

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**  
**MESTRADO EM PRÓTESE DENTÁRIA**

Maria Fernanda Nascimento

**Resistência à fratura de raízes enfraquecidas restauradas com pinos intra-  
radiculares e submetidas à ciclagem mecânica**

**Porto Alegre**

**2010**

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**  
**MESTRADO EM PRÓTESE DENTÁRIA**

**Resistência à fratura de raízes enfraquecidas restauradas com pinos  
intra-radiculares e submetidas à ciclagem mecânica**

**Maria Fernanda Nascimento**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, concentração Prótese Dentária, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

**Orientadora: Prof. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai**

**Porto Alegre**

**2010**

## **DEDICO ESTE TRABALHO**

**Ao meu noivo, Silvio, que sempre esteve presente nos momentos mais importantes do meu desenvolvimento.**

**À minha tia Iraci, que muitas vezes fez papel de mãe, ouvindo e aconselhando, mas sempre respeitando a minha individualidade.**

**Aos meus pacientes que compreenderam a minha ausência e incentivaram o meu aperfeiçoamento.**

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

**À minha orientadora Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai pela dedicação, atenção e paciência.**

**Aos meus colegas, em especial, a Magali Beck Guimarães e Fabrício Dorigon da Silva que me acompanharam e incentivaram nessa jornada.**

## **AGRADECIMENTOS**

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa do Diretor da Faculdade de Odontologia, Prof. Marcos Túlio Mazzini Carvalho.

Ao Prof. Dr. José Antonio Poli de Figueiredo, Coordenador deste Programa de Pós-Graduação.

Aos docentes do curso de Mestrado, em especial aos professores Eduardo Mota, Eduardo Rolim Teixeira e Márcio Lima Grossi.

À colega Larissa Magnus que gentilmente colaborou na execução da parte experimental do trabalho.

Aos funcionários da Secretaria de Pós-Graduação da FO-PUCRS Ana Lúcia, Davenir, Carlos e Marcos.

## RESUMO

Este estudo *in vitro* avaliou a resistência à fratura de raízes enfraquecidas, tratadas endodonticamente, que foram restauradas com pinos metálicos fundidos e pinos de fibra de vidro Exacto (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil) e submetidos à fadiga mecânica. Foram utilizados 20 dentes humanos unirradiculares, extraídos, com dimensões padronizadas e sem defeitos estruturais visíveis. As coroas foram removidas abaixo da junção amelo-cementária, mantendo-se comprimento da raiz entre 14 e 16 mm. O tratamento endodôntico foi realizado pela técnica escalonada; os canais foram desobturados para o preparo intra-radicular padronizado com a broca do sistema de pino de fibra de vidro Exacto (nº 1,6 mm de diâmetro). O enfraquecimento radicular foi realizado com remoção de dentina dos condutos com uma broca diamantada tronco-cônica (4 mm de comprimento). As raízes foram aleatoriamente divididas em quatro grupos (n=5/grupo) conforme o tipo de pino (metálico ou pino de fibra de vidro) e o tipo de tratamento realizado (com ciclagem mecânica ou sem ciclagem mecânica). Para os pinos metálicos, a região intra-radicular foi modelada e fundida em peça única em liga de níquel-cromo. Os pinos de fibra de vidro receberam complemento coronário confeccionado com resina nanoparticulada Z250 (ESPE, 3M) com o uso de coroas de poliéster pré-fabricadas com a forma padronizada pelos núcleos fundidos. Todos os pinos e coroas totais metálicas foram cimentadas com o cimento RelyX Unicem. As raízes foram revestidas com uma camada de poliéster simulando o ligamento periodontal e foram embutidas em resina acrílica autopolimerizável. Dois grupos foram submetidos à ciclagem mecânica no Simulador de Fadiga Mecânica ERIOS, modelo ER – 11000, com protocolo de 300.000 ciclos, carga de 50 N correspondente a pressão de trabalho de 1,13 bars e frequência de 1 Hz. O ensaio mecânico para registro dos valores de resistência à fratura foi realizado com a aplicação de uma carga compressiva a 45<sup>0</sup> com a face palatina dos corpos-de-prova em máquina de ensaio universal à velocidade de 0,5 mm/min até que houvesse algum tipo de ruptura. O tipo de falha após o ensaio foi classificado como reparável ou irreparável. Os dados de força máxima de ruptura (N) obtidos foram preliminarmente analisados pelos testes de Lilliefors (D) e Shapiro-Wilk (W) quanto à normalidade de sua distribuição para aplicação de testes estatísticos paramétricos.

Posteriormente, foram analisados pelo teste ANOVA de acordo com o delineamento de experimento em blocos casualizados com repetições, ao nível de significância de 0,05. Os resultados mostraram que pinos metálicos sem ciclagem mecânica tiveram a maior resistência à fratura (484 N); os pinos de fibra de vidro submetidos à ciclagem mecânica mostraram os menores valores (259,9 N). Os pinos metálicos fundidos apresentaram maiores valores de resistência à fratura que os pinos de fibra de vidro; entretanto, apresentaram maior número de falhas irreparáveis. A ciclagem mecânica reduziu a força máxima de ruptura, mas não afetou o tipo de falha.

**Palavras-chave:** Pinos Intra-radiculares, Resistência à fratura, Ciclagem Mecânica, Teste de Fadiga Mecânica.

## ABSTRACT

This *in vitro* study evaluated the fracture strength of endodontically treated, weakened root canals, which were restored with either cast metallic or glass fiber-reinforced resin posts (Exacto, Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brazil) and submitted or not to mechanical fatigue. Twenty extracted human teeth with standardized dimensions and no visible structural defects were used. The crowns were cut below the enamel-cement junction to result in 14-16 mm-length roots. The endodontic treatment was performed by using the stepwise technique; the canals were prepared for post insertion with a bur of the glass fiber-reinforced resin post system (# 1.6 mm-diameter). The roots were weakened by removing intracanal dentin with a tapered diamond bur (4 mm-length) and randomly divided into four groups (n=5/group) according to the type of post (metallic or glass fiber-reinforced resin post) and type of treatment (with or without mechanic cycling). For the metallic posts, the intracanal portion was modeled and cast in Ni-Cr alloy. The resin posts had the crown portion built with nanoparticle composite Z250 (ESPE, 3M) using prefabricated polyester crowns of standardized shape according to the cast posts. All posts and metallic crowns were cemented with RelyX Unicem. The roots were covered with impression material to simulate the periodontal ligament and embedded in acrylic resin. Two groups were submitted to mechanic cycling with 300,000 cycles, 50 N of load corresponding to a pressure of 1.13 bars, and frequency of 1 Hz. Specimens were loaded at 45 degrees in a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/min until failure. The mode of failure was classified as repairable or nonrepairable. The results showed that the metallic posts with no mechanic fatigue had the highest fracture strength (484 N); the resin posts with mechanic cycling showed the lowest values (259.9 N). The teeth with cast posts had higher strength than the ones with resin posts, but they also showed more nonrepairable failure. Mechanical cycling reduced the fracture strength but did not affect the failure mode.

**Key words:** Intraradicular post, fracture strength, mechanical fatigue testing, mechanical cycling



## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Limpeza das raízes.....	23
<b>Figura 2</b> - Raspagem ligamento periodontal remanescente.....	24
<b>Figura 3</b> - Secção da parte coronária.....	25
<b>Figura 4</b> - Raízes sem parte coronária. ....	25
<b>Figura 5</b> - Odontometria pelo método visual.....	26
<b>Figura 6</b> - Modelagem dos pinos com resina acrílica autopolimerizável.....	29
<b>Figura 7</b> - RelyX proporcionado, pronto para espatulação.....	30
<b>Figura 8</b> - Seringa e ponteira Centrix para colocação do cimento intra-radicular.....	31
<b>Figura 9</b> - Pino metálico já cimentado.....	31
<b>Figura 10</b> - Pino de fibra de vidro, aplicação do agente silano.....	32
<b>Figura 11</b> - Pino posicionado intra-canal/ cimentação.....	32
<b>Figura 12</b> - Pino metálico e pino de fibra de vidro (núcleo de resina) cimentados .....	34
<b>Figura 13</b> - Coroa posicionada, cimento extravasado, fotopolimerização.....	35
<b>Figura 14</b> - Remoção do excesso de cimento após a breve polimerização .....	37
<b>Figura 15</b> - Adesivo do poliéter aplicado sobre a raiz.....	37
<b>Figura 16</b> - Poliéter colocado no interior do “alvéolo artificial” .....	37
<b>Figura 17</b> - Raiz reinserida no “alvéolo artificial” .....	38
<b>Figura 18</b> - Excesso de poliéter removido. Corpos-de-prova concluídos.....	38
<b>Figura 19</b> - Corpo-de-prova posicionado, iniciando a ciclagem mecânica.....	39
<b>Figura 20</b> - Corpo-de-prova posicionado recebendo carga compressiva até a ruptura. ....	40
<b>Figura 21</b> - Força máxima de ruptura (N) dos grupos experimentais.....	43
<b>Figura 22</b> - Falha irreparável, terço médio da raiz .....	46
<b>Figura 23</b> - Falha reparável, deslocamento do pino e da coroa .....	46

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1-</b> Estatística descritiva dos valores de força máxima de ruptura (N) dos grupos experimentais testados.....	40
<b>Tabela 2-</b> Resultado do teste de ANOVA para delineamento de experimento em blocos casualizados com repetições.....	42
<b>Tabela 3-</b> Comparação dos valores médios de força máxima de ruptura (N) em função dos efeitos principais (tipo de pino e ciclagem mecânica).....	42
<b>Tabela 4-</b> Frequência absoluta do tipo de falha (irreparável X reparável) para cada grupo experimental (n=5).....	43
<b>Tabela 5-</b> Comparação da distribuição do tipo de falha (irreparável X reparável) em função do tipo de pino e da presença ou não de ciclagem mecânica.....	44

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

N <sup>o</sup>	- número
%	- porcentagem
<	- menor
>	- maior
°	- graus
°C	- grau Celsius
μm	- micrometro
cm	- centímetro
mm/mim	- milímetro por minuto
D	- Lilliefors
DP	- desvio padrão
et al.	- e outros
Hz	- Hertz
kg	- quilograma
kgf	- quilograma-força
min	- minuto
mm	- milímetro
mW/cm <sup>2</sup>	- mili-Watts por centímetro quadrado
N	- Newton
W	-Shapiro-Wilk

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	12
<b>2 PROPOSIÇÃO</b> .....	14
2.1 Hipótese Nula.....	14
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	15
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	23
4.1 Seleção e preparo dos dentes.....	23
4.2 Tratamento Endodôntico.....	26
4.3 Preparo dos Canais: desobturação e enfraquecimento radicular.....	28
4.4 Formação dos grupos experimentais.....	28
4.5 Cimentação dos pinos .....	30
4.6 Confeção das coroas metálicas.....	33
4.7 Cimentação das coroas.....	34
4.8 Simulação de ligamento periodontal.....	36
4.9 Ciclagem Mecânica.....	39
4.10 Ensaio Mecânico.....	39
4.11 Avaliação dos Corpos-de- Prova.....	40
4.12 Análise dos dados.....	41
<b>5 RESULTADOS</b> .....	42
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	48
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	53
<b>8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	54
<b>ANEXO 1</b> .....	59

# 1 INTRODUÇÃO

A difícil tarefa de restaurar dentes tratados endodonticamente faz parte da prática odontológica diária, sendo um desafio ao clínico e em especial ao protesista. O desafio reside no fato de que tais dentes apresentam redução em sua resistência devido à perda da propriocepção por conta da remoção do órgão pulpar (RANDOW; GLANTZ, 1986). Além disso, a perda de estrutura por cárie, trauma e excessiva remoção de dentina radicular durante o tratamento também favorece o enfraquecimento e conseqüentemente deixa estes elementos dentários mais suscetíveis à fratura (GUTMANN, 1992). A excessiva força aplicada pela condensação lateral da guta-percha (obturação dos canais) e a corrosão do metal também são causas de fratura citadas na literatura (HARVEY; WHITE; LEEB, 1981). Com a perda excessiva de estrutura dentária e diante da necessidade de reabilitação, os pinos radiculares surgiram para serem usados como elemento de suporte para o núcleo quando há insuficiente remanescente dentário (DIKBAS et al., 2007). Dos dentes restaurados com coroas unitárias, cerca de 39% são dentes desvitalizados. Além disso, a maioria deles possui algum tipo de sistema de pino-núcleo (LEEMPOEL et al. 1995). O uso de pinos propiciaria, então, melhor suporte e retenção do núcleo, podendo reduzir a possibilidade de fratura radicular (ABOU-RAS, 1992).

Na tentativa de melhorar a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente restaurados com sistema de pino-núcleo os estudos são focados no material (DIKBAS et al., 2007), desenho dos pinos, no tipo de agente cimentante e na presença de abraçamento cervical (ROSS; NICHOLLS; HARRINGTON, 1991). Outros autores, por sua vez, afirmam que a heterogeneidade das propriedades físico-químicas dos materiais usados para confecção dos pinos poderia criar estresse na interface dentina/pino, o que favoreceria fraturas do sistema (ASSIF ; GORFIL, 1994; PEGORETTI et al. , 2002).

Com o advento da técnica adesiva, os materiais adesivos passaram a ser usados também para cimentação de pinos, o que traria como vantagem maior selamento apical, maior retenção dos pinos, alívio do estresse no interior radicular e, em caso de fratura, estas poderiam ser mais facilmente revertidas, pelo menos, para incisivos superiores (NAUMANN et al., 2008). Entretanto, a técnica adesiva convencional para cimentação de pinos demonstra ser uma técnica

sensível e de difícil manejo ao clínico. O difícil acesso ao canal radicular e os efeitos da contração da polimerização seriam desfavoráveis (SERAFINO et al. 2004; GORACCI et al. 2005).

Além disso, a literatura aponta problemas de compatibilidade entre os diferentes tipos de sistemas adesivos com os cimentos duais devido à reação de monômeros ácidos residuais (adesivo) com o componente ativador, agente cimentante (ASMUSSEN; PEUTZIFELTD; HEITMANN, 2006; TAY et al. 2003). A possibilidade de aplicação de uma técnica menos sensível, com o uso de um cimento auto-adesivo, tanto para pinos metálicos quanto pinos de fibra de vidro, seria de grande valia. Para melhor avaliar o comportamento de diferentes tipos pinos, os estudos ainda utilizam os tratamentos de envelhecimento, como a ciclagem mecânica, para simular os desafios biomecânicos que estes pinos estariam expostos, configurando uma situação mais próxima à realidade clínica (ASSIF; GORFIL, 1994; NAUMANN et al. 2008).

Cientificamente, muitos estudos tentam associar os fatores para a escolha ideal do pino e do agente cimentante para dentes naturais tratados endodonticamente, com perda de estrutura e submetidos a ensaios mecânicos (ASSIF; GORFIL, 1994; DIKBAS et al. 2007; NAUMANN et al. 2008). Todavia, a literatura atual ainda não aponta um consenso na seleção de um sistema mais apropriado. É de interesse clínico avaliar, portanto, o comportamento biomecânico de diferentes tipos de pinos cimentados em raízes enfraquecidas quando submetidos a tratamento de envelhecimento (ciclagem mecânica).

## 2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo é testar, *in vitro*, a resistência à fratura de raízes tratadas endodonticamente e com perda de estrutura, restauradas com pino de fibra de vidro e pino metálico fundido, cimentados com cimento resinoso auto-adesivo após terem sido submetidos à ciclagem mecânica.

Objetivos específicos:

1. Comparar os valores de força de ruptura de raízes restauradas com pino intraradiculares (pinos metálicos ou pinos de fibra de vidro) quando submetidos ou não à 300.000 ciclos mecânicos.
2. Classificar o tipo de falha ocorrida (reparável ou irreparável) após o ensaio mecânico.

### 2.1 Hipótese Nula

A hipótese nula é que não há diferença significativa na resistência à fratura de raízes endodonticamente tratadas com pinos metálicos ou pinos de fibra de vidro, com ou sem ciclagem mecânica.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

Um grande esforço tem sido feito na busca de um pino que seja o mais apropriado e compatível possível com a dentina intra-radicular, sendo capaz de resistir aos desafios intra-buciais (QING et al., 2007). As pesquisas enfocam, portanto, os materiais e desenho dos pinos (KING; SETCHELL, 1990), o agente cimentante (BITTER et al., 2006), a presença ou não do abraçamento cervical (AKKAYAN; GULMEZ, 2002) e a influência de simulação de fadiga mecânica (NAUMANN et al., 2008; GATEAU; SABEK; DAILEY 1999; NOTHDURFT; SCHMITT; MOTTER, 2008). Os pinos em geral devem ser biocompatíveis com a cavidade oral, com propriedades físico-mecânicas semelhantes à dentina, tendo, por exemplo, módulo de elasticidade similar para absorver e transmitir ao remanescente dentário apenas parte do estresse recebido (DEUTSCH et al., 1983). Os pinos podem ser fabricados de forma indireta ou direta.

Os pinos indiretos metálicos exigem técnica de moldagem, ou modelagem do conduto e etapa laboratorial, sendo geralmente, indicados quando há grande perda de estrutura dentária (ZHI; YU, 2003). Tradicionalmente, os pinos metálicos são mais rígidos e resistem a grandes tensões, mas também estão sujeitos a maior risco de fratura dentária. Possuem um longo acompanhamento clínico, sendo considerados o padrão-ouro na literatura, principalmente quando confeccionados com ligas nobres (QING et al, 2007; HEYDECKE et al, 2002). Todavia, apresentam características desfavoráveis em relação à estética devido à não transmissão da luz. Podem sofrer corrosão pela ação galvânica, causando manchamento na margem gengival (SEIBER; THEIL, 1996) e aumento de seu volume. A literatura associa a corrosão do pino à fratura radicular (PETERSEN, 1971).

Os pinos estéticos não-metálicos surgiram com o advento dos sistemas adesivos. Priorizam o aspecto estético, a biocompatibilidade e a rigidez dos tecidos dentários, melhorando a distribuição do estresse (STERWARDSON, 2001; HU et al. 2003). Apresentam propriedades físico-mecânicas favoráveis (ASMUSSEN; PEUTZIELDT; HEITMANN, 1999; CORMIER; BURNS; MOON, 2001; MANNOCCI; SHERRIFFE; WATSON 2001), bem como módulo de elasticidade similar ao da dentina, apresentando compatibilidade estrutural e reduzindo o risco de fratura radicular (FERRARI; VICHI; GARCIA-GODOY, 2000), principalmente quando



associados à técnica adesiva e comparados a pinos de fibra de carbono, ligas metálicas e cerâmica (BAE et al., 2001). Isso ocorreria pelo fato de haver união química entre o pino e o agente cimentante (BOSCHIAN et al., 2002; NAUMANN; BLANKENSTEIN, DIETRICH, 2005). Avaliando o módulo de elasticidade dos materiais dos pinos, alguns autores ainda consideram controversa a definição de um módulo de elasticidade ótimo para escolha de um pino. Alguns consideram que um alto módulo de elasticidade seria ideal (YAMAN; KARACAER; SAHIN, 2004). Os pinos mais rígidos teriam maior resistência ao dobramento sofrendo menor deformação quando submetidos às cargas transversais (STICKER; GOHRING, 2006). Por outro lado, o mesmo pino mais rígido teria um maior efeito de cunha, aumentando o risco à fratura durante a carga longitudinal (UKON et al. 2000).

Meira et al. (2009) avaliaram o efeito diferentes módulos elasticidade de pinos em relação estresse máximo sofrido aplicando carga em diferentes direções. O estudo de elemento finito utilizou a representação de raízes de incisivos centrais superiores como se fossem restaurados com pinos com módulos de elasticidade (37/ 100 e 200 GPa) submetidos à carga de 100 N aplicada em várias direções ( $0^{\circ}$ ,  $45^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$ ) em relação ao longo eixo do pino. O estudo relevou que a distribuição do estresse ao longo da raiz é dependente da direção da carga aplicada. Forças aplicadas no sentido longitudinal ( $0^{\circ}$ ) geram mais estresse na porção apical quando os pinos são mais rígidos. Chegam a ser quase quatro vezes maior do que nos pinos com menor módulo de elasticidade, ou seja, menos rígidos (MEIRA et al. 2009).

Asmussen et al. (2000) relataram melhores resultados *in vitro* para materiais mais rígidos, mas na literatura especializada há diferenças metodológicas, tornando os estudos sobre pinos dificilmente comparáveis, com resultados contraditórios e de difícil transposição clínica. Assim, a literatura acerca da escolha do melhor sistema de pino ainda é controversa. Em revisão sistemática elaborada pela Biblioteca Cochrane em 2007, o objetivo foi avaliar a efetividade de diferentes tipos de pinos e núcleos, comparando as médias das fraturas dos diversos sistemas. Apesar da grande quantidade de estudos, apenas dois foram considerados apropriados e somente um estudo clínico randomizado comparou pinos metálicos a não-metálicos. Segundo a revisão, o risco de fratura seria maior nos pinos metálicos comparados aos de fibra de carbono. Entretanto, esta revisão sistemática apontou risco de viés em relação aos resultados, mostrando a necessidade de mais estudos comparativos (BOLLA et al. 2007).

A ação do agente cimentante também é fator importante na escolha do sistema pino-núcleo (NAUMANN et al. 2008) . Com o advento da técnica adesiva, passou-se a questionar o uso da cimentação convencional. Comparados aos cimentos tradicionais, tais como o cimento fosfato de zinco e os poliacarboxilatos, os cimentos resinosos apresentam uma série de vantagens: aumentam a retenção dos pinos, apresentam menor grau de dissolução, têm menor percentual de micro-infiltração e têm um excelente potencial estético (LI; WHITE, 1999). Todavia, a técnica adesiva pode não ser tão eficiente devido à sua maior sensibilidade operatória. Remanescentes de ácido e formação de fendas na interface dente/cimento podem ser fatores desfavoráveis (SERAFINO et al, 2004). Além disso, o estresse da contração de polimerização dentro do canal também não seria favorável. Os cimentos resinosos podem polimerizar precocemente, impedindo o correto posicionamento dos pinos. Nesse caso, a polimerização dual é recomendada. Cimentos mais viscosos, por sua vez, permitem melhor assentamento dos pinos e favorece a melhor distribuição do estresse intra-radicular (NISSAN; DIMITRY; ASSIF, 2001). Os cimentos auto-adesivos, com efeito, surgiram no mercado com o objetivo de simplificar a técnica adesiva convencional. Eles têm a capacidade de, durante a presa, modificar suas propriedades químicas, eliminando a necessidade de pré-tratamentos do tecido dentário e simplificando os passos operatórios (TAY et al, 2003).

O comportamento dos cimentos resinosos auto-adesivos, de presa dual, como RelyX Unicem (ESPE , 3M do Brasil LTDA, Sumaré, SP, Brasil) foi analisado em relação à composição do produto, morfologia da superfície, reação de polimerização e união dos materiais à hidroxiapatita (HANS et al. 2006). O RelyX Unicem, comparado ao BifiX (VOCO Dental Materials, EUA) demonstrou ter melhores propriedades, tendo uma intensa interação química com a hidroxiapatita.

Holderegger et al. (2008) avaliaram a resistência de união do cimento RelyX Unicem, comparando-o a três cimentos resinosos convencionais. Estudou-se o comportamento dos produtos em relação ao tempo, à capacidade do operador e à influência da termociclagem. O RelyX Unicem demonstrou menores valores de resistência de união; entretanto, foi o menos afetado pela termociclagem, sendo menos sensível a variações de manuseio e de tempo.

A influência da termociclagem na resistência de união de diferentes cimentos resinosos à dentina intra-radicular, em diferentes regiões dentro do canal, foi avaliada em outro

estudo. O RelyX Unicem teve maiores valores de resistência de união comparado aos outros materiais após termociclagem. A região apical dos canais demonstrou ter maior resistência de união (BITTER et al. 2006).

O uso da ciclagem mecânica é sugerido como um tratamento de envelhecimento dos corpos-de-prova para simular casos mais próximos à realidade clínica. Na literatura, os ciclos de fadiga mais citados são os de 300.000 ciclos sob carga de 50 N (BALBOSH; LUDWIG; KERN, 2007; BLABOSH; KERN, 2006) e de 1,2 milhões de ciclos também com de carga 50N (NAUMANN et al, 2008; HEYDECKE et al. 2002) que corresponderiam, respectivamente, ao uso clínico de um ano e três meses e cinco anos. Estudo avaliando o efeito do tratamento de superfície na retenção intracanal de pinos de fibra de vidro cimentados com cimento resinoso apontou a importância da ciclagem mecânica para simulação de determinados eventos que ocorreriam na cavidade oral, tornando, com isso, os estudos mais confiáveis (BALBOSH; KERN, 2006). Neste estudo, os autores submeteram os corpos-de-prova a 300.000 ciclos mecânicos com força com 30 N.

Naumann et al. (2008) analisaram o comportamento de cimentos auto-adesivos, adesivos e não-adesivos diante da aplicação de forças funcionais em incisivos humanos, combinados com diferentes sistemas de núcleos. Os dentes tratados endodonticamente foram preparados com abraçamento cervical de 2 mm, receberam pinos de fibra de vidro e foram cimentados, conforme o grupo que pertenciam, com RelyX Unicem (cimento auto-adesivo), Luxacore dual (cimento adesivo) e cimento fosfato de zinco (cimento não-adesivo). Os corpos-de-prova foram submetidos, então, à ciclagem mecânica (1,2 milhões de ciclos, com força de 50 N) e a ensaio de resistência à fratura. Como resultado, o estudo demonstrou que os grupos que receberam cimentos resinosos (adesivos e auto-adesivos), tiveram um melhor comportamento durante e após a ciclagem mecânica. O grupo dos pinos que foram cimentados com cimento fosfato de zinco apresentou um percentual de falha de 60% durante a ciclagem mecânica. O melhor desempenho médio em relação à resistência à fratura foi o do grupo em que o RelyX Unicem foi usado para cimentação em combinação com o núcleo de resina fotopolimerizável Clearfil Core. Além disso, o mesmo grupo apresentou um melhor comportamento no que se refere ao tipo de fratura ocorrido, 60% de fraturas foram classificadas como reparáveis (NAUMANN et al. 2008).

Em outro estudo foi avaliada a resistência à fratura de pinos de dióxido de zircônia cimentados em dentes bovinos tratados endodonticamente (NOTHDURFT; SCHMITT; MOTTER, 2008). Os pinos foram cimentados com cimento ionômero de vidro Ketac (3M ESPE Dental Products, EUA), cimento resinoso convencional, Panavia F e cimento auto-adesivo RelyX Unicem (3M ESPE Dental Products, EUA). Todos os grupos tiveram núcleos construídos com resina fotopolimerizável Herculite XRV (KERR Corporation, EUA), com tratamento adesivo prévio da dentina, seguido do preparo dentário para confecção de coroas metálicas de cromo cobalto. Os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica com 1,2 milhões de ciclos e com carga de 50 N, num ângulo de  $45^{\circ}$ . Todas as amostras foram carregadas até a fratura. A carga foi aplicada na face palatina das coroas, a  $45^{\circ}$  com o longo eixo das raízes, à velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. Os valores de resistência a fratura foram semelhantes antes e depois da ciclagem mecânica. Entretanto, as raízes cimentadas com cimento convencional tiveram um maior decréscimo na resistência à fratura depois da fadiga. A maioria dos espécimes fraturou de modo favorável, em geral acima do “nível estipulado como nível ósseo”, independentemente do tipo de cimento usado (NOTHDURFT; SCHMITT; MOTTER, 2008).

A resistência à fratura de diferentes pinos cimentados com cimento resinoso convencional, RelyX Unicem (3M ESPE Dental Products, EUA), em raízes com perda de estrutura dental foi avaliada por Asmussen et al. (2006). O padrão de fratura também foi observado, classificando-a em reparável ou irreparável. Padronizou-se o comprimento das raízes de incisivos e caninos superiores em 17 mm. Após tratamento endodôntico, as raízes receberam pinos de fibra de vidro, fibra de quartzo e pino metálico fundido. Todos receberam coroas metálicas e foram submetidos a ensaio mecânico de resistência à fratura com aplicação de força compressiva em ângulo de  $45^{\circ}$ , à velocidade de deslocamento de 0,5 mm/min. As raízes com pinos metálicos fundidos cimentados com cimento resinoso convencional tiveram um valor médio de ruptura duas vezes maior que os pinos de fibra de vidro e de quartzo. Em relação ao tipo de fratura, o estudo observou que os pinos de fibra de vidro e quartzo tiveram, em sua totalidade, somente falhas reparáveis. Para os pinos metálicos, entretanto, 70% das amostras tiveram fraturas catastróficas (ASMUSSEN et al, 2000).

Outro estudo avaliou a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com abraçamento cervical padronizado de 2 mm (QING et al. 2007). O estudo usou 30 dentes doados de cadáveres humanos (incisivos superiores e caninos inferiores recém-extraídos). Obtiveram 12

pares de dentes, ou seja, dentes do mesmo indivíduo com o seu contralateral correspondente. Foram usados pinos de fibra de vidro comparados a pinos de zircônia. Pinos fundidos foram usados como controle e cimentados com cimento fosfato de zinco. A simulação do ligamento periodontal foi feita com uma camada de material de impressão Impregum (3M ESPE Dental Products, EUA) Para cimentação dos pinos foi usado Panavia (Kuraray Inc., Japão) cimento dual, com prévia preparação das paredes do canal conforme indicação do fabricante. Núcleos de resina fotopolimerizável foram construídos e coroas metálicas padronizadas foram utilizadas para todos os grupos. Os espécimes foram submetidos a ensaio mecânico com ângulo de  $135^{\circ}$ , à velocidade de carregamento de 0,5mm/min, até que ocorresse a fratura (QING et al. 2007). Como resultado, o estudo mostrou que, dos grupos pareados, o grupo teste teve valores de resistência à fratura mais baixos do que o controle. O tipo de fratura em 81,8% dos espécimes iniciou na região de palato, indo em direção apical, abaixo do limite em que se encontravam inseridas as raízes. Não houve fratura de pino ou coroa no estudo.

De igual modo, a influência do módulo de elasticidade de diferentes materiais de pinos (fibra de vidro e de titânio) na resistência à fratura de raízes tratadas endodonticamente foi avaliada em estudo (NAUMANN; PREUSS; FRANKENBERGER, 2007). As raízes foram divididas em quatro grupos, que receberam pinos de fibra de vidro ou de titânio com e sem abraçamento cervical de 2 mm. Ambos os pinos foram cimentados com RelyX Unicem (3M ESPE Dental Products, EUA). Os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica de 1,2 milhões ciclos sob força de 50 N, num ângulo de  $135^{\circ}$ . Como resultado, observou-se que a resistência à fratura não foi influenciada pela rigidez dos materiais. Mostrou-se, entretanto, que o efeito do abraçamento cervical contribuiu para os maiores valores de resistência à fratura.

Ahead et al. (2008) também analisaram a resistência à fratura de pinos de fibra de vidro, comparados com os pinos de carbono e pinos metálicos pré-fabricados de titânio Radix-Anchor (Dentsply Maillefer, EUA) associados a núcleo de resina fotopolimerizável. As raízes com 15 mm de comprimento de remanescente radicular, tratadas por técnica endodôntica, foram distribuídas em três grupos conforme o tipo de pino: fibra de vidro GF (J. Morita MFG. Corp. EUA), fibra de carbono C-Post (Bisco) e pino metálico de titânio Radix Ker-Standard (DENTSPLY Maillefer, EUA) todos cimentados com cimento resinoso Bistite II (J. Morita MFG. Corp. EUA). Os grupos foram submetidos a ensaio mecânico com carga compressiva num ângulo de  $130^{\circ}$ , à velocidade de 10 mm/min até que ocorresse a fratura. As raízes restauradas

com Radix demonstraram maior resistência à fratura, sendo que os espécimes restaurados com fibra de vidro tiveram a menor resistência, havendo diferença estatística entre eles. Quando comparado com fibra de carbono, Radix-Anchor também apresentou diferença estatística. Em 70% dos casos houve fratura combinada do núcleo e da raiz, seguida da fratura exclusiva da raiz (16,67%) e fratura do núcleo (13,33%).

Um estudo clínico prospectivo avaliou o estado clínico, por dois anos, de pinos de fibra de vidro com diferentes formatos (NAUMANN; BLANKENSTEIN; DIETRICH, 2005). Oitenta e três pacientes, previamente selecionados, com necessidade indicadas, receberam diferentes tipos de pinos de fibra de vidro cimentados pelo mesmo operador. O momento da cimentação foi considerado o ponto inicial do estudo. Os pacientes foram rechamados em 6, 12 e 24 meses. Como resultado, o estudo apontou que 3,8% das restaurações falharam depois de 12 meses e 12,8% falharam depois de 24 meses. A fratura de pinos foi o padrão predominante de falha. Entretanto, o estudo demonstrou que estas falhas, exceto uma, eram passíveis de retratamento. O estudo demonstrou, ainda, que tanto pinos cônicos quanto paralelos tiveram um desempenho médio semelhante no período de 24 meses.

A preservação da estrutura dental foi apontada por muitos autores como fator colaborador para longevidade dos dentes tratados endodonticamente. O remanescente dentinário traria uma maior superfície de contato entre o pino e o dente, resultando um aumento na retenção do pino-núcleo, reduzindo a distribuição do estresse à raiz e impedindo a rotação do pino (HENRY, 1997; MCKERRACHER, 1981). O efeito de férula se daria a partir de um abraçamento de 360<sup>o</sup> de tecido dentário sadio ao redor do núcleo, contando normalmente com quatro paredes remanescentes. Isso resultaria em ação de abraçamento, prevenindo a ruptura da raiz e reduzindo o efeito de cunha, o que proporcionaria maior resistência as forças exercidas durante a inserção do pino (ROSEN, 1961). Infelizmente essa situação clínica nem sempre é conseguida, com isso, a falta do abraçamento cervical seria uma situação de maior risco à fratura independentemente do tipo de pino ou núcleo que se escolha (ROSENTIEL; LAND; FUJIMOTO, 1994).

Arunproditkul et al. (2009) avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos metálicos que receberam carga axial a 45<sup>o</sup> em quatro situações clínicas: no primeiro grupo mantendo-se a 4 paredes de abraçamento cervical, e nos

outros grupos restantes mantendo-se 3 paredes de tecido dentário faltando a parede bucal, lingual, e mesial respectivamente. Como resultado, o estudo observou que as raízes que mantiveram suas 4 paredes íntegras tiveram os maiores valores de resistência, entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os outros 3 grupos quanto a valores. O estudo apontou ainda, que o tipo de fratura ocorrida no grupo com abraçamento total foi prevalentemente horizontal, enquanto que nos outros grupos houve fraturas verticais e oblíquas de raiz.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Seleção e Preparo dos Dentes

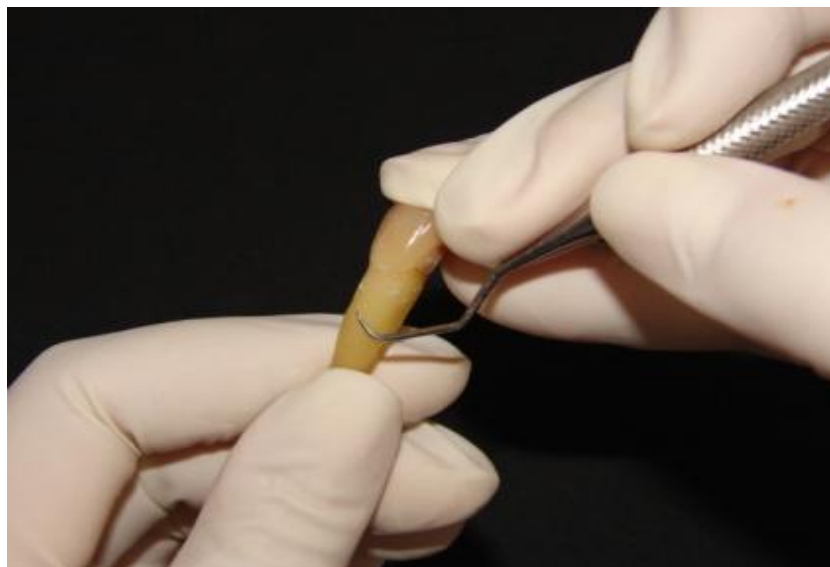
Foram utilizados 20 dentes humanos permanentes (incisivos superiores e caninos inferiores e superiores) obtidos do banco de dentes, sob aprovação da Comissão Científica e de Ética (CCEFO) da Faculdade de Odontologia e da Comissão de Ética em Pesquisa (CEP) da Pontifícia Universidade Católica do Rio do Grande do Sul. (**Anexo**).

Os dentes selecionados foram limpos com escova de Robinson e pedra pomes sob refrigeração e, posteriormente raspados com cureta Gracey nº 3-4 (Trinity Indústria e Comércio LTDA, São Paulo, SP, Brasil) para remoção de ligamento periodontal remanescente. (**Figura 1 e Figura 2**).



**Figura 1-** Limpeza das raízes.





**Figura 2-** Raspagem ligamento periodontal remanescente.

Após a limpeza, foram examinados com o auxílio de uma lente de aumento convencional com magnitude de duas vezes: Os dentes que apresentaram trincas, cáries muito extensas ou alguma alteração de forma foram excluídos do estudo. Para desinfecção, ficaram armazenados em solução de Timol 0,1% (Homeograal Farmácia de Manipulação, Porto Alegre, RS, Brasil) prevendo-se um período máximo de seis meses de armazenamento (BALBOSH; KERN, 2006). Para padronização dos corpos-de-prova, os dentes foram seccionados na junção amelo-cementária para obtenção de remanescentes radiculares, mantendo-se um comprimento padrão de 14 a 16 mm de comprimento do bordo cervical até o ápice (BALBOSH; LUDWIG; KERN, 2005). No sentido vestibulo-palatino e mesio-distal houve padronização de diâmetro que variou de 5 a 5,5mm e 7 a 8 mm, respectivamente (MACCARI et al., 2007) (**Figura 3 e Figura 4**). As coroas seccionadas foram devolvidas ao banco de dentes para que pudessem ser reutilizadas em outro estudo.



**Figura 3-** Secção da parte coronária.



**Figura 4-** Raízes sem parte coronária.

## 4.2 Tratamento Endodôntico

As raízes monorradiculares foram submetidas à técnica endodôntica (PAIVA; ANTONIAZZI, 1994), realizada por um único profissional especialista em Endodontia. Foram acessados com broca esférica nº 1014 (KG Sorensen Ind e Com LTDA, São Paulo, SP, Brasil) em alta rotação sob irrigação.

Seguiu-se, então, para o preparo do terço cervical. A exploração do canal radicular foi feita com lima tipo K, nº 15, (Dentsply Mailefer, Petrópolis, RJ, Brasil) associada à solução de hipoclorito de sódio a 1%, até o forame apical.

A odontometria foi feita pelo método visual também realizada com lima do tipo K nº 15, introduzida até o forame apical, sendo o comprimento real de trabalho estabelecido 1mm aquém desta medida (**Figura 5**).



**Figura 5-** Odontometria pelo método visual.

O primeiro instrumento que se adaptou ao comprimento de trabalho para modelagem (CTM), foi identificado como instrumento anatômico, sendo selecionados para o estudo os dentes

que possuíam diâmetro não maior que a lima nº 25. Os dentes tiveram seus canais preparados pela técnica escalonada, com utilização de contra-ângulo oscilatório, sendo empregadas, sequencialmente, limas tipo K e solução irrigadora de hipoclorito de sódio a 1% (solução de Milton) com agulhas de irrigação ajustadas a 3 mm do comprimento de trabalho de modelagem. A cada troca de instrumento, 2 mL de solução irrigadora foi empregada. Todos os espécimes foram modelados até o instrumento 40, escolhido como instrumento memória, até três instrumentos acima deste (45, 50, 55). Concluída a modelagem, foi realizada a limpeza final da cavidade endodôntica com solução de EDTA (ácido di-aminotetracético) a 17%, aplicada por 3 min, seguida por irrigação abundante com solução de hipoclorito de sódio a 1%. A secagem final foi realizada com ponta de papel absorvente.

A obturação do canal radicular foi feita com cones de guta-percha (Dentsply Mailefer, Petrópolis, RJ, Brasil) e cimento à base de Hidróxido de Cálcio, Sealer 26 (Dentsply Mailefer, Petrópolis, RJ, Brasil) empregando-se a compactação termomecânica pela técnica híbrida. A técnica híbrida reúne os benefícios do controle apical, alcançado pela técnica da condensação lateral, e a homogeneidade e compactação da guta-percha, proporcionada pela ação termomecânica do compactador. O compactador (Dentsply Mailefer, Petrópolis, RJ, Brasil) em número maior que o último instrumento utilizado na modelagem, foi aplicado 2 mm aquém do comprimento de trabalho de modelagem, com contra-ângulo acionado no sentido horário a 8000 rpm.

Ao final da obturação dos canais, radiografias periapicais foram feitas no sentido méso-distal utilizado-se películas radiográficas Ultraspeed (Kodak, Rochester, MN, EUA). Para o processamento das mesmas, foi utilizado o método de tempo e temperatura. Foram considerados ideais os canais que apresentaram boa qualidade de preenchimento e completa extensão apical.

Finalizada a obturação das raízes, a entrada dos canais radiculares foi selada com ionômero de vidro fotopolimerizável, Vitremer (3M ESPE Dental Products, EUA) e as raízes foram mantidas em soro fisiológico a  $\pm 4^{\circ}$  C durante 48 horas até a desobturação e o preparo dos canais radiculares (MACCARI et al., 2007).

### 4.3 Preparo dos Canais: Desobturação e Enfraquecimento Radicular

O preparo dos canais iniciou com a remoção do ionômero de vidro com o auxílio de broca diamantada nº 1014 (KG Sorensen Ind e Com LTDA- São Paulo, SP, Brasil) sob irrigação. Em seguida, houve a remoção do material obturador com brocas Peeso nº 2, sendo padronizado um comprimento padrão de 10 mm, mantendo-se em média 4-5 mm de remanescente obturador condizente com um bom selamento apical (SHILLINBURG; FISCHER; DEWHRIST, 1970). Todas as raízes tiveram o seu preparo intra-radicular padronizado, utilizando-se da broca fornecida pelo fabricante dos pinos de fibra de vidro Exacto nº2 com diâmetro de 1,6 mm (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil).

Para simulação da perda de estrutura dentária radicular foi usada uma broca diamantada nº 3131 (KG Sorensen Ind e Com LTDA, São Paulo, SP, Brasil) com 4,0 mm de comprimento em toda a sua ponta ativa, 2,5 mm de diâmetro na superior e 1,8 mm em sua extremidade. A caneta de alta rotação foi acoplada a um dispositivo de fixação, mantendo a broca em uma posição única a fim de centralizar o desgaste radicular. A ponta ativa da broca foi totalmente introduzida, configurando uma perda de estrutura radicular com profundidade de 4 mm (MACCARI et al., 2007).

### 4.4 Formação dos Grupos Experimentais

Os dentes foram divididos aleatoriamente em 4 grupos, contendo 5 dentes em cada grupo, conforme o tratamento experimental a que foram submetidos.

**Grupo A-** Pino metálico fundido, obtido através da modelagem direta com auxílio do sistema pino-núcleo pré-fabricado, Núcleo Jet (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil) com parte coronária padrão (formato de canino) e parte radicular reembasada com resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental MFG CO Worth- Illinois, EUA) (**Figura 6**). Após a modelagem dos canais, os pinos foram fundidos com liga metálica à base de níquel-cromo (Gel Bond Premier- Jelenko, Nova Iorque, NY, EUA). Este

grupo experimental foi submetido à ciclagem mecânica no Simulador de Fadiga Mecânica ERIOS, modelo ER – 11000 (ERIOS, Equipamentos Técnicos e Científicos LTDA, São Paulo, SP, Brasil).

**Grupo B-** Pinos de fibra de vidro. Foram usados pinos de fibra de vidro da marca Exacto nº2 (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil), com 1,6 mm de diâmetro, de formato cônico, com retenção passiva. Este grupo também foi submetido à ciclagem mecânica da mesma forma que os corpos-de-prova do grupo A.

**Grupo C-** Pino metálico fundido (obtido da mesma forma que no grupo A), não sendo submetido à ciclagem mecânica.

**Grupo D-** Pino de fibra de vidro que seguiu os mesmos padrões do grupo B, sem, entretanto, ser submetido à ciclagem mecânica.



**Figura 6-** Modelagem dos pinos com resina acrílica autopolimerizável.

#### 4.5 Cimentação dos Pinos

O cimento auto-adesivo RelyX U100 (3M ESPE Dental Products, EUA) foi usado para cimentação, seguindo-se a recomendação do fabricante. A parte intra-radicular enfraquecida foi, igualmente, preenchida, com o cimento auto-adesivo durante a cimentação do pino.

Previamente à cimentação os pinos metálicos foram limpos com álcool 70<sup>0</sup>. Foi realizada a profilaxia do canal radicular com hipoclorito 1%, lavagem abundante com água e secagem com jato de ar e cones de papel absorvente. A manipulação do cimento se deu conforme instruções do fabricante, em temperatura ambiente e foi introduzido gradativamente no canal radicular com o auxílio de ponta aplicadora do sistema Centrix (DFL Indústria e Comércio S.A., Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Após a colocação do cimento, o pino foi introduzido lentamente a fim de facilitar o extravazamento do excesso de material, evitando, com isso, o efeito da pressão hidráulica negativa (CHAN; MYERS; BARRACK, 2002). A fotopolimerização rápida, por dois segundos, foi feita para remoção do cimento extravasado. Em seguida, foi feita a polimerização completa com o uso do fotopolimerizador Radium Plus, 1500 mW/cm<sup>2</sup> (SDI Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) por 20 s em cada face dentária, junto à porção cervical da raiz (Figuras 7, 8,9).



**Figura 7-** RelyX proporcionado, pronto para espatulação.



**Figura 8-** Seringa e ponteira Centrix para colocação do cimento intra-radicular.



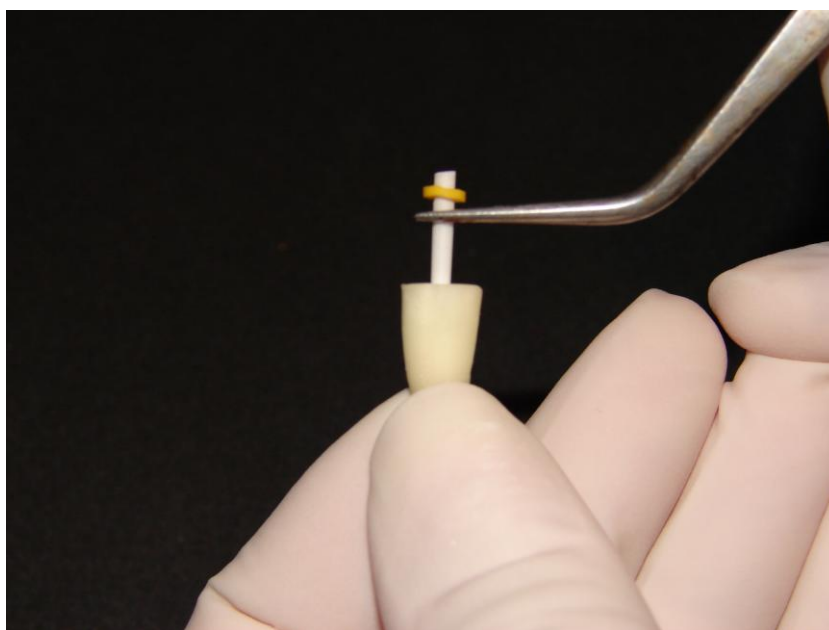
**Figura 9-** Pino metálico já cimentado.



Os pinos de fibra de vidro seguiram o mesmo processo de cimentação, entretanto, em sua superfície foi aplicado previamente o agente silano indicado pelo fabricante (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil). (**Figura 10 e Figura 11**).



**Figura 10-** Pino de fibra de vidro, aplicação do agente silano.



**Figura 11-** Pino posicionado intra-canal/ cimentação.

A parte coronária para estes pinos foi confeccionada com resina composta, Filtek™ Z250 micro-particulada (3M ESPE Dental Products, EUA) a partir de pino cimentado do grupo A, escolhido aleatoriamente. Para tanto foi utilizada uma matriz padronizada de polietileno Sistema Adaptus (Bego, Bremen, Alemanha).

A porção cervical ao redor do pino foi previamente condicionada com ácido fosfórico a 37% Super Etch (SDI Indústria e Comércio LTDA., São Paulo, SP, Brasil) por 15 s para tratamento da porção dentinária. Após o condicionamento ácido, foi aplicado sistema adesivo Single Bond (3M ESPE Dental Products, EUA) conforme indicação do fabricante. As matrizes de poliéster foram, então, preenchidas em cinco incrementos de resina composta e posicionadas sobre os pinos de fibra de vidro até serem completamente polimerizadas com Raddi Plus a 1500 mW/cm<sup>2</sup> (SDI Indústria e Comércio LTDA., São Paulo, SP, Brasil), configurando o núcleo-complemento.

#### **4.6 Confeção das Coroas Metálicas**

Um espécime do grupo A foi escolhido aleatoriamente para servir de modelo para confecção das coroas protéticas (**Figura 12**). Este elemento passou por ceroplastia de uma coroa de canino, com 7 mm de comprimento e 1,5 mm de espessura em todo o seu contorno. Esta foi incluída e fundida, gerando uma coroa mestre para confecção de uma segunda matriz de silicone Stern Tek (Sterngold- Implamed, Brasil) que serviu de molde para as outras 20 coroas. Esta matriz de silicone foi preenchida com resina autopolimerizável Duralay (Reliance Dental MFG Co, Worth, EUA) e posicionadas sobre os núcleos do sistema pino/núcleo, previamente isolados com vaselina e adaptadas conforme o término cervical de cada raiz. Após a polimerização da resina, as coroas acrílicas foram incluídas em revestimento Microfine 1700 (Talladium do Brasil, São Paulo, SP, Brasil), fundidas à temperatura de 1250<sup>0</sup> com liga de níquel-cromo Jelbond Premier (Jelenko Dental Alloys, EUA) e acabadas como a coroa-mestre para perfeita adaptação nos espécimes (MACCARI et al., 2007).



**Figura 12-** Pino metálico e pino de fibra de vidro (núcleo de resina) cimentados.

#### **4.7 Cimentação das coroas**

As coroas metálicas foram cimentadas igualmente com o cimento auto-adesivo RelyX Unicem, seguindo também as instruções do fabricante. As coroas que foram cimentadas tiveram sua superfície interna limpa com álcool 70<sup>0</sup> e secas com jato de ar. O cimento foi manipulado conforme a indicação do fabricante sob espatulação lenta e homogênea, à temperatura ambiente e aplicado nas coroas com o auxílio de espátula para cimento.

As coroas foram posicionadas lentamente sobre a parte coronária do núcleo a fim de gerar o extravasamento gradual do cimento. Após polimerização por 2 s, o excesso de cimento foi removido (**Figura 13, 14**). A polimerização completa das coroas se deu por faces, por 20 s em cada face dentária, junto à porção cervical da raiz .



**Figura 13-** Coroa posicionada, cimento extravasado, polimerização breve.



**Figura 14-** Remoção do excesso de cimento após a breve polimerização.

Após a cimentação, as raízes passaram para fase de inclusão em seu “alvéolo artificial”, completando a confecção dos corpos-de-prova.

#### 4.8 Simulação de Ligamento Periodontal

As raízes foram mergulhadas, brevemente, em cera tipo sete fundida (fase líquida) para obter uma camada uniforme sobre toda a raiz, 2 mm abaixo da junção amelo-cementária (NAUMANN et al., 2008). Posteriormente, foram incluídas em um cilindro metálico de dimensões de 20 mm diâmetro por 15 mm de altura e preenchidas com resina acrílica autopolimerizável Jet (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Em fase de massa, as raízes foram incluídas na matriz, de forma centralizada, sendo embutidas verticalmente até o limite pré-marcado, permanecendo 2 mm de bordo cervical exposto. A fim de evitar o super aquecimento, o sistema foi imerso em água por cinco minutos até a polimerização completa da resina. Após a polimerização da resina, as raízes foram retiradas do “alvéolo artificial” para que a cera que as recobria fosse removida com o auxílio de uma espátula. Sobre a superfície das raízes foi aplicada uma fina camada de adesivo do material de moldagem poliéter, Impregum (3M ESPE Dental Products, EUA) (**Figura 15**). No interior do alvéolo artificial, foi colocada, com o auxílio da seringa de moldagem, uma fina camada de poliéter para simulação do ligamento periodontal (**Figura 16**). As raízes foram, então, reinsertas no interior dos alvéolos, mantendo-se o limite de 2 mm de bordo cervical exposto (**Figura 17**). O excesso de poliéter foi removido após o seu tempo de presa. Já inseridas em seu “alvéolo artificial”, as raízes permaneceram armazenadas em soro fisiológico a  $\pm 4^{\circ}$  C até o momento dos ensaios mecânicos (MACCARI et al. 2007). (**Figura 18**).



**Figura 15-** Adesivo do poliéter aplicado sobre a raiz.



**Figura 16-** Poliéter colocado no interior do “alvéolo artificial”.



**Figura 17-** Raiz reinserida no “alvéolo artificial”.



**Figura 18-** Excesso de poliéter removido. Corpos-de-prova concluídos.

#### 4.9 Ciclagem Mecânica

Os espécimes dos grupos A e B foram submetidos à ciclagem mecânica, realizada no Simulador de Fadiga Mecânica ERIOS, modelo ER – 11000 (ERIOS, Equipamentos Técnicos e Científicos LTDA, São Paulo, SP, Brasil). Os corpos-de-prova foram posicionados individualmente em suportes com base inclinada ( $45^{\circ}$ ). O protocolo utilizado foi de 300.000 ciclos com carga aplicada de 50 N correspondente a pressão de trabalho de 1,13 bars e frequência de 1 Hz. (BALBOSH; LUDWIG; KERN, 2005) (**Figura 19**).



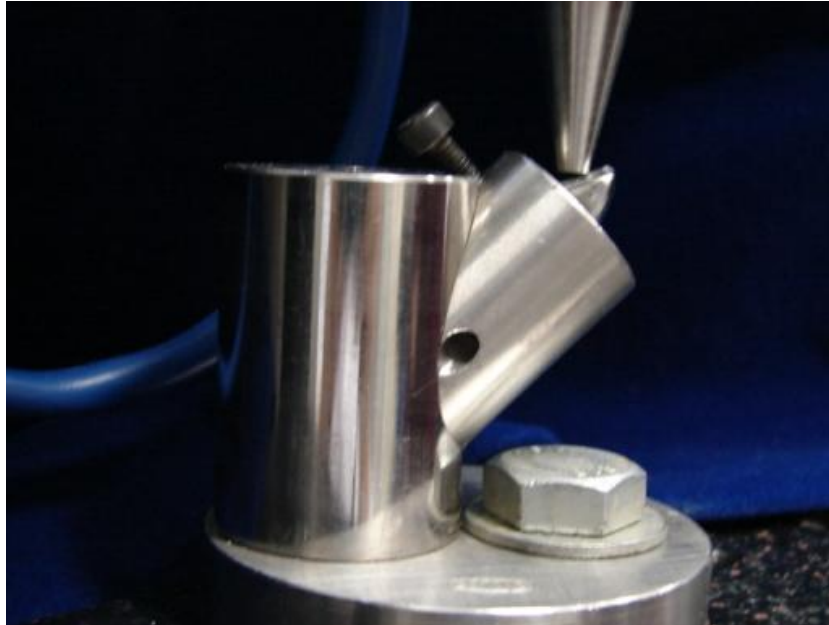
**Figura 19-** Corpo-de-prova posicionado, iniciando a ciclagem mecânica.

#### 4.10 Ensaio Mecânico

Os corpos de prova foram posicionados em um dispositivo metálico em forma de “Y”, formando um ângulo de  $45^{\circ}$  entre o cone do mordente superior da máquina e o longo eixo dos corpos-de-prova. A máquina de ensaio Universal EMIC DL-2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) foi ligada a um computador utilizando o programa MTest 100. Uma ponta acoplada ao mordente superior aplicou a carga compressiva sobre a coroa dos corpos de



prova a 2 mm aquém do bordo incisal, na superfície palatina, num ângulo de  $45^{\circ}$  (**Figura 20**). A velocidade de deslocamento do mordente superior foi de 0,5 mm/min. A força compressiva foi aplicada até que ocorresse a falha, sendo os valores de resistência à fratura (força máxima de ruptura) registrada em Newton (MACCARI et al. 2007).



**Figura 20-** Corpo-de-prova posicionado recebendo carga compressiva até a ruptura.

#### **4.11 Avaliação dos Corpos-de-prova**

Após o ensaio mecânico, os corpos-de-prova foram inspecionados com lupa de 4x de aumento (Illuminated Magnifying Glass, Japão) e classificados quanto ao tipo de falha: falha reparável (deslocamento da porção coronária, fratura cervical, falha ou fratura que permita restauração do dente/raiz) ou falha irreparável, que condenaria o dente à extração: falha abaixo do terço cervical da raiz, fratura radicular oblíqua ou horizontal no terço médio ou apical (HEYDECKE et al., 2002; MACCARI et al., 2007).

#### 4.12 Análise dos Dados

Os dados de força máxima de ruptura (N) foram preliminarmente analisados pelos testes de Lilliefors (D) e Shapiro-Wilk (W) quanto à normalidade de sua distribuição para aplicação de testes estatísticos paramétricos. Os dados foram analisados por ANOVA de acordo com o delineamento de experimento em blocos casualizados com repetições, ao nível de significância de 0,05, sendo:

- Tratamento: tipo de pino (metálico fundido X fibra de vidro)
- Bloco: ciclagem mecânica (sem X com)

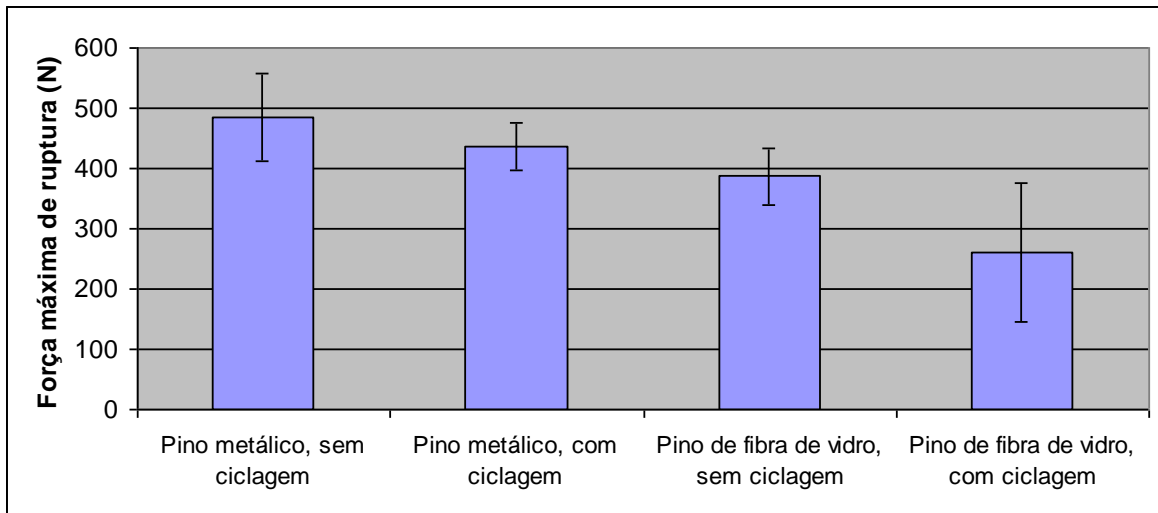
Os dados de tipo de falha (irreparável X reparável) após o teste de resistência à fratura foram analisados por teste exato de Fisher, ao nível de significância de 0,05, em relação ao tipo de pino e à presença ou não de ciclagem mecânica.

## 5 RESULTADOS

A **Tabela 1** apresenta a estatística descritiva (média, desvio-padrão e coeficiente de variação) dos valores de força máxima de ruptura (N) dos grupos de pino metálico ou fibra de vidro, sem e com ciclagem mecânica, submetidos ao teste de resistência à fratura. Os maiores valores foram observados para o grupo de pinos metálicos, sem ciclagem; já os menores valores foram registrados para os pinos de fibra de vidro, com ciclagem. Na **Figura 21** está disposta a representação gráfica dos valores médios e desvio-padrão da força máxima de ruptura (N) para os grupos experimentais.

**Tabela 1-** Estatística descritiva dos valores de força máxima de ruptura (N) dos grupos experimentais testados.

<b>Grupo experimental (n=5)</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio-padrão</b>	<b>Coeficiente de variação</b>
Pino metálico, sem ciclagem	484,8	71,8	15%
Pino metálico, com ciclagem	435,9	39,7	9%
Pino de fibra de vidro, sem ciclagem	386,6	47,5	12%
Pino de fibra de vidro, com ciclagem	259,9	115,6	44%



**Figura 21-** Força máxima de ruptura (N) dos grupos experimentais (n=5) submetidos ao teste de resistência à fratura (média e desvio-padrão).

Os valores de força máxima de ruptura (N) apresentaram distribuição normal de acordo com os testes de Lilliefors ( $P > 0,15$ ) e Shapiro-Wilk ( $P = 0,08$ ). A **Tabela 2** apresenta os resultados da ANOVA de acordo com o delineamento de experimento em blocos casualizados com repetições, ao nível de significância de 0,05. As fontes de variação Tratamento (pino metálico X pino de fibra de vidro) e Bloco (sem ciclagem X com ciclagem) tiveram efeito significativo no modelo, mas a interação Tratamento X Bloco não foi significativa. Portanto, não foi realizado teste *pos-hoc* para comparação de médias para a interação tipo de pino X ciclagem mecânica.

**Tabela 2-** Resultado do teste de ANOVA para delineamento de experimento em blocos casualizados com repetições.

Fontes de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrado	Quadrado médio	F crítico	F	Valor P
Tratamentos*	1	93966,9696	93966,9691	8,531	16,813	< 0,0010
Blocos**	1	38569,6662	38569,6662	4,494	6,901	0,0183
Trat x Bloc	1	7577,3352	7577,3352	4,494	1,356	> 0,1000
Resíduo	16	89424,2145	5589,0134			
<b>Total</b>	<b>19</b>	<b>229538,1855</b>				

\* Tratamento: tipo de pino (metálico fundido x fibra de vidro)

\*\* Bloco: ciclagem mecânica (sem X com)

**Tabela 3-** Comparação dos valores médios de força máxima de ruptura (N) em função dos efeitos principais (tipo de pino e ciclagem mecânica).

Fontes de variação		Média (N)*	Valor P
Tratamento	Pino metálico	460,35 A	< 0,0010
	Pino de fibra de vidro	323,26 B	
Bloco	Sem ciclagem	435,72 a	0,0183
	Com ciclagem	347,89 b	

\* Médias seguidas de letras distintas são estatisticamente diferentes.

Na **Tabela 3** estão dispostas as comparações de força máxima de ruptura (N) em função dos efeitos principais (tipo de pino e ciclagem mecânica), que foram estatisticamente

significativos no teste ANOVA. Para o Tratamento, a média dos pinos metálicos foi superior à dos pinos de fibra de vidro. Para Bloco, o valor médio da força máxima de ruptura foi menor para os pinos submetidos à ciclagem mecânica.

A distribuição do tipo de falha (irreparável ou reparável) após o ensaio mecânico dos espécimes de cada grupo experimental é demonstrada na **Tabela 4**, (**Figura 22, 23**). Os resultados do teste exato de Fisher para comparação da distribuição do tipo de falha (irreparável X reparável) em função do tipo de pino e da presença ou não de ciclagem mecânica são apresentados na **Tabela 5**. Os pinos metálicos apresentaram maior frequência de falhas irreparáveis, ao contrário dos pinos de fibra de vidro, os quais apresentaram maior frequência de falhas reparáveis. A ciclagem mecânica não afetou o tipo de falha.

**Tabela 4-** Frequência absoluta do tipo de falha (irreparável X reparável) para cada grupo experimental (n=5).

	Pino metálico, sem ciclagem	Pino metálico, com ciclagem	Pino de fibra de vidro, sem ciclagem	Pino de fibra de vidro, com ciclagem	TOTAL
<b>Falha irreparável</b>	4	4	0	1	9
<b>Falha reparável</b>	1	1	5	4	11
<b>TOTAL</b>	5	5	5	5	20



**Figura 22-** Falha irreparável, terço médio da raiz



**Figura 23-** Falha reparável, deslocamento do pino e da coroa.

**Tabela 5-** Comparação da distribuição do tipo de falha (irreparável X reparável) em função do tipo de pino e da presença ou não de ciclagem mecânica.

<b>Teste exato de Fisher</b>				<b>Valor-<i>P</i> (bicaudal)</b>
	<b>Pino metálico</b>	<b>Pino fibra de vidro</b>	<b>TOTAL</b>	
<b>Irreparável</b>	8	1	9	<i>P</i> = 0,005
<b>Reparável</b>	2	9	11	
<b>TOTAL</b>	10	10		
<b>Teste exato de Fisher</b>				<b>Valor-<i>P</i> (bicaudal)</b>
	<b>Sem ciclagem</b>	<b>Com ciclagem</b>	<b>TOTAL</b>	
<b>Irreparável</b>	4	5	9	<i>P</i> = 0,999
<b>Reparável</b>	6	5	11	
<b>TOTAL</b>	10	10		



## 6 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi comparar a resistência à fratura de pinos metálicos fundidos (níquel-cromo) e pinos de fibra de vidro (Exacto, Angelus) cimentados em raízes tratadas endodonticamente com perda de estrutura dentária, quando submetidos ou não à fadiga mecânica simulando carga oclusal de aproximadamente um ano e três meses (BALBOSH; KERN, 2006). A hipótese nula do estudo foi rejeitada, pois houve diferença estatisticamente significativa em relação aos valores de resistência à fratura entre pinos metálicos e pinos de fibra de vidro. Também houve diferença estatisticamente significativa para os valores de resistência à fratura em relação à presença ou ausência de tratamento de fadiga mecânica.

O estudo demonstrou que pinos metálicos sem ciclagem mecânica tiveram maiores valores de resistência à fratura (484 N) e apresentaram o maior número de falhas irreparáveis. Por sua vez, os pinos de fibra de vidro submetidos à ciclagem mecânica apresentaram os menores valores de resistência à fratura (259,9 N). Em relação ao tipo de falha, os pinos de fibra de vidro tiveram um maior número de falhas reparáveis. Os pinos metálicos, em geral, são considerados o padrão ouro na literatura para ensaios mecânicos de resistência à fratura. Estes achados são similares a resultados de um estudo anterior que compara pinos metálicos a pinos de fibra de vidro e de quartzo com enfraquecimento radicular padronizado, em que os maiores valores de resistência à fratura foram encontrados para os pinos metálicos (MACCARI et al. 2007). Valores mais altos de resistência à fratura também foram registrados para pinos metálicos em dentes com abraçamento cervical quando comparados a pinos de fibra de vidro e zircônia (QING et al. 2007). Estes achados se devem, provavelmente, às características dos materiais. Os pinos confeccionados com ligas metálicas apresentam maior módulo de elasticidade quando comparados a pinos de fibra de vidro, de zircônia e de titânio (PLOTINO et al. 2007). Esta característica os torna mais rígidos, favorecendo maior resistência às forças de dobramento e, conseqüentemente, aumentam a sua resistência à fratura (UKON et al. 2000; MEIRA et al. 2009). Além disso, estes pinos tendem a transmitir o estresse à estrutura menos rígida (dentina) que tem

menor módulo de elasticidade, favorecendo, com isso, a fratura radicular (HAYASHI et al. 2006).

Este estudo demonstrou ainda que os pinos metálicos, apesar de mostrarem valores mais altos de resistência à fratura, apresentaram maior frequência de falhas irreparáveis, predominantemente oblíquas no terço médio da raiz, que condenariam o elemento dentário à extração. Este resultado condiz com achados prévios, que indicam maior prevalência de fraturas irreparáveis para pinos metálicos, de titânio e de zircônia em comparação a pinos de fibra de vidro (NOTHDURFT; SCHIMITT; MOTTER, 2008; MACCARI et al. 2007; AHED et al. 2008, TAN et al, 2005). Maccari et al. (2007) relataram um percentual de 70% de falhas irreparáveis para os pinos metálicos quando comparados a 100% de falhas reparáveis tanto para os pinos de fibra de vidro quanto para os de fibra de quartzo.

Os pinos submetidos à ciclagem mecânica apresentaram os menores valores de resistência à fratura, sendo que os pinos de fibra de vidro demonstraram grande variabilidade dentro do grupo (44%). A literatura não apresenta delineamentos experimentais totalmente comparáveis ao presente estudo. Entretanto, a ciclagem mecânica parece estar associada a alterações no comportamento biomecânico de pinos e cimentos. O estudo que avaliou pinos de zircônia cimentados em dentes bovinos com e sem tratamento de ciclagem demonstrou um maior decréscimo nos valores de resistência à fratura para os pinos cimentados com cimento convencional após a ciclagem (NOTHDURFT; SCHIMITT; MOTTER, 2008). A retenção intracanal de pinos de titânio também foi significativamente reduzida, independentemente do tipo de cimento usado, após termociclagem (BALBOSH; LUDWIG; KERN, 2005). Outro estudo também revelou que pinos de fibra de vidro cimentados com fosfato de zinco não resistiram à ciclagem mecânica, entretanto, os pinos que foram cimentados com cimentos adesivos e auto-adesivos tiveram um comportamento mais favorável (NAUMANN et al. 2008).

Apesar dos pinos de fibra de vidro apresentarem valores mais baixos de resistência à fratura, seu uso clínico não pode ser descartado. A literatura mostra que em dentes naturais os valores de força que incidem na região anterior são inferiores a 200 N (ANUSAVICE; PHILLIPS 2003; TAN et al. 2005). Ferrario et al. (2004) relataram ainda que a força de mordida para dentes anteriores em homens e mulheres saudáveis varia entre 75 N e 190 N. Os valores médios encontrados no presente trabalho foram acima de 200 N. É importante considerar, entretanto, que

estes estudos *in vitro* não consideram a influência de hábitos parafuncionais, tais como o bruxismo, que aumentariam significativamente as forças aplicadas ao remanescente dentário (QING et al. 2007).

O comportamento dos pinos de fibra de vidro em relação ao tipo de falha demonstrou que, apesar dos menores valores de resistência, estes tiveram em sua maioria fraturas consideradas reparáveis, não comprometendo a estrutura dentária remanescente, o que possibilitaria nova reconstrução protética. Os pinos de fibra de vidro apresentam menor módulo de elasticidade, comparável ao módulo de elasticidade da dentina (AKKAYAN; GULMEZ, 2002). Portanto, sob a ação de uma força compressiva haveria melhor distribuição do estresse, reduzindo o risco de fratura radicular (FERRARI; VICHY; GARCIA-GODOY, 2000). As falhas reparáveis que ocorreram no presente estudo se caracterizaram basicamente pela descimentação dos pinos e deslocamento da parte coronária, ou seja, um provável rompimento na união pino/cimento auto-adesivo. Os resultados obtidos corroboram os achados de Maccari et al. (2007), que afirmaram que a menor resistência à fratura para os pinos de fibra poderia estar associada à maior espessura de cimento (usada para o preenchimento do espaço intra-radicular), absorvendo o estresse durante a força compressiva e favorecendo a falha do sistema quando comparado aos pinos metálicos, que foram modelados de forma ajustada ao espaço intra-radicular (MACCARI et al. 2007).

Segundo Naumann et al. (2008), o cimento auto-adesivo RelyX apresentou bom comportamento quando submetido à ciclagem mecânica e quando comparado ao cimento convencional (fosfato de zinco). Holderegger et al. (2008) também demonstram que o cimento RelyX foi menos afetado por variações de tempo e manuseio quando comparado a cimentos resinosos. Bitter et al. (2006) afirmaram que o uso de dispositivos aplicadores intra-canal para o cimento RelyX Unicem favorece a obtenção de uniformidade na camada de cimento, evitando falhas e bolhas e garantindo melhor retenção do pino ao canal. Todavia, o uso destes dispositivos requer prática para que não haja a remoção do cimento em sua retirada e, conseqüentemente, uma cimentação inadequada (NAUMANN et al. 2008).

No presente estudo foram selecionados dentes humanos (incisivos superiores, caninos superiores e inferiores) com comprimento e distância méso-distal e vestibulo-palatina padronizadas (QING et al. 2007; NOTHDURFT; SCHIMITT; MOTTER, 2008; BALBOSH;

LUDWIG; KERN, 2005; AHED et al. 2008) . A escolha destes elementos segue a metodologia de estudos que apontam que cerca de 57% dos trabalhos utilizaram dentes incisivos superiores. Os canais radiculares foram desobturados permanecendo  $\pm 4$  mm de material obturador, configurando um bom selamento apical (NAUMANN et al. 2008; QING et al. 2007; MACCARI et al. 2005; NAUMANN et al. 2009). Este preparo permitiu que o comprimento dos pinos também fosse padronizado.

O cimento auto-adesivo RelyX Unicem foi escolhido tanto para cimentação dos pinos quanto para cimentação das coroas devido aos achados na literatura que apontam a facilidade de uso deste cimento, já que sua utilização não pressupõe tratamento prévio do canal radicular, o que torna a técnica menos sensível quando comparada à cimentação com cimentos resinosos (SERAFINO et al, 2004; NAUMANN et al. 2008).

A escolha de 300.000 ciclos mecânicos se baseou no período clínico de 1 ano e três meses (BALBOSH; KERN, 2006), pois um estudo longitudinal *in vivo* já demonstrou ser possível identificar falhas nos pinos a partir de um ano após a cimentação (NAUMANN; BLANKENSTEIN; DIETRICH, 2005). A força aplicada de 50 N foi escolhida por ser referenciada previamente, apesar da falta de padronização para os testes de ciclagem mecânica (NAUMANN et al. 2009). É importante ressaltar que a metodologia usada para ciclagem mecânica e termociclagem apresenta grande variabilidade na literatura, não havendo consenso sobre qual protocolo seria mais apropriado para o tratamento de espécimes para diversos ensaios mecânicos.

Para o ensaio mecânico de resistência à fratura a angulação de  $45^{\circ}$  usada para aplicação de força compressiva sobre o corpo-de-prova corresponderia ao ângulo funcional para dentes anteriores, simulando uma situação clínica de alto desafio biomecânico (BALBOSH; KERN, 2006; MACCARI et al. 2007). Utilizou-se a força máxima de ruptura como variável resposta, a qual também foi estudada anteriormente na literatura (BALBOSH; LUDWIG; KERN, 2005; BALBOSH; KERN, 2006; MACCARI et al. 2007).

O uso de alvéolo artificial confeccionado com diferentes materiais, em geral materiais elastoméricos, simula o ligamento periodontal e é citado em alguns estudos na tentativa de simular o efeito do ligamento periodontal e osso alveolar (NAUMANN et al. 2008; NAUMANN

et al. 2009). A utilização de materiais que recubram a raiz para que seja submetida ao ensaio mecânico permite a melhor distribuição da força aplicada. Neste estudo, o poliéter foi o material de escolha.

O enfraquecimento radicular é uma situação peculiar e que representa uma situação adversa clinicamente. Os pinos metálicos apresentam maiores valores de resistência à fratura. Todavia, apresentaram um padrão de fratura predominantemente irreparável, que condenaria as raízes à extração. Os pinos de fibra de vidro, por sua vez, apesar de apresentarem valores menores de resistência à fratura, tiveram mais falhas reparáveis, sugerindo a possibilidade de nova reabilitação protética. Entretanto, a literatura revela que, quando comparadas a raízes com abraçamento cervical, pinos de fibra de vidro cimentados com cimento auto-adesivo não são recomendados para uso clínico em raízes com perda severa de estrutura (NAUMANN; PREUSS; FRANKENBERGER, 2007).

É importante ressaltar que este estudo laboratorial tem limitações porque foram realizados testes em raízes extraídas, com dimensões e preparos específicos, carregamento estático, fadiga mecânica com força aplicada e número de ciclos padronizados, o que não permite a generalização dos resultados obtidos diretamente para a clínica diária. Além disso, a decisão clínica final sobre a escolha de um ou outro tratamento para reabilitação de dentes endodonticamente tratados deverá também estar associada a critérios relacionados às peculiaridades do paciente, tais como idade, condição oclusal, força mastigatória, presença de hábitos bucais deletérios e estética desejada.

## 7 CONCLUSÕES

Conforme a metodologia aplicada e os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- os pinos metálicos fundidos apresentaram maiores valores de resistência à fratura que os pinos de fibra de vidro. Entretanto, apresentaram maior número de falhas irreparáveis.
- a ciclagem mecânica reduziu a força máxima de ruptura, mas não afetou o tipo de falha após o ensaio mecânico.

## 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abou-Ras M. Post and core restoration of endodontically treated teeth. *Curr Opin Dent.* 1992; 2: 107-109.

Ahed M, Hamdan S, Al-Omiri M, Hammad MM, Hatamleh M, Jordan I. Fracture resistance of teeth restored with different post systems: in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 106: e77-e83.

Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002; 87:431-437.

Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips' science of dental materials.* 11th ed. St Louis: Elsevier: 2003; 93-94; 598-603.

Arunproditkul S, Seangsanon S, Pakviwat W. Fracture Resistance of Endodontically Treated teeth: Three walls versus four walls of remaining coronal tooth structure. *J Prosthodont.* 2009; 18: 49-53.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Bonding of dual-curing resin cements to dentin. *J Adhesive Dent* .2006;8:299-304.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann I. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999; 27:275-278.

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994; 71:565-567.

Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont.* 2001; 14:33-9. Art 37.

Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 2006; 95:218-223.

Balbosh A, Ludwig K, Kern M. Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005; 94:227-233.

Bitter K, Meyer-Lueckel K, Priehn JP, Kanjuparambil K, Neumann AM.. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Inter Endodont J.* 2006, 39:809-818.

Bolla M, Muller-Bolla M, Borg C, Lupi-Pegurier L, Laplanche O, Leforestier E. Root canal posts for the restoration of root filled teeth. *Cochrane Database. Syst Rev,* 2007;1: CD004623.

Boschian PL, Cavalli G, Bertani P, Gagliane M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out test and SEM observations. *Dent Mater.* 2002; 18:596-602.

Chan DCN, Myers ML, Barrack GM. Chipped, fractured or endodontically treated teeth. Goldstein RE (Ed): *Esthetics in Dentistry.* 2<sup>nd</sup> ed. Hamilton: Ontario, Decker; 2002. p. 525-598.

Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventional post system at various stages of restoration. *J Prosthodont.* 2001; 10:26-36.

Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Ledley JB. Prefabricated dowels: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1983; 49:489-503.

Dikbas I, Tanalp J, Ozel E, Koksall T, Ersoy M. Evaluation of the effect of different ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors incorporating fiber posts, composite cores and crown restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2007; 8: 62-69.

Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber reinforced epoxy resin posts and cast post cores. *Am J Dent.* 2000; 18: 13-15.

Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31:18-22.

Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent.* 1999; 82: 341-347.

Goracci C, Fabianelli FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod.* 2005; 31:608-610.

Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biological considerations in restored endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 458-467.

Hans UV, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and Bond reaction of RelyX Unicem and Bifix composites- A comparative study. *Dent Mater.* 2006; 22: 934-941.



Harvey TE, White JT, Leeb IJ. Lateral Condensation stress in root canals. *J Endodont* 1981;7:151-5.

Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater* 2006; 22:477-485.

Henry PJ. Photoelastic analysis of post core restorations. *Aust Dent J.* 1977; 22:157-159.

Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub J. Fracture strength dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 2002; 87:438-445.

Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schaläpfer R, Hämmerle C, Fischer J. Shear Bond strength of resin cements to human dentin. *Dent Mater.* 2008; 24: 944-950.

Hu YH, Pang LC, Hsu CC, Lau YH. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence Int* 2003; 34: 349-353.

King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil.* 1990; 17: 599-609.

Leempoel PJ, Eschen S, De Haan AF, Van't Hof MA. An evaluation of crowns and bridges in a general dental practice. *J Oral Rehabil.* 1985; 12: 515-528.

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent.* 1999; 81:597:609.

Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett Jr LH, Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *J Esthet Restor Dent.* 2007; 19(1):30-6; discussion 37.

Mannocci F, Sherriffe M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod.* 2001;27:758-761.

Mckerracher PW. Rational restorations on endodontically treated teeth: Part 1. Principles, techniques and materials. *Aust Dent J.* 1981; 26:205-208.

Meira JB, Esposito CO, Quitero MF, Polate I, Pfeifer CS, Tanaka C, Ballester R. Elastic modulus of post and the risk of root fracture. *Dental Traumatol* 2009; 25:394-398.

Mendoza DB, Eakle WS, Kah EA. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 1997;78:10-4.

Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years- an observacional clinical study. J Dent 2005; 33: 305-312.

Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. Dent Mater. 2007; 23: 138-144.

Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watze R, Sterzenbach G, Bayne S, Rosentritt M. Influence of test parameters on *in vitro* fracture resistance of post-endodontic restorations: a structures review. J Oral Rehabil 2009; 36:299-312.

Naumann M, Sterzenabach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is the adhesive cementation of endodontic posts necessary? J Endod. 2008; 34: 1006-1010.

Nissan J, Dimitry Y, Assif D. The use of reinforced resin cement as compensation for reduced post length. J Prosthet Dent. 2001; 86: 304-308.

Nothdurft FP, Schmitt T, Motter PR. Influence of fatigue testing and cementation mode on teeth load –bearing capability of bovine incisors restored with crowns and zirconium dioxide posts. Clin Oral Invest. 2008. DOI, 10.1007/s00784-008-0205-9.

Paiva JG, Antoniazzi JH. Fases do preparo do canal radicular. Endodontia: bases para a prática clínica. 3 ed. São Paulo: Artes Médicas, 1994: pp. 389-446.

Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. Biomaterials. 2002; 23: 2667-2682.

Petersen KB. Longitudinal root fracture due to corrosion of an endodontic post. J Can Dent Assoc. 1971; 2:66-68.

Plotino G, Grande N, Bedini R, Pameijer C, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. Dent Mater 2007; 23:1129-1135.

Qing H, Zhu Z, Chao YL, Zhang WQ. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. J Prosthet Dent. 2007;97:93-98.

Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. Acta Odontol Scand. 1986; 44:271-277.

Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1961;11:973-986.

Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. Restoration of the endodontically treated teeth. In Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto (eds): Contemporary Fixed Prosthodontics. 2 ed. St Louis: Mosby, 1994, pp 238-267.

Ross RS, Nicholls JL, Harrington GW. A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts. *J Endod.* 1991;17:450-6.

Seiber C, Theil N. Spinell/ Luminary porcelain: natural light optics for anterior crowns. *Quint Dent Technol.* 1996; 19: 43-49.

Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 97:381:387.

Shillinburg HT, Fischer DW, Dewhirst RB. Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1970; 24(4):401-409.

Stewardson DA. Non-metal post systems. *Dental Update.* 2001;28: 326-32., 34,36.

Sticker EJ, Gohring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. an in vitro study. *J Dent.* 2006;34:326-35.

Tan PL, Aquilino SA, Grattonn DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent.* 2005;93:331-6.

Tay FR, Pashley DH, Yiu CKS, Sanares AM, Wei SW. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part I. *J Adhes Dent.* 2003; 5:27-40.

Ukon S, Moroi H, Okimoto K, Fujita M, Ishikawa M, Terrada Y et al. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root. *Dent Mater J.* 2000;19:50-64.

Yaman SD, Karacaer O, Sahin M. Stress distribution on post core applications in maxillary central incisors. *J Biomater.* 2004; 18:163-177.

Zhi L, Yu Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:368-373.

## ANEXO



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

OF.CEP-460/09

Porto Alegre, 27 de abril de 2009.

Senhora Pesquisadora,

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS apreciou e aprovou seu protocolo de pesquisa registro CEP 09/04590 intitulado **“Resistência à fratura de raízes enfraquecidas e restauradas com pinos intraradiculares submetidos à ciclagem mecânica”**.

Salientamos que seu estudo pode ser iniciado a partir desta data.

Os relatórios parciais e final deverão ser encaminhados a este CEP.

Atenciosamente,

  
Prof. Dr. José Roberto Goldim  
Coordenador do CEP-PUCRS

Ilma. Sra.  
Profa. Rosemary Sadami Arai Shinkai  
Faculdade de Odontologia  
Nesta Universidade

**PUCRS**

**Campus Central**  
Av. Ipiranga, 6690 – 3º andar – CEP: 90610-000  
Sala 314 – Fone Fax: (51) 3320-3345  
E-mail: [cep@pucrs.br](mailto:cep@pucrs.br)  
[www.pucrs.br/prppg/cep](http://www.pucrs.br/prppg/cep)

