

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE-FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPG - MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

Vanessa de Miranda Gehrcke

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS
ENDODONTICAMENTE APÓS A CIMENTAÇÃO DE RETENTORES
INTRARRADICULARES**

Juiz de Fora

2014

VANESSA DE MIRANDA GEHRCKE

**RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS
ENDODONTICAMENTE APÓS A CIMENTAÇÃO DE RETENTORES
INTRARRADICULARES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação – Mestrado em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica

Orientador: Prof. Dr. Fernando Monteiro Aarestrup

Co-orientador: Prof. Dr. Celso Neiva Campos

Juiz de Fora

2014

VANESSA DE MIRANDA GEHRCKE

**“RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES TRATADOS
ENDODONTICAMENTE APÓS A CIMENTAÇÃO DE RETENTORES
INTRARRADICULARES”**

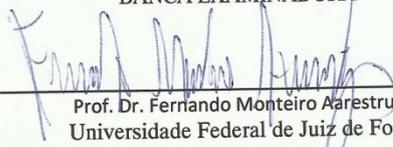
ORIENTADOR: Prof. Dr. Fernando Monteiro Aarestrup

CO-ORIENTADOR: Celso Neiva Campos

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos (parcial) para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Aprovado em 27/08/14

BANCA EXAMINADORA


Prof. Dr. Fernando Monteiro Aarestrup
Universidade Federal de Juiz de Fora


Prof. Dr. Celso Neiva Campos
Universidade Federal de Juiz de Fora


Profª. Drª. Milene de Oliveira
Universidade Federal de Juiz de Fora


Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi
Faculdade de Odontologia de Bauru da USP

DEDICATÓRIA

Dedico esse Mestrado á:

Diego, meu marido, companheiro, meu amor. Você faz a minha caminhada na vida ser mais leve. Te amo mais que tudo.

Milene, além de ser uma excelente professora, é uma amiga sempre presente. Se estou aqui hoje foi porque você acreditou em mim e disse que eu era capaz. Só posso dizer que você é especial, serei eternamente grata.

Aos meus pais e minha irmã por me tornarem uma pessoa melhor.

E a Deus, pois sem ele nada disso seria possível.

AGRADECIMENTOS

Gostaria agradecer às pessoas que tornaram esse projeto possível, e de certa forma me ajudaram a construir esse trabalho:

Celso, meu co-orientador, orientador, que teve a paciência necessária para resolver os problemas, e corrigir cada vírgula ou crase desse trabalho. Obrigada por aceitar esse desafio comigo.

Ao Prof Dr. Paulo Francisconi, obrigada pela disponibilidade de vir participar desse momento tão importante.

Ao Prof. Dr. Renato Cilli, por ter ajudado a realizar o ensaio mecânico.

Ao coordenador do mestrado Prof. Dr. Antônio Márcio, pelos ensinamentos.

Pessoal do CEO SUL, as meninas do Laboratório de prótese, Jane e Cláudia, e Silvério, responsável pelo laboratório de pesquisa do Mestrado.

Aos fabricantes de produtos odontológicos que disponibiliz materiais; Angelus, Ivoclar/Vivadent e Clássico. Obrigada pela confiança.

E à Universidade Federal de Juiz de Fora, através de Maria das Graças Afonso Miranda Chaves, pela concessão da bolsa de estudo, que foi de extrema valia para realização desse mestrado.

GEHRCKE, V.M. **Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente após a cimentação de retentores intrarradiculares.** 2014. 67 f. Dissertação (Curso de Pós-Graduação *stricto sensu* – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora (MG).

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com uma simulada fragilidade no canal e recuperados com a cimentação de retentores intrarradiculares. Foram utilizados 60 caninos humanos com dimensões semelhantes, que tiveram a porção coronária seccionada ao nível da junção cimento-esmalte, padronizando as raízes em 17 mm. Os canais foram preparados por meio de instrumentação rotatória, obturados com cone de guta-percha e cimento AHPlus, sob condensação termomecânica, e incluídas em blocos de resinas autopolimerizável. As raízes foram divididas aleatoriamente em 3 grupos (n=20), de acordo com o material empregado na restauração, sendo: Grupo 1: Pino de fibra de vidro e núcleo com resina composta Z350; Grupo 2: Pino pré-fabricado metálico e núcleo com resina composta Z350; e Grupo 3: Núcleo metálico fundido em liga de Prata. Todas as raízes foram restauradas com *copings* metálicos e submetidas a ensaio mecânico de compressão a 45 graus em uma máquina universal de ensaios com célula de carga de 500 N e à uma velocidade de 0,5 mm/min. Os valores de resistência à fratura foram submetidos à ANOVA *one-way* e teste de Tukey com nível de significância de 5% e, para exposição dos resultados foi usado o teste de Exato de Fisher. Não houve diferença estatística significativa entre os valores de força para os grupos G1, G2 e G3 (p=0.193). Com relação ao padrão de fratura, o G1 apresentou 55% e o G2 45% de fratura do tipo I, consideradas fraturas reparáveis ou favoráveis, já o G3 apresentou 50% do tipo V, consideradas irreparáveis ou desfavoráveis. Conclui-se que os pinos de fibra de vidro e pinos pré-fabricados metálicos podem ser utilizados na restauração de dentes tratados endodonticamente, pois apresentaram fraturas envolvendo o núcleo de preenchimento, facilitando o reparo.

Palavras chave: dentes tratados endodonticamente, retentores intrarradiculares, resistência à fratura.

GEHRCKE, V.M. **Resistance of endodontically treated teeth after cementation of intracanal posts fracture.** 2014. 67 f. Dissertação (Curso de Pós-Graduação *stricto sensu* – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora (MG).

ABSTRACT

This study evaluated the fracture resistance of endodontically treated teeth with a simulated fragility in the canal and restored with the cementation of intracanal retainers. Sixty canines human with similar dimensions were used. The coronal portion of each tooth was sectioned at the line cement-enamel junction, standardizing the roots 17 mm. The root canal of each tooth was instrumented using nickel titanium rotary instruments, obturated with gutta-percha and epoxy resin root canal sealer AH Plus using thermoplastic gutta-percha technique, roots were embedded vertically in the centers of auto polymerizing acrylic resin blocks. The roots were randomly divided into three groups (n=20), according to the material used in restoration, as follows: Group 1: Fiber glass post and core with composite resin Z350; Group 2: Prefabricated steel post and core with composite resin Z350; Group 3: Cast Ni-Cr alloy post. All the roots were restored with metal copings and subjected loading at to mechanical compression test at 45 degrees in a universal testing machine, until a force of 500 N and speed of 0.5 mm/min. The value of fracture resistance was analyzed with one-way ANOVA and Tukey's test, with a significance level of 5%. Chi-squared test was conducted for evaluation of the fracture modes. No significant difference was detected between the values of fracture resistance among group G1, G2 e G3 ($p=0.193$). According to the fracture mode, the G1 showed 55% and 45% of the G2 type I fracture, considered repairable or favorable fractures, since the G3 showed 50% type V, considered irreparable or unfavorable. It was conclude that the fiberglass and prefabricated steel posts, along with auto polymerized resin cement Multilink can be used in the restoration of endodontically treated teeth, it had fractures involving the core that facilitating repair.

Keywords: endodontic treated teeth, endodontic post, and fracture resistance.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.	Enfraquecimento da raiz com a broca nº4137 (A), raiz fragilizada (B)	41
Figura 2.	Aplicação de uma camada de Monobond (A), proporção do Prime A e B Multilink (B), cimento resinoso System Pack Multilink (C), cimentação do pino de fibra de vidro (D)	42
Figura 3.	Pino de fibra de vidro cimentado (A), núcleo de preenchimento de resina composta nanopartículada Z350 3M/ESPE (B).	43
Figura 4.	Aplicação do agente primer, Metal/Zirconia Primer sob o pino pré-fabricado metálico (A), Cimentação do pino pré-fabricado com cimento resinoso Multilink (B).	44
Figura 5.	NUCLEOJET (A), NMF fundido (B), NMF cimentado (C)	45
Figura 6.	Dispositivo adaptado na máquina universal de ensaios	46
Figura 7:	Fratura tipo I (A), Fratura tipo II (B), Fratura tipo III (C), Fratura tipo IV (D), Fratura tipo V (E)	
Gráfico 1.	Valores de resistência a fraturas (Kg/F) dos corpos de prova dos grupos: G1: pino de fibra de vidro; G2: pré-fabricado metálico; G3: NMF	47
Gráfico 2.	Distribuição do tipo de fratura em relação a porcentagem	48

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1. Média e desvio-padrão dos valores de resistência à fratura (em Kg/F) dos grupos 1, 2,3. 47
- Tabela 2. Distribuição do padrão de fratura encontrado nos grupos 1, 2 e 3. 48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de Variância
C	Celsius
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
EDTA	Ácido etilenodiamino tetra-acético
FO	Faculdade de Odontologia
Hz	Hertz
K	Kerr
kgf	quilograma/força
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
mm	Milímetro
min.	Minuto
NaOCl	Hipoclorito de sódio
N	Newton
N.cm	Newton por Centímetro
Ni-Cr	Níquel Cromo
Ni-Ti	Níquel Titânio
nº	Número
NMF	Núcleo Metálico Fundido
r.p.m	Rotações por minuto
s	Segundos
UFJF	Universidade Federal de Juiz de Fora

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Por cento
®	Marca registrada
+	Mais
n	Tamanho da amostra
-	Menos
°	Graus
X	Vezes
p	Significância estatística
α	Nível de significância
>	Maior
\pm	Mais ou menos
<	Menor

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	14
3	PROPOSIÇÃO	37
4	MATERIAIS E MÉTODOS	38
4.1	Confecção Corpo de Prova	39
4.2	Ensaio Mecânico	45
4.3	Análise Estatística	46
5	RESULTADOS	47
6	DISCUSSÃO	50
7	CONCLUSÃO	55
	REFERÊNCIAS	56
	ANEXOS	
	Anexo A – Parecer do Comitê de ética em pesquisas humanas da UFJF	60
	Anexo B - Medidas dos dentes e divisões das raízes nos grupo	62
	Anexo C - Ensaio Mecânico	63
	Anexo D – Análise Estatística SPSS 17.0	65

1 INTRODUÇÃO

A perda de estrutura dentária, após tratamento endodôntico, compromete a resistência do dente. Nestes casos, os retentores intrarradiculares são fundamentais para a proteção do remanescente dental e manutenção da restauração final (FERNANDES; SHETTI e COUTINHO 2003). Durante décadas, a restauração de dentes tratados endodonticamente foi alvo de pesquisas com o propósito de identificar qual o melhor método para este procedimento, tendo em vista a necessidade de atingir uma maior resistência ao estresse mastigatório. (SANTOS-FILHO *et al.*, 2008).

A utilização dos pinos de fibra de vidro tem grande ganho estético e conservação da estrutura dental, sendo que uma de suas características mais importante é a adesão química, diferentemente dos núcleos metálicos fundidos (NMF) (ADANIR e BELLI, 2008). Na recuperação dos dentes anteriores tratados endodonticamente, a estética é um elemento importante, mas requer o apoio de desempenho mecânico (MAJORI *et al.*, 2004).

A decisão sobre qual pino utilizar em determinado dente depende de vários fatores, entre eles: localização do dente na arcada, morfologia radicular, grau de destruição do elemento dental, condições periodontais, estresse oclusal, dente antagonista (hígido ou não) (TANG *et al.* 2010). De acordo com Fernandes, Shetti e Coutinho (2003), o desenho e o material do pino, a compatibilidade biológica, a capacidade de adesão do agente cimentante, o material de reconstrução coronária, o material da coroa e a estética interferem diretamente na seleção do sistema de retenção intrarradicular.

Os pinos intrarradiculares pré-fabricados de fibra de vidro possuem módulo de elasticidade semelhante à dentina o que permite absorção e distribuição mais uniforme das tensões ao remanescente radicular, além disso, são biocompatíveis e resistentes a corrosão. Esses pinos apresentam boa resistência à torção, pois são retentivos devido a sua conformidade (DALLARI *et al.*, 2006). Outros benefícios do pino de fibra de vidro são que a desobstrução do canal e a cimentação do pino podem ser feitos na mesma sessão clínica, com redução do tempo de trabalho, e menor risco de contaminação do canal radicular. (MARTELLI *et*

al., 2008). Esses pinos possuem resultados favoráveis em relação à resistência a fratura radicular ou modos de fraturas mais propícios (SALAMEH *et al.*, 2006).

Já os NMF, para serem confeccionados, exigem duas ou mais consultas e podem escurecer a restauração final (TORABI e FATTAHI, 2009). Também possibilitam a indução de tensões no ápice radicular, por apresentarem módulo de elasticidade superior ao da dentina, quando da incidência de forças laterais no dente, podendo levar à fratura (FERNANDES, SHETTY e COUTINHO 2003). A cimentação passiva desse sistema, que interpõe entre o pino e a dentina intrarradicular uma camada de cimento, ameniza tal situação, pois o cimento é capaz de absorver e dissipar as cargas funcionais transmitidas da coroa clínica à raiz (CAILLETEAU, RIEGER e AKIN, 1992).

Para possuírem boa eficácia, os pinos de fibra de vidro devem estar associados a técnicas de cimentação corretas. Os cimentos resinosos apresentam características ideais para esse tipo de cimentação já que possuem baixa solubilidade e possuem adesão ao esmalte e a dentina (FERRARI *et al.*, 2001). Os cimentos resinosos de cura dual precisam primeiro da luz iniciadora da polimerização, a qual é complementada com a reação química nas regiões profundas (ALEISA *et al.* 2013). O avanço dos sistemas adesivos proporcionou um bom desempenho em aderência à superfície dentinária, permitindo que os cimentos resinosos também tivessem indicação na cimentação dos retentores intrarradiculares (PEREIRA *et al.* 2013).

O complexo de forças que os pinos intrarradiculares recebem em dentes tratados endodonticamente pode contribuir para aumentar o risco de fratura vertical que, além de ser de difícil diagnóstico, é irreparável, levando muitas vezes às tentativas frustradas de retratamento endodôntico (SANTOS *et al.* 2009). As trincas e fraturas verticais são irreversíveis e, invariavelmente, levam à perda do dente.

Diante do exposto, torna-se interessante elaborar um estudo laboratorial (*ex vivo*) de forma a testar a resistência à fratura vertical de dentes tratados endodonticamente, que foram enfraquecidos pelo alargamento do canal radicular, recuperados coronariamente e reforçados com pinos intrarradiculares pré-fabricados de fibra de vidro e metálico, o que concretiza-se como proposta deste trabalho.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Várias técnicas de restauração para dentes tratados endodonticamente foram propostas, sendo a mais popular aquela que utiliza retentores intrarradiculares, cimentados ou rosqueados (pinos metálicos pré-fabricados com rosca). Porém, existem controvérsias sobre os efeitos na integridade e na distribuição do estresse ao longo do dente. (CAILLETEAU, RIEGER E AKIN, 1992) compararam o estresse intracanal das quatro paredes de dentes restaurados com pinos utilizando o Método do Elemento Finito com base num modelo matemático bidimensional, no qual usa a forma geométrica do objeto para analisar e simplificar o estudo. Foram criados quatro modelos de um incisivo central superior – hígido; tratamento endodôntico; tratamento endodôntico com restauração coronária; tratamento endodôntico com restauração intrarradicular. Foi aplicada uma força de 1N, na superfície lingual de cada modelo até a sua máxima tensão e o torque de estresse foi calculado usando os princípios básicos do elemento finito em um PAFEC 75 (Program for Automatic Finiteelement Calculations, PafecLtd, Strelley, Nottingham) instalado em SUN (Sun microsystems, Mountainview, CA). Os resultados indicaram que os padrões de estresse foram alterados dentro do canal radicular após a inserção de pinos. Especificamente, a região apical foi a mais alterada, demonstrando que não há uma uniformidade na distribuição das forças ao longo das paredes do canal radicular.

Morgano e Milot (1993) revisaram sobre a utilização dos NMF, suas indicações, procedimentos clínicos e laboratoriais para a sua confecção e as falhas clínicas mais comuns, como o deslocamento do pino e a fratura da raiz. Realizaram um estudo retrospectivo com 1,273 dentes com tratamento endodôntico realizado por nove dentistas clínicos gerais, sendo que a taxa de insucesso foi alta, quando usado o NMF comparado com outros sistemas de retentores intrarradiculares. Concluíram que os dados clínicos retrospectivos gerados a partir dos estudos *in vitro* são inconclusivos; que os dentes usados nas pesquisas eram difíceis de padronização e podiam não responder às cargas da mesma forma que os dentes vitais; que pesquisas adicionais são necessárias para comparar a taxa de sucesso de núcleos metálicos fundidos e que estes estejam em conformidade com as

recomendações do tratamento protético, que podem ser indicados para dentes unirradiculares e pré-molares e oferecem estabilidade.

Mendonza *et al.* (1997) tiveram como objetivo em seu estudo avaliar a capacidade de retentores intrarradiculares reforçarem dentes que possuem fragilidade na região cervical, de modo a evitar a fratura. Para desenvolver a pesquisa foram utilizadas 40 raízes de caninos hígidos, que posteriormente foram tratados endodonticamente e distribuídos aleatoriamente em quatro grupos de dez. Todos os dentes tiveram a parte coronária removida simulando uma região fragilizada por lesão de cárie, deixando aproximadamente 1 mm de dentina entre o canal radicular preparado e a superfície externa da raiz. O preparo para o pino, com comprimento em 8 mm, sido realizado com broca diamantada nº 856-012 (Brasseler USA). Grupo 1: os pinos foram cimentados com Fosfato de Zinco (Mizzy); grupo 2 (controle): cimentação com Panavia (J.Morita); grupo 3: C&B-Metabond; e grupo 4: cimentados com agente de união de cura dual Scotchbon (3M ESPE) e resina Z-100. As raízes foram fixadas em blocos de resina acrílicos e testadas em uma máquina universal de ensaios Instron, com uma angulação de aproximadamente 60° em relação ao principal vetor da força, em uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura da raiz. Os valores obtidos da força necessária para a fratura foram avaliados estatisticamente por ANOVA e o teste de Student-Newman-Keuls. Não houve diferença estatisticamente significativa na comparação entre os cimentos, devido à incapacidade de se determinar exatamente o ponto de falha (início da fratura) do cimento de fosfato de zinco, pois este começou a desintegrar-se muito antes das raízes realmente fraturarem.

Ferrari *et al.* (2001) avaliaram a eficácia da ligação da cimentação aos *tags* da resina, adesividade as paredes laterais e a camada híbrida em combinação com pino de fibra. Trintas dentes humanos anteriores extraídos por problemas periodontais foram selecionados para o estudo. A instrumentação endodôntica foi manual, através da técnica *step-back*, usando limas manuais K-file e Gates Glidden nº 2 a 4 sob irrigação de hipoclorito de sódio a 2.5%. Posteriormente, foram divididos aleatoriamente em três grupos de 10 amostras cada: grupo 1: Os pinos FRC Postec foram cimentados com uma combinação de Excite (Ivoclar/Vivadent) e VariolinkII (Ivoclar/Vivadent), cimento resinoso de cura dual com fotopolimerização por 40 segundos; grupo 2: pinos FRC Postec cimentados com a combinação Excite de cura dual e MultiLink (Ivoclar/Vivadent) cimento resinoso de auto-cura; grupo 3:

cimentação dos pinos em passo único com sistema resinoso DUO Link (Bisco) e fotopolimerizado por 40 segundos. Nos grupos 1 e 3, o primer-adesivo foi polimerizado assim como o cimento resinoso, diferente do grupo 2 onde não houve nenhuma polimerização. Após a cimentação dos pinos, a coroa foi recomposta com resina composta Tetric Ceram (Ivoclar/Vivadent). Todas as amostras foram seccionadas paralelamente ao longo eixo do dente, e imersas em uma solução de ácido fosfórico a 32% por 30 segundos e a uma solução de hipoclorito de sódio a 2% por 120 segundos, sendo possível observar a formação dos *tags* através do MEV. Para o tratamento estatístico, foi usado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis. Os resultados demonstraram que a zona de interface entre o cimento e a dentina no grupo 2 foi significativamente diferente dos grupos 1 e 3. Em compensação, no grupo 2 houve mais formação de *tags* que nos grupos 1 e 3. Concluíram os autores que o cimento resinoso de cura dual demonstrou melhor uniformidade na formação de *tags*.

Fernandes, Shetti e Coutinho (2003), com base na literatura, fizeram a exposição de alguns fatores que podem ajudar a determinar a seleção do sistema de retenção intrarradicular. Alguns fatores estão relacionados ao indivíduo e a estrutura dentária, como anatomia (canais curvos) comprimento e largura radicular, configuração do conduto, quantidade de estrutura coronária remanescente (proporção coroa/raiz), e a força mastigatória (distribuição de forças). Outra relacionada à restauração: como material e compatibilidade biológica do pino, reversibilidade, e a capacidade de adesão e retenção do agente cimentante, o material de reconstrução coronária, e a estética. Para escolha com menor chance de erro, os retentores devem apresentar particularidades como: máxima retenção com o mínimo desgaste da estrutura dentária; distribuição homogênea das forças ao longo do remanescente radicular; estética compatível com a futura restauração; passividade no momento da cimentação; resistência ao deslocamento; retenção adequada; fácil uso; custo baixo e propriedades físicas semelhantes à estrutura dentária. Muitos sistemas de pinos estão disponíveis para os cirurgiões dentistas, mas ainda não há consenso sobre qual é melhor na restauração de dentes tratados endodonticamente.

Scotti *et al.* (2006) avaliaram *in vitro* a influência do comprimento de pino de fibra de vidro cimentados com Duo-Link (Bisco) e reforçados com resina composta sobre a resistência à fadiga em dentes bovinos. Trinta dentes bovinos

unirradiculares tiveram as porções coronárias seccionadas, padronizando as raízes em 16 mm. Foram divididos em 3 grupos (n=10), de acordo com a proporção entre o comprimento da coroa e da raiz. Grupo 1: cimentação do pino intrarradicular em 2/3 do comprimento da coroa; grupo 2: a cimentação do pino intrarradicular em 1/2 do comprimento da coroa; e o grupo 3: cimentação do pino em proporção de 1:1 coroa/raíz. Posteriormente, foram instrumentados e irrigados com hipoclorito de sódio a 0,5%. A raiz foi preparada com as brocas do sistema FRC Postec (Plus/Vivadent), e foi realizada a cimentação dos pinos. Para tal, a superfície do pino foi tratada com o sistema CoJet (3M ESPE) e aplicado o silano (3 M ESPE). Já o canal radicular foi condicionado com ácido fosfórico a 32% durante 30, seguido da aplicação de Primer A e B do sistema All Bond 2 (Bisco); as pastas A e B do cimento resinoso Duo-link(Bisco) foram misturadas e introduzidas no conduto e fotopolimerizados por 40s. Os corpos de prova foram incluídos em cilindros de PVC contendo resina acrílica até 3 mm da porção coronária exposta, numa angulação de 45°. Para o teste de fadiga, as amostras foram termocicladas em carga de 50N, a uma frequência de 8Hz. Após o teste, uma pontuação foi dada a cada corpo de prova com base no número de ciclos de fadiga até a fratura. Os dados foram analisados estatisticamente sob o teste de Kruskal-Wallis. Todos foram resistentes à fadiga, não houve fratura da raiz e do pino ou perda de retenção do pino. Concluíram que os pinos de fibra podem ser cimentados com base na relação proporcional de coroa/raiz em 1:1.

Gu e Kern (2006) avaliaram a resistência à fratura de dentes com três diferentes sistemas de pino e dois agentes cimentante. Cinquenta incisivos centrais superiores intactos foram divididos em cinco grupos (n=10). O tratamento endodôntico realizou-se pela instrumentação manual em técnica *step-back*, obturação com cimento AHplus (Detry, Constance, Germany) e condensação lateral. Em seguida, a porção coronária foi removida a 2 mm da junção cimento-esmalte com um disco diamantado sobre irrigação, perpendicular ao longo eixo do dente. O preparo protético para o pino foi realizado com broca Pecho em 10 mm, com remanescente apical de 4 mm de material obturador. Grupo 1: pino de fibra de vidro (Carbotech, Ganges, France), cimentado com Panavia F (Kuraray, Osaka, Japan); grupo 2: pino metálico pré-fabricado, 1,5mm de diâmetro, cimentado com Panavia F; grupo 3: pino metálico pré-fabricado, 1,5 mm de diâmetro, cimentado com cimento de ionômero de vidro Fuji I (GC, Tokyo, Japan); grupo 4: núcleo metálico fundido de

Ni-Cr cimentado com Panavia F; grupo 5: núcleo metálico fundido de Ni-Cr cimentado com cimento de ionômero de vidro (grupo controle). Coroas metalocerâmicas foram confeccionadas e cimentadas com Panavia F nos grupos 1, 2 e 4 e com cimento de ionômero de vidro nos grupos 3 e 5. Todas as amostras foram termocicladas (5000 ciclos) e adaptadas à uma máquina universal de ensaios EMIC DL2000, pela palatina, em uma angulação de 135° ao longo eixo do dente, para o ensaio da fratura. O modo de fratura foi determinado como reparável (terço cervical da raiz, fratura da coroa) ou catastrófico (abaixo do nível cervical). Os testes estatísticos *one-way* ANOVA, Turkey e Qui-quadrado foram aplicados para detectar a diferença do modo de fratura entre os grupos. O maior índice de fratura favoráveis foi observado no grupo 1 e o menor no grupo 5. Ao final, concluíram que o pino de fibra de vidro demonstrou ser mais resistente à fratura e com o melhor prognóstico, sendo recomendado como alternativa aos pinos metálicos pré-fabricado e fundidos. O agente cimentante não influenciou no modo e na resistência à fratura.

Valle *et al.* (2007) avaliaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos pré-fabricados com diferentes comprimentos. Trinta caninos recém extraídos com tamanhos semelhantes entre 15mm e ou 16mm foram tratados endodonticamente utilizando a técnica *step-back*, obturados cone de guta-percha (Tanari) e cimento Endometazone (Ivory) sob condensação lateral. Foram distribuídos aleatoriamente em três grupos (n=10). Todos canais radiculares foram restaurados com pinos pré-fabricados de aço inoxidável nº 5317 Screw-Post (Euro-Post), cimentados com cimentos a base de ionômero de vidro Rely X (3M ESPE) e reconstruídos com núcleo de preenchimento de resina composta Z250 (3M ESPE) com diferentes combinações de comprimento: Grupo 1/3 de PP: comprimento de 5,0mm; Grupo 1/2 PP; comprimento 7,5 mm e Grupo 2/3 PP: comprimento de 10 mm. Todos os dentes foram restaurados com coroas metálicas de Ni-Cr e cimentados com Rely X (3M ESPE). A resistência à fratura foi testada em uma máquina universal de ensaios Kratus K2000MP (KRATOS) à uma velocidade de 0,5 mm/min, em 45° em relação ao longo eixo do dente até ocorrer a fratura. Os dados foram analisados por *one-way* ANOVA ($\alpha=0,05$), que demonstrou não haver diferença significativa entre os diferentes comprimentos de pinos e as falhas ocorreram, principalmente, devido à fratura do núcleo. Concluindo, o aumento do comprimento dos pinos pré-fabricados em dentes

restaurados com não aumentou significativamente a resistência à fratura em dentes tratados endodonticamente.

Maccari *et al.* (2007) avaliaram a resistência à fratura de dentes com canais alargados e restaurados com dois sistemas de pinos pré-fabricados de fibra de vidro: FRC Postec (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e fibra de quartzo: DT Light-Post (Bisco Dental Products, Schaumburg, IL, EUA), e núcleo metálico fundido (Ni-Cr). Trinta incisivos centrais superiores humanos, extraídos por razões terapêuticas, tiveram suas coroas removidas abaixo da junção cimento-esmalte, padronizando os comprimentos em 17 mm. Em seguida, foram submetidos a tratamento endodôntico, obturados com cone de guta-percha e cimento Sealer 26, ambos da Dentsply, e vedados provisoriamente com ionômero de vidro. Os canais foram preparados para a colocação dos pinos com broca Peeso em 11 mm, deixando 6 mm de material obturador. Para simular fragilidade, foi usada uma broca diamante nº 3131 (KG Sorensen) em 4 mm. As raízes preparadas foram aleatoriamente divididas em três grupos de acordo com o sistema de pino empregado. Grupo A: pinos de fibra de quartzo reforçado com resina composta micro-híbrida; grupo B: pinos de fibra de vidro; grupo C: núcleo metálico fundido, sendo que todos os pinos foram cimentados com um cimento resinoso adesivo Rely X (3M ESPE), reconstruídos coronariamente com resina composta e confeccionados *copping* metálicos cimentados com fosfato de zinco (SS White). Para o teste de fratura, as amostras foram submetidas a ensaio na máquina universal EMIC DL 2000, em uma angulação de 45° ao longo eixo e a uma velocidade de 0,5 mm/min. O modo de ruptura foi classificado como reparável ou não reparável. O grupo C teve o dobro da resistência à fratura comparada a grupo A e B, no grupo A todas as amostras tiveram as fraturas reparáveis o que favorece o uso na prática clínica.

Junge *et al.* (2007) compararam *in vitro* a microinfiltração e classificaram os padrões de fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos em diferentes diâmetros. Foram utilizados 40 incisivos inferiores humanos, que tiveram as coroas clínicas seccionadas na junção amelo-cementária, padronizando o comprimento radicular de 12 mm. Os canais foram preparados com sistema de limas rotatórias Protaper (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e obturados com os cones de guta-percha Dia-Pro (DiaDent, Cheongju, Korea) e cimento AH-26 (Dentsply, GmbH, Konstanz, Germany). A guta-percha foi removida com broca tipo Peeso (MANI Inc, Utsunomiya, Japan) em 8 mm mantendo 4 mm de material

obturador. As raízes foram preparadas com brocas correspondente a cada kit de pino fornecido pelo fabricante. Os corpos de prova foram divididos em quatro grupos (n=10) de acordo com o tipo de pino empregado. Grupo 1: núcleo metálico em ouro; grupo 2: pinos pré-fabricados metálicos Parapost (Coltène/Whaledent); grupo 3: pinos cerâmicos de zircônia Cosmopost (Ivoclar/Vivadent); e o grupo 4: pinos de fibra de vidro reforçados por resina composta FRC Postec (IvoclarVivadent). A cimentação dos pinos foi realizada com cimento resinoso Duolink (Bisco Inc). Os núcleos metálicos fundidos foram obtidos através de uma matriz de cera e fundidos em liga com 46% de ouro DM46 (Woori Dongmyung Co, Kwangmyung, Korea). Todos os corpos de prova foram inseridos em moldes com resina acrílica autopolimerizável Ortho-jetacrylic. O teste dinâmico simulou a mastigação em uma máquina de carga cíclica WON CLMC-04-1(Won Engineering), com carga de 98N a uma frequência de 1Hz até 50.000 ciclos e com a sua câmara preenchida com fucsina básica a 0,5%. No teste de fratura a força foi aplicada em 135° em relação ao eixo longitudinal dos dentes. A máquina foi ajustada para disparar o alarme quando o microssensor detectasse um desvio de mais de 0,5 mm provocado pelo deslocamento da amostra ou fratura. O número de ciclos de carga foi gravado e os padrões de fratura foram determinados visualmente. Posteriormente, as amostras foram seccionadas no sentido vestibulo-lingual. Os dados foram analisados por teste estatístico ANOVA e pelo teste de Duncan. Houve diferenças significativas na infiltração entre os grupos. O grupo do núcleo metálico fundido apresentou um nível significativamente mais elevado de microinfiltração em comparação com os outros. Para os grupos que utilizaram o pino de cerâmica CosmoPost e o pino de fibra FRC Postec, os padrões de fratura foram limitados ao terço cervical da raiz, favorecendo o retratamento do canal, enquanto que para os grupos de núcleo metálico fundido e dos pinos metálicos pré-fabricados, as fraturas se estenderam até o terço médio da raiz. O número de ciclos de carga dinâmica repetidos não foi significativamente diferente, apesar dos pinos de cerâmica registrarem o menor número de ciclos de carga até a fratura radicular e terem tendência de fraturar mais cedo do que os outros grupos.

Santos Filho *et al.* (2008) compararam *in vitro* a resistência à fratura de diferentes sistemas e comprimentos de pinos em dentes tratados endodonticamente. Utilizaram 135 dentes bovinos. As coroas foram seccionadas para o posterior preparo químico-mecânico dos canais radiculares, realizado com brocas Gates-

Glidden nº2 a 4 (Dentsply Maillefer) e com irrigação com solução de hipoclorito de sódio a 1% (Asfer, Industrial Química, São Paulo, Brasil). Os condutos radiculares foram obturados com os cones de guta-percha (Dentsply/Maillefer) e cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply). As raízes foram divididas em três grupos (n=45) de acordo com o pino utilizado. G1: pino de fibra de vidro Reforpost nº3 (Angelus); G2: pino metálico pré-fabricado Reforpost Aço Inox (Angelus); G3: núcleo metálico fundido de liga Ni-Cr (Kromalit/Knebel). Cada grupo foi dividido em três subgrupos (n=15) de acordo com o comprimento do pino, que foi de 5 mm, 7,5 mm e de 10 mm. Os cones de guta-percha foram removidos de acordo com o comprimento do pino e os canais alargados com uma broca Largo nº5 (Dentsply). A confecção do padrão dos núcleos metálicos fundidos pela técnica direta foi realizada com resina acrílica (Duralay, Reliance Dental), com altura da porção coronária padronizada em 6 mm. Os canais foram condicionados com ácido fosfórico a 37% (Dentsply) por 15s, lavados, secos, aplicadas duas camadas de primer e de adesivo dentário Adper Scotchbond MultiPurpose (3M ESPE). A fotopolimerização foi realizada com luz halógena (XL 3000, 3M ESPE) por 20s, numa intensidade de 800mW/cm². A limpeza com álcool 70% e a aplicação do Silano (Angelus) foram realizadas no pino. O cimento resinoso autopolimerizável Cement Post (Angelus) foi introduzido no canal com uma broca lentulo (Dentsply/Maillefer). Os núcleos de resina composta foram padronizados usando como padrão uma matriz de acetato e incrementos de resina composta Filtek Z250 (3M ESPE), fotopolimerizados por 40s cada para completar o núcleo coronal. Todos os corpos de prova foram preparados com broca diamantada nº 3215 (KG Sorensen) para receber coroas totais. A moldagem foi realizada com material de impressão Impregum F(3M ESPE) e o foi obtido um modelo com gesso pedra tipo IV Durone IV, (Dentsply). Os padrões de cera foram confeccionados na forma de uma coroa de um dente incisivo para servir de molde e um entalhe foi feito na face palatina para a aplicação da força. Os padrões de cera foram fundidos em liga de níquel-cromo e as coroas foram cimentadas seguindo o mesmo protocolo para a fixação dos pinos. Para medir a tensão, os medidores de tensão foram fixados com dois extensômetros em cinco corpos de prova de cada grupo e cada um foi ligado a outro dente. Todos foram submetidos à carga numa máquina universal de ensaios mecânicos EMIC DL2000 numa velocidade de 0,5 mm/min. Para análise estatística, foram realizados o teste ANOVA e o teste de Tukey. Houve diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência à fratura entre os sistemas

de pinos e os seus comprimentos. A diminuição do comprimento do pino aumentou os valores de microdeformação e resultou em valores estatisticamente menores em pinos metálicos, exceto quando o comprimento foi de 5 mm, o que não ocorreu com os pinos de fibra de vidro, que apresentaram a mesma eficácia com todos os comprimentos. Quanto ao modo de ruptura, demonstrou que em pinos metálicos as fraturas são radiculares e irreparáveis, enquanto que nos pinos de fibra de vidro, são centrais e reparáveis. Concluíram que o comprimento do pino é um fator importante para os pinos metálicos e não tem nenhuma influência sobre o comportamento biomecânico do pino de fibra de vidro.

Marteli *et al.* (2008) compararam a resistência à fratura de raízes fragilizadas (canais ampliados) restauradas e separadas por grupos de acordo com o sistema de pino utilizado, sendo eles: com núcleo metálico, pino de fibra de vidro e pino principal associado a três pinos acessórios de fibra de vidro. Entre os grupos houve a presença ou não da variância de 2 mm de remanescente coronário. Não se observou diferença estatística na carga exercida em todos os grupos, assim como o remanescente dentário não influenciou a resistência à fratura. Entretanto, as falhas mais favoráveis se deram no conjunto que continha pino e pinos acessórios e as catastróficas (não favoráveis) nas amostras com pinos metálicos.

Santos *et al.* (2009) investigaram a hipótese de que a presença de pino intrarradulares aumenta o risco de fratura vertical, principalmente nos casos em que a seção transversal do pino corresponde ao menor diâmetro mesiodistal dos pré-molares superiores. Por isso, compararam as tensões de tração em modelos que simulam dentes com canais ovais ou circulares que foram restaurados usando pinos cimentados ou não cimentados (com torque na dentina) com seção transversal oval ou circular. Através do método de elementos finitos e software MSC.PATRAN e MSC.Marc (MSC Software, Santa Ana, CA), a tensão principal máxima foi analisada em 3 dimensões, em modelos de segundos pré-molares superiores intactos. A partir dos modelos de dentes intactos, novos modelos foram construídos, incluindo pinos intrarradulares de diferentes módulos de elasticidade e mesmo comprimento (dois terços da raiz) e com coroas de metalocerâmicas. Todos os materiais foram considerados homogêneo, linear elástica e isotrópico. Foi aplicada uma carga de 300 N sobre a superfície interna da cúspide palatina, em 45° com o eixo longitudinal do dente (produzindo deflexão na direção palatina) e em direção à mesial (produção de deflexão na direção distal). Os resultados demonstraram que o menor diâmetro

mesiodistal da raiz em segundos pré-molares superiores não parece ser o principal fator determinante para a fratura vertical.

Torabi e Fattahi (2009) compararam *in vitro* a resistência à fratura radicular de dentes tratados endodonticamente e restaurados com diferentes pinos de fibra reforçada e núcleos metálicos fundidos. Para isso, utilizaram 50 pré-molares inferiores, que tiveram suas coroas clínicas seccionadas, padronizando o comprimento dos canais radiculares em 14 mm. O tratamento endodôntico foi realizado e os condutos radiculares obturados com cones de guta-percha e cimento resinoso AH26 (Dentsply). Os corpos de prova foram divididos em cinco grupos (n=10). Grupo 1: preparo do conduto em 9 mm, molde do pino com resina acrílica Duralay (Rellance Dental MFG Co. US), fundidos com liga metálica e cimentados com cimento resino Varolink II (Ivoclar Vivadent); grupo 2: os canais foram preparados de forma semelhante aos do grupo 1, restaurados com de fibra de polietileno (Angelus) e cimento resinoso Varolink II; grupo 3: os canais receberam pinos de fibra de vidro pré-fabricados (Dentorama), cimento Excite (Ivoclar Vivadent); grupo 4: pinos de fibra de carbono (RTD) cimento Excite; grupo 5: pinos de fibra de quartzo (RDT) e cimento Excite. Todos os corpos de prova foram submetidos ao teste de fratura em máquina universal de ensaios Instrun. As fraturas foram classificadas: reparáveis ou catastróficas. No grupo 1, todos os dentes apresentaram fratura catastrófica; nos grupos 2, 3 e 5, seis dentes apresentaram fratura do núcleo, e quatro, fratura irreparável. Os testes estatísticos realizados foram: ANOVA, Fisher e Tomhan. O grupo 1 apresentou incidência de fratura radicular catastrófica significativamente maior do que os grupos 2, 3 e 5. De acordo com a classificação das fraturas, não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos 2 e 5. Os autores concluíram que os núcleos metálicos fundidos apresentaram maior índice de fratura quando comparados aos pinos de fibra.

Chuang *et al.* (2010) analisaram *in vitro* a influência do material e do comprimento dos pinos na resposta mecânica de dentes tratados endodonticamente. A hipótese nula testada foi que nem o material nem o comprimento do pino teria um efeito sobre a resistência à fratura e na distribuição de tensões de dentes tratados endodonticamente. Utilizaram 60 dentes humanos, divididos em seis grupos (n=10). As coroas dos dentes foram removidas 2 mm acima da junção amelo-cementária, com comprimento médio da raiz de 16mm e a média do diâmetro mesio-distal de 6,17mm. O canal radicular foi instrumentado com sistema rotatório ProFile (Dentsply

Tulsa, Tulsa City, Okla) finalizando na lima 40, e obturado com técnica termoplástica de guta-percha Obtura II (Obtura Spartan, Fenton, Mo). Foram empregados três sistemas de pinos do fabricante da J. Morita (Osaka, Japão): pino metálico, pino de fibra de carbono e pino de fibra de vidro, que foram distribuídos e combinados de acordo com o comprimento de 10 mm e de 5 mm. Os pinos foram cimentados com o cimento resinoso Bistite II DC (Tokuyama Dental Corp, Tokyo, Japan). Os núcleos de resina composta foram fabricados com uma matriz de silicona para padronizá-los, foram confeccionadas coroas metalocerâmicas na liga de Ni-Cr e porcelana VITA VMK 68 (VITA Zahnfabrik, BadSackingen, Germany), cimentadas com o cimento resinoso Bistite II DC. Os dentes foram armazenados em umidade relativa de 100% e submetidos à termociclagem de 1.500 ciclos com temperatura variando entre 5°C e 60°C, com 20s cada banho. Os corpos de prova foram confeccionados com resina acrílica Epoxyadhesive (Nan Pao ResinsChemical Co, Changhua, Taiwan). O teste de resistência à fratura foi realizado numa máquina universal de ensaios Instron 5565 (Instron Corp, Norwood, Mass) à uma velocidade de 0,5 mm/min. A análise estatística foi realizada com os testes de Kolmogorov-Smirnov e ANOVA, seguido do teste de Tukey e o de Fisher. Além disso, os modelos geométricos do elemento finito correspondente a um incisivo restaurado com um pino foram desenvolvidos para examinar as respostas mecânicas. O teste ANOVA não mostrou diferença estatisticamente significativa entre ambos os materiais e o comprimento do pino. Também não houve diferença entre o pino metálico com 5 mm e os grupos de pinos de fibra em relação aos locais de fratura. O grupo de pinos metálicos com 10 mm exibiu uma maior incidência de fratura desfavorável na raiz. Os dentes restaurados com os pinos do mesmo material apresentaram uma distribuição semelhante de locais de fratura e direções. O teste de Fisher mostrou que os pinos metálicos apresentaram maior frequência de fratura em relação aos outros grupos. Nenhum deslocamento do núcleo ou do pino de fibra ocorreu após o teste de fratura. A análise de elemento finito mostrou uma alta tensão em torno da extremidade apical do pino metálico, enquanto que o *stress* foi concentrado em torno das margens da coroa nos grupos de pinos de fibra. Concluíram que os dentes tratados endodonticamente não são reforçados pelo comprimento maior do pino, independente de ser pino metálico ou de fibra. Os pinos metálicos longos podem causar fraturas radiculares irreparáveis em dentes restaurados.

Tang, Wu e Smales (2010), tiveram como objetivo identificar e reduzir os riscos de fraturas dentárias em potencial. Os autores, com base na literatura recuperada a partir do PubMed, desenvolveram uma visão geral dos fatores de risco de fraturas em dentes tratados endodonticamente. As variações de fratura longitudinal do dente podem ser classificadas de cinco maneiras: apenas no esmalte, cúspide fraturada, dente quebrado, divisão do dente e fratura radicular vertical, sendo todas elas com prognóstico desfavorável e difícil diagnóstico clínico. Alguns riscos de fratura estão relacionados com o dente como; dentes com rizogênese incompleta, tratamento endodôntico (anatomia, canais curvos, instrumentação obturação) deficitário. Outros estão relacionados à parte protética, preparo para o pino (perfurações e desvio), e restauração final (infiltração marginal, ou estresse da força mastigatória). Concluíram que: pinos, em geral, só devem ser utilizados quando essenciais para a retenção das restaurações permanentes, tomando cuidado para evitar perfurações; as fraturas radiculares são menos graves quando recebem pinos de fibra do que quando recebem pinos de ligas metálicas. Dentes tratados endodonticamente têm um risco significativamente maior de fratura que os dentes vitais, por isso, o profissional deve planejar adequadamente o tratamento.

Demiryürek *et al.* (2010) avaliaram o efeito de três cimentos endodônticos na resistência de união de pino de fibra de vidro cimentados com cimento resinoso adesivo. Quarenta e oito incisivos superiores permanentes humanos, extraídos por razões periodontais foram usado no estudo. Todas as amostras tiveram sua porção coronária removida na altura da junção cimento-esmalte com um disco diamantado sobre baixa velocidade. A instrumentação endodôntica foi realizada manualmente (técnica *step-back* e Gates nº 2 a 4). De forma randomizada, os espécimes foram divididos; Grupo 1: cone de guta-percha sem cimento (controle); Grupo 2: cimento a base de resina (AH plus, Dentsply, Konstanz, Germany); Grupo 3: cimento a base de óxido de zinco e eugenol (Endofill, Dentaires AS, Vevey, Switzerland) e Grupo 4: cimento a base de hidróxido de cálcio (Sealapex, Kerr, Romulus, MT), todas as amostras foram vedadas temporariamente na porção coronária com Cavit G (3M ESPE, Seefeld, Germany). O preparo protético do pino com broca Peaso nº2 (ManiInc) Tochigi, Japan) em 9 mm, a cimentação adesiva foi com Panavia F 2.0 (Kuraray, medical, Okayama, Japan), com auxílio de uma broca Lentulo (Mani Inc) e fotopolimerizado por 20 segundos. O teste *push-out* (medidos em Mpa) foi realizado

no sentido da coroa para o ápice e medido em uma máquina universal de ensaios Lloyd LRX (Lloyd Instruments Plc, Fareham, Hampshire, England), após as amostras passarem pelo escaneamento do microscópio eletrônico (SEM). Foi realizado teste estatístico através do *one-way* ANOVA, sendo que não houve diferença estatística entre os grupos 2 e 3. Já o grupo 4 possui alto significado de força e resistência de união. Os resultados demonstraram que o tipo de cimento endodôntico interfere na interação e na resistência de união de pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso.

Mangold e Kern (2011) avaliaram *in vitro* a influência da cimentação de pinos de fibra de vidro sobre a resistência à fratura mecânica em dentes tratados endodonticamente com diferentes quantidades de dentina coronária remanescente submetida à simulação mastigatória. Foram usados 64 pré-molares inferiores humanos extraídos por razões ortodônticas e tratados manualmente endodonticamente, obturados com cimento AH Plus (Dentsply) e guta percha (Coltene/WhaledentInc), sob condensação vertical. As amostras foram divididas em quatro grupos (n=16), dependendo o número de paredes de dentina coronária residual (3 a 0). Grupo W3: tinha as 3 paredes residuais (vestibular, lingual e mesial); grupo W2: tinha 2 paredes residuais (vestibular e lingual); grupo W1: tinha 1 parede residual (vestibular) e grupo W0 não tinha nenhuma parede. Depois de receber uma preparação em ombro com espessura de 0,8 mm, os dentes foram restaurados com coroas totais metálicas cimentadas com cimento de ionômero de vidro Ketac Cem Easymix (3M ESPE). Todas as amostras foram submetidas à fadiga cíclica em um simulador mastigatório, submetidos a 1,2 milhões de ciclos, com carga nominal de 49 N em 1,2 Hz combinado com ciclos térmicos (entre 5 e 55°C, 30 segundos de tempo de habitar). Em seguida, as amostras foram submetidas a ensaio em máquina universal de ensaios Z010/TN2A (Zwick) até à fratura, a uma velocidade de 1mm/min e 150° ao longo eixo do dente. Os dados foram analisados com *two-way* ANOVA, seguido de múltiplas comparações utilizando o teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Nenhum espécime falhou durante a simulação mastigatória, mas o número de paredes coronárias residuais e colocação pino teve uma influência significativa sobre a resistência à fratura. Contudo, a resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente foi dependente do número de paredes dentinária remanescentes, e colocação de um pino de fibra de vidro teve uma influência significativa sobre a

resistência à fratura quando menos de 2 paredes da cavidade permaneceu, mas nenhuma influência significativa quando 2 ou 3 paredes estavam presentes.

Yamamoto *et al.* (2011) avaliaram um novo pino intrarradicular de titânio desenvolvidos pela UNESP- SJC, através do método de elemento finito e testes de resistência à fratura. Foram usados 40 dentes bovinos divididos em quatro grupos (n=10). Grupo 1: pinos com diâmetro de 1,75 mm; grupo 2: pinos modificados de titânio com diâmetro de 1,75 mm; grupo 3: Flexi Post nº 2, com 1,4 mm de diâmetro; e grupo 4: Para Post nº 7, com 1,75 mm de diâmetro. Para simular o ligamento periodontal foi usado cera 7 formando uma camada de 0,3 mm de espessura e, em seguida, a raiz foi incluída em resina de poliuretano. Os pinos foram cimentados com cimento de fosfato de zinco (SS White) e foram confeccionadas núcleos de preenchimento com resina composta Z-250 (3M ESPE). O teste de ensaio à fratura foi realizado em máquina universal de ensaios EMIC DL 1000 (São José dos Pinhais, PR, Brasil) a uma inclinação de 45° ao longo eixo do dente e uma velocidade de 5 mm/min. O método de elemento finito foi utilizado para analisar a resistência à fratura. A geometria e dimensões foram baseadas nas amostras do estudo experimental e os modelos tridimensionais foram construídos utilizando-se o programa Rhinoceros (McNeel North America, Seattle, WA, USA) e, logo após, importados para o Nei Nastran (Nei Software, Westminster, CA, USA), onde foram inseridas as propriedades mecânicas de cada material simulado e os modelos foram classificados como isotrópicos, elásticos ou contínuos. Os tipos de fraturas encontradas foram: fratura adesiva de núcleo, fratura coesiva do núcleo e fratura radicular, havendo diferença estatisticamente significativa somente entre os grupos 1 e 3. Pelos resultados do método de elementos finitos, no grupo 1, as tensões mais altas foram concentradas na região cervical, enquanto no grupo 4, a concentração de tensão foi maior na região apical do pino. Portanto, a forma dos pinos pode melhorar a disseminação das tensões e os resultados clínicos. O pino experimental (original e modificado) apresentou-se com a resistência à fratura equivalente ao sistema de pinos comerciais, sendo que apenas o pino experimental (original) não provocou fraturas radiculares. No método de análise de elemento finito, somente o pino experimental (original e modificado) apresentou melhor distribuição do estresse.

Alsamadani *et al.* (2012) realizaram um estudo com o objetivo de comparar o efeito de diferentes técnicas de restauração em raízes enfraquecidas quanto a resistência à fratura, sendo comparado dois materiais obturadores: guta-

percha ou sistema Resilon. A porção coronal enfraquecida recebeu um reforço com resina composta e, posteriormente, foi cimentado pino de fibra de vidro. Foram utilizados 100 dentes humanos recém-extraídos, unirradiculares, de comprimentos semelhantes. A coroa dentária foi cortada na junção cimento-esmalte para padronizar as raízes em 15 mm. Os dentes foram tratados endodonticamente sob instrumentação mecânica no sistema Profile (Dentsply/Maillefer, Tulsa, OK, USA) e separados em seis grupos. Grupo 1: n=10, controlo negativo; grupo 2: n=10, controle positivo; grupo 3: n=20, as raízes foram obturadas com guta-percha; grupo 4: n=20, as raízes foram obturadas com guta-percha, restauradas com resina composta, e cimentados pino de fibra de vidro; grupo 5: n=20, as raízes foram obturadas com sistema Resilon; grupo 6: n=20, as raízes foram obturadas com sistema Resilon, restauradas com resina composta e cimentados e pino de fibra de vidro. As raízes foram enfraquecidas antes da obturação nos grupos 2, 3 e 5 e, após obturação nos grupos 4 e 6. Todas as amostras foram submetidas a um ensaio na máquina de ensaio universal Dartec a uma velocidade de 0,5mm/min. Para avaliação dos dados foi usado ANOVA e o teste de Tukey utilizando Versão 12 SPSS / PC (SPSS Inc. , Chicago, IL , EUA). Não houve diferenças significativa entre os grupos 1, 4, 5 e 6, sendo que a resistência à fratura de raízes restauradas foi significativamente maior nos grupos 4, 5 e 6 do que nos grupos 2 e 3. Os autores concluíram que raízes fragilizadas obturadas exclusivamente com o sistema Resilon, ou reconstruídas com uma camada intermediária de resina composta aderida à dentina radicular, e a cimentação de pinos de fibra de vidro mostram um aumento significativo na resistência à ruptura (fratura).

Bergoli *et al.* (2012) avaliaram o efeito da mecânica cíclica sobre a cimentação de pinos, da resistência de *push-out* na união entre pinos de fibra e dentina radicular e as tensões de polimerização produzido por meio de três cimentos resinosos. Oitenta dentes inferiores bovinos foram seccionados, limpos com curetas, descontaminados e mantidos em água destilada. A porção coronária foi removida com disco de diamante obtendo um comprimento de 16 mm para todos os espécimes. A instrumentação rotatória dos canais radiculares ocorreu com limas rotatórias de Ni-Ti ProTaper (Dentsply Maillefer), sendo que a obturação não foi realizada. Em seguida, as amostras foram distribuídas aleatoriamente em oito grupos (n=10), de modo que todos os canais radiculares foram preparados em 12 mm de comprimento, com a broca pertencente ao kit de sistema de pinos White Post

DC nº3 (FGM), incluídos em resina acrílica autopolimerizável, deixando uma porção coronária remanescente de 5mm. Grupo 1: Scotchbond Multi Purpose (3M, ESPE, St Paul, MN, USA) + RelyX ARC; grupo 2: Scotchbond Multi Purpose + RelyX ARC + ciclagem mecânica; grupo 3: AdheSE DC Ativador + Multilink Automix; (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein); grupo 4: AdheSE + Multilink Automix + ciclagem mecânica; grupo 5: condicionamento ácido (ácido fosfórico 37%) + Rely X U100; grupo 6- condicionamento ácido + Rely X U100 + ciclagem mecânica; grupo 7: RelyX U100 e grupo 8: RelyX U100 + ciclagem mecânica. Todas as amostras foram submetidas a teste *push-out* em uma máquina universal de ensaios EMIC DL 2000 (São José dos Pinhais, Brasil) à velocidade de 1 mm/min. Os valores obtidos foram submetidos *two-way* ANOVA, teste de Tukey ($p=0,05$), enquanto os valores obtidos a partir do estresse de polimerização foram submetidos à análise de variância *one-way* e teste de Tukey ($p=0,05$). Os resultados demonstraram que a ciclagem mecânica não afetou os valores de resistência de união ($p=0,236$), enquanto que as formas de cimentação afetaram a resistência de união *push-out* ($p < 0,001$). Cimentação com Rely X U100 e Scotch James Bond Multi Purpose + RelyX ARC apresentaram valores mais elevados de resistência de união *push-out*. O cimento self-adhesive RelyX U100 exibiu os menores valores, RelyX ARC resultou nos valores mais elevados, enquanto Multilink Automix apresentou valores semelhantes aos outros dois cimentos. O cimento *self-adhesive* é uma alternativa para cimentação de pinos de fibra devido à alta força de adesão e menor de tensão de polimerização.

Castro *et al.* (2012) investigaram *ex vivo* a influência de diferentes sistemas de pinos em relação a resistência à fratura e modo de fratura em dentes humanos. Oitenta dentes humanos permanentes extraídos por razões periodontais e sem trincas ou defeitos visíveis foram selecionados para o estudo, sendo 20 incisivos superiores, 20 caninos superiores, 20 pré-molares (duas raízes) superiores e 20 primeiros molares inferiores. Cada grupo de dentes teve a sua padronização das raízes: incisivos: 15 mm; caninos: 18 mm; pré-molares: 14 mm; e molares: 14 mm. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos de acordo com o sistema de pino utilizado; pino de fibra de vidro (Exacto nº2-1,4mm, Angelus) e núcleo metálico fundido na liga metálica de Ni-Cr (Cmp, Kromalit, Knebel). Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso de *self-adhesive* Rely X U100 (3M, ESPE). A força (N) requerida para causar a fratura foi de 10 KN, testada na em uma máquina

de ensaio universal EMIC. As fraturas foram classificadas: I- fratura com envolvimento da cora e ou do pino; II- fratura no terço cervical da raiz; III- fratura do terço médio da raiz; IV- fratura no terço apical da raiz; e V- fratura longitudinal. Os resultados foram submetidos ao teste de *two-way* ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$), sendo que houve diferença significativa de resistência à fratura em relação ao tipo de dente. Quanto ao sistema de pino, não houve diferença. A resistência à fratura de incisivos foi a mais baixa, comparada aos outros grupos. Os pinos de fibra de vidro possuem mais estabilidade em relação à fratura nos incisivos, pré-molares e molares. Nos caninos, o tipo de pino não influenciou no modo da fratura, sendo a predominante neste grupo a fratura do tipo IV. Os caninos e molares possuem os valores mais altos quanto a resistência à fratura quando comparados com os incisivos e pré-molares, e os dentes restaurados com pino de fibra de vidro possuem os valores mais favoráveis ou reparáveis quanto ao modo de fratura.

Costa *et al.* (2012) avaliaram a resistência à fratura de raízes de pré-molares humanos monorradiculares com retentores intrarradiculares personalizados à base de fibra de vidro, após a simulação de fadiga. Foram utilizados 50 pré-molares, padronizando as dimensões das raízes em comprimento de 13 mm. Os dentes foram limpos e acondicionados em solução de cloramina T a 0,5%. Em seguida, os espécimes foram tratados endodonticamente e incluídos em blocos de resinas acrílica autopolimerizável com objetivo de simular a implantação do dente no osso alveolar. Todos os espécimes foram divididos em 5 grupos de acordo com o material de restauração. Grupo 1: núcleo metálico fundido; grupo 2: pino pré-fabricado de fibra de vidro; grupo 3: pino pré-fabricado fibra de vidro com acessórios; grupo 4: pino pré-fabricado de fibra de vidro, mais fibra de vidro unidirecional; e grupo 5: retentor personalizado de fibra de vidro unidirecional medial. Em todos os grupos foi utilizada a mesma conduta para a cimentação dos pinos com o sistema adesivo Adper TM Scotchbond Multi-Usó Plus e o cimento resinoso ativado quimicamente Cement-post (Angelus). Foram realizados núcleos de preenchimentos com resina composta híbrida Epricord (Kuraray, Japan) e, em seguida, os corpos de provas foram submetidos a ciclagem mecânica (250.000 ciclos com carga de 27 a 40N na frequência de 2Hz). Posteriormente, os corpos de provas foram submetidos ao ensaio tangencial de compressão em máquina universal de ensaios EMIC, com célula de carga de 3000N, à uma velocidade de 0,5 mm/min, sendo o padrão de fratura avaliado e classificado. Foi utilizada uma estatística descritiva onde os

valores obtidos de resistência de fratura foram analisados em um teste de análise de variância e teste Turkey com nível de significância de 5%. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos G2, G3, G4, G5, sendo G1, diferente estatisticamente de todos os outros grupos. Os autores concluíram que a técnica de confecção do retentor intrarradicular não interfere nas resistências do sistema.

Há poucas informações na literatura sobre o efeito de cimentos endodônticos à base de eugenol interferirem na resistência de união de pinos intrarradiculares cimentados com cimento resinoso. Aleisa *et al.* (2013) avaliaram o efeito de diferentes cimentos endodôntico à base de eugenol na resistência da união de pinos pré-fabricados Parallel-sided (ParaPost) cimentados com diferentes cimentos resinosos. Foram utilizados 135 pré-molares unirradiculares tratados endodonticamente, que tiveram a porção coronária seccionada à 2 mm da junção cimento-esmalte com um disco diamantado na Isomet 2000 (BuehlerLtd). Os espécimes foram divididos em 3 grupos (n=45). Os do grupo 1 foram obturados com guta-percha e Endofil (Promedica); grupo 2: cimentos Tubli-Seal (KerrItalia SPA) e guta-percha, cimento endodôntico à base de eugenol; grupo3: obturados com AH26 (Dentsply), cimento a base de resina. O preparo para o pino foi realizado com broca Peeso nº 1 a 5 em 8 mm, sendo que cada grupo foi subdividido em 3 grupos de acordo com o cimento resinoso Rely X Unicem (3M ESPE), Paracore (ParaPost) e Variolink II (Ivoclar Vivadent). Cada espécime foi testado em uma máquina universal de ensaios Instron, onde foi observada a força necessária para deslocamento dos pinos. Os dados foram aplicados em *two-way* ANOVA para mensurar os valores relativos à força de união e tipo de cimento endodôntico com o tipo de cimento resinoso, e o teste de comparação múltipla de Tukey foi realizado para determinar quais grupos eram significativamente diferentes (<0,05). Grupo 1 e 2 tiveram resistência de união significativamente mais baixos do que o grupo 3, mas não houve diferença significativa entre as médias de força entre os grupos. Houve diferença significativa entre as médias de resistência para todos os três cimentos. Concluindo, Endofil e Tubli -Seal (à base de eugenol) demonstraram uma redução significativa na resistência de união para pinos de fibra pré-fabricados cimentados com cimento resinoso, enquanto que o cimento resinoso Rely X apresentou maior força de união que os outros cimentos, quando o cimento endodôntico á base de eugenol foi usado.

Sagsen *et al.* (2013) compararam a resistência à fratura de dentes com tratamento endodôntico com diferentes sistemas de retentores intrarradiculares cimentados. Noventa pré-molares permanentes humanos com conduto único foram selecionados para o estudo. As coroas foram seccionadas para padronizar o comprimento radicular em 14 mm e o tratamento endodôntico foi realizado com instrumentação rotatória usando ProTaper (Dentsply Maillefer) até a F3. O primeiro grupo foi obturado usando cone de guta-percha (Dentsply/Maillefer) e cimento AHPlus (Dentsply, Kontanz, Germany) e no segundo grupo, cones Resilon (Petron Clinical Technologies) e cimento Epiphany (Petron Clinical Technologies, Wallingford, CT). Em 60 espécimes, foram removidos 10 mm de material obturador e os pinos cimentados com BisCem (Bisco, Inc) e 30 foram mantidas como controle. Grupo 1: AH Plus controle; grupo 2: Epiphany controle; grupo 3: AH Plus + pino de fibra de vidro (D.T. Light-Post, Bisco); grupo 4: AH Plus + pino pré-fabricado de Titânio (IntegraPos, Philadelphia, EUA); grupo 5: Epiphany + pino de fibra de vidro; grupo 6: Epiphany + pino pré-fabricado de titânio. A resistência à fratura de todas as amostras foi testada em uma máquina universal de ensaios Instron (Norwood, MA), em um ângulo de 135° ao longo eixo do dente, com uma velocidade de 1 mm/min. O tratamento estatístico por *one-way* ANOVA, demonstrou não haver diferença estatística significativa entre os grupos quanto à resistência a fratura. Os autores concluíram que sistemas intrarradiculares não reforçam a estrutura de dentes tratados endodonticamente.

Pereira *et al.* (2013) avaliaram por *push-out* a força de união de pinos de fibra de vidro reforçados e cimentados, em três diferentes comprimentos intracanal, S1- segmento superior (terço cervical); S2- segmento médio (terço médio) e S3- segmento inferior (terço apical). A hipótese nula testada: cimentos *self-adhesive* não demonstram boa adesividade quando comparados aos cimentos resinosos duais; cimento de ionômero de vidro não produz a mesma união quando comparada a outros cimentos e não há diferença de união ao longo do conduto. Oitenta caninos superiores sem cárie, trincas ou ápices abertos foram usados no estudo. Todas as coroas foram seccionadas a 2 mm da junção cimento-esmalte com um disco diamantado em alta velocidade (Isomet 100, Buehler, Lake Bluff). A instrumentação endodôntica foi realizada com a técnica *step-back* até lima tipo Kerr n°35 (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland), a obturação ocorreu por condensação lateral com cones de guta-percha e cimento Sealer 26 (Dentsply), tendo como selamento

provisório da cavidade o cimento de ionômero de vidro (Vitremmer, 3M ESPE). Os condutos foram preparados para a cimentação dos pinos com broca Largo nº4 (Angelus) em 10 mm, deixando 5 mm de material obturador. Todas as amostras receberam pinos de fibra de vidro (Reforpost nº2, Angelus, Londrina, Brasil), que foram limpos com álcool a 95%, aplicado silano (Scotchbond Ceramic Primer, 3M ESPE). As amostras foram condicionadas com ácido fosfórico a 37%, lavadas e secas, receberam duas camadas de primer (Adper Scotchbond Multi-Purpose, 3M ESPE), polimerizado por 20 segundos e aplicado o adesivo (AdperScotchbondMulti-Purpose, 3M ESPE) polimerizado por 20 segundos. Em seguida, ocorreu a cimentação dos pinos com auxílio de uma broca lentulo. O grupo 1: Rely X Luting Plus (3M ESPE); grupo 2: Lutingandlining (GC corporation); grupo 3: Ketac Cem (3M ESPE); grupo 4: Rely X ARC (3M ESPE); grupo 5: Biscem (BISCO); grupo 6: Duo-Link (BISCO); grupo 7: Rely x U100 (3M ESPE); e grupo 8: Variolink II (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionados *copping* de resina composta Z100 (3M ESPE). O teste *push-out* foi desenvolvido em uma máquina universal de ensaios EMIC (São José dos Pinhais, Brasil) a uma velocidade de 0,5 mm/min. O teste estatístico de *two-way* ANOVA mostrou que a interação entre o tipo de cimento ou região testada possui valor significativo, sendo os maiores valores do *push-out* para o grupo 2 (S3), grupo 3 (S2) e grupo 2 (S1), e os mais baixos valores para o grupo 8 (S1) e grupo 8 (S2), respectivamente. Todas as hipóteses nulas foram rejeitadas, já que os resultados demonstraram que cimentos *self-adhesive* e cimento de ionômero de vidro possuem valores melhores quando comparados com cimentos de cura dual.

Aleisa (2013) propuseram em seu estudo *in vitro* uma avaliação quanto à resistência à tração de pinos de fibra de vidro cimentados com setes diferentes cimentos através do teste *pull-out*. Noventa e seis pré-molares humanos sem restaurações, trincas ou caries, com tamanhos semelhantes foram utilizados no estudo. As coroas foram seccionadas a 2 mm na junção cimento-esmalte com um disco diamantado (Isomet 2000) sob alta velocidade. O tratamento endodôntico foi pela técnica *crown-down* sob instrumentação rotatória de Ni-Ti Protaper (Dentsply/Maillefer), obturação por condensação lateral com cones de guta-percha e cimento AH26 (Dentsply/Maillefer). O preparo do espaço do pino foi realizado com broca Peeso nº5 (Pulpdent) em 8 mm. Pinos de fibra paralelos Parapost Fiber Lux (Coltene/Whaledent) foram usados em todas as amostras. O estudo foi dividido em seis grupos, de acordo com o cimento. Grupo V: cimento Variolink II

(IvoclarVivadent) de cura dual, sendo que antes da cimentação o espaço para o pino foi condicionado com ácido fosfórico por 15 segundos e aplicado adesivo Excite DSC (Ivoclar/Vivadent); grupo A: RelyX ARC (3M ESPE) cimento de cura dual, o espaço para pino foi condicionado com ácido Scotchbond (3M ESPE), aplicado uma camada de primer Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M ESPE) e, em seguida, o cimento com fotopolimerização por 40 segundos; grupo N: cimento Multilink N (IvoclarVivadent) autopolimerizável, não houve ataque ácido no espaço para o pino; grupo U: Rely X Unicem (3M ESPE) de cura dual e self-adhesive fotopolimerizado por 40 segundos; grupo P: ParaCoreParapost (Coltene/Whaledent) fotopolimerizado por 40 segundos; grupo F: MultiCoreFlow (Ivoclar/Vivadent) cimento de cura dual, tendo o espaço para pino recebido condicionamento ácido, adesivo AdheSE (Ivoclar Vivadent) e o cimento, que foi fotopolimerizado por 40 segundos. Cada amostra foi colocada verticalmente em uma máquina universal de ensaios Istron Model 8500 Plus Dynamictesting System, a uma velocidade de 0.5 mm/min para testar o fracasso e força requerida para deslocamento do pino. O maior valor médio de resistência de união foi encontrado no grupo P e o menor valor médio de resistência de união, no Grupo N. O teste *one-way* ANOVA indicou diferenças significativas entre os grupos. O teste de Tukey mostrou que pinos de fibra no grupo N (cimento Multilink N) tiveram forças de deslocamento significativamente mais baixos do que nos grupos A, U, P e F. Portanto, pinos de fibra cimentados com RelyX Unicem, Paracore e MultiCore demonstraram níveis de resistência de união significativamente mais elevados.

Ambica *et al.* (2013) investigaram a resistência à fratura sob carga estática e fadiga de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos reforçados por compósitos de carbono e/ou vidro (FRC) e pinos experimentais de dentina radicular triturada usando modelo auxiliado por computador (CAD-CAM). Setenta incisivos centrais humanos sem nenhum comprometimento (carie, trinca, ápice aberto, linha de fratura) visíveis foram usados no estudo. Os dentes do grupo controle (n=10) tiveram a porção coronária seccionados perpendicularmente ao longo eixo e a 5 mm da junção cimento-esmalte, sendo que os outros 60 incisivos tiveram a coroa seccionada a 2 mm da junção cimento-esmalte. Foi realizado tratamento endodôntico pela técnica *step-back* até a lima nº60 (Dentsply/Maillefer) e obturação com cones de guta-percha e cimento AHplus, ambos Dentsply/Maillefer. Todas as amostras foram incluídas em blocos de resinas acrílica e preparadas para

colocação dos pinos com broca nº3, fornecida no kit do pino FRC, em 10 mm deixando 4 mm de material obturador. Grupo 1 (n=10): dentes sem preparo para o pino e abertura do acesso restaurada com resina composta (grupo controle); grupo 2: pinos pré-fabricados de fibra de carbono (Mirafit); grupo 3: pinos pré-fabricados de fibra de vidro (Mirafit); grupo 4: pinos experimentais de dentina. Para confecção destes, foram usados dez caninos superiores humanos, seccionados no sentido mesio-distal sendo removidos blocos cilíndricos de dentina com brocas diamantadas sob refrigeração e com auxílio do CAD-CAM. A trituração da dentina foi realizada através de um moinho de trituração controlado por computador, sendo que o software CAM que projetou o modelo para a máquina confeccionar os 20 pinos de dentina, foi abastecido com as dimensões do pino padronizado nas dimensões 1,5 mm de diâmetro por 17 mm de comprimento. O espaço para o pino foi irrigado com solução de clorexidina a 0,2%, removidos os excessos, e os pinos cimentados com cimento self-adhesive Rely X U100 (3M ESPE). Em seguida, todas as amostras foram termocicladas (5000 ciclos) e subdivididas: subgrupo 1: as amostras foram submetidas a carga de compressão até a fratura, em uma máquina universal de ensaios Instron 3369 (UKAS Corporation), em uma inclinação de 135° em relação ao longo eixo e velocidade de 2,5 mm/min; subgrupo 2: foram submetidas carga de fadiga e carga de compressão até a fratura, sendo o limite de falha definido como o ponto em que a força atingiu o máximo de valor de carga para fraturar a raiz, pino, ou núcleo. Sob carga estática, o grupo 1 apresentou maior resistência à fratura, seguido pelos grupos 4 e 3. Houve discrepâncias estatisticamente significativas nos valores de resistência à fratura entre os grupos, estando no grupo controle os maiores valores de resistência à fratura sob o carregamento estático e cíclico. As amostras do grupo 2 demonstraram uma resistência à fratura significativamente menor sob carga estática e cíclica do que as dos outros 3 grupos. A maioria das amostras de todos os grupos mostraram fraturas restauráveis (limitado na porção coronária). As falhas mais catastróficas foram encontradas no grupo 2, e no grupo 4, a falha foi observada na interface núcleo/canal. Puderam concluir que os dentes restaurados com pinos experimentais de dentina apresentaram maior resistência à fratura sob estática ou carregamento cíclico.

Rippe *et al.* (2013) avaliaram o efeito de duas técnicas de obturação na resistência à fratura de raízes por meio da análise de elementos finitos (AEF). Trinta 30 dentes humanos hígidos (pré-molares inferiores e caninos superiores) tiveram a

porção coronária seccionada padronizando as raízes com 15 mm, e 14 mm de comprimento de trabalho, que foram instrumentadas com limas rotatórias MANI (Inc Nakaakutsu), incluídas em resina acrílica (Dencrilay/Dencril) e distribuídos em três grupos (n=10), sendo o cimento endodôntico o Sealer 26 (Dentsply Ind. e Com. Ltda). Grupo 1: obturação com técnica de condensação lateral e cone de guta-percha principal e acessórios; grupo 2: técnica do cone único; grupo 3: técnica híbrida de Tagger (compactação condensador de guta-percha). O preparo para o pino foi com broca Largo nº 4 em 10 mm, deixando 5 mm de material obturador apical. A cimentação do pino de fibra de vidro foi com cimento resinoso de cura dual Allcem (FGM) e fotopolimerizado por 40s. Em seguida, o núcleo foi construído com uma resina composta Filtek Z350 (3M ESPE) usando uma matriz de plástico padronizada. Para o ensaio de fratura, cada amostra foi fixada à um dispositivo em 45° ao longo eixo do dente, em uma máquina universal de ensaios EMIC DL-1000, a velocidade de 1mm/min, até ocorrer a falha. O tipo de fratura foi classificado como: (F1) núcleo fraturado; (F2) fratura radicular até ou acima do nível ósseo simulado; (F3) fratura radicular até 1 mm abaixo do nível ósseo simulado; e (F4) fratura radicular de mais de 1 mm abaixo do nível ósseo simulado. "F1" e "F2" foram consideradas falhas reparáveis e "F3" e "F4" falhas irreparáveis. O modelo para o processamento dos dados foi software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, USA). As informações foram transformadas em propriedades mecânicas, modulo de elasticidade e estabilidade, e exportadas para STP format para serem analisadas em software Ansys Workbench v13 (ANSYS Inc, Canonsburg, PA, USA). Todas as estruturas e materiais utilizados nos modelos foram considerados lineares, elástico, homogêneo e isotrópico, exceto para os pinos de fibra de fibra de vidro, que foram considerados ortotrópicos. Para simular a adesão entre as estruturas, todas as interfaces foram consideradas completamente ligadas. O tratamento estatístico ANOVA demonstrou que a técnica de obturação afetou a resistência à fratura, sendo que os grupos 1 e 3 apresentaram valores de resistência às fraturas semelhantes, enquanto o grupo 2 possuiu os menores valores. De acordo com a análise do elemento finito, conforme os critérios de tensão Von Mises, o grupo 2 gerou um aumento de tensão nas paredes do canal radicular, sendo que a espessura do cimento influenciou a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente e restaurados.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem como objetivo comparar *“in vitro”* a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, enfraquecidos pelo alargamento do canal radicular, reforçados com retentores intrarradiculares e restaurados coronariamente.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo atendeu as normas e diretrizes da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora (CEP/UFJF), em 14 de dezembro de 2012, através do Parecer nº 173.290 (Anexo A).

Para a realização deste estudo, foram utilizados 60 caninos, com dimensões (diâmetro) semelhantes, a fim de que a quantidade de parede radicular remanescente não interferisse demasiadamente nos resultados. As distâncias vestibulo-lingual e mesio-distal foram medidas com paquímetro analógico (0,02 mm de precisão) relacionadas no Anexo B.

Os dentes foram fornecidos e selecionados no Banco de Dentes Humanos, da Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora. Após a seleção, os dentes foram mantidos em solução fisiológica de cloreto de sódio, com trocas semanais.

Todos os dentes tiveram sua porção coronária removida através de corte com disco de carborundum (Dentoruiim Expot Ltda) montado em uma peça de mão reta (Kavo do Brasil Ind. Chapecó, Joinville, SC, Brasil) no sentido vestibulo-palatino, padronizando, assim, os remanescentes radiculares sem esmalte coronário em 17 mm de conduto radicular.

Após a secção da coroa e padronização das raízes, foi dado início ao preparo do canal radicular. Primeiramente, foi realizada uma tomada radiográfica para a odontometria utilizando limas nº 10 tipo K-file (Densply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) de 25 mm, a 1 mm do forame apical. A instrumentação do canal foi realizada empregando-se o sistema de rotação contínua Protaper Universal (Densply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) no sentido coroa-ápice. A cada troca de instrumentos, o canal foi irrigado com solução de hipoclorito de sódio à 5,25%. Para o acionamento do sistema automatizado, foi empregado o motor elétrico X-Smart (Densply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) calibrado em 250 rpm e controle de torque de 1 Ncm. A sequência dos instrumentos seguiu orientações do fabricante, iniciando com instrumento SX e finalizando com F3.

Ao final do preparo, o canal radicular foi irrigado com solução de EDTA trissódico (Biodinâmica, Iporá, Paraná, Brasil) por 5 min. e, posteriormente, com

solução de hipoclorito de sódio a 5,25%. A seguir, foi feita a secagem dos canais por meio de cânulas de sucção e pontas de papel absorvente (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça). Em seguida, foi realizada a obturação com cone principal de guta-percha M e secundários MF (Dentsply/Maillefer, United Kingdom) e, para condensação, empregou-se a técnica de condensação termomecânica com compactadores de McSpadden, Guta Condensators #45 (Dentsply/Maillefer, Bellaingues, Suíça) e cimento AH Plus (Dentsply/Maillefer, Konstanz, Alemanha). Após concluído o tratamento endodôntico das raízes, os resíduos de cimento junto às paredes foram removidos com álcool, para limpeza final, e selados provisoriamente com cimento provisório Coltosol (Vigodente, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil).

4.1 Confeção dos corpos de prova

Para a realização do teste de resistência à fratura, fez-se necessária a fixação das raízes em estrutura rígida, com o objetivo de simular a sua implantação no osso alveolar. Nesta etapa, as raízes foram cobertas com uma camada de adesivo vedante de silicone autovulcanizável (Polystic/Pulvitec, Brasil), de modo a se obter um espaço correspondente ao espaço ocupado pelo ligamento periodontal. Para tal, as raízes foram apreendidas com auxílio de uma pinça hemostática e com um pincel de cerda nº4 (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil) sendo aplicada uma fina camada de adesivo vedante de silicone autovulcanizável (0,2 a 0,3 mm de espessura) em um movimento único no sentido ápice-coroa. Foi aguardado o tempo de presa de 1 hora, seguindo recomendações do fabricante.

Em sequência, para confecção dos corpos de prova, as raízes foram incluídas em um anel cilíndrico de PVC de $\frac{3}{4}$ polegada (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil) medindo 2,5 cm de diâmetro e 2,5 cm de altura. Para isso, as raízes foram posicionadas em um delineador B2 paralelômetro (Bioart, São Carlos, SP, Brasil) de maneira que ficassem centralizadas e alinhadas ao eixo do anel.

Cada raiz foi fixada com cera pegajosa (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil) na haste vertical móvel do delineador. Para centralizar o anel de PVC no pote Paladon, foi confeccionada uma matriz de cartolina com dimensões de 2,6 mm de diâmetro e centro demarcado, realizou-se um vedamento com vaselina das bordas

do anel de PVC, com a finalidade de evitar o escoamento do material de inclusão, e foi posicionada ao centro do pote paladon.

O anel de PVC foi então preenchido com resina acrílica autopolimerizável (Jet, Clássico Produtos Odontológicos, Rio de Janeiro, Brasil), no momento da fase de massa, até a borda do anel. Assim, a raiz foi incluída na resina acrílica, de modo que 2 mm da porção radicular cervical ficasse exposta, simulando uma distância biológica. Para controlar essa medida, foi utilizado um Condensador de Paiva nº 3 (Golgran Millennium, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil), com limitador de borracha posicionado a 2 mm da ponta.

Após a inclusão, o pote paladon foi preenchido completamente com água a uma temperatura de 20°C, deixando o corpo de prova totalmente imerso, de forma a garantir a correta polimerização da resina acrílica.

Numa outra etapa, passou-se aos preparos intrarradiculares. Com o auxílio de condensadores endodônticos aquecidos, a guta-percha removida dos terços coronário.

Um preparo radicular foi executado com o objetivo de debilitar as raízes. Para tal, uma broca diamantada nº 4137 KG Sorensen® (Cotia, São Paulo, Brasil) sob alta-rotação e refrigeração spray ar/água, foi introduzida até a profundidade de 8 mm (toda sua parte ativa), tendo como referência a borda cervical da raiz, provocando o enfraquecimento (Figura 1). Foi utilizada uma broca para cada três raízes, seguindo recomendações do fabricante.

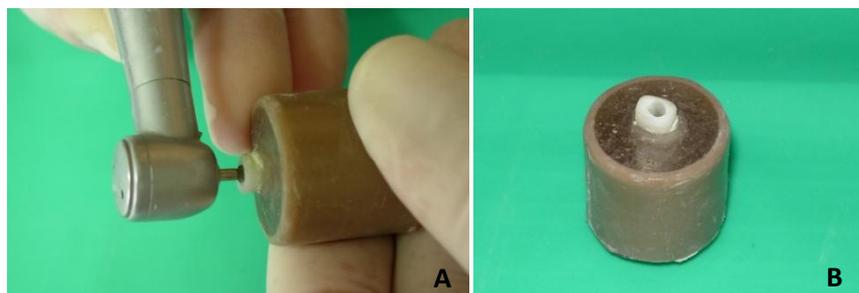


Figura 1- Enfraquecimento da raiz com a broca nº 4137 (A), Raiz fragilizada (B)

Na sequência, para o preparo para a colocação dos pinos, as raízes foram divididos de acordo com o sistema de pinos utilizado:

- **GRUPO 1** (n=20): os canais foram preparados com brocas Largo nº 3, do kit de pino Reforpost, pino de fibra de vidro nº 2 (Angelus, Londrina, Paraná, Brasil)

em 11 mm de profundidade, com a porção coronária remanescente do pino em 5 mm. Os pinos foram cimentados com o cimento resinoso quimicamente ativado Multilink System Pack (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein), seguindo as recomendações do fabricante. Os pinos foram preparados para receber o agente adesivo através da limpeza com etanol a 70% e aplicação de uma fina camada de Monobond S (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Para o preparo do canal radicular, inicialmente, foi feita a limpeza com jatos de água, secos com cone papel absorvente (Tanariman, Manaus, Amazonas, Brasil) em seguida, foi aplicada uma camada de Prime A e B Multilink (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) na proporção de 1:1 com aplicador próprio, e aguardado 15 seg. para a pressa.

Em sequência, cada pino, juntamente com o cimento resinoso System Pack Multilink (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein), foi levado ao interior do conduto com auxílio do próprio pino, seguindo recomendações do fabricante (figura 2). Com uma espátula de inserção nº 1 (Dulfex, SS White, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil), realizou-se a remoção dos excessos do cimento, e passou-se à fotopolimerização em luz halógena (Ultra Light III 800 mW/cm²) por 40 seg., de modo a acelerar o tempo de presa do cimento, uma vez que o mesmo é um cimento quimicamente ativado.



Figura 2: Aplicação de uma camada de Monobond (A), Proporção do Prime A e B Multilink, para aplicar no canal da raiz (B), Cimento resinoso System Pack Multilink (C), Cimentação do pino de fibra de vidro (D).

Para obtenção da porção coronária dos retentores, foi confeccionado um padrão, ou seja, uma matriz da porção coronária, a qual foi realizada obedecendo-se todos os princípios que regem os preparos para coroas totais. Foram confeccionados núcleos de preenchimentos com resina composta, por meio de uma matriz de acetato obtida através porção coronária de uma amostra piloto. Esta matriz foi obtida em uma plastificadora (Plastivac-P6, BioArt, São Carlos, Brasil) com o uso de uma lâmina de acetato de 0,3 mm.

Na sequência da cimentação dos pinos, a porção coronária (núcleo de preenchimento) foi confeccionada de acordo com as características estabelecidas. A superfície dentinária correspondente ao local da secção foi condicionada com ácido fosfórico a 37% (3M/ ESPE, Sumaré, São Paulo, Brasil) por 15 seg, lavada com jato de água por 30 segundos e o excesso de umidade removido com papel filtro. Em seguida, com a dentina úmida, foi aplicado sistema adesivo Adper™ Single Bond Plus (3M/ESPE, Sumaré, São Paulo, Brasil), com auxílio de um pincel descartável de *microbrush* (KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) seguindo as instruções do fabricante, fotopolimerizado com fotopolimerizador UltraLight III LED de feixe de luz azul pura e comprimento de onda de 470 nm por 20 segundos. Foram, então, adicionados incrementos de até 2 mm de resina composta nanoparticulada Z350 3M/ESPE (Sumaré, São Paulo, Brasil) (figura 3).

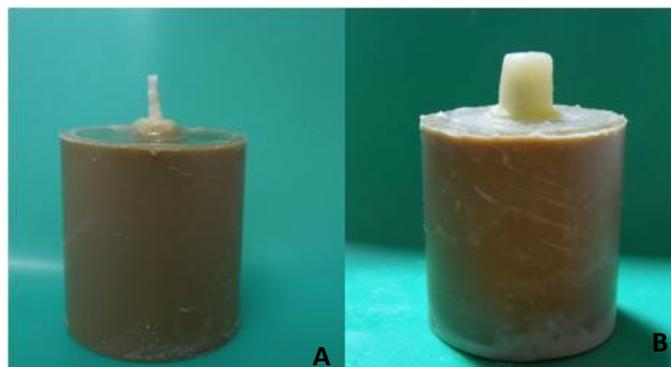


Figura 3 – Pino de fibra de vidro cimentado (A), e núcleo de preenchimento em resina composta nanoparticulada Z350 3M/ESPE (B).

- **GRUPO 2** (n=20): Neste grupo foram usados pinos pré-fabricados metálicos. Para padronizar o preparo do canal, foram utilizados quatro “kits” de Reforpost I Metálico (Angelus, Londrina, Paraná, Brasil), contendo broca correspondente ao pino, na qual possui as seguintes dimensões: 11 mm na parte ativa, 2,5 mm na rosca (totalizando 13,5 mm de comprimento) e 1,5 mm de diâmetro.

O preparo do canal (desobstrução) ocorreu com broca largo nº2 (Angelus, Londrina, Paraná, Brasil), pertencente ao “kit”, sendo uma para cada cinco raízes, atingindo 11 mm de comprimento. A cimentação do pino ocorreu de maneira semelhante ao grupo 1, porém foi aplicado o Metal/Zirconia *Primer* (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) diretamente no pino pré-fabricado metálico, após o mesmo ser limpo com etanol à 70% e ter aguardado o tempo de presa de 3 min para inserir o cimento com o próprio pino (figura 4).



Figura 4: Aplicação do agente primer, Metal/Zirconia Primer sob o pino pré-fabricado metálico (A), cimentação do pino pré-fabricado com cimento resinoso Multilink (B).

- **GRUPO 3** (n=20): Os canais foram preparados com brocas Largo nº 1, 2 e 3 obedecendo o comprimento de 11 mm para receber os NMF. Após o preparo dos condutos, os núcleos foram modelados com auxílio do kit NUCLEOJET (Angelus, Londrina, Paraná, Brasil) padronizando a porção coronária. Sobre as raízes, devidamente isolados com gel hidrossolúvel KY (Butantã, São Paulo, São Paulo), com auxílio dos bastões (pinjets) foram ajustados e adaptados com resina acrílica autopolimerizável PatternBright (Kota, Japão), modelando o conduto, e reembasando a porção coronária. Os excessos de resina na porção coronária foram removidos com uma broca de acabamento nº 4138 (KG Sorensen®, Cotia, São Paulo, Brasil). Todos os NMF foram fundidos em liga de prata (80% de Prata, 1% Cobre e 19% Estanho) Maxally (Metalms, Arujá, São Paulo, Brasil). Os condutos foram secos e limpos e em sequência, feitos a cimentação com cimento fosfato de zinco (Lee Smith-Vigodent/Coltene, Rio de Janeiro, Brasil) e aguardado o tempo de presa inicial do material, recomendado pelo fabricante (figura 5).

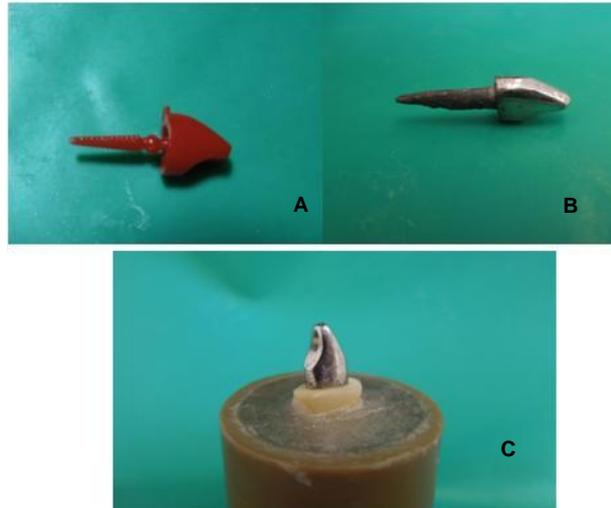


Figura 5: NUCLEOJET (A), NMF fundido (B), NMF cimentado (C)

Ao término dessa etapa, uma radiografia periapical foi executada para avaliar a correta adaptação dos pinos.

Concluída a cimentação dos pinos e a reconstrução da coronária de todos os grupos, passou-se à moldagem de cada preparo pela técnica de reembasamento com silicone de adição 3D (Angelus, Londrina, Paraná, Brasil) para obtenção dos troqueis (Lameira, 2011). Como moldeira individual, foi adaptado um dedal de metal para costura de 17 mm de diâmetro por 21 mm de comprimento. Na extremidade de cada dedal foram realizadas perfurações com a finalidade de favorecer a eliminação de tensões no ato da moldagem e assegurar mecanicamente a fixação do material no interior da moldeira. O silicone denso foi manipulado e acomodado no interior do dedal, buscando um posicionamento mais centralizado possível. Decorrido o tempo de presa de 5 min., recomendado pelo fabricante, o molde foi removido do preparo, e seguiu a moldagem com a pasta fluida, por meio de um misturador e dispensador manual. Aguardado o tempo de presa de 5 min., o molde foi novamente removido, permanecendo em repouso por 60 segundos, para recuperação elástica. Os moldes foram preenchidos com gesso pedra tipo IV Durone Dentsply (Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) sob vibração e proporcionado conforme as normas do fabricante e manipulado por 40 segundos, sendo removidos após há 40 minutos e numerados de acordo com a respectiva raiz. O padrão de fundição dos *copings* foi construído em cera, e posteriormente fundindo em liga de Ni-Cr. Todos os *copings* foram cimentados com cimento de fosfato de zinco cimento fosfato de zinco Lee Smith (Vigodent/Coltene, Rio de Janeiro, Brasil), seguindo recomendações do fabricante.

4.2 Ensaio Mecânico

Para a avaliação da resistência à fratura, os corpos de prova foram submetidos ao teste de carregamento de compressão em uma máquina universal de ensaios EMIC DL 2000 (São Jose dos Pinhais, Paraná, Brasil). Os corpos de prova foram fixados em dispositivo de aço inoxidável, adaptado a parte inferior da máquina de ensaios. A posição do dispositivo metálico permitiu ao corpo de prova ficar posicionado a uma inclinação de ângulo de 45° com a ponta ativa, em relação ao longo eixo das raízes, simulando a posição dentária de oclusão tipo classe I de Angle (Figura 6).

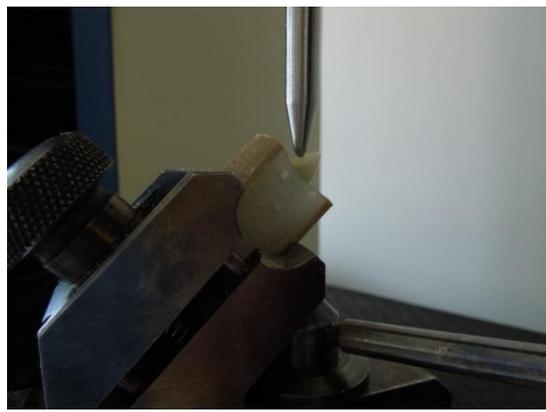


Figura 6: Dispositivo adaptado na máquina universal de ensaios

Antes de realizar o ensaio propriamente dito, foi desenvolvido um projeto piloto para calibrar a máquina, com um dente unirradicular humano fixado no dispositivo, tendo sido executado o teste de fratura para aferir o valor máximo de ruptura (123,03 kgf), ajustar a distância da célula de carga à amostra e definir a velocidade do ensaio.

Após o teste piloto, cada corpo de prova foi adaptado à máquina universal de ensaios com carregamento de força constante a uma velocidade de 0,5 mm/min. A carga foi aplicada por meio de uma ponta de aço, em formato cilíndrico e ponta afunilada, apoiada na face lingual dos *copings*, onde foi realizado um nicho, com broca carbide nº8 (KG Sorensen®, Cotia, São Paulo, Brasil) para adaptação da ponta. A força requerida registrada em unidade de quilograma/força (Kgf) para

causar à fratura (ruptura) foi mensurada por meio de uma célula de carga de 500N ligado ao um software Tesc versão 3.04 (Anexo C).

Depois de realizado o teste de resistência à fratura, as raízes foram removidas dos blocos de resina acrílica com um fórceps nº 150 (Golgran Millennium, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) e o ligamento periodontal artificial removido com cureta periodontal. Após a completa limpeza das raízes, essas foram submetidas a exame visual para determinar os padrões de fratura, seguindo a classificação proposta por Santos-Filho *et al.* (2008)

- I- Fratura envolvimento do núcleo de preenchimento ou retentor intrarradicular
- II- Fratura do canal radicular no terço cervical
- III- Fratura do canal radicular no terço médio
- IV- Fratura do canal radicular no terço apical
- V- Fratura radicular longitudinal (vertical)

4.3 Análise Estatística

Para exposição dos resultados da análise dos padrões de fratura foi utilizada estatística descritiva, por meio de medidas de posição e dispersão (média e desvio padrão).

Os valores das médias de resistência à fratura entre os 4 grupos foram comparados utilizando a análise de variância (ANOVA – *One Way*) associada ao teste de Tukey para comparações entre os grupos. Já as proporções de pinos de acordo com os tipos de fraturas foram agrupadas em uma tabela de contingência e comparadas por meio do teste de Exato de Fisher.

Todas as análises estatísticas inferenciais foram realizadas no programa SPSS, versão 17.0, com nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

A análise descritiva dos valores encontrados para a força de fraturas dos grupos avaliados pode ser observada na Tabela 1 e no Gráfico 1. Ao comparar as diferenças entre as médias, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos pelo teste de análise de variância ($p=0,193$), (Anexo D).

Tabela 1: Média e desvio-padrão dos valores de resistência à fratura (em Kg/F) dos grupos 1,2,3.

Grupo	n	Média	Desvio padrão
G1	20	77,6125	15,32636
G2	20	83,6470	28,19792
G3	20	96,4790	47,52482
Total	60	85,9128	33,49612
	p-valor*	0,193	

* calculado por ANOVA

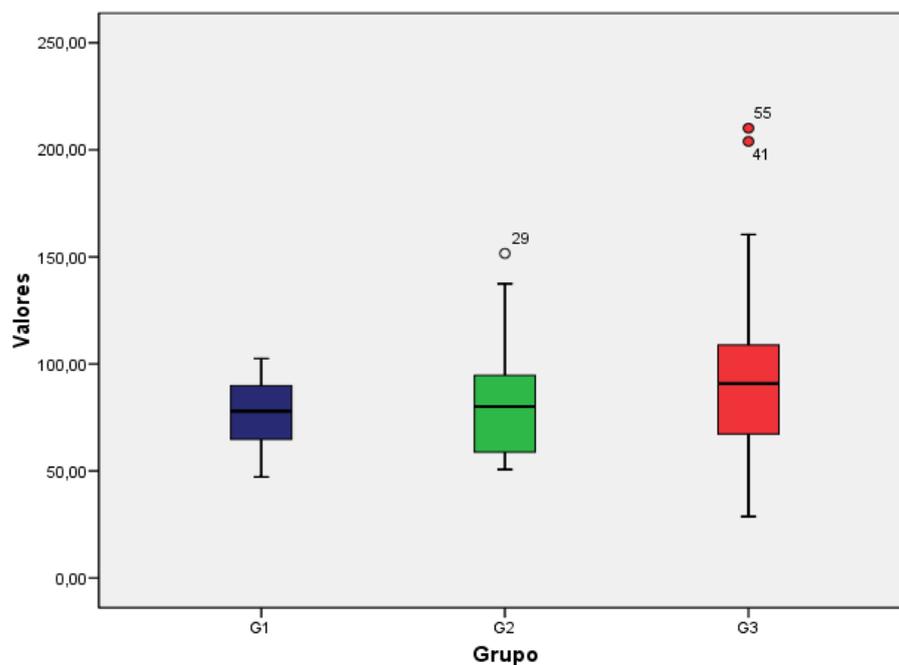


Gráfico 1: Valores de resistência a fraturas (Kg/F) dos corpos de prova dos grupos: G1: pino de fibra de vidro; G2: pré-fabricado metálico; G3: NMF

A distribuição das proporções entre os tipos de fraturas em relação aos grupos são descritos na Tabela 2 e no Gráfico 2. Apresentando resultados significantes entre os grupos avaliados ($p=0,011$).

Tabela 2: Distribuição do padrão de fratura encontrados nos grupos 1, 2 e 3.

RETENTOR INTRARRADICULAR	DISTRIBUIÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA					Total
	Tipo I	Tipo II	Tipo III	Tipo IV	Tipo V	
G1	11 55%	4 20%	3 15%	0 0%	2 10%	20 100%
G2	9 45%	4 20%	1 5%	1 5,0%	5 25%	20 100%
G3	0 0%	4 20%	5 25%	1 5%	10 50%	20 100%
Total	20 33,3%	12 20%	9 15%	2 3,3%	17 28,3 %	60 100%

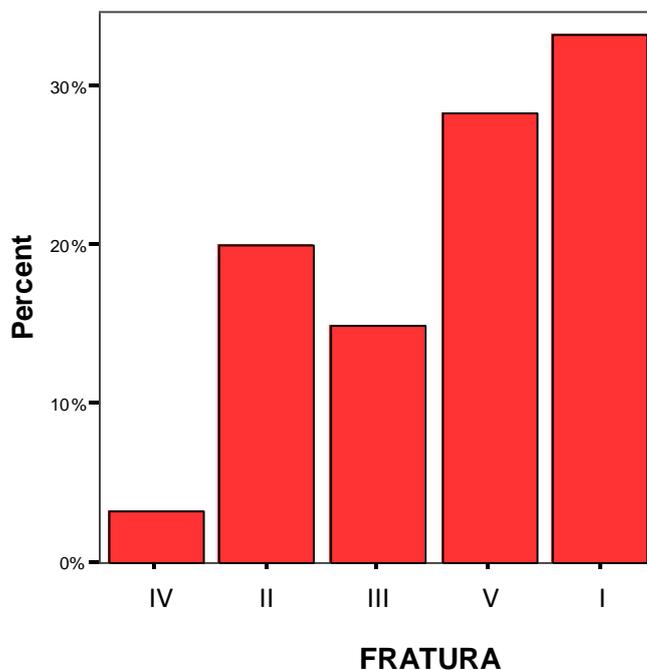


Gráfico 2: Distribuição do tipo de fratura em relação a porcentagem

O grupo 3 apresentou prevalência de fraturas radiculares impossibilitando o posterior reparado. Já os grupos 1 e 2 apresentaram predominantemente fraturas do tipo I, ou seja, fraturas com envolvimento do núcleo de preenchimento ou do retentor intrarradicular, sendo então passíveis de substituição da restauração sem comprometimento radicular (Figura 7).

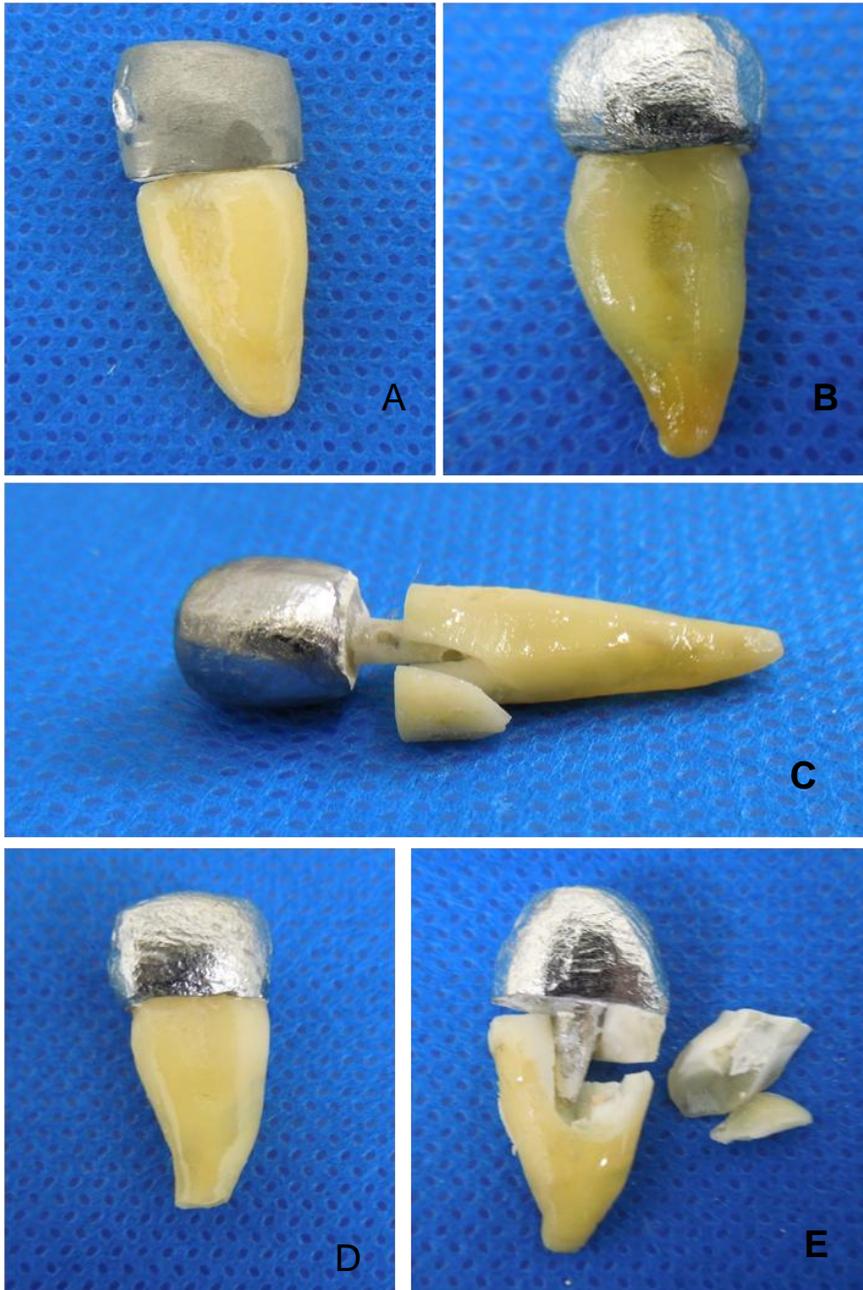


Figura 7: Fratura tipo I (A), Fratura tipo II (B), Fratura tipo III (C), Fratura tipo IV (D), Fratura tipo V (E)

6 DISCUSSÃO

Os pinos intrarradiculares têm sido amplamente utilizados para restaurar dentes com tratamento endodôntico onde há falta de estrutura suficiente para reter a restauração (CAILLETEAU, RIEGER e ASKIN, 1992). A restauração final seguinte ao tratamento endodôntico é de grande importância para ter resultados satisfatórios ao tratamento, pois se realizado de uma forma inadequada pode levar a exodontia do dente (ASAMADANI *et al.*, 2012). Dentes tratados endodonticamente, com grande perda de estrutura, necessitam de uma restauração protética com um retentor intrarradicular (FERNANDES, SHETTY e COUTINHO, 2003; ADENIR e BELLI 2008), sendo que a escolha do retentor constitui um fator decisivo para o sucesso do tratamento (TANG, WU e SMALES, 2010).

As causas de fraturas dentárias são multifatoriais, mas, podem ser o resultado de um tratamento com falhas no planejamento e na execução de procedimentos endodônticos e/ou restauradores. Dentes tratados endodonticamente têm um risco significativamente maior de fraturar se comparados com os dentes vitais, portanto, um retentor intrarradicular só deve ser indicado quando outras formas de retenção não forem suficientes para suportar a restauração final (TANG, WU E SMALES, 2010). Contudo, não há relação direta entre a fratura e o tipo de restauração, permanecendo controvérsias sobre qual material ou técnica seriam ideais para a restauração destes dentes (SALAMEH *et al.*, 2006).

Um retentor intrarradicular é comumente cimentado na tentativa de fortalecer e reforçar um dente tratado endodonticamente (ADENIR e BILLI, 2008), proporcionando a retenção do núcleo de preenchimento e da coroa protética (SANTOS-FILHO *et al.*, 2008, SANTOS *et al.* 2009). Os NMF são tradicionais na Odontologia, sendo indicados quando o dente apresenta pouco ou nenhum remanescente coronário, servindo de apoio para uma coroa protética que sobre ela será adaptada (MORGANO e MILOT, 1993). Entretanto há diversos tipos de pinos pré-fabricados, metálicos e de fibras, que podem ser cimentados às raízes e associados com núcleos de preenchimento de resinas compostas (SCOTTI *et al.*, 2006). Para o restabelecimento do dente deve-se considerar fatores como a resistência mecânica e o tipo de cimentação dos retentores intrarradiculares (MARTELLI *et al.* 2008).

A quantidade de estrutura dentária remanescente pode afetar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e com retentores intrarradiculares. Várias alternativas estão disponíveis para a reconstrução de dentes tratados endodonticamente, mas essa decisão torna-se complicada quando os dentes estão enfraquecidos, por preparos anteriores, lesões cariosas extensas, fraturas ou reabsorções externas. Estes condutos alargados com paredes dentinárias finas podem necessitar de reforços como: restaurações de resina composta, retentores ou núcleos de preenchimento (MACCARI *et al.* 2007). Os retentores intrarradiculares podem ser uma possibilidade de restauração em dentes que possuem uma fragilidade na região cervical (MENDOZA *et al.* 1997). Na tentativa de se obter resultados semelhantes ao da prática clínica, realizou-se o enfraquecimento das raízes, a fim de simular determinada situação clínica, como presença de cárie, pinos pré-existentes e intervenções endodônticas inadequadas, as quais resultam em canais amplos e paredes radiculares finas, o que diferenciaria os resultados de raízes sem o enfraquecimento.

Fatores relacionados ao pino, como diâmetro e material, podem influenciar na resistência a fratura (JUNG *et al.*, 2007). Os NMF apresentam maior índice de fratura quando comparados aos pinos de fibra de vidro (TORABI e FATTHI, 2009; COSTA *et al.*, 2012 e SAGSEN *et al.*, 2013). O pino pré-fabricado de cerâmica e ou fibra vidro apresentam padrões de fratura limitados ao terço cervical da raiz, favorecendo o retratamento do canal e uma nova restauração, enquanto que para os NMF e pinos pré-fabricados metálicos, as fraturas podem se estender até o terço médio da raiz, impossibilitando a manutenção do dente (JUNG *et al.*, 2007). Os NMF apresentam fraturas menos favoráveis, por envolver fratura radicular, enquanto para pinos de fibra de vidro e pino pré-fabricado metálico as fraturas envolveram o núcleo de preenchimento, sendo passíveis de nova restauração (GU e KERN, 2006; MACCARI *et al.*, 2007; SANTOS-FILHO *et al.*, 2008), resultado compatível com os obtidos nesse estudo. O princípio de estrutura rígida, resistência maiores valores de carregamento e apresenta menor deformação (TORABI e FATTAHI 2009), podendo esclarecer o maior índice de fraturas em raízes restauradas com NMF, quando comparadas aos pinos pré-fabricados demonstrados nesse estudo. Isto ocorre porque raízes restauradas por materiais com alto módulo de elasticidade se tornam mais rígidas por acumularem tensões em seu interior, e, conseqüentemente, apresentam menores níveis de deformação (SCOTTI *et al.*, 2006). Sendo assim,

estas raízes são mais resistentes ao carregamento, não demonstrando falhas no pino, porém, apresentam maior número de fraturas radiculares.

Os pinos de fibra de vidro possuem módulo de elasticidade semelhante à dentina, o que permite absorção e distribuição mais uniforme das forças ao remanescente radicular (DALLARI *et al.*, 2006). Para alcançar a boa eficácia desses pinos, é necessário que os mesmos estejam associados à técnica de cimentação adequada. Desta forma, os cimentos resinosos, inicialmente indicados para a cimentação de próteses fixas, passaram a ser utilizados para a cimentação de coroas e retentores intrarradiculares de fibra de vidro, uma vez que apresentavam algumas características interessantes, como baixa solubilidade e adesão ao esmalte e dentina (FERRARI *et al.*, 2001). Além disso, a cimentação adesiva deste sistema faz com que se forme um bloco único, melhorando a distribuição das cargas mastigatórias (COSTA *et al.*, 2012). Neste estudo, para a cimentação do pino de fibra de vidro e pino pré-fabricado metálico utilizou-se cimento resinoso quimicamente ativado (System Pack Multilink). A escolha desse material deve-se a pouca ou nenhuma passagem de luz no interior do canal, dificultando o uso de cimentos com polimerização fotoativa ou dual. Os cimentos *self-adhesive* devem ser utilizados na cimentação de pinos de fibra de vidro devido à alta força de adesão e menor tensão de polimerização (BERGONI *et al.*, 2012).

Cimentos endodônticos à base de resina possuem valores maiores para resistência de união, quando retentores intrarradiculares são cimentados com cimento resinoso (DEMIRYUREK *et al.*, 2010), sendo que há uma redução significativa na resistência de união quando utiliza-se cimento endodôntico à base de eugenol (ALEISA *et al.*, 2013). Portanto a obturação foi realizada com cone de guta percha associada com cimento AH Plus, para evitar interferências na cimentação adesiva.

Um fator de questionamento na seleção de retentores intrarradiculares está relacionado ao comprimento do pino, por isso a padronização do tamanho das raízes é fundamental. Neste estudo, o comprimento do retentor intrarradicular não foi uma variável, pois todas às raízes foram padronizadas em 17 mm de comprimento, para evitar grandes diferenças. E o preparo protético para os retentores foi padronização em 11 mm de comprimento, seguindo o princípio de que o comprimento do retentor intrarradicular deve ser de 2/3 da raiz, mantendo de 4 a 5 mm de material obturador apical (MACCARI *et al.* 2007). Para Valle *et al.* (2007),

não há correlação entre os diferentes comprimentos de pinos e as falhas ocorridas devido à fratura do núcleo, ou seja, o aumento do comprimento dos pinos pré-fabricados, não aumenta significativamente a resistência à fratura em dentes tratados endodonticamente.

Santos Filho *et al.* (2008) compararam a resistência à fratura de diferentes sistemas e comprimentos de pinos em dentes com tratamento endodôntico. O modo de ruptura demonstrou que nos pinos metálicos as fraturas são radiculares e irreparáveis, enquanto que nos pinos de fibra de vidro, são centrais e reparáveis, sendo que o comprimento do pino é um fator importante para os pinos metálicos, não tendo nenhuma influência sobre o comportamento biomecânico do pino de fibra de vidro. Para Castro *et al.* (2012), os dentes restaurados com pino de fibra de vidro possuem as fraturas mais favoráveis ou reparáveis quanto ao modo. Dentes restaurados com os pinos do mesmo material apresentaram uma distribuição semelhante de locais de fraturas, mas não são reforçados pelo maior comprimento do pino, independente do tipo de pino, sendo que os metálicos longos podem causar fraturas radiculares irreparáveis (CHUANG *et al.*, 2010). Os diferentes sistemas de retentores intraradiculares não reforçam a estrutura de dentes tratados endodonticamente em relação à possibilidade de fratura (SAGSEN *et al.*, 2013)

Todas as amostras do grupo NMF apresentaram algum tipo de fratura radicular, sendo que 50% foi do tipo V, consideradas irreparáveis. As amostras do grupo pino pré-fabricado metálico e pino de fibra de vidro apresentaram maior número de fraturas envolvendo o núcleo de preenchimento ou o próprio pino, o que representou 45% e 55%, respectivamente, o que possibilitaria posteriormente o reparo. A estabilidade dos valores encontrados para o grupo de pino de fibra de vidro pode ser justificada pelo baixo módulo de elasticidade similar ao da dentina, permitindo deformação do complexo restaurador semelhante ao do dente hígido, dissipando as tensões ao longo de toda a estrutura do dente restaurado (DALLARI *et al.*, 2006). Materiais com baixo módulo de elasticidade, como o pino de fibra de vidro, acompanham os movimentos flexurais naturais do dente, reduzindo a concentração de tensões nas interfaces (ADANIR e BELLI, 2008). Materiais com alta rigidez, como os NMF, geram alta concentração de tensão nas interfaces, causando fraturas mais catastróficas (TORABI e FATTAHI, 2009).

Com relação ao teste de compressão, um fator de relevância é o uso de coroas. Alguns ensaios laboratoriais tiveram a ação da carga diretamente sobre o

pino, para avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente (SCOTTI *et al.*, 2006 e JUNGE *et al.*, 2007). Entretanto, a fabricação de coroas sobre os núcleos de preenchimento, podem distribuir melhor as forças (MACCARI *et al.*, 2007; SANTOS *et al.*, 2009 e CHUANG *et al.* 2010). Nesta pesquisa, foram cimentados *copings* metálicos de Ni-Cr em todos os corpos de provas, para realizar o ensaio mecânico de compressão a 45 graus ao longo eixo do dente, simulando a reconstrução coronária dos mesmos.

Pelos resultados apresentados neste estudo, parece viável propor, como alternativa, para a restauração de dentes com tratamento endodonticamente, a utilização de pinos de fibra de vidro e pré-fabricados metálicos, cimentados com cimento quimicamente ativado, visto que, quando comparados com os NMF, os pinos de fibra de vidro e pré-fabricado metálico apresentaram resultados estatisticamente superiores quanto ao modo de fratura. Há metodologias que avaliam a distribuição das forças nas raízes, como o método de elementos finitos (RIPPE *et al.* 2013), contudo há necessidade de estudos clínicos longitudinais *in vivo* para avaliar se há relação entre o material do pino e as fraturas radiculares.

É importante ressaltar que, ao escolher o tipo de sistema de retentor intrarradicular e material para a cimentação, o profissional se baseie no conhecimento técnico e científico dos materiais odontológicos, e faça uma avaliação criteriosa de cada caso. Assim, deve-se buscar o equilíbrio para alcançar características biomecânicas ideais, como restabelecer a estética e a função do dente.

7 CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo *in vitro* e considerando suas limitações, pode-se concluir que:

1. Pinos de fibra de vidro e pinos pré-fabricados podem ser usados na restauração de dentes tratados endodonticamente.
2. Os pinos de fibra de vidro apresentaram fraturas mais favoráveis, envolvendo o núcleo de preenchimento e/ou pino.
3. Os NMF apresentaram fraturas desfavoráveis, envolvendo fraturas radiculares consideradas irreparáveis.

REFERÊNCIAS

- ADANIR, N.; BELLI, S. Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system. **Eur J Dent**, Ankara, v. 2, n. 1, p. 23-8, Jan. 2008.
- ALEISA, K. Bond strength of overdenture locator posts cemented with seven luting agents. **J Contemp Dent Pract**, Cincinnati, v.14, n.4, p. 675-80, Jul-Aug. 2013.
- ALEISA, K.; AL-DWAIRI, Z. N.; ALGHABBAN, R.; GOODACRE, C. J. Effect of luting agents on the tensile bond strength of glass fiber posts: An in vitro study. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.110, n.3, p. 216-22, Sept. 2013.
- ALSAMADANI, K. H.; ABDAZIZ EL, S. M.; GAD el, S. Influence of different restorative techniques on the strength of endodontically treated weakened roots. **Int J Dent**, Cairo, v.2012, p. 1-10, Mar. 2012.
- AMBICA, K.; MAHENDRAN, K.; TALWAR, S.; VERMA, M.; PADMINI, G. PERIASAMY, R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. **J Endod**, Baltimore, v.39, n.1, p. 96-100, Jan. 2012.
- BERGOLI, C. D.; AMARAL, M.; BOARO, L. C.; BRAGA, R. R.; VALANDRO, L. F. Fiber post cementation strategies: effect of mechanical cycling on push-out bond strength and cement polymerization stress. **J Adhes Dent**, New Malden, v.14, n.5, p. 471-8, Aug. 2012.
- CAILLETEAU, J. G.; RIEGER, M. R.; AKIN, J. E. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J Endod**, Baltimore, v.18, n.11, p. 540-4, Nov. 1992.
- CASTRO, C. G.; SANTANA, F. R.; ROSCOE, M. G.; SIMAMOTO, P. C. Jr.; SANTOS-FILHO, P. C.; SOARES, C. J. Fracture resistance and mode of failure of various types of root filled teeth. **Int Endod J**, Oxford, v.45, n.9, p. 840-7, Sept. 2012.
- CHUANG, S. F.; YAMAN, P.; HERRERO, A.; DENNISON, J. B.; CHANG, C. H. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.104, n.6, p. 379-88, Dec. 2010.

COSTA, R. G.; DE MORAIS, E. C.; CAMPOS, E. A.; MICHEL, M. D.; GONZAGA, C. C.; CORRER, G. M. Customized fiber glass posts. Fatigue and fracture resistance. **Am J Dent**, San Antonio, v.25, n.1, p. 35-8, Feb. 2012.

DALLARI, A.; ROVATTI, L.; DALLARI, B.; MASON, P. N.; SUH, B. I. Translucent quartz-fiber post luted in vivo with self-curing composite cement: case report and microscopic examination at a two-year clinical follow-up. **J Adhes Dent**, New Malden, v.8, n.3, p. 189-95, Jun. 2006.

DEMIRYUREK, E. O.; KULUNK, S.; YUKSEL, G.; SARAC, D.; BULUCU, B. Effects of three canal sealers on bond strength of a fiber post. **J Endod**, Baltimore, v.36, n.3, p. 497-501, Mar. 2010.

DO VALLE, A. L.; PEREIRA, J. R.; SHIRATORI, F. K.; PEGORARO, L. F.; BONFANTE, G. Comparison of the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts and composite resin cores with different post lengths. **J Appl Oral Sci**, Bauru, v.15, n.1, p. 29-32, Feb. 2007.

FERNANDES, A. S.; SHETTY, S.; COUTINHO, I. Factors determining post selection: a literature review. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.90, n.6, p. 556-62, Dec. 2003.

FERRARI, M.; VICHI, A.; GRANDINI, S.; GORACCI, C. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. **Int J Prosthodont**, Lombard IL, v.14, n.6, p. 543-9, Nov-Dec. 2001.

GU, X. H.; M. KERN. Fracture resistance of crowned incisors with different post systems and luting agents. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.33, n.12, p. 918-23, Dec. 2006.

JUNG, S. H.; MIN, K. S.; CHANG, H. S.; PARK, S. D.; KWON, S. N.; BAE, J. M. Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.98, n.4, p. 270-6, Oct. 2007.

LAMEIRA D.P. Avaliação da discrepância marginal vertical de Copings de zircônia, antes e após a cimentação. Piracicaba (SP). 2011. 73 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade De Odontologia De Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

MACCARI, P. C.; COSME, D. C.; OSHIMA, H. M.; BURNETT, L. H. Jr.; SHINKAI, R. S. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. **J Esthet Restor Dent**, Hamilton, v.19, n.1, p. 30-6; Jan. 2007.

MAJORI, M., R.; BEDINI, R.; ALTAMURA, C.; FILIPPINI, P.; CAIAZZA, S. Mechanical and ultrastructural evaluation of quartz post-endodontic reconstructions. **J Appl Biomater Biomech**, Milano, v.2, n.3, p. 156-61, Sep-Dec. 2004.

MANGOLD, J. T.; KERN, M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.105, n.6, p. 387-93 Jun. 2011.

MARTELLI, H., Jr.; PELLIZZER, E. P.; ROSA, B. T.; LOPES, M. B.; GONINI, A., Jr. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. **Int Endod J**, Oxford, v.41, n.8, p. 685-92, Aug. 2008.

MENDOZA, D. B.; EAKLE, W. S.; KAHL, E. A.; HO, R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.78, n.1, p. 10-4, Jul. 1997.

MORGANO, S. M.; MILOT, P. Clinical success of cast metal posts and cores. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.70, n.1, p. 11-6, Jul. 1993.

PEREIRA, J. R.; LINS DO VALLE, A.; GHIZONI, J. S.; LORENZONI, F. C.; RAMOS, M. B. DOS REIS SO, M. V. *Push-out* bond strengths of different dental cements used to cement glass fiber posts. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.110, n.2, p. 134-40, Aug. 2013.

RIPPE, M. P.; SANTINI, M. F.; BIER, C. A.; BORGES, A. L.; VALANDRO, L. F. Root canal filling: fracture strength of fiber-reinforced composite-restored roots and finite element analysis. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v.24, n.6, p. 619-25, Nov-Dec. 2013.

SAGSEN, B.; ZORTUK, M.; ERTAS, H.; ER, O.; DEMIRBUGA, S.; ARSLAN, H. In vitro fracture resistance of endodontically treated roots filled with a bonded filling material or different types of posts. **J Endod**, Baltimore, v.39, n.11, p. 1435-7, Nov. 2013.

SALAMEH, Z.; SORRENTINO, R.; PAPACCHINI, F.; OUNSI, H. F.; TASHKANDI, E.; GORACCI, C.; FERRARI, M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. **J Endod**, Baltimore, v.32, n.8, p.752-5, Aug. 2006.

SANTOS, A. F.; TANAKA, C. B.; LIMA, R. G.; ESPOSITO, C. O.; BALLESTER, R. Y.; BRAGA, R. R.; MEIRA, J. B. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. **J Endod**, Baltimore, v.35, n.1, p. 117-20, Jan. 2009.

SANTOS-FILHO, P. C.; CASTRO, C. G.; SILVA, G. R.; CAMPOS, R. E.; SOARES, C. J. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **Int Endod J**, Oxford, v.41, n.6, p. 493-501, April. 2008.

SCOTTI, R.; VALANDRO, L. F.; GALHANO, G. A.; BALDISSARA, P.; BOTTINO, M. A. Effect of post length on the fatigue resistance of bovine teeth restored with bonded fiber posts: a pilot study. **Int J Prosthodont**, Lombard IL v.19, n.5, p. 504-6, Sep-Oct. 2006.

TANG, W.; WU, Y.; SMALES, R. J. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. **J Endod**, Baltimore, v.36, n.4, p. 609-17, April. 2010.

TORABI, K.; FATTAHI, F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored by different FRC posts: an in vitro study. **Indian J Dent Res**, Ahmedabad, v.20, n.3, p. 282-7, Jul-Sep. 2009.

VERISSIMO, C.; SIMAMOTO Jr, P. C.; SOARES, C. J.; NORITOMI, P. Y.; SANTOS-FILHO, P. C. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.111, n.3, p. 234-46, Nov. 2013.

YAMAMOTO, E. T.; PAGANI, C.; SILVA, E. G.; NORITOMI, P. Y.; UEHARA, A. Y.; KEMMOKU, D. T. Finite element analysis and fracture resistance testing of a new intraradicular post. **J Appl Oral Sci**, Bauru, v.20, n.4, p. 427-34, Jul-Aug. 2011.

Anexo A – Parecer Comitê de ética em pesquisas humanas da UFJF

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
JUIZ DE FORA/MG



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Resistência à fratura vertical de dentes tratados endodonticamente após a cimentação de pinos intrarradiculares de fibra de vidro e metálicos

Pesquisador: Celso Neiva Campos

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 09855412.6.0000.5147

Instituição Proponente: FACULDADE DE ODONTOLOGIA ((UFJF))

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 173.290

Data da Relatoria: 22/11/2012

Apresentação do Projeto:

O projeto possui pertinência e valor científico.

Objetivo da Pesquisa:

Apresenta clareza e compatibilidade com a proposta de estudo.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos e benefícios estão bem caracterizados.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa tem valor acadêmico e científico e foi bem estruturada na sua metodologia.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos apresentados de acordo com a pesquisa.

Recomendações:

Solicitamos que seja enviado para este CEP o relatório final do estudo.

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900
UF: MG **Município:** JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 **Fax:** (32)1102-3788 **E-mail:** cep.propesq@ufjf.edu.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
JUIZ DE FORA/MG



Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Os termos estão claros e em consonância com os princípios Bioéticos que norteiam a Pesquisa Científica envolvendo seres humanos.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

- Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 196/96, manifesta-se pela APROVAÇÃO do protocolo de pesquisa proposto.

JUIZ DE FORA, 14 de Dezembro de 2012

Assinador por:
Paulo Cortes Gago
(Coordenador)

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER S/N
Bairro: SAO PEDRO **CEP:** 36.036-900
UF: MG **Município:** JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2102-3788 **Fax:** (32)1102-3788 **E-mail:** cep.propesq@ufjf.edu.br

Anexo B - Medidas dos dentes e divisão das raízes nos grupos

Dente	M-D	V-P	Dente	M-D	V-P	Dente	M-D	V-P
1	5,60	7,22	21	5,86	7,40	41	5,72	8,14
2	5,40	7,06	22	5,58	7,18	42	5,08	6,72
3	5,26	7,82	23	5,68	7,50	43	6,12	7,20
4	6,34	7,62	24	5,52	8,12	44	5,44	8,28
5	5,12	8,00	25	5,44	7,68	45	5,26	8,44
6	5,28	8,14	26	5,36	7,44	46	5,58	8,68
7	5,72	8,34	27	6,86	9,58	47	4,82	7,26
8	5,58	8,64	28	5,10	6,92	48	5,28	7,66
9	5,20	7,20	29	5,20	8,08	49	6,28	8,34
10	5,68	6,06	30	6,00	8,74	50	5,38	7,86
11	4,68	7,58	31	6,42	9,32	51	5,84	6,60
12	4,92	7,26	32	6,78	8,92	52	6,50	9,22
13	5,58	7,60	33	5,20	6,68	53	6,38	9,22
14	6,10	7,46	34	4,96	6,78	54	5,28	7,36
15	6,94	8,68	35	5,64	7,96	55	5,36	7,50
16	5,72	7,38	36	5,64	8,20	56	6,74	7,91
17	6,34	8,24	37	6,08	8,80	57	5,42	7,38
18	5,94	9,10	38	5,10	7,74	58	6,52	8,22
19	5,56	7,82	39	6,00	8,34	59	6,18	9,32
20	6,18	8,80	40	6,62	6,78	60	6,58	8,46

Grupo										
1	3	6	12	13	15	17	20	22	25	26
	27	28	37	41	45	50	51	57	59	60
2	2	4	5	8	10	11	18	19	24	30
	32	36	38	39	42	46	48	52	55	56
3	1	7	9	14	16	21	23	29	31	33
	34	35	40	43	44	47	49	53	54	58

ANEXO D – Análise Estatística SPSS 17.0

Crosstabs

[DataSet2]

Case Processing Summary

	Cases					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
Pinos * Fratura	60	100,0%	0	,0%	60	100,0%

Pinos * Fratura Crosstabulation

			Fratura			
			apical	cervical	longitud	medio
Pinos	metálico	Count	1	4	5	1
		% within Pinos	5,0%	20,0%	25,0%	5,0%
	NMF	Count	1	4	10	5
		% within Pinos	5,0%	20,0%	50,0%	25,0%
	Vidro	Count	0	4	2	3
		% within Pinos	,0%	20,0%	10,0%	15,0%
Total		Count	2	12	17	9
		% within Pinos	3,3%	20,0%	28,3%	15,0%

Pinos * Fratura Crosstabulation

			Fratura	Total
			núcleo	
Pinos	metálico	Count	9	20
		% within Pinos	45,0%	100,0%
	NMF	Count	0	20
		% within Pinos	,0%	100,0%
	Vidro	Count	11	20
		% within Pinos	55,0%	100,0%
Total		Count	20	60
		% within Pinos	33,3%	100,0%

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	19,731 ^a	8	,011
Likelihood Ratio	26,894	8	,001
N of Valid Cases	60		

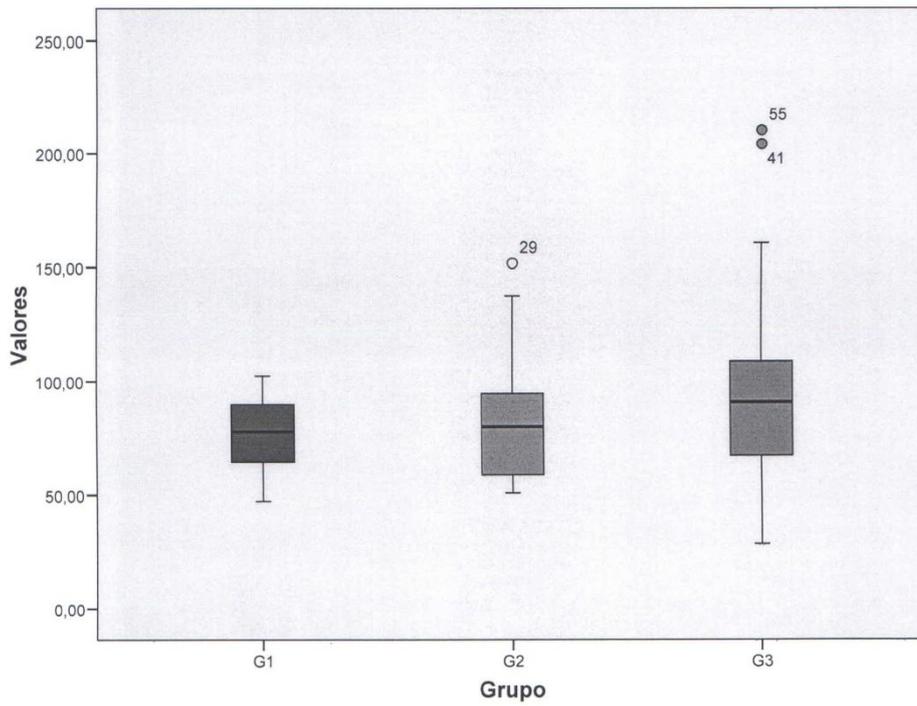
a. 9 cells (60,0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is ,67.

Grupo

Case Processing Summary

	Grupo	Cases					
		Valid		Missing		Total	
		N	Percent	N	Percent	N	Percent
Valores	1,00	20	100,0%	0	,0%	20	100,0%
	2,00	20	100,0%	0	,0%	20	100,0%
	3,00	20	100,0%	0	,0%	20	100,0%

Valores



Descriptives

Valores

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean	
					Lower Bound	Upper Bound
1	20	77,6125	15,32636	3,42708	70,4395	84,7855
2	20	83,6470	28,19792	6,30525	70,4500	96,8440
3	20	96,4790	47,52482	10,62687	74,2367	118,7213
Total	60	85,9128	33,49612	4,32433	77,2599	94,5658

Descriptives

Valores

	Minimum	Maximum
1	47,21	102,51
2	50,73	151,64
3	28,72	210,14
Total	28,72	210,14

ANOVA

Valores

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	3713,468	2	1856,734	1,694	,193
Within Groups	62483,955	57	1096,210		
Total	66197,423	59			

Post Hoc Tests

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Valores

Tukey HSD

(I) Grupo	(J) Grupo	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-6,03450	10,47000	,833	-31,2297	19,1607
	3	-18,86650	10,47000	,178	-44,0617	6,3287
2	1	6,03450	10,47000	,833	-19,1607	31,2297
	3	-12,83200	10,47000	,443	-38,0272	12,3632
3	1	18,86650	10,47000	,178	-6,3287	44,0617
	2	12,83200	10,47000	,443	-12,3632	38,0272

Homogeneous Subsets

Valores

Tukey HSD^a

Grupo	N	Subset for alpha = .05
		1
1	20	77,6125
2	20	83,6470
3	20	96,4790
Sig.		,178

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 20,000.