e acessórios, cimentados com cimento resinoso e núcleo coronário em resina composta
<b>IND</b>	Núcleo indireto de fibra de vidro unidirecional impregnada com resina composta
<b>DEN</b>	Acesso radicular preenchido com resina composta e preparo coronário efetuado sobre dentina remanescente

#### 4.2.4 Inclusão dos corpos-de-prova

Obtidos todos os corpos-de-prova, providenciou-se uma inclusão padronizada de cada deles em resina de poliestireno, a fim de obter-se uma posição única durante o teste de compressão tangencial previsto para a avaliação da resistência à fratura das raízes.

Porém antes da inclusão, todas as raízes foram demarcadas a lápis a 3mm do limite cervical em direção apical, distância esta que corresponderia ao espaço biológico, verificado em condições clínicas normais num dente natural.

A seguir providenciou-se uma perfuração no centro de películas de radiografia periapical, com o diâmetro compatível com diâmetro médio das raízes. As raízes foram então posicionadas no interior desta perfuração, uma a uma, com a porção incisal voltada para baixo, inseridas até a demarcação dos 3mm, definindo a área restante para receber a cobertura de resina durante a inclusão. Para evitar qualquer movimentação da raiz e proporcionar um vedamento adequado, utilizou-se cera nº 7 plastificada no contorno de todas as raízes.

A seguir, os conjuntos dente/película radiográfica foram posicionados individualmente sobre perfurações 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 o restante da superfície radicular.

Foram obtidos 40 anéis de PVC (cloreto de polivinila) com 2,1cm de diâmetro interno e 2,0cm de altura, os quais foram colocados sobre cada película radiográfica, de modo que as raízes estivessem centralizadas em seu interior (Figura 5A). O encontro das margens externas destes anéis com a película radiográfica foi vedado com cera nº 7 plastificada, e só então a resina de poliestireno foi vertida no seu

interior, após a manipulação segundo as instruções do fabricante (Figura 5B). Após um período de 24 horas, os cilindros foram separados do dispositivo de madeira, e os excessos de cera e resina que por ventura permaneceram aderidos ao conjunto foram removidos, juntamente com as películas radiográficas.

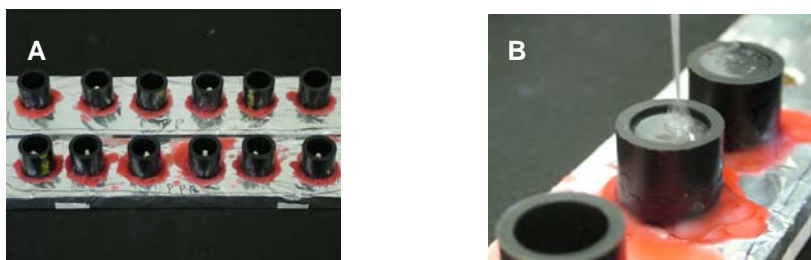


Figura 5 – Dispositivo de madeira com os corpos-de-prova posicionados nos cilindros de PVC antes (A) e durante o preenchimento com resina de poliestireno (B).

#### 4.2.5 Teste de compressão tangencial

A fim de reproduzir a posição natural de um dente ântero-superior, foi confeccionado um dispositivo especial em aço inox para ser acoplado à base da máquina de ensaio universal, para que pudesse receber os conjuntos obtidos da inclusão dos corpos-de-prova nos cilindros de PVC, numa angulação de  $135^\circ$  com relação ao plano horizontal.

Tal dispositivo foi desenhado com 5,0cm de altura, 4,0cm de largura e 4,0cm de profundidade, contendo um plano inclinado de  $45^\circ$  em relação à sua base, recebendo no centro deste plano uma cavidade cilíndrica com 2,0cm de profundidade por 2,1cm de diâmetro, para o posicionamento e fixação dos corpos-de-prova.



O dispositivo podia ser deslocado em qualquer sentido no plano horizontal, o que facilitava o posicionamento e a centralização do corpo-de-prova com relação à ponta ativa da máquina de ensaio universal (Figura 6A). O ensaio de resistência à fratura foi realizado a uma velocidade de 0,5mm/min com uma célula de carga de 200 Kgf, registrando-se automaticamente no software de leitura e interpretação de dados do sistema, a carga máxima no momento da primeira fratura (Figura 6B).

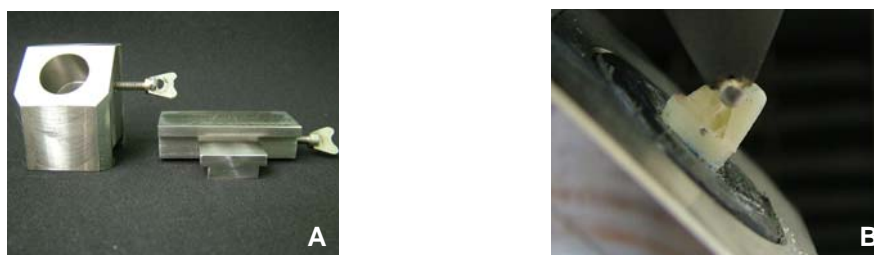


Figura 6 – Dispositivo em aço inox para o posicionamento dos corpos de prova na base da máquina de ensaio universal (A) durante o ensaio de resistência à fratura (B).

#### 4.2.6 Avaliação dos padrões das fraturas resultantes

Após a leitura de todos os ensaios de compressão tangencial, as raízes foram removidas da base de resina e uma a uma as raízes foram examinadas visualmente (Figura 7A e 7B), 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 8, classificando as fraturas no terço coronário, no terço cervical, ou no terço médio da raiz. Segundo o autor, as fraturas localizadas na porção coronária seriam aquelas possíveis de recuperação, enquanto as demais seriam consideradas de difícil recuperação ou catastróficas.

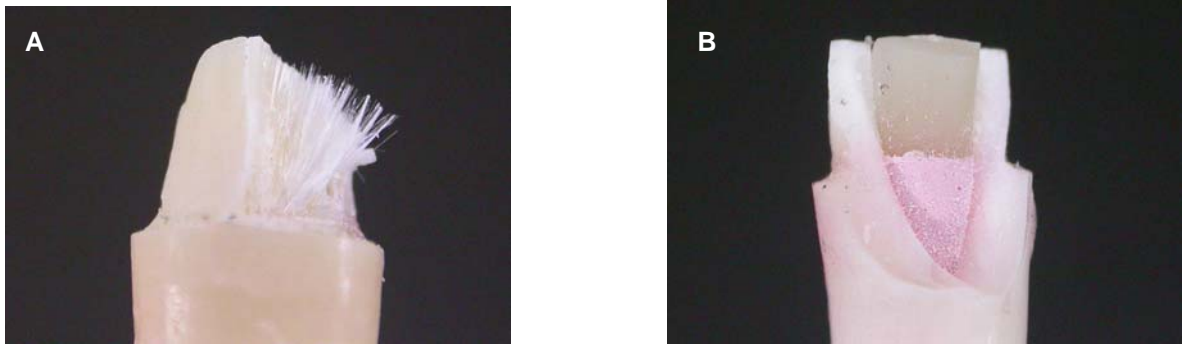


Figura 7 – Exemplo do padrão de fratura da porção coronária (A) e da porção cervical (B), passíveis de recuperação.

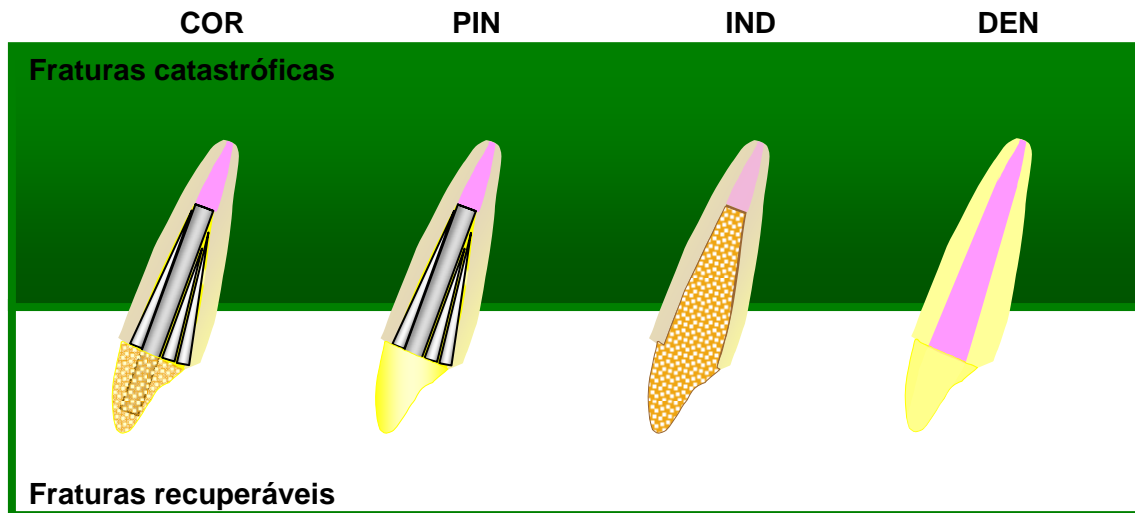


Figura 8 - Esquema adaptado de Heydecke (2001), onde se considera as fraturas como catastróficas ou recuperáveis, considerando-as abaixo ou acima do terço cervical respectivamente, para cada grupo avaliado.

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

Os dados relativos à resistência a fratura em Kgf, foram dispostos em uma tabela, elaborando-se a seguir uma análise descritiva das medidas básicas, desvios padrões e coeficientes de variação, a fim de verificar o comportamento mecânico dos grupos em questão.

Considerando-se a severidade dos danos causados pelo ensaio de resistência à fratura, optou-se por uma análise não paramétrica numa segunda etapa, para verificar as diferenças de frequências no padrão de fraturas entre os grupos.

## 5 RESULTADOS

A pesquisa procurou avaliar a resistência à fratura das raízes mediante a utilização de um método laboratorial. Inicialmente os dados obtidos foram apresentados com base na carga necessária para que ocorresse uma fratura, considerando os 4 grupos experimentais, conforme demonstra a tabela 2.

Tabela 2 – Força em Kgf necessária para provocar a fratura dos 10 dentes dos grupos experimentais com a identificação do local correspondente

Grupo	COR		PIN		IND		DEN	
	Kgf	fratura	Kgf	fratura	Kgf	fratura	Kgf	Fratura
<b>1</b>	47,95	CERV	67,60	CORO	32,55	CORO	31,55	CERV
<b>2</b>	52,10	CORO	58,55	CORO	51,85	CORO	37,60	CORO
<b>3</b>	52,80	CORO	55,25	CERV	55,70	CORO	36,10	CERV
<b>4</b>	72,55	CERV	57,75	CORO	83,25	CORO	39,45	CERV
<b>5</b>	43,95	CORO	48,80	CERV	35,45	CORO	24,55	CERV
<b>6</b>	39,50	CORO	55,65	CORO	62,30	CORO	41,60	CERV
<b>7</b>	54,90	CORO	30,20	CORO	34,25	CORO	37,80	CERV
<b>8</b>	37,05	CORO	53,55	CORO	41,25	CORO	41,45	CERV
<b>9</b>	67,95	CERV	48,50	CORO	43,25	CORO	30,20	CERV
<b>10</b>	39,45	CORO	33,95	CORO	42,05	CORO	35,45	CERV
<b>Média</b>	<b>50,20</b>	-----	<b>50,40</b>	-----	<b>47,80</b>	-----	<b>35,10</b>	-----

A partir destes dados, foi efetuada uma análise de variância (ANOVA) a fim de detectar a existência de diferenças significativas entre os grupos, e a seguir

procedeu-se a uma análise descritiva, avaliando-se as medidas básicas médias, desvios padrões e coeficientes de variação assimétrica. Conforme os resultados apresentados na tabela 3, demonstrou-se uma diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre o grupo DEN e os grupos PIN e COR, não demonstrando diferenças significantes entre o grupo IND e os demais.

Tabela 3 – Análise de variância dos 4 grupos experimentais com as respectivas estatísticas básicas

FONTES DE VARIACÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	3	15.9 e+02	529.958
Erro	36	48.9 e+02	135.847
F =	3.9011		
(p) =	0.0162		
Média (Coluna 1) =	50.2		
Média (Coluna 2) =	50.4		
Média (Coluna 3) =	47.8		
Média (Coluna 4) =	35.1		
Tukey:	Diferença	Q	(p)
Médias ( 1 a 2) =	0.2	0.0543	ns
Médias ( 1 a 3) =	2.4	0.6512	ns
Médias ( 1 a 4) =	15.1	4.0969	< 0.05
Médias ( 2 a 3) =	2.6	0.7054	ns
Médias ( 2 a 4) =	15.3	4.1511	< 0.05
Médias ( 3 a 4) =	12.7	3.4457	Ns

Em função de alguns valores de força obtidos apresentarem valores bem diferentes, fato este que poderia ter violado os pressupostos da ANOVA, aplicou-se um teste não paramétrico que contemplasse estas variâncias nas forças, para assegurar a credibilidade dos resultados. Esta segunda análise foi realizada com o teste Kruskal-Wallis, que como demonstram os resultados da tabela 4, confirmaram os resultados anteriores, demonstrando as mesmas diferenças significativas.

Tabela 4 – Análise de Kruskal-Wallis

	Resultados			
H =	11.3283			
Graus de liberdade =	3			
(p) Kruskal-Wallis =	0.0101			
R 1 =	248			
R 2 =	257			
R 3 =	214			
R 4 =	101			
R 1 (posto médio) =	24.8			
R 2 (posto médio) =	25.7			
R 3 (posto médio) =	21.4			
R 4 (posto médio) =	10.1			
Comparações (método de Dunn)				
	Dif. Postos	z calculado	z crítico	P
Postos médios 1 e 2	0.9	0.1721	2.635	Ns
Postos médios 1 e 3	3.4	0.6503	2.635	Ns
Postos médios 1 e 4	14.7	2.8117	2.635	< 0.05
Postos médios 2 e 3	4.3	0.8225	2.635	Ns
Postos médios 2 e 4	15.6	2.9839	2.635	< 0.05
Postos médios 3 e 4	11.3	2.1614	2.635	Ns

Observa-se pelas análises que existem diferenças estatísticas ao nível de  $p < 0,05$  entre os grupos DEN e PIN, e DEN e COR. O teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis está em concordância com o ANOVA, confirmando as mesmas diferenças apontadas anteriormente.

A análise descritiva dos dados demonstrados pela tabela 5, mostrou que o grupo DEN também apresenta as medidas de variabilidade menores que os demais grupos, e por sua vez o grupo IND apresenta uma maior variabilidade com relação aos valores de resistência apresentados, o que é observável pela variância de 245,51 e pela assimetria forte para a direita de 1,35. Ainda na tabela 5 verifica-se uma maior homogeneidade no valor de resistência do grupo DEN, enquanto para os grupos PIN e COR verifica-se um comportamento muito similar, visto os resultados

nas variâncias de força de 128,49 e 140,62, e nas suas médias de 50,4 e 50,2 Kgf respectivamente.

Tabela 5 – Análise descritiva dos dados referente aos quatro grupos estudados

	<i>DEN</i>	<i>PIN</i>	<i>COR</i>	<i>IND</i>
Tamanho da amostra =	10	10	10	10
Mínimo	24	30	37	32
Máximo	41	67	72	83
Amplitude Total	17	37	35	51
Mediana	36.5	54	49.5	42.5
Primeiro Quartil (25%)	32	48	40	36.5
Terceiro Quartil (75%)	38.5	56.5	53.5	54
Desvio Interquartilico	6.5	8.5	13.5	17.5
Média Aritmética	35.1	50.4	50.2	47.8
Variância	28.7667	128.4889	140.6222	245.5111
Desvio Padrão	5.3635	11.3353	11.8584	15.6688
Erro Padrão	1.6961	3.5845	3.75	4.9549
Coeficiente de Variação	15.28%	22.49%	23.62%	32.78%
Assimetria (g1)	-0.9764	-0.7889	0.804	1.3573
Curtose (g2)	0.6247	0.2484	-0.2515	1.8449
Média Harmônica =	34.2369	47.5635	47.9304	44.1198
N (média harmônica) =	10	10	10	10
Média Geométrica =	34.6905	49.0738	49.0197	45.81
N (média geométrica) =	10	10	10	10
Variância (geom.) =	1.0121	1.0284	1.0227	1.0395
<b>Desvio Padrão (geom.) =</b>	<b>1.1809</b>	<b>1.2889</b>	<b>1.255</b>	<b>1.3483</b>

Para a avaliação quanto ao padrão de fraturas ocorridas entre os grupos, utilizou-se de um teste de qui-quadrado particionado por meio das freqüências dos locais de fratura (tabela 6), considerando-se os terços oclusal, cervical e médio, em função do comprometimento da estrutura dentária.

Conforme demonstra a figura 9, com as pontas analisadoras do paquímetro posicionadas no limite apical e no limite inferior do traço de fratura, foi obtida uma dimensão referencial, tendo em vista a definição do local da fratura. Se o traço final da fratura estivesse no intervalo de 6 a 10mm, a fratura estaria localizada no terço médio do corpo-de-prova, quando situada entre 11 e 15mm, a fratura estaria

localizada no terço cervical do corpo-de-prova, e quando situada entre 16 e 20mm, a fratura estaria localizada no terço oclusal do corpo-de-prova.

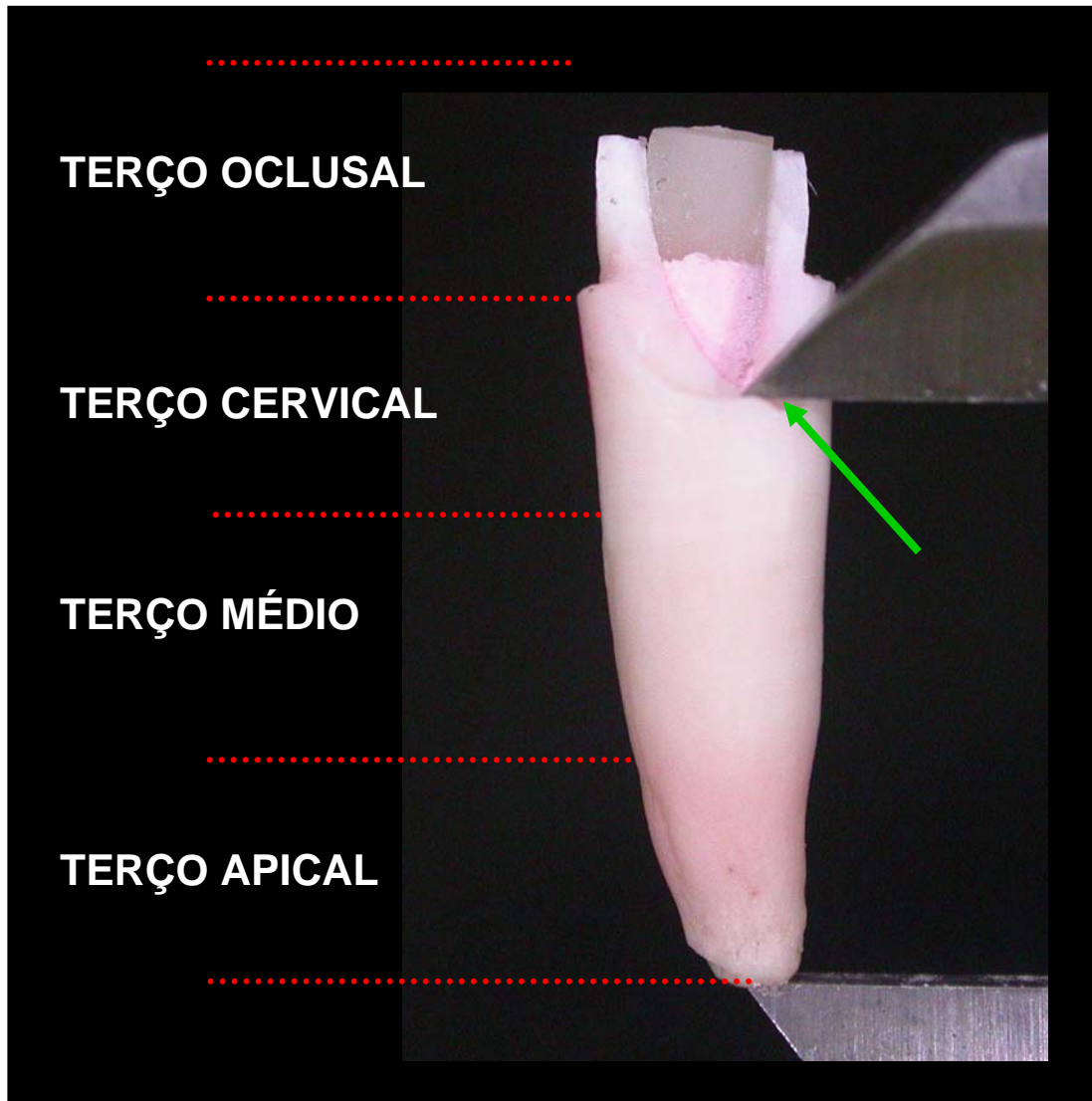


Figura 9 – Determinação do limite da fratura (mm) com relação à distância do ápice radicular

Tabela 6 – Frequências observadas nos quatro grupos com relação aos locais de fratura

Local de fratura	DEN	PIN	COR	IND
Terço coronário	1	8	7	10
Terço cervical	9	2	3	0



Os resultados do qui-quadrado mostraram que existem diferenças significativas nos locais de fratura e os grupos de dentes  $\chi$  cal= 19,78 é bem maior que  $\chi$  tab = 9,49 com  $p = 0,002$  (tabela 7), localizando as diferenças significativas entre as freqüências 2:2 e 2:4, enquanto as freqüências de 2:3 são semelhantes, pois a relação 8/2 e 7/3 embora numericamente diferentes, não o são estatisticamente.

O esquema com os locais e quantidades de fraturas correspondentes está demonstrado esquematicamente na figura 10, enquanto as figuras de 11 a 14 mostram o local de fratura de cada corpo-de-prova dos grupos COR, PIN, IND e DEN respectivamente.

Tabela 7 – Resultados do teste de Qui-quadrado partição LxC

	Lin : Col	Qui-Quadrado	GL	(p)
Partição 1	2 : 2	10.7692	1	0.0010
Partição 2	2 : 3	1.8315	1	0.1760
Partição 3	2 : 4	7.1795	1	0.0074
<b>Geral</b>	<b>Tabela</b>	<b>19.7802</b>	<b>3</b>	<b>0.0002</b>

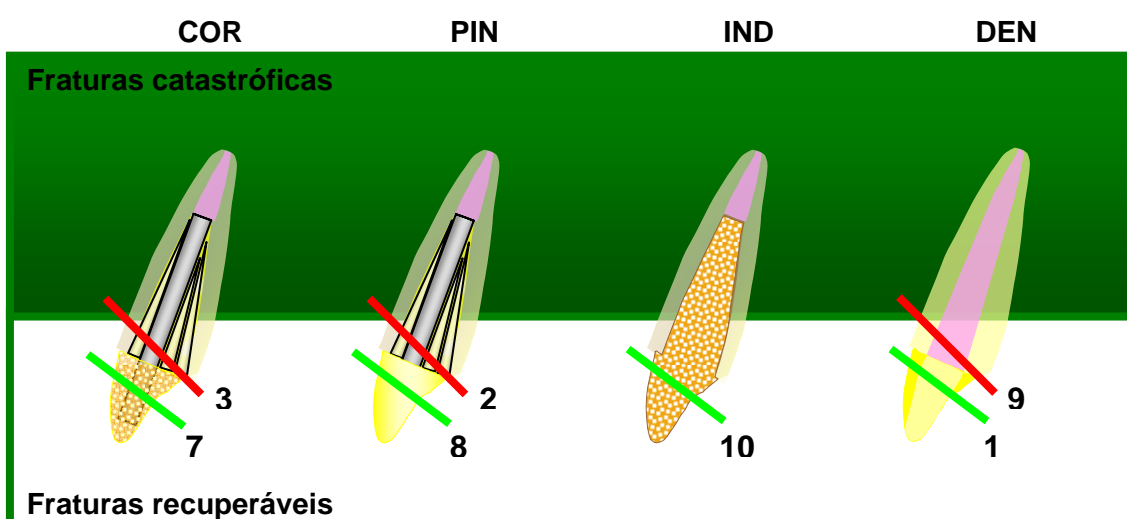


Figura 10 – Representação gráfica e numérica das leituras dos padrões de fratura observados em cada grupo, considerando-as catastróficas ou recuperáveis, com base em Heydecke (2001).

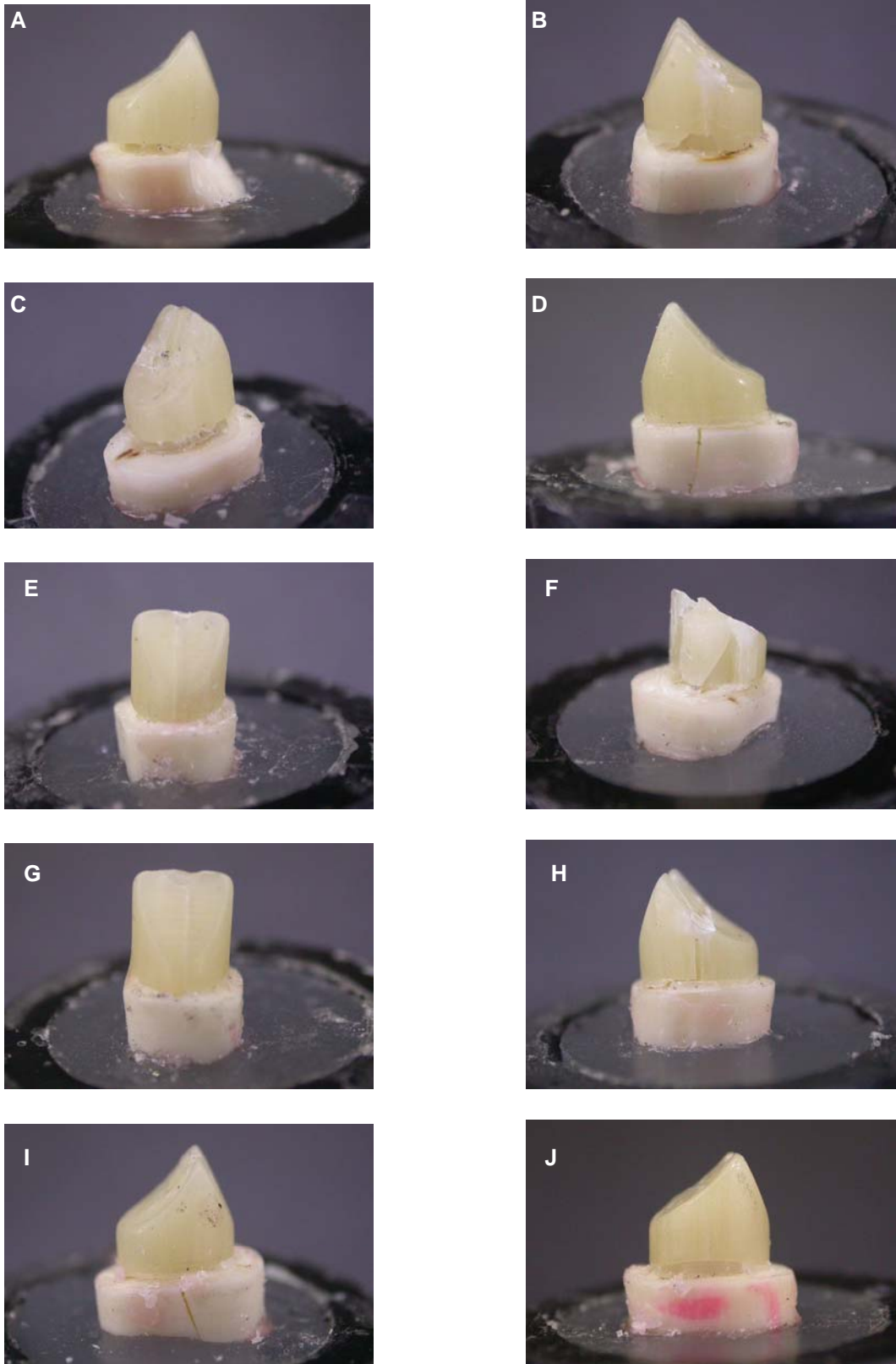


Figura 11 – Visualização dos locais de fratura nos corpos-de-prova do grupo COR

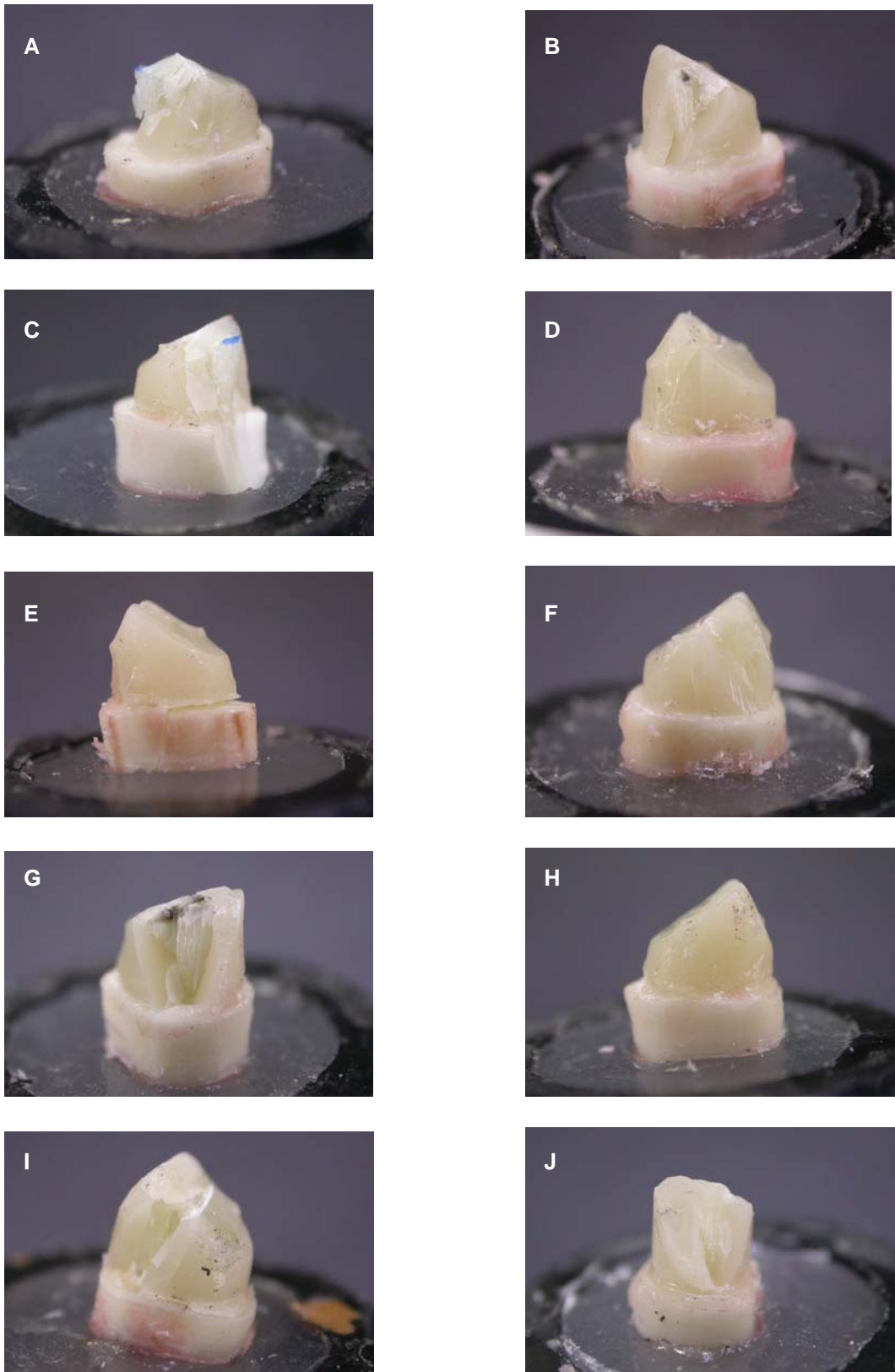


Figura 12 – Visualização dos locais de fratura nos corpos-de-prova do grupo PIN

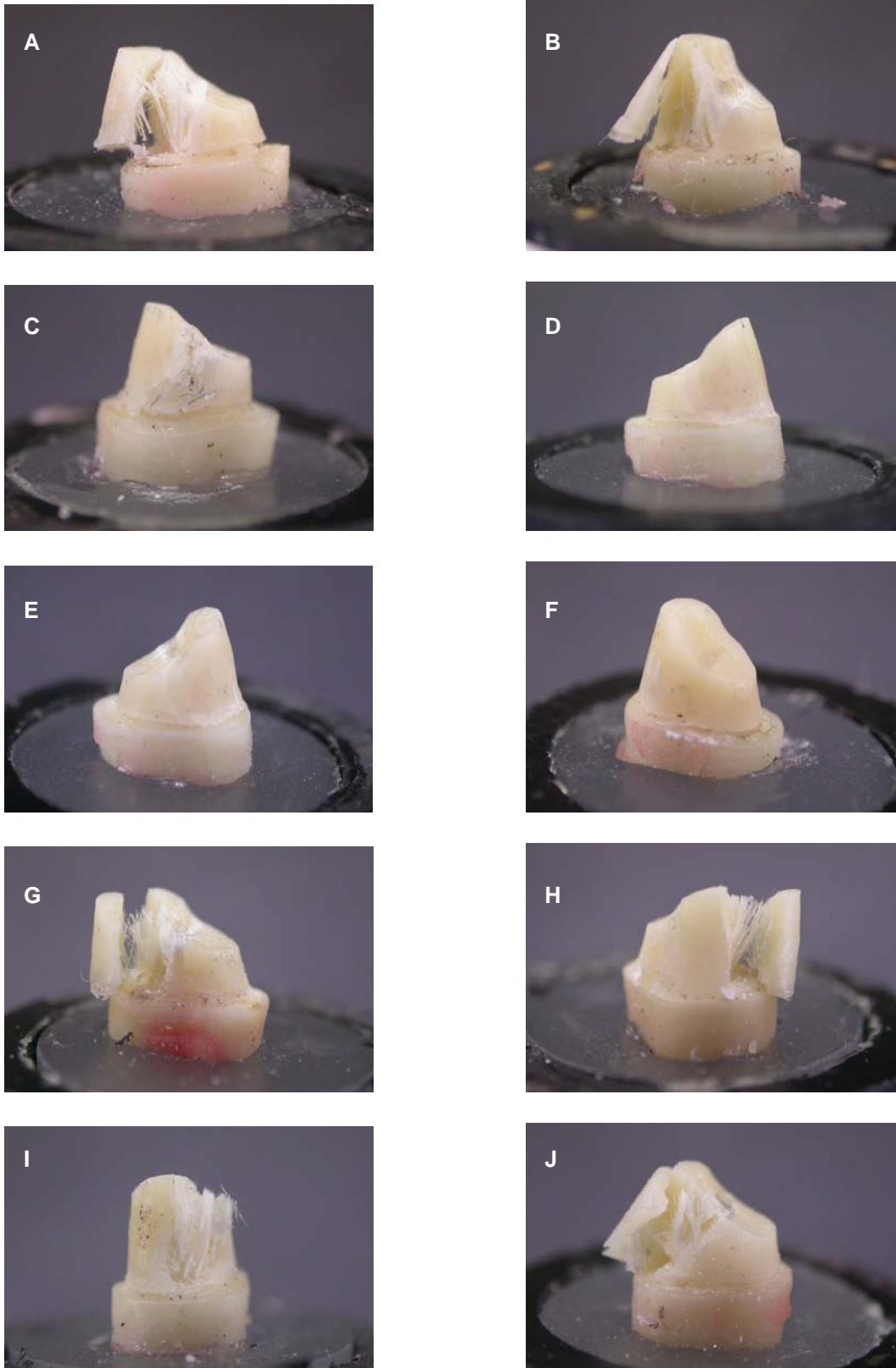


Figura 13 – Visualização dos locais de fratura nos corpos-de-prova do grupo IND

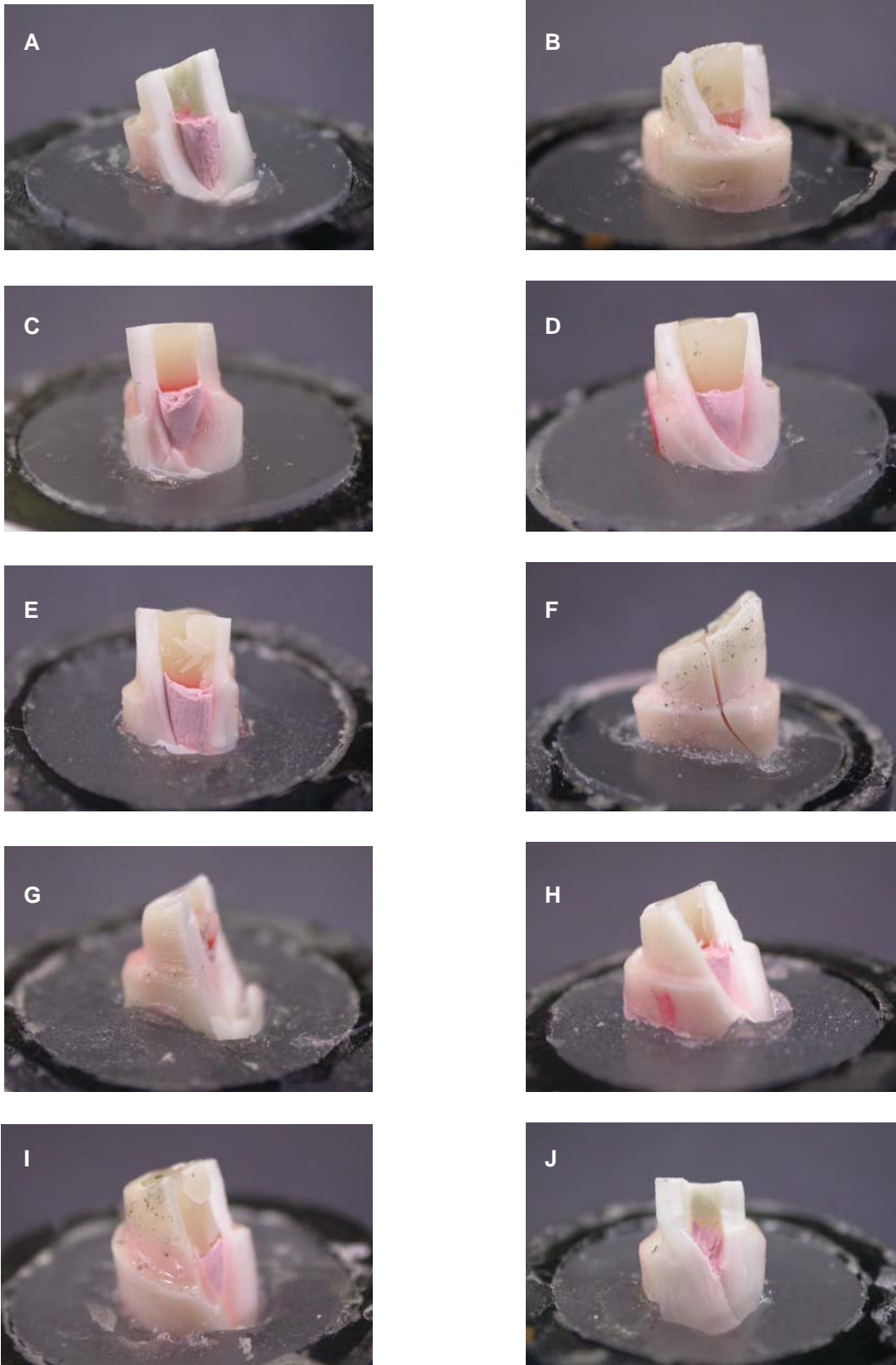


Figura 14 – Visualização dos locais de fratura nos corpos-de-prova do grupo DEN

## 6 DISCUSSÃO

No presente trabalho foi avaliada a resistência à fratura de pinos intra-radiculares por meio de um teste mecânico de compressão tangencial. Analisando os resultados da tabela 2, pode-se calcular uma resistência à fratura média de 46,38 Kgf considerando-se todos os grupos (COR, PIN, IND e DEN), ou de 49,46 Kgf desconsiderando-se o grupo controle (DEN).

Com relação à resistência mecânica ao menos, a literatura é unânime em afirmar que os pinos pré-fabricados de uma maneira geral constituem uma alternativa viável aos núcleos metálicos fundidos, pois os resultados demonstram que na maioria das situações clínicas simuladas, a resistência alcançada com os sistemas em questão, vai além das necessidades clínicas dos pacientes (Martinez-Insua et al., 1998; Akkayan e Gulmez, 2002; Heydecke et al., 2002; Newman et al., 2003; Fokkinga et al., 2004 e Martelli Jr, 2006).

Com relação ao aspecto funcional dos pinos, autores como Morgano (1996), Manocci et al. (1999), Heydecke et al. (2001), Kishen e Asundi (2002), e Marchi et al. (2003) admitem que a utilização de pinos intra-radiculares tem por objetivo único promover a retenção necessária para a restauração coronária quando não existe uma quantidade de estrutura dental remanescente.

Entretanto, fica evidente que a inclusão de pinos de fibra de vidro nos grupos COR, PIN e IND, em comparação com o grupo DEN, proporcionou um reforço na estrutura dental remanescente, especialmente se for considerado o fato de que os primeiros grupos em relação ao último, tiveram as paredes dentinárias desgastadas em excesso, a fim de simular dentes com condutos extremamente alargados e comprometidos. Este ponto de vista é defendido por Deutsch et al (1983), Lui (1987), Lui (1994), Saupe et al. (1996) e Newman et al.(2003). Manocci et al. (1999)

utilizando o mesmo grupo controle que o presente trabalho, verificaram a necessidade de um suporte radicular para o material do núcleo coronário quando toda a estrutura coronária do dente tratado endodonticamente estiver perdida. Os autores também relataram que nas condições estudadas, os pinos de fibra tornaram mínimo o risco de fraturas radiculares.

Outro fator relevante quanto aos resultados observados é o fato de que o comportamento biomecânico entre todos os grupos analisados modificou-se à medida que as fibras de vidro foram incorporadas como parte do sistema restaurador, assim como observado por Martelli Jr. (2006).

Analisando o padrão de fratura como forma de avaliação do aspecto biomecânico (tabela 2), pode-se considerar que as fraturas coronárias ou aquelas próximas à crista marginal óssea, as quais possibilitam a recuperação da porção radicular por meio de um tracionamento ou aumento de coroa clínica, podem ser consideradas favoráveis. Ao contrário, aquelas fraturas da porção medial da raiz, no sentido vertical em direção ao ápice radicular, podem ser consideradas catastróficas, visto que a única solução clínica viável seria a exodontia do elemento dental comprometido (Asmussen et al., 1999; Heydecke et al., 2001).

Enquanto o grupo DEN recebia somente uma restauração em resina composta no local correspondente ao acesso coronário para os condutos, verificou-se na maioria dos corpos-de-prova (90%) um padrão de fratura (tabela 2) onde a porção ocluso-palatina dos dentes permanecia inalterada, enquanto a porção vestibular exibia uma fratura no sentido ocluso-cervical, terminando próximo ao suporte ósseo vestibular. Segundo Melo et al. (2005), este aspecto característico ocorre quando a força ultrapassa o limite proporcional da estrutura dentária remanescente, dando início a um traço de fratura em princípio do lado palatino, onde



as estruturas estão sobre uma força de tração. Desta forma a linha de fratura pode se propagar transversalmente do local onde a força é aplicada até o osso suporte na altura da crista óssea oposta.

Nos grupos COR, PIN e IND, a maioria das fraturas localizaram-se na porção coronária (70%, 80% e 100% respectivamente), o que torna nítido o fato de que os pinos intra-canais de fibra de vidro proporcionaram uma distribuição melhor das tensões geradas pela simulação mecânica, como afirmam Martinez-Insua et al. (1998) e Asmussen et al. (1999), ao relatarem que a diminuição do risco de fratura de um dente tratado endodonticamente pode ser conseguido pela utilização de um material de preenchimento intra-radicular que combinasse um alto poder elástico com uma resistência mecânica adequada, como a fibra de carbono e de vidro respectivamente.

Mesmo com a utilização das fibras de vidro, Pierrisnard (2002) afirma por meio de um modelo experimental com elementos finitos, que a maior área de concentração de tensões se localiza na região cervical, como nas situações experimentais criadas pelos grupos citados anteriormente. Ainda assim, os resultados do presente trabalho estão em conformidade com os trabalhos de Akkayan e Gulmez (2002), Maccari et al. (2003) e Martelli Jr. (2006), onde a maioria das fraturas detectadas nos corpos-de-prova restaurados com fibras eram passíveis de recuperação.

O aumento dos valores de resistência verificados nos grupos COR, PIN e IND comparativamente ao grupo DEN, deve-se provavelmente em parte à utilização da fibra de vidro, a qual apresenta um módulo de elasticidade bem próximo ao da dentina (Duret et al., 1996), que teria a capacidade de distribuir o estresse sobre uma superfície mais ampla, aumentando o limiar a partir do qual o material



começaria a produzir microfaturas (Boschian et al., 2002). Entretanto, houve apenas diferença estatística significativa dos grupos PIN e COR com relação ao grupo DEN, enquanto o grupo IND não apresentou tal diferença (tabela 3 e 4).

Tal comportamento foi verificado por Sirimai (1999), que observou com a inclusão de núcleos de fibra de polietileno à semelhança dos núcleos do grupo DEN em fibra de vidro, houve uma diminuição da incidência das fraturas verticais, mesmo suportando as menores cargas comparativamente, ao contrário do observado por Newman et al (2003) que observando a utilização de núcleos de fibra de polietileno especificamente em dentes com canais alargados, obteve uma resistência à fratura maior e estatisticamente significativa. Semelhante ao presente trabalho, neste último não foram observadas fraturas radiculares.

Observa-se ainda pelos dados da tabela 5 que existe uma equivalência de resistência média à fratura entre os grupos COR e PIN, com 50,2 e 50,4 Kgf respectivamente. Este fato pode ser explicado em função da composição e proporção muito próxima de fibras de vidro entre os materiais utilizados. Segundo o fabricante os pinos de fibra de vidro tem 70% de fibra de vidro, enquanto o núcleo pré-fabricado tem 80% de fibras, ambos aglutinados por uma resina epóxi.

Segundo Scotti e Ferrari (2003), a alta densidade de fibras, a ausência de defeitos internos e a força de ligação entre as fibras e a matriz, são os elementos que podem aumentar notavelmente a resistência estática e dinâmica dos pinos, efeito este que determinou uma efetividade relativamente menor para os corpos-de-prova no grupo IND, onde a fibra de vidro utilizada necessita de aglutinação imediata à confecção do núcleo de preenchimento, quando se utiliza uma resina composta sem carga com base na técnica descrita no presente trabalho. Este fato proporcionaria falhas na união entre as fibras, caracterizando uma resistência final

menor, em especial na porção coronária, onde não existe a presença de um pino. Ainda assim, os resultados da tabela 5 demonstram uma maior homogeneidade no valor de resistência do grupo DEN, sugerindo um controle satisfatório na execução da técnica de confecção adotada na obtenção dos núcleos indiretos.

Com relação ao local das fraturas especificamente, os resultados das tabelas 6 e 7 demonstram haver diferenças estatísticas significantes entre o grupo IND e os demais, diferença esta que pode ser justificada pela técnica adotada, onde a confecção do núcleos indiretos proporciona uma menor linha de cimentação, que de acordo com Alster (1997) e Marchi et al. (2003) a inclusão de um agente de cimentação não seria o meio mais apropriado para o preenchimento dos canais radiculares alargados, fato este que acontece quando se preenche o espaço remanescente ao redor dos pinos nos grupos COR e PIN.

Esta tendência pode ainda ser confirmada por Newman et al. (2003), onde foram utilizados dentes com canais alargados restaurados mediante a utilização de fibras de polietileno associadas às resinas compostas, comparativamente aos pinos de fibra de vidro. Verificaram que quanto maior a quantidade de fibras no material de preenchimento intra-radicular, melhor o comportamento biomecânico, justificando os 100% de fraturas coronárias nos corpos-de-prova do grupo IND, o que pode ser observado pelo esquema da figura 9.

É interessante notar que a maior parte das fraturas coronárias ocorreu em função da fratura dos materiais utilizados como núcleos de preenchimento, semelhante ao que ocorreu com Cohen et al. (1999), onde 79% das amostras apresentaram fratura do material de preenchimento. Segundo Martinez-Insua et al. (1998), pelos resultados alcançados por seu trabalho comparando-se os tipos de materiais de preenchimento e os locais de fratura decorrentes dos testes de

resistência, presumiram que a fratura de um pino de fibras evita a fratura do remanescente dentário, assim como a fratura do preenchimento em resina.

Com relação ao melhor material de preenchimento para a confecção de núcleos coronários em dentes anteriores, existe uma tendência em qualificar as resinas compostas como o material mais indicado para o caso (Cho, 1999), embora algumas limitações possam ser identificadas.

Tirado et al. (2001) relatou que em função da absorção de água após a polimerização da resina composta haveria um alteração dimensional do núcleo de preenchimento, ocasionando posterior desadaptação da coroa protética cimentada. Mentik et al. (1995) apontam que dependendo da forma como as resinas compostas são manipuladas, haverá a inclusão de bolhas no corpo e na superfície do núcleo de preenchimento, o que poderá resultar em diminuição das propriedades mecânicas da material, apesar de Monticelli et al. (2005) afirmar que tais problemas podem ser solucionados com a utilização de uma resina composta do tipo flow, que proporcionaria uma melhor adaptação aos pinos pré-fabricados, além de diminuir a inclusão de bolhas e a conseqüente diminuição de fraturas resultantes.

Outros autores como Hagge e Lindemuth (2001) afirmam que as propriedades gerais da resina composta a qualificam como um bom material de preenchimento coronário, mas uma eventual incompatibilidade entre os sistemas adesivos simplificados e o modo de ativação das resinas compostas poderia comprometer a sua integridade física, comprometendo o suporte da restauração coronária.

Com base na opinião de Aksornmang et al. (2004), a resina composta além de apresentar propriedades mecânicas satisfatórias, apresenta um módulo de elasticidade mais próximo das estruturas dentárias que outros materiais de escolha, o que geraria uma maior estabilidade. Sob este aspecto a literatura é clara ao

afirmar que as fibras de vidro, por exemplo, possuem um módulo de elasticidade mais próximo ainda. Neste caso, a indicação dos núcleos coronários pré-fabricados de fibra de vidro podem se tornar uma alternativa aos núcleos de preenchimento de resina composta, visto que com os resultados limitados do presente trabalho, o material provou ter um comportamento biomecânico semelhante à resina composta.

Apesar dos resultados apresentados no presente trabalho, são necessárias mais pesquisas com relação ao tema, a fim de atribuir de fato se a utilização dos núcleos coronários de fibra de vidro constituir-se-ão em uma técnica promissora à longo prazo.

## 7 CONCLUSÕES

Dentro dos limites do presente trabalho, pode-se concluir que:

- 1) a resistência à fratura foi afetada significativamente com a utilização dos pinos de fibra de vidro, independentemente do material de preenchimento coronário utilizado,
- 2) o núcleo de preenchimento coronário em fibra de vidro demonstrou um comportamento biomecânico equivalente ao da resina composta e
- 3) o padrão de fratura dos corpos-de-prova foi mais favorável com a utilização dos pinos de fibra de vidro.

## REFERÊNCIAS

- AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent.**, v. 87, n. 4, p.431-437, 2002.
- AKSORNMUANG, J.; FOXTON, R.M.; NAKAJIMA, M. TAGAMI, J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. **J Dent.**, v. 32, n. 6, p. 443-450, Aug. 2004.
- 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.
- BARABAN, D.J. A simplified method for making posts and cores. **J Prosthet Dent.**, v. 24, n. 3, p. 287-297, Sept. 1970.
- BOSCHIAN, P.L.; CAVALLI, G.; BERTANI, P.; GAGLIANI, M. Adhesive post-endodontics restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. **Dent Mater.**, v. 18, n. 8, p. 596-602, 2002.
- COHEN, B.I.; PAGNILLO, M.; MUSIKANT, B.L.; DEUTSCH, A.S. Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post system. **J Oral Rehabil.**, v. 26, n. 6, p. 488-494, 1999.
- DEUTSCH, A.S. *et.al.* Prefabricated dowels: A literature review. **J Prosthet Dent.**, v. 49, n. 4, p. 498-503, Apr. 1983.
- 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.
- 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.
- GROBLER, D.G.; DRIESSEN, C.H.; ODENDAAL, J. Bond integrity of dental core materials to esthetic intraradicular posts. **Int J Periodontics Restorative Dent.**, v. 25, n. 6, p. 605-613, Dec. 2005.
- HAGGE, M.S.; LINDEMUTH, J.S. Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 adhesive systems. **J Prosthet Dent.**, v. 86, n. 6, p. 620-623, Dec. 2001.

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.

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.

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.

MARTELLI JR, H. Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro acessórios. Londrina, 2006. Dissertação – (Mestrado em Odontologia) - Curso de Odontologia da Universidade Norte do Paraná, 2006.

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

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.

MENTINK, A.G.B.; MEEUWISSEN, R.; HOPPENBROUWERS, P.P.M.; KÄYSER, A.F.; MULDER, J. **Quintessence Int.**, v. 26, n. 11 p. 811-815, 1995.

MONTICELLI F.; GORACCI, C.; GRANDINI, S.; GARCIA-GODOY, F.; FERRARI, M. Scanning electron microscopic evaluation of fiber post-resin core units built up with different resin composites. **Am J Dent.**, v. 18, n. 1, p. 61-65, Feb. 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.

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.

SCOTTI, R.; FERRARI, M. **Pinos de fibra. Considerações teóricas e aplicações clínicas.** São Paulo: Artes Médicas, 2003. p.39-51.

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.

TALEGHANI, M.; LEINFELDER, K.F. Evaluation of a new glass ionômero cement with silver as a core build up under a cast restoration. **Quintessence Int.**, v.19, n. 1, p. 19-24, 1988.

TIRADO, J.I.M.; NAGY, W.W.; DHURU, V.B.; ZIEBERT, A. J. The effect of thermocycling on the fracture toughness and hardness of core buildup materials. **J Prosthet Dent.**, v. 86, n. 5, p. 474-480, Nov. 2001.

VOLWILER, R.A.; NICHOLLS, J.I.; HARRINGTON, G.W. A comparison of three core buildup materials used in conjunction with two post systems in endodontically treated anterior teeth. **J Endodont.**, v. 15, n. 8, p. 355-361, Aug. 1989.