

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
ODONTOLÓGICAS UFSM / UFRGS**

**EFEITO DA INSTRUMENTAÇÃO ENDODÔNTICA, DO
TIPO DE RETENTOR INTRARRADICULAR E DA
CICLAGEM MECÂNICA NA RESISTÊNCIA À
FRATURA DE RAÍZES**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Marília Pivetta Rippe

**Santa Maria, RS, Brasil,
2011**

**EFEITO DA INSTRUMENTAÇÃO ENDODÔNTICA, DO TIPO
DE RETENTOR INTRARRADICULAR E DA CICLAGEM
MECÂNICA NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE RAÍZES**

Por

Marília Pivetta Rippe

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas UFSM / UFRGS , Área de Concentração em Odontologia, como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Ciências Odontológicas.

Orientador: Prof. Adjunto Dr. Luiz Felipe Valandro
Co-orientador: Prof. Adjunto Dr. Carlos Alexandre Souza Bier

Santa Maria, RS, Brasil
2011

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Ciências da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas
UFSM / UFRGS**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,
aprova a Dissertação de Mestrado

**EFEITO DA INSTRUMENTAÇÃO ENDODÔNTICA, DO TIPO DE
RETENTOR INTRARRADICULAR, E DA CICLAGEM MECÂNICA NA
RESISTÊNCIA À FRATURA DE RAÍZES**

elaborada por
Marília Pivetta Rippe

como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Ciências Odontológicas

COMISSÃO EXAMINADORA:

Luiz Felipe Valandro, Dr. (UFSM)
(Presidente/Orientador)

Tatiana Pereira Cenci, Dr^a. (UFPEL)

Liliana Gressler May, Dr^a. (UFSM)

Santa Maria, 16 de março de 2011

Dedicatória

Dedico minha dissertação aos meus pais, Ari e Solanje, por me incentivarem a querer sempre mais com dignidade, por não medirem esforços para me dar todas as condições emocionais e financeiras para que eu pudesse crescer mais como pessoa e profissionalmente. Agradeço por todo o incentivo, pelo carinho, conselhos, consolo, amor e dedicação. Por sempre estarem comigo, facilitando a minha vida me oferecendo todo o suporte para que eu alcance os meus objetivos. Por serem minhas referências de conduta. Tenho muito orgulho de vocês, amo-os muito.

Ao meu irmão Eduardo, pelo incentivo, pelos conselhos, pela convivência divertida, pelas incontáveis caronas nos mais diversos horários. Por se preocupar com o meu bem-estar, sempre me socorrendo até mesmo quando não solicitado.

Ao meu noivo João Paulo, por despertar em mim a vontade de buscar o conhecimento, das mais diversas formas. Por todo o incentivo para que eu siga a carreira acadêmica. Por ter me apoiado quando viajei de várias formas, por me dar o suporte emocional que preciso. Por todos os conselhos e ponderações, por me ouvir, por entender o motivo das minhas ausências e por tornar meus momentos de lazer mais felizes.

Agradecimentos Especiais

Primeiramente à Deus, por guiar a minha vida sempre pelo caminho mais correto e honesto, através de pessoas e oportunidades que me ajudaram a crescer.

Ao meu orientador, Professor Adj. Dr. Luiz Felipe Valandro, que me acolheu no seu grupo de estudo ainda na faculdade, depois me deu a oportunidade de ser meu orientador no mestrado. Por ter acreditado e confiado em mim apesar da minha pouca experiência com pesquisa na graduação. Por se preocupar com o meu desenvolvimento profissional e pessoal. Por ter me proporcionado a oportunidade de conhecer uma universidade e professores no exterior, me ajudando a crescer como pessoa e culturalmente, abrindo os meus horizontes. Pelos ensinamentos éticos, técnicos, intelectuais, pelas críticas construtivas e pela amizade. Agradeço também a enorme paciência, durante todo o mestrado e principalmente na fase final, pelas vezes que precisou deixar o convívio com a esposa e filhas, para se dedicar a minha dissertação e meu aprendizado com afinco. Enfim, me sinto privilegiada e orgulhosa de ser sua orientada e não tenho palavras para agradecer tudo que o senhor fez por mim neste mestrado.

Ao meu co-orientador Prof. Adj. Dr. Carlos Alexandre Souza Bier, pela colaboração, pelos pelas aulas sobre instrumentação rotatória, e por mostrar que a endodontia pode ser uma área prazerosa também.

À Prof^a. Associada Dr^a. Katia Olmedo Braun, por ter me incentivado a entrar no mestrado, pelos conselhos e por ter me orientado na clínica de PPR e no estágio em docência, com toda paciência e dedicação. Por sempre aceitar me guiar nos casos mais desafiadores na clínica e pela amizade.

À Marina, agradeço principalmente pela amizade. Por ter despertado em mim o gosto pela pesquisa, sendo meu exemplo de dedicação. Por ter me instruído toda a parte básica experimental, além de ter me ensinado a manipular todos os equipamentos do laboratório. Por ter sido minha guia quando viajamos em um lugar desconhecido para nós duas. Agradeço também por ter me acolhido no seu apartamento em São José dos Campos durante o PROCAD, juntamente com a Susana e a Professora Liliana, fazendo com que eu me sentisse à vontade.

À Manuela, por ter me ajudado em toda a parte experimental da dissertação, sempre disponível para me ajudar independente do dia e do horário, com muita

dedicação. Pelas contribuições intelectuais e revisão cuidadosa deste trabalho. Pelo convívio alegre, pelos conselhos, por me ouvir e estar sempre comigo tanto nos maus quanto nos bons momentos. Pela amizade verdadeira que começou no mestrado e que com certeza será para a vida toda.

Aos meus tios, tias, primos e primas, por nunca me deixarem sozinha, por maior que fosse a distância, sempre me incentivando nos momentos difíceis, por se preocuparem comigo.

Aos colegas do grupo de estudo: Vinícius, Manuela, Emília, Carol, Ariele, César, Mariane, Aline, Gabriel, Mateus e Fabíola, pela amizade, pelas discussões enriquecedoras, pelas jantinhas e pela companhia divertida nas horas de trabalho também.

Aos meus colegas do mestrado: Marina Amaral, Renata, Paloma, Cristiane, Luiz Felipe, Simone, Pedro, Marina Kaiser, Pâmela, Luciane, Tamara, Anelise e Patrícia pelas ponderações em aula, pelas críticas construtivas e pela amizade.

Aos meus colegas de faculdade Ariane, Viviane, Gabriel, Joanna, Gisele, Cátia (colega de especialização), pelo apoio para a realização deste trabalho e amizade.

À Jéssica, secretária da pós-graduação, pela eficiência e dedicação, sempre disposta a ajudar das mais diversas formas e pela amizade.

Ao Prof. Associado Dr. Henrique Hollweg e Prof. Adj. MS. Manoel Pimenta, por me ajudarem a conciliar os compromissos do mestrado com a especialização e pela amizade.

Ao Prof. Assistente MS. Geraldo Serpa e à Imagem Centro de Radiologia, pelo apoio para a realização deste trabalho, através da revelação padronizada e de qualidade de todas as radiografias neste estudo.

Aos funcionários da Universidade Federal de Santa Maria, Seu Dilceu, Ivan, Marcelo, Dona Maria, Cleidi e Éder pela assistência e amizade. Ao técnico da Brasox, Seu Ademir pela assistência quase 24h, ao compressor do laboratório.

Ao Prof. Associado Dr. Aleir Fontana de Paris, do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Maria, por sua atenção, disponibilidade e ensinamentos durante as análises de microscopia eletrônica de varredura.

Ao Prof. Adj. Dr. Thiago Machado Ardenghi, Prof. Adj. Dr. Carlos Heitor e Prof^a. Adj. Dr^a. Rachel Rocha, não só pelas aulas enriquecedoras, mas também pelos ensinamentos extra classe sobre análise estatística.

À Marcela Marquezan pela ajuda na análise estatística e pelos esclarecimentos.

Aos demais professores do programa de pós-graduação em Ciências Odontológicas: Alexandre Henrique Susin, Kátia Olmedo Braun, Letícia Borges Jacques, Renésio Armindo Grehs, Paulo Afonso Burmann, Vilmar Ferrazzo, Roselaine Terezinha Pozzobon, Beatriz Unfer, Karla Zanini Kantorski.

Agradecimentos

À Universidade Federal de Santa Maria, ao Curso de Odontologia e ao Centro de Ciências da Saúde, entidades que materializaram a possibilidade da minha formação em Odontologia.

À coordenação do programa de pós-graduação em Ciências Odontológicas nas pessoas do Prof. Tit. Dr. Paulo Afonso Burmann e Prof^a. Associada Dr^a. Roselaine Terezinha Pozzobon (2008-2010), e à atual Comissão Administrativa Prof^a. Associada Dr^a. Roselaine Terezinha Pozzobon, Prof. Adj. Dr. Luiz Felipe Valandro, Prof. Adj. Dr. Thiago Machado Ardenghi e Prof. Adj. Dr. Carlos Heitor Cunha Moreira.

À Capes (Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior), pela concessão da bolsa de Mestrado, para realização deste trabalho. Pela concessão de auxílio para estágio PROCAD (Programa de Cooperação Acadêmica), que me possibilitou a convivência em outro centro de ensino superior durante execução do mestrado.

Ao programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, e à Especialidade Prótese Dentária, da Universidade estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP São José dos Campos, por me receber através do PROCAD. Em especial ao Prof. Tit. Marco Antônio Bottino, por me receber no programa.

*Só sabemos com exatidão
quando sabemos pouco; à
medida que vamos
adquirindo conhecimentos,
instala-se a dúvida.*

(Johann Goethe)

RESUMO

Dissertação de Mestrado
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas
Universidade Federal de Santa Maria

EFEITO DA INSTRUMENTAÇÃO ENDODÔNTICA, DO TIPO DE RETENTOR INTRARRADICULAR E DA CICLAGEM MECÂNICA NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE RAÍZES

Autora: Marília Pivetta Rippe

Orientador: Prof. Adj. Dr. Luiz Felipe Valandro

Data e Local da Defesa: Santa Maria, 16 de março de 2011.

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da estratégia de preparo radicular, do tipo de pino e da ciclagem mecânica na resistência à fratura de raízes. **Métodos:** 80 raízes unirradiculares humanas foram divididas em 8 grupos (n=10): G1 e G2- lima manual, retentor de fibra de vidro (RFV), sem e com ciclagem mecânica (CM) respectivamente; G3 e G4- lima manual, retentor metálico fundido (RMF), sem e com CM respectivamente; G5 e G6- instrumento rotatório, RFV, sem e com CM respectivamente; G7 e G8- instrumento rotatório, RMF, sem e com CM respectivamente. A obturação foi realizada pela técnica da condensação lateral. Todos canais radiculares foram preparados para pino em 10 mm com a broca de preparo do sistema de pinos de fibra de vidro #2. Para a ciclagem, seguiu-se o protocolo: angulação 45°, 37 °C, 88 N, 4 Hz, 2 milhões de pulsos. Todos os grupos foram submetidos ao teste de resistência à fratura, em um dispositivo a 45° a uma velocidade de 0.05 cm/min até a falha ocorrer. A análise de variância 3 fatores mostrou que a estratégia de instrumentação ($p<0,03$) e o tipo de pino ($p<0,0001$) tiveram efeitos significativos, mas a ciclagem mecânica não ($p<0,29$). O tipo de instrumentação causou efeito na resistência à fratura, somente quando as raízes foram restauradas com pinos de fibra de vidro e cicladas, com prejuízo para a instrumentação manual. Os retentores metálicos fundidos proporcionaram maior resistência à fratura, contudo apresentaram mais falhas irreparáveis do que raízes restauradas com pino de fibra.

Palavras-chave: Pinos. Instrumentação Endodôntica. Fadiga.

ABSTRACT

Master Dissertation
MSD Program in Oral Science
Federal University of Santa Maria

EFFECTS OF ROOT CANAL INSTRUMENTATION, TYPE OF ROOT POST AND MECHANICAL CYCLING ON THE FRACTURE STRENGTH OF ROOTS

Author: Marília Pivetta Rippe

Tutor: Luiz Felipe Valandro

Date and Local: Santa Maria, March 16, 2011.

The aim of this study was to evaluate the effect of root preparation strategy, the type of post and mechanical cycling on root fracture resistance. Eighty single-rooted human teeth were divided into 8 groups (n=10): G1 and G2 - hand file, glass fiber post, without and with mechanical cycling (MC) respectively; G3 and G4 - hand file, cast post and core, without and with MC respectively; G5 and G6 - rotary file, glass fiber post, without and with MC respectively; G7 and G8 - rotary file, cast post and core, without and with MC respectively. Obturation was performed by the lateral condensation technique. Root canals were prepared to a length of 10mm, using a #2 preparation bur of a tapered fiber glass post system. The following protocol was used for the cycling: 45° angle, 37°C, 88N, 4Hz, 2 million cycles. All groups were submitted to fracture resistance test in a device in 45°, at 0.05cm/min. The 3-way ANOVA showed the instrumentation strategy (p<0.03) and the post type (p<0.0001) had significant effects, however, mechanical cycling had not (p<0.29). The type of instrumentation caused effect on the fracture strength, only when the roots were restored with fiber glass post and cycled, with disadvantage for hand instrumentation. The cast post and core promoted higher fracture resistance, although showed more irreparable failures than roots restored with glass fiber post.

Keywords: Posts. Root canal preparation. Fatigue.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	13
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
2.1 Preparo endodôntico.....	16
2.2 Fratura radicular.....	17
2.3 Teste de resistência à fratura.....	20
2.4 Teste de fadiga.....	24
3. OBJETIVOS.....	28
3.1 Objetivos gerais.....	28
3.2 Objetivos específicos.....	28
4. HIPÓTESES.....	29
5. MATERIAL E MÉTODO.....	30
5.1 Desenho experimental.....	30
5.2 Estratégia de preparo do canal radicular.....	31
5.3 Embutimento das raízes.....	32
5.4 Obturação.....	33
5.5 Tipo de pino radicular.....	34
5.6 Ciclagem mecânica.....	36
5.7 Teste de resistência à fratura.....	36
5.8 Análise do tipo de fratura dos espécimes.....	37
5.9 Análise morfológica de raízes instrumentadas.....	38
5.10 Análise estatística.....	38
6. RESULTADOS.....	40
7. DISCUSSÃO.....	47
8. CONCLUSÃO.....	52
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	53
10. ANEXO.....	58

1. INTRODUÇÃO

Para o sucesso clínico de dentes tratados endodonticamente restaurados com prótese dentária, o tratamento endodôntico e a estratégia restauradora exercem papéis importantes. Do mesmo modo, esses fatores podem se tornar condições moduladoras para prevenir ou favorecer fraturas verticais radiculares (ONNINK, DAVIS, BLAKE, 1994), os quais têm sido uma das principais causas de extração dentária (FUSS, LUSTIG, TAMSE, 1999).

Evidências das últimas décadas concentraram-se nos achados de que as fraturas verticais radiculares parecem ter origem na propagação de pequenos defeitos, como fendas e trincas na dentina radicular. Essas trincas provavelmente são provocadas por iatrogenia (FUSS et al., 2001), instrumentação inadequada (ONNINK, DAVIS, BLAKE, 1994), excesso de pressão durante a condensação lateral da guta-percha (MEISTER et al., 1981; SAW e MESSER; 1995), técnica de cimentação e seleção inadequadas de pinos intraradiculares (MEISTER, LOMMEL, GERSTEIN, 1980; OBERMAYR et al., 1991) e pelo preparo e obturação endodônticos em si (SOROS et al., 2008; SHEMESH et al., 2008).

Essas trincas podem tornar-se áreas de alta concentração de estresse, quando forças são aplicadas durante procedimentos restauradores ou durante o estresse oclusal da mastigação, progredindo para fraturas mais comprometedoras com o passar do tempo (ONNINK, DAVIS, BLAKE, 1994; LERTCHIRAKARN, PALAMARA, MESSER, 1999).

Em relação à instrumentação do canal radicular, atualmente tem-se utilizado, além das limas manuais, instrumentos de níquel-titânio (Ni-Ti) rotatórios, os quais têm tornado a instrumentação endodôntica mais versátil. O preparo endodôntico parece ser um dos fatores que pode formar irregularidades no canal radicular (ONNINK, DAVIS, BLAKE, 1994) e, portanto, pode gerar concentração de tensões neste local. Contudo, deve-se levar em consideração o tipo de instrumentação já que, de acordo com a literatura (GLOSSON et al., 1995; TAN et al., 2002), há uma diferença significativa entre as duas técnicas quanto à formação de irregularidades na dentina radicular.

A instrumentação mecanizada necessita de menos tempo para o preparo de canais quando comparada com a instrumentação manual, contudo necessita de

muito mais rotações (PASQUALINI et al., 2008), o que pode desenvolver altos níveis de tensões à raiz, e também gerar mais defeitos que a manual (BIER et al., 2009). Bier et al. (2009) mostraram que os instrumentos mecanizados causam trincas e fendas na dentina radicular, quando analisada em estereomicroscópio, o que não foi evidenciado na dentina instrumentada com limas manuais. No entanto, alguns estudos (GLOSSON et al., 1995; TAN et al., 2002; MOORE et al., 2009) relataram que os instrumentos rotatórios tem a habilidade de eliminar deformações próprias do canal, o que resulta em canais de formatos mais circulares, com uma distribuição de estresse mais uniforme (SATHORN et al., 2005).

Além disso, alguns estudos têm investigado o impacto dessas técnicas de instrumentação na resistência à fratura de raízes. Sathorn et al. (2005) realizaram um estudo para verificar se o preparo dos canais radiculares com instrumentos rotatórios de Ni-Ti poderia reforçar as raízes em comparação com as limas manuais. Contudo, nenhuma diferença de carga de fratura entre as duas técnicas foi encontrada. No estudo de Lam, Palamara e Messer (2005) também não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as técnicas de instrumentação manual e rotatória, quanto à carga de fratura de raízes mesiais de molares.

Segundo Fuss, Lustig e Tamse (1999) a taxa de sobrevivência de dentes tratados endodonticamente depende mais da adequada reconstrução coronária do que da qualidade do tratamento endodôntico em si. Em virtude disso, o tratamento restaurador não pode ser negligenciado, uma vez que uma escolha inadequada de um retentor intrarradicular pode levar à fratura vertical radicular com conseqüente extração do elemento dentário. Akkayan e Gülmez (2002), Martinez-Insua et al. (1998), Sirimai et al. (1999), Bonfante et al. (2007) e Maccari et al. (2007) analisaram o modo de fratura de dentes restaurados com diferentes pinos, e mostraram que os dentes com retentores mecanicamente compatíveis com a dentina, como fibra de quartzo ou vidro, sofrem fraturas mais favoráveis (com possibilidade de reparo), ao passo que pinos rígidos, como os núcleos metálicos fundidos e os pré-fabricados feitos de titânio ou zircônia, geram fraturas catastróficas.

Alguns estudos (COELHO et al., 2009; SILVA et al., 2009; CHUANG et al., 2010; BARJAU ESCRIBANO et al., 2006) ratificam esses achados através da análise de elementos finitos, os quais mostram que pinos com módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina (pinos de fibra de vidro) promovem

distribuição de estresse mais homogênea na raiz do que pinos mais rígidos (pinos metálicos).

Para se verificar esta relação instrumentação endodôntica/retentor intrarradicular, os métodos de simulação de carga mecânica para envelhecimento podem ser úteis, pois parecem reproduzir melhor as condições *in vivo*. Desta forma, para tentar imitar *in vitro* o impulso mecânico leve e constante, em ambiente úmido, da mastigação, estudos têm utilizado a ciclagem mecânica (DIETSCHI et al., 2006; HEYDECKE et al., 2002; ROSENTRITT et al., 2000) para prever o comportamento clínico de uma estratégia restauradora sob diferentes condições. Nishimura et al. (2008), fizeram uso da ciclagem mecânica para verificar a longevidade de raízes restauradas com diferentes sistemas de pinos, em termos de resistência à fratura, e compararam os valores com o teste monotônico. Com a ciclagem mecânica, a resistência à fratura não diminuiu significativamente em raízes restauradas com pinos de fibra e não influenciou a carga para falha de espécimes com pinos metálicos.

A fadiga cíclica pode promover o início de pequenas trincas na dentina, que podem ser nucleadas e propagadas até fraturas verticais da raiz (BARAN et al., 2001). A quantidade de defeitos presentes em corpos sólidos tem impacto importante em suas fraturas catastróficas (WISKOTT et al., 1995, BARAN et al., 2001). Logo, a fadiga mecânica, *in vivo* ou a predição *in vitro*, tem um papel preponderante na avaliação do impacto de um determinado procedimento na sobrevivência estrutural de materiais/estruturas monolíticas ou multicamadas.

Assim, a literatura parece contraditória quanto ao impacto da instrumentação endodôntica na formação de trincas e na resistência da raiz. Ademais, não há evidências científicas quanto ao efeito da instrumentação endodôntica na resistência à fratura de raízes restauradas com diferentes retentores intrarradiculares e submetidas a cargas mecânicas cíclicas.

Considerando o exposto, este estudo se propõe a avaliar o impacto do tipo de instrumentação endodôntica, do tipo de retentor intrarradicular e da ciclagem mecânica na resistência à fratura de raízes.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Preparo Endodôntico

Glosson et al. (1995) compararam canais preparados com limas de Ni-Ti manuais, instrumentos rotatórios de Ni-Ti e limas manuais tipo K-flex, através de uma técnica modificada Bramante e um software de subtração digital. 60 canais mesiais de molares foram seccionados nos terços médio e apical. Nos canais instrumentados com limas manuais tipo K-flex e de Ni-Ti (Mity) foi utilizada a técnica de um quarto de volta. Os outros grupos testados fizeram uso das limas manuais de Ni-Ti Master "U" e instrumentos rotatórios da marca NT Sensor e Lightspeed. Imagens digitalizadas dos canais não instrumentados foram comparadas com as dos canais instrumentados. Os instrumentos rotatórios e a lima manual de Ni-Ti Canal Master "U", causaram significante menor transportação da direção do canal e permaneceram mais centralizados no canal, removeram menos dentina e produziram canais mais arredondados do que as limas manuais tipo K-flex e Mity. A instrumentação rotatória foi mais rápida do que a manual. Este estudo mostrou que instrumentos de Ni-Ti rotatórios tem várias vantagens sobre a instrumentação manual com as limas tipo K-flex e Mity.

Sathorn et al. (2005) realizaram um estudo em que o propósito foi determinar se o preparo dos canais radiculares com instrumentos rotatórios de Ni-Ti reforça as raízes. Análise de elementos finitos de estresse nas paredes dos canais radiculares de raízes fraturadas também foi utilizada para determinar se a carga e o modo de fratura observados podem ser preditos pelo formato do canal preparado. Para isso, foram preparados 25 dentes com limas manuais e outros 25 dentes com sistemas rotatórios de Ni-Ti. Após a obturação, todos os dentes foram submetidos a uma carga até fraturar. Quatro análises de elementos finitos foram criadas de raízes fraturadas. Estas raízes foram cortadas horizontalmente no meio da raiz e submetidas à uma carga perpendicular a superfície do canal. Nenhuma diferença de carga de fratura entre as duas técnicas foi encontrada. A fratura méso-distal foi mais frequente no grupo do sistema rotatório. Canais preparados com sistemas rotatórios Ni-Ti não

reduziram a suscetibilidade a fratura neste estudo. Nenhuma diferença significativa na carga de fratura dos 2 grupos pôde ser demonstrada.

Lam et al. (2005) determinaram a carga de fratura de raízes após o preparo endodôntico usando a técnica de instrumentação manual e rotatória. Raízes mesio vestibulares de molares foram usadas. Três grupos foram preparados, um com limas manuais tipo K e os outros dois grupos com instrumentos rotatórios (Lightspeed e Greater Taper). Após a obturação realizada até o terço médio da raiz, uma carga vertical foi aplicada por meio de um espaçador inserido no canal até a fratura ocorrer. Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos. Fraturas vestibulo-linguais foram mais comuns nos grupos dos instrumentos rotatórios Lightspeed e das limas manuais. No grupo Greater Taper foi encontrada a maior variabilidade de localização de fraturas. Baseado nestes resultados, o aumento do alargamento apical (Lightspeed) e da conicidade (Greater Taper) realizados pelos instrumentos rotatórios, não enfraqueceram as raízes mais do que as limas manuais.

Bier et al. (2009) realizaram um estudo que comparou a incidência de defeitos, fraturas ou linhas de rachadura, após o preparo de canais radiculares com diferentes sistemas de limas rotatórias de níquel-titânio. Foram utilizados 260 dentes, dos quais 40 não foram preparados (grupo controle), 20 foram preparados com limas manuais e os 200 dentes restantes foram divididos em quatro grupos de 50 dentes cada um. Estes foram preparados com sistemas de limas rotatórias níquel-titânio: ProTaper, ProFile, SystemGT e S-Apex. Depois do preparo, os dentes foram cortados horizontalmente a 3, 6, e 9 mm do ápice, e as fatias foram observadas em estereomicroscópio. A dentina radicular foi classificada nas seguintes categorias: sem defeito, com fratura e outros defeitos. Nenhuma fratura completa foi observada nas amostras. O grupo controle e o preparo manual não mostraram nenhum defeito nas raízes. Linhas de rachadura e fendas parciais (outros defeitos) foram encontradas nos grupos SystemGT, ProFile, and ProTaper, enquanto nenhum defeito foi observado nos canais preparados com limas S-Apex. A técnica com limas rotatórias mostrou vários graus de dano à dentina, exceto para o grupo não cônico de limas (S-Apex), suportando a idéia de que limas cônicas podem gerar um aumento de estresse nas paredes da dentina.

2.2 Fratura radicular

Onnink et al. (1994) compararam a incidência de fraturas radiculares incompletas entre 5 grupos de incisivos inferiores, os quais consistiram em: (1) sem instrumentação do canal radicular; (2) instrumentação manual do canal; (3) instrumentação manual do canal e obturação com condensação lateral; (4) instrumentação manual do canal e obturação com gutta-percha plastificada (Thermafil); (5) instrumentação manual do canal e obturação com gutta-percha plastificada injetável (Ultrafil). Todos os dentes foram corados, seccionados transversalmente e avaliados quanto a presença de fratura radicular. Nenhuma fratura radicular completa foi notada. A mais baixa incidência de fratura incompleta foi no grupo sem preparo do canal. A incidência de fraturas nos 3 grupos com obturação não diferiu significativamente da incidência do grupo no qual foi realizada somente a instrumentação do canal radicular.

Lertchirakarn et al. (1999) verificaram a força e a deformação ocorridas durante a condensação lateral por espaçadores manuais e digitais em vários dentes, compararam a carga e a deformação da fratura nos mesmos dentes e tentaram calcular o limite seguro de carga para evitar a fratura vertical de raiz. Os dentes testados foram incisivos centrais, pré-molares, e molares superiores e inferiores. A deformação das raízes foi medida usando medidores de deformação montados nos terços médio e apical da superfície radicular vestibular. A carga e a deformação máximas geradas por espaçadores digitais foram significativamente mais baixas que a gerada pelo espaçador manual. Estas cargas e deformações foram também mais baixas do que os valores de fratura. Mais linhas de fratura apareceram na direção vestibulo lingual, mas pré-molares superiores com duas raízes separadas e a raiz méso-vestibular de molares superiores mostraram maior variação no lado de fratura. Os resultados sugerem que a condensação lateral sozinha não deve ser a causa direta de fratura vertical de raiz. O uso de espaçadores digitais, contudo, é associado com menor risco, devido a sua maior flexibilidade em relação ao manual.

Fuss et al. (2001) avaliaram retrospectivamente os procedimentos operatórios realizados em 154 dentes tratados endodonticamente extraídos e com fratura vertical de raiz, em função da etiologia das fraturas, sendo realizadas radiografias prévias. Pinos estavam presentes em 95 dentes, com 66 deles com comprimento até o terço cervical da raiz, 64 dentes com pinos parafusados (Dentatus) e 14 com pinos cônicos metálicos fundidos (9 ParaPost e 8 de amálgama). Coroa total foi observada em 118 dentes, com 65 deles extraídos entre 1 a 5 anos depois do final da

restauração, 24 extraídos depois de 1 ano da restauração realizada e 28 dentes depois de mais de 5 anos. Os autores concluem que apesar das restaurações coronárias serem muito importantes, elas não previnem fratura vertical de raiz, porque as fraturas ocorrem em estágios anteriores à restauração, ou seja, durante o tratamento endodôntico e cimentação de pinos.

Lertchirakarn et al. (2003) realizaram um estudo mostrando que na região vestibulo-lingual da dentina radicular tende a ocorrer fratura vertical mais frequentemente que na região mésio-distal. Mostram também que os fatores que potencialmente influenciam a localização e direção da fratura radicular incluem formato do canal, morfologia externa da raiz e espessura de dentina. Neste estudo de elementos finitos, secções de raízes simuladas foram variadas sistematicamente com respeito ao tamanho do canal e formato, morfologia externa da raiz, e espessura da dentina para determinar suas relativas contribuições na fratura vertical radicular. Modelos similares foram construídos baseados nas secções transversais de raízes de dentes humanos que tinham sido fraturados clínica ou experimentalmente. Modelos de elementos finitos demonstraram que a curvatura do canal parece mais importante que a morfologia externa da raiz, em termos de concentração de estresse, e que a reduzida espessura de dentina aumenta a magnitude, mas não a direção da máxima tensão de estresse. Modelos baseados nas atuais fraturas radiculares mostraram a forte similaridade entre distribuição da tensão de estresse e modelos de fratura. Também a mais alta concentração de estresse ocorre quando o formato da raiz é oval tanto na parte interna quanto externa. O estresse localizado dentro da dentina é mais associado com fratura vertical de raiz. Este estresse pode ocorrer durante ou depois o tratamento endodôntico, quando os dentes são submetidos a forças oclusais ou procedimentos como colocação de pinos.

Coelho et al. (2009), realizaram análise de elementos finitos para investigar a influência de diferentes sistemas de pinos na distribuição de estresse de dentes enfraquecidos sob aplicação de carga oblíqua. Raízes de incisivos centrais superiores foram enfraquecidos através da remoção parcial de dentina de dentro do canal radicular. Sete modelos numéricos bi-dimensionais foram criados de acordo com o seguinte: 1) dente sadio; 2) núcleo metálico fundido de CuAl; 3) pino de aço inox e núcleo de resina; 4) pino de fibra de vidro e resina composta; 5) pino de fibra de carbono e núcleo de resina composta; 6) pino de zircônia e núcleo de resina; e 7)

pino de titânio e núcleo de resina composta. Os modelos numéricos foram considerados restaurados com coroa cerâmica e receberam uma força oclusal de 10N (45°) na superfície lingual. Os resultados foram analisados usando o critério de estresse Von Mises. Quando os dentes restaurados foram comparados com dentes saudáveis, a análise de elementos finitos revelou diferenças na distribuição do estresse. Entre os dentes restaurados, o uso dos pinos metálicos resultaram em uma maior concentração de tensões no pino e no terço apical da raiz enquanto que nos pinos de fibra concentraram maior tensão na região vestibular cervical e terço médio da raiz.

Meira et al. (2009), avaliaram o estresse máximo principal, com análise de elementos finitos, usando pinos com diferentes módulos de elasticidade (37, 100, 200 MPa) submetidos a diferentes direções de cargas. Nove modelos 3D foram construídos, representando a dentina, guta-percha, um pino cônico e osso cortical. Uma carga de 100N foi aplicada nas direções de 0°, 45° e 90° graus, em relação ao longo eixo do pino. A magnitude e a direção do estresse máximo principal foram registradas. Os valores mais altos de estresse, nas direções de 45° e 90° graus, foram encontrados nos pinos de menor módulo de elasticidade, na região cervical, sugerindo descolamento do pino. Na direção de carga de 0°, o estresse máximo principal foi mais alto para o pino de maior módulo de elasticidade, na região apical. A direção circunferencial do estresse sugeriu fratura vertical da raiz. Assim, concluíram que o efeito do módulo de elasticidade na magnitude e direção do estresse gerado sobre a raiz foi dependente da direção da carga

2.3 Resistência à fratura em dentes tratados endodonticamente e restaurados

Martinez-Insua et al. (1998) compararam a resistência à fratura de pré-molares restaurados com pino de fibra de carbono e núcleo de resina composta e núcleos metálicos fundidos em ouro. Todos os dentes foram restaurados com coroas completas. A resistência à fratura foi medida pela aplicação de um ponto de força a 45° ao longo eixo dos dentes. Os resultados mostraram que dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos tiveram um limiar de fratura mais alto do que os restaurados com pino de fibra de carbono, com uma diferença estatisticamente relevante.

Sirimai et al. (1999) compararam a resistência à fratura radicular de dentes tratados com sistemas de pino e núcleo modificados com malhas de fibra de polietileno (Ribbond) com sistemas convencionais (Para-Post Plus, Vario-Passive de titânio e núcleo metálico fundido). Os resultados mostraram que os pinos metálicos fundidos possuíam um limiar de falha significativamente mais alto que todos outros, exceto os pré-fabricados. Todas as falhas no grupo com pinos metálicos fundidos envolveram fratura de dente, enquanto nos grupos com núcleo de resina composta, 70% falharam como resultado de fratura dentária e 30% apresentaram fratura de núcleo. O sistema de pino e núcleo com malha de fibra foi significativamente mais baixo em resistência do que os outros grupos e exibiu menor quantidade de fratura vertical de raiz.

Akkayan e Gülmez (2002) conduziram um estudo que compara a resistência e o modo de fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pino de titânio, zircônia, fibra de vidro e fibra de quartzo. Todos os dentes foram tratados endodonticamente e os pinos foram cimentados com cimento resinoso de polimerização dual. Todos os núcleos foram feitos de resina composta e foram fabricadas coroas metálicas, cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os espécimes foram submetidos ao teste de fratura, com uma carga compressiva aplicada no longo eixo do dente a um ângulo de 130° até sua fratura. Os dentes restaurados com pino de fibra de quartzo exibiram a mais alta resistência à fratura, enquanto os restaurados com pino de titânio a mais baixa. Os dentes com pinos de fibra de vidro e de zircônia foram estatisticamente similares. No modo de fratura os pinos de titânio e zircônia apresentaram fraturas catastróficas sem possibilidade de reparo.

Newman et al. (2003) compararam o efeito de 3 diferentes sistemas de pinos, 2 de fibra de vidro e 1 personalizado de fibra de polietileno tecida (FibreKor, Luscent anchors, e Ribbond posts de 1.5 mm, 1.6 mm e 2.0 mm de diâmetro respectivamente) na resistência à fratura, também analisaram o modo de falha de dentes tratados endodonticamente com canais estreitos e alargados. Os canais alargados foram simulados com uma conicidade ampliada em 2mm, por brocas diamantadas e restaurados com os mesmos pinos dos canais estreitos. Os dois primeiros pinos citados foram cimentados com cimento resinoso autopolimerizável, enquanto que os pinos personalizados foram cimentados com compósito fluído fotopolimerizável. Também foram avaliados 20 pinos Ribbond com porções coronais

de formatos e tamanhos variáveis. O grupo controle foi com pino metálico (ParaPost). Os espécimes foram submetidos a teste de resistência à fratura. Não houve diferença estatisticamente significante entre canais estreitos e alargados, exceto para os pinos Ribbond, e também em relação à diferença da carga de falha, exceto novamente para Ribbond e Luscent anchors nos canais alargados.

AL-Omiri e AL-Wahadni (2006) investigaram o efeito de diferentes alturas de remanescente de dentina coronária na resistência à fratura de dentes restaurados com núcleos de resina composta e três tipos diferentes de pinos pré-fabricados, além de avaliar o modo de falha. Quatro grupos de dentes unirradiculares foram divididos em 3 subgrupos de dentes restaurados com pino de fibra de carbono, fibra de vidro e titânio, cimentados com cimento resinoso dual. O grupo A não tinha remanescente de dentina coronária, os grupos B, C e D tinham 2, 3, e 4 mm de dentina coronária vestibular e lingual respectivamente. Os dentes foram testados quanto à falha usando uma máquina de teste universal e o modo de fratura também foi registrado. O estudo mostrou que os dentes com dentina remanescente foram mais resistentes à fratura e esta não diferiu significativamente entre os grupos B, C e D. No grupo A, o pino de titânio apresentou a maior resistência à fratura. Nos grupos C e D, a resistência à fratura dos dentes restaurados com pino de fibra de carbono foi significativamente mais alta que nos pinos de fibra de vidro. O modo de falha dominante no grupo A foi fratura de núcleo e fratura vertical de raiz, enquanto que nos grupos B, C e D, uma combinação de fratura de núcleo, de dentina coronária e de raiz foram mais comuns. Os autores concluíram que a resistência à fratura dos dentes aumenta com a presença de remanescente de dentina coronária, e que o uso de pinos de fibra de vidro e de carbono não melhoram a resistência à fratura em relação ao pino de titânio.

Barjau-Escribano et al. (2006) estudaram a influência do material dos pinos pré-fabricados usados em dentes tratados endodonticamente. Um teste de resistência à fratura experimental foi realizado em incisivos centrais extraídos, os quais foram restaurados usando 2 tipos de materiais de pinos: metal e fibra de vidro. Os pinos foram cimentados com ParaPost Cement. Os dados foram registrados e os resultados comparados usando o teste ANOVA. Além do teste experimental, a técnica de elementos finitos em 3 dimensões foi realizada para desenvolver um modelo de dente restaurado. Para ambos sistema de pinos, o modelo mostrou um padrão de distribuição de estresse para os dentes restaurados sob carga externa. Uma carga

de falha estatisticamente menor foi encontrada para os dentes restaurados com pino de metal quando comparada com dentes com pino de fibra de vidro. A estimativa de distribuição de estresse confirmou o pior desempenho mecânico dos pinos metálicos, com concentração de estresse no pino mais alta, devido a diferença significativa entre os módulos elásticos dos materiais.

Bonfante et al. (2007) avaliaram a resistência e o modelo de falha de raízes estruturalmente enfraquecidas, restauradas com pinos de fibra de vidro pré-fabricados associadas ou não a pinos acessórios e tiras de fibra, ou pinos anatômicos. Caninos tratados endodonticamente e com canais alargados foram divididos em 5 grupos quanto ao tipo de pino com o qual foram restaurados: (1) pino metálico fundido; (2) pino de fibra de vidro com diâmetro menor que o canal radicular; (3) condição do grupo (2) mais tiras de fibra de vidro; (4) condição do grupo (2) mais pinos acessórios; e (5) pino anatômico, condição do grupo (2) com reembasamento do pino de fibra com resina composta. Foram construídos núcleos de resina composta e coroas metálicas foram cimentadas. Os espécimes foram submetidos à carga compressiva e os valores de resistência à fratura foram comparados. A resistência à fratura dos grupos 1, 4 e 5 foram similares. Houve diferença estatística entre os grupos 1 e 2, e entre 1 e 3, com vantagem para o grupo dos núcleos metálicos fundidos. Todos dentes restaurados com pinos metálicos fundidos apresentaram fraturas das quais 70% foram desfavoráveis. Os dentes do grupo 2 ao 5 apresentaram vários modos de fratura, contudo somente 30% foram desfavoráveis.

Maccari et al. (2007) avaliaram a resistência à fratura de dentes com canais alargados e restaurados com 2 sistemas de pinos reforçados por fibras de vidro e de quartzo, FRC Postec e D.T. Light-Post respectivamente; e um sistema de pino e núcleo metálico fundido (liga de Ni-Cr). Os dentes foram tratados endodonticamente e alargados com uma broca diamantada cônica. Os núcleos dos dentes restaurados com pino de fibra foram construídos com resina micro-híbrida. Todos pinos foram cimentados com cimento resinoso adesivo e as coroas metálicas com cimento de fosfato de zinco. Os dentes restaurados com pino metálico fundido tiveram resistência à fratura duas vezes maior que os dentes com pino de fibra. Estes últimos falharam à força compressiva comparável a condições clínicas e com falhas reparáveis. Os autores concluíram que pinos metálicos fundidos são preferíveis para restaurar dentes com canais alargados e sem férula.

Silva et al. (2009), utilizaram análise de elementos finitos para avaliar a distribuição de estresse em dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes pinos pré-fabricados. Seis modelos foram gerados, quatro de pinos metálicos (ParaPost XH, ParaPost XT, ParaPost XP, and Flexi-Flange), um de fibra de vidro (ParaPost Fiber Lux) e um modelo controle de incisivo central superior sadio. Uma carga de 2N foi aplicada na superfície lingual com um ângulo de 135°. Através do estresse de cisalhamento e von Mises foi observado que ocorreu maior concentração de estresse na porção coronária das raízes restauradas com pinos de titânio do que com os pinos de fibra de vidro. A configuração externa dos pinos de titânio não influenciou a distribuição de estresse. Assim, pinos de fibra de vidro mostraram distribuição de estresse mais homogênea do que os pinos metálicos. O material do pino parece ser mais relevante do que a sua configuração externa em termos de distribuição de estresse.

Chuang et al. (2010), analisaram a influência do material e comprimento do pino na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes tipos de pino, através de teste de resistência à fratura e análise de elementos finitos. Sessenta incisivos extraídos tratados endodonticamente foram restaurados com pinos pré-fabricados metálicos, fibra de carbono e fibra de vidro com comprimentos de 5mm e 10mm. As raízes foram restauradas com núcleos de resina composta e coroas metalo-cerâmicas. Todas raízes foram submetidas à ciclagem térmica. Após o teste de resistência à fratura, foi realizada a análise de elementos finitos, através da aplicação de uma carga de 100N. De acordo com o ANOVA 2 fatores não houve diferença estatística entre o grupo restaurado com pino metálico curto de 5mm em relação a todos os grupos restaurados com pino de fibra. O grupo onde foi utilizado o retentor metálico com 10mm de comprimento exibiu a mais baixa carga de fratura e a mais alta incidência de fratura desfavorável. Nos pinos metálicos, a análise de elementos finitos mostrou um estresse mais alto na região apical e ao longo do pino. Nos pinos de fibra o estresse mostrou-se mais concentrado na margem coronária. Para pinos metálicos, aumentar o seu comprimento não previne efetivamente a fratura coronária de dentes restaurados.

2.4 Teste de fadiga

Heydecke et al. (2002) compararam a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com diferentes comprimentos de férula e diferentes sistemas de pino e núcleo, depois de ciclagem térmica e mecânica. Sessenta e quatro dentes foram divididos em 4 grupos: (1) restaurados com pino de titânio e núcleo de resina composta; (2) pino de zircônia e núcleo de resina composta; (3) pino de zircônia e núcleo de cerâmica; (4) pino e núcleo metálico fundido de ouro. Os preparos dos dentes incluíram um ombro circunferencial com 1 a 2 mm de férula. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso e restaurados com coroa total. A ciclagem mecânica foi realizada com 1.2 milhões de ciclos com carga de 30N e a térmica com temperaturas entre 5° e 55° por 60s entre intervalos de 12s. Os espécimes que não fraturaram durante a ciclagem foram submetidos a uma carga estática até a fratura. Fraturaram durante a ciclagem mecânica um dente do grupo 1, 1 dente do grupo 2, nenhum dente do grupo 3 e 2 dentes do grupo 4. Nenhuma diferença significativa foi observada entre os grupos. O pino de zircônia resultou em um número mais baixo de fraturas catastróficas, mas não significativa.

Rosentritt et al. (2000) verificaram a resistência à fratura de pinos e núcleos cerâmicos, metálicos e reforçados por fibra em comparação aos núcleos metálicos fundidos de liga de ouro, após ciclagem térmica e mecânica. Dois sistemas de núcleo e pino de mesma cerâmica (Cosmopost e IPS-Empress); um sistema de núcleo metálico fundido de liga de ouro; um sistema de pino de titânio com núcleo de resina; um sistema FRC (protótipo de pino feito pelos autores de Vectris Pontic, de fibra de vidro) com núcleo de resina; e um sistema de pino de cerâmica (Cosmopost) e núcleo de compósito, foram aplicados à incisivos superiores e testados quanto a resistência à fratura após ciclagem térmica e mecânica. A resistência média de fratura dos pinos e núcleos juntos flutuaram entre 114 e 546 N. Pinos com núcleos de resina demonstraram a mais alta resistência à fratura em comparação com os sistemas de cerâmica e os de liga de ouro. A falha típica dos sistemas metálicos foi marcada pela perda de adesão e pelo descolamento do pino, em contraste com a fratura dos pinos cerâmicos. Com coroas, o pino cerâmico com núcleo de resina promoveu uma resistência à fratura de 338 N e o sistema FRC 228 N, o qual não foi significativamente diferente dos núcleos metálicos fundidos de ouro. Considerando a resistência à fratura, os pinos cerâmicos com núcleo de resina são uma alternativa aos núcleos metálicos fundidos de ouro.

Goto et al. (2005) compararam o número de ciclos de carga para causar falha na cimentação de coroas e três diferentes sistemas de pinos e núcleos. Os dentes selecionados foram restaurados: com núcleo metálico fundido de liga de ouro; pino de titânio e núcleo de resina composta; e pino de fibra e núcleo de resina composta. Os pinos metálicos fundidos foram cimentados com cimento de fosfato de zinco e os pinos de fibra com cimento resinoso. As coroas de ouro receberam entalhes para a aplicação da força na ciclagem. O teste de fadiga foi realizado a uma frequência de 260 ciclos por minuto e a carga aplicada nos espécimes foi de 6 Kg com um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente. A mais alta resistência à falha foi do grupo dos pinos de fibra, e a menor resistência foi do grupo dos pinos e núcleos metálicos fundidos. Este resultado pode ser devido a não utilização do mesmo cimento para todos os grupos, com vantagem para os pinos de fibra já que estes foram cimentados com cimento resinoso e os pinos metálicos com cimento de fosfato de zinco.

Dietschi et al. (2006) avaliaram a influência das propriedades físicas dos materiais dos pinos na adaptação de restaurações adesivas de pinos e núcleos após ciclagem mecânica. Foram utilizados dentes bovinos decíduos tratados endodonticamente restaurados com pinos anisotrópicos feitos de fibra de carbono, quartzo e fibras de carbono revestidos por quartzo, e três pinos isotrópicos de zircônia, metal e titânio. Os espécimes foram submetidos a três fases de cargas sucessivas 250.000 ciclos a 50N, 250.000 ciclos a 75N e 500.000 ciclos a 100N a uma frequência de 1.5 Hz. As adaptações das restaurações foram avaliadas sob microscópio eletrônico de varredura, antes e durante a ciclagem e depois do teste completo. Seis amostras adicionais foram fabricadas para a observação micromorfológica das interfaces. A ciclagem mecânica aumentou a proporção de falhas marginais em todos os grupos, sendo que os pinos de fibra de carbono apresentaram menor proporção de falhas. Deslocamento na interface pino-cimento ocorreu somente com os pinos de materiais isotrópicos. A microscopia mostrou que as falhas foram associadas a uma camada híbrida incompleta e a uma redução dos tags de resina. Os pinos metálicos e de cerâmica foram menos efetivos que os pinos de fibra, devido ao seu maior desenvolvimento de defeitos nas interfaces.

Marchi et al. (2008) avaliaram a influência da espessura do remanescente dentinário ao redor de vários sistemas de pinos e núcleos e o envelhecimento com ciclagem térmica e mecânica na resistência à fratura de raízes bovinas. 228 dentes

foram distribuídos em 24 grupos de acordo com as condições radiculares simuladas (intacta, semi-enfraquecida e enfraquecida) e sistemas de pinos e núcleos (núcleo e pino metálico fundido de liga prata-paládio, núcleo e pino de resina composta, pino metálico pré-fabricado com núcleo de resina e pino de fibra de carbono pré-fabricado com núcleo de resina), sendo submetidos ou não a envelhecimento termo-mecânico (5000 ciclos térmicos e 100.000 ciclos mecânicos). Os espécimes foram submetidos à carga compressiva até a falha. Nenhuma diferença significativa foi observada entre espécimes envelhecidos ou não. As raízes restauradas com núcleos metálicos fundidos tiveram a mais alta resistência à fratura seguida pelo pino metálico pré-fabricado e pino de fibra de carbono, sem considerar as condições das raízes e o envelhecimento. A espessura de dentina remanescente afetou significativamente as raízes restauradas com núcleos metálicos fundidos e as raízes enfraquecidas apresentaram a menor resistência à fratura.

Nishimura et al. (2008) examinaram a carga e modo de falha de quatro diferentes sistemas de pinos e núcleos, usando raízes de superfície convexa e sem estrutura coronária remanescente. Dentes bovinos foram utilizados como espécimes experimentais uniformes a partir de um modelo de dente humano, os quais foram divididos em 2 grandes grupos de dentes, um grupo foi submetido a ciclagem mecânica com 3 milhões de ciclos, e o outro grupo não. Cada grupo foi dividido em outros 4 conforme o tipo de pino e núcleo: pino e núcleo de resina composta; pino metálico e núcleo de resina composta; pino de fibra e núcleo de resina composta; e núcleo metálico fundido de liga de ouro-prata-paládio. Em todos os espécimes foram cimentadas coroas metálicas com a mesma liga dos núcleos metálicos fundidos. Sob carga estática os pinos de fibra apresentaram os maiores valores, mas não significativamente diferente dos pinos metálicos e metálicos fundidos. A ciclagem mecânica não diminuiu significativamente a carga de falha para fratura. Em ambas condições, carga estática e dinâmica, o modo de falha sugeriu uma alta probabilidade de reparo nos pinos de fibra de vidro. Os pinos metálicos e os metálicos fundidos mostraram altos valores sob carga estática, mas a fratura foi catastrófica, também não houve diferença entre antes e depois da ciclagem mecânica. Nos pinos de resina a carga de fratura diminuiu significativamente depois da ciclagem, e tanto na carga estática como na dinâmica, os modos de falha foram restauráveis.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivos gerais

Avaliar se duas estratégias diferentes de instrumentação endodôntica poderiam ter influência no comportamento de dois tipos diferentes de pinos submetidos ou não à ciclagem mecânica, considerando o desfecho primário resistência à fratura de raízes.

3.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos desse estudo foram avaliar o efeito (1) da instrumentação endodôntica (limas manuais e instrumentos rotatórios de níquel-titânio); (2) do material do retentor intrarradicular (pino de fibra de vidro e retentor metálico fundido); (3) da ciclagem mecânica na resistência à fratura de raízes; e (4) e no tipo de fratura dos espécimes após os testes.

4. HIPÓTESES

- (1) O tipo de instrumentação endodôntica não influenciará a resistência à fratura das raízes.
- (2) Raízes restauradas com pinos metálicos fundidos proporcionaram maiores valores de resistência à fratura.
- (3) A ciclagem mecânica não influenciará a resistência à fratura.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Santa Maria (Anexo).

Quarenta pré-molares unirradiculares e quarenta caninos extraídos (n=80), doados pelo Banco de Dentes Humanos da Universidade Paulista (UNIP), foram selecionados e desinfetados com solução de hipoclorito a 2,5% (NaOCl) (Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda, Ibiporã, Paraná, Brasil) durante 2 horas, e armazenados em água destilada sob refrigeração. A porção coronal de todos os dentes foi removida com a ponta diamantada cilíndrica #2173 (K.G. Sorensen, Cotia, SP, Brasil) sob refrigeração, a fim de obter raízes (espécimes) com 15 mm de comprimento. Foram realizadas radiografias periapicais no sentido vestibulo-lingual e mesio-distal para a eliminação dos dentes que apresentassem dois canais, presença de tratamento endodôntico prévio e canais com atresia ou amplitude demasiada. Também foram excluídos do estudo os dentes que apresentaram raiz curva, lesão de cárie extensa envolvendo a raiz e rizogênese incompleta. Cuidado foi tomado para que somente fossem selecionadas raízes com amplitude méso distal e vestibulo lingual parecidas.

5.1 Desenho experimental

Os 80 dentes foram alocados em 8 grupos (n=10) de modo randomizado estratificado, totalizando cinco caninos e cinco pré-molares para cada grupo. Considerando 3 fatores do estudo conforme a tabela 1: instrumentação endodôntica em 2 níveis, tipo de retentor intrarradicular em 2 níveis e ciclagem mecânica em 2 níveis (fatorial 2 x 2 x 2).

Tabela 1- Grupos testados

N	Tipo de instrumentação	Tipo de pino	CM*	Grupos (n=10)
80	Manual	Pino de fibra	Sem	G1
			Com	G2
		Pino metálico fundido	Sem	G3
			Com	G4
	Rotatória	Pino de fibra	Sem	G5
			Com	G6
		Pino metálico fundido	Sem	G7
			Com	G8

(*CM= ciclagem mecânica)

5.2 Estratégia de preparo do canal radicular

Os canais radiculares de 40 dentes foram preparados com limas manuais (Flexile, MANI, Inc., Nakaakutsu, Takanezawa-Machi, Japão) usando a técnica da força balanceada (ROANE, SABALA, DUNCANSON, 1985) do sentido coroa ápice até a lima 35, com comprimento de trabalho de 14 mm. A seguir foi realizado um preparo escalonado com recuos de 1 mm com limas manuais #40 a 60 (Mani), resultando em um preparo com uma conicidade em torno de 0,05. Este preparo escalonado foi realizado, para que a conicidade da instrumentação manual se aproximasse da conicidade da instrumentação rotatória.

Os canais radiculares dos outros 40 espécimes foram preparados com os instrumentos rotatórios NRT NiTi (MANI, Inc., Nakaakutsu, Takanezawa-Machi, Japão) acionados a motor (NiTi Control – Injecta Produtos Odontológicos, Diadema, SP, Brasil), com torque (1,4 N.cm) e velocidades (300 rpm) controlados. Após a exploração e esvaziamento do canal radicular com lima #15, a porção coronária dos espécimes foi instrumentada com os instrumentos 35 (0,12), 30 (0,10), 25 (0,10) nesta ordem. Após o terço cervical ter sido preparado, a sequência dos instrumentos para o preparo dos terços médio e apical foi 35 (0,04), 35 (0,06) e assim até 15 (0,04), 15 (0,06) (PÉCORA et al., 2002). Esta sequência foi repetida até que o instrumento 35 (0,06) alcançasse o comprimento de trabalho, resultando em um preparo com conicidade 0,06. A instrumentação com os dois tipos de instrumentos endodônticos foi realizada pelo mesmo operador.

Nas duas técnicas, durante o preparo, os canais radiculares foram irrigados com 2 ml de solução de hipoclorito de sódio a 2,5% (NaOCl) entre cada instrumento, com o auxílio de uma seringa e uma agulha 27-G descartáveis. No final do preparo, foi realizada a limpeza dos canais radiculares com ácido etileno diamino tetra acético a 17% (EDTA) (Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda, Ibiporã, Paraná, Brasil) durante 3 minutos, para a remoção da *smear layer*. Em seguida os canais foram lavados com 10ml de água destilada e secos com cones de papel absorvente #35 (Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil).

5.3 Simulação do ligamento periodontal e embutimento das raízes

Para simulação do ligamento periodontal, as raízes foram marcadas 3mm aquém da porção mais coronal da raiz, para simular a altura da crista óssea. Os espécimes foram embebidos em cera 7 (Newwax, Technew, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) derretida em aquecedor com termostato na temperatura constante de 78°C, para que a cera ficasse com uma espessura de aproximadamente 0,3 mm. Após o resfriamento da cera na raiz (Figura 1A), o espécime foi embutido em um cilindro plástico (altura: 14 mm, diâmetro: 25 mm) e preenchido com resina acrílica de polimerização química (Dencrilay, Dencril, Caieiras, SP, Brazil), usando os seguintes passos: a) a última lima utilizada no preparo endodôntico foi colocada dentro do canal radicular; b) a lima (com a raiz) foi encaixada em um delineador, onde o longo eixo da broca, do espécime e o cilindro ficaram paralelos entre si e perpendiculares ao plano horizontal; c) a resina acrílica foi preparada e vertida dentro do cilindro a 3 mm da porção mais coronal do espécime. Após a resina acrílica ter tomado presa, a cera foi removida da raiz e do “alvéolo” formado, e no espaço constituído foi colocada silicona de adição de consistência leve (Elite HD+ Light body normal set, Zhermack, Badia Polesine - Rovigo, Itália) para simulação do ligamento periodontal (SOROS et al., 2008) (Figura 1B, 1C).

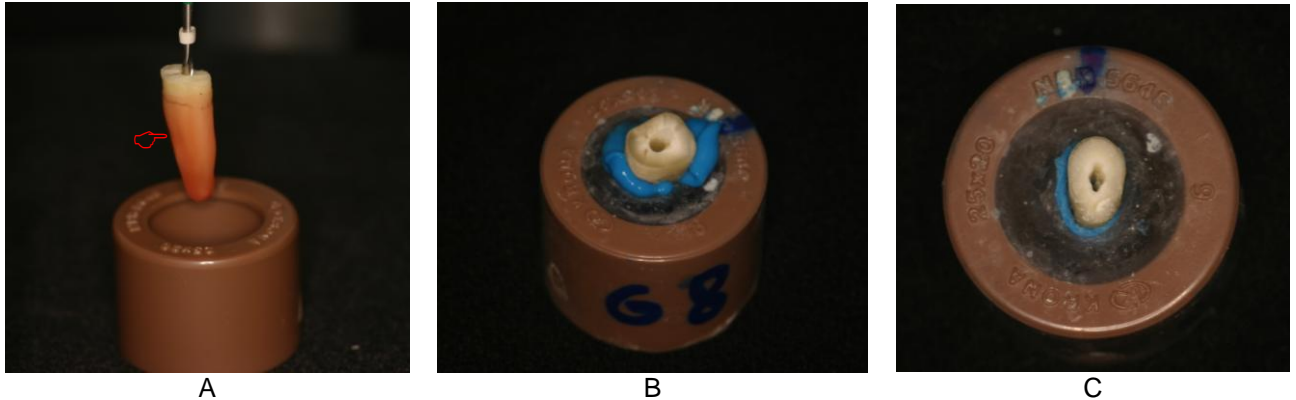


Fig. 1: Embutimento da raiz perpendicular ao plano horizontal e simulação do ligamento periodontal. A) Raiz revestida de cera; B) Espécime embutido com silicona simulando ligamento periodontal; C) Espécime após remoção do excesso de silicona.

5.4 Obturação

A obturação foi realizada pela técnica da condensação lateral. Para isso, um cone de guta-percha principal #35 (Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) foi selecionado e a adaptação deste foi checada. O cimento obturador Sealer 26 (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) foi misturado de acordo com as instruções do fabricante e introduzido no canal radicular juntamente com o cone principal. A condensação lateral foi realizada com o espaçador #30 (MANI, Inc., Nakaakutsu, Takanezawa-Machi, Japão) e foram utilizados como cones de guta-percha acessórios, cones principais #25 (Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil). Estes foram introduzidos no canal radicular até que o espaçador não penetrasse mais do que 5 mm, obtendo-se uma obturação de 14 mm. Para a condensação da guta-percha, uma força de aproximadamente 3 kg, controlada por meio de uma balança, foi exercida sobre o espaçador digital (Figura 2). Vinte e quatro horas depois da obturação, foi realizado o preparo do canal protético. A guta-percha foi removida com broca Largo #2 (MANI, Inc., Nakaakutsu, Takanezawa-Machi, Japão) e o canal radicular de todos os espécimes foram preparados em 10mm com a broca de preparo # 2 do sistema de pinos de fibra de vidro (White Post DC, FGM, Joinville, Brasil).

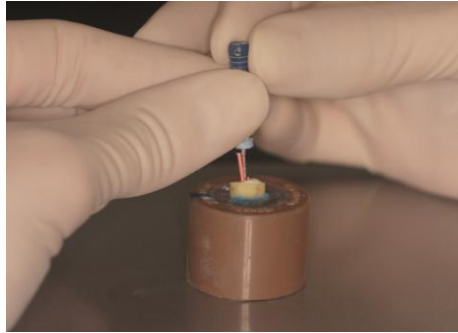


Fig.2: Obturação sobre balança digital, exercendo uma força de aproximadamente 3 Kg.

5.5 Tipo de retentor radicular

Vinte raízes de cada estratégia de instrumentação do canal radicular receberam pinos de fibra de vidro (White Post DC #2, FGM, Joinville, Brasil) e as outras vinte receberam retentores metálicos fundidos (Tabela 1, N=80).

Para os grupos com pinos metálicos fundidos, as paredes dos canais radiculares foram lubrificadas com vaselina líquida e moldadas com resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg. Co, Worth, EUA), com o auxílio de pinos plásticos pré-fabricados (Pin Jet – Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil). O núcleo coronário foi confeccionado a partir de matrizes de silicone padronizadas de 5 mm de altura. A resina acrílica foi colocada na matriz, e esta foi posicionada sobre o pino plástico e a superfície coronal da raiz. Após a confecção dos padrões de resina acrílica, os condutos foram limpos com hipoclorito de sódio 2,5%, a fim de remover a vaselina e para remover o hipoclorito foi utilizada água destilada. Os padrões de resina foram embutidos em revestimento de fosfato e queimados de acordo com as instruções dos fabricantes da liga utilizada. A fundição da liga Ni-Cr (Wironia Light – Bego, Bremer, Alemanha) à 1350°C foi realizada pela técnica de aquecimento por indução. Todo o procedimento de fundição foi realizado pelo mesmo técnico.

Os retentores metálicos fundidos foram cimentados com cimento resinoso auto-adesivo (RelyX U100, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil). Os canais radiculares foram secos com cones de papel e os retentores foram limpos com álcool isopropílico. As duas pastas do cimento resinoso foram misturadas, conforme

recomendações do fabricante, e a mistura inserida dentro dos canais com a ajuda da broca Lentulo (MANI, Inc., Nakaakutsu, Takanezawa-Machi, Japão). O retentor foi então posicionado no canal radicular, os excessos de cimento foram removidos e a fotoativação (Radii-cal, SDI, Bayswater, Victoria, Austrália) foi realizada através da porção cervical da raiz por 40 segundos.

O mesmo agente cimentante e a mesma técnica foram utilizados para a cimentação dos pinos de fibra. Previamente à cimentação, os pinos foram inicialmente limpos com álcool isopropílico, silanizados com *primer* à base de metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPS) (Prosil, FGM) e deixados sobre uma gaze por 5 minutos para a evaporação do solvente.

Após a cimentação dos pinos de fibra, um sistema adesivo de frasco único fotopolimerizável foi aplicado na dentina coronal de acordo com os procedimentos: **1-** condicionamento da dentina com ácido fosfórico a 37% (Condac 37 - FGM, Joinvile, SC, Brasil) por 15s; **2-** lavagem com água destilada; **3-** remoção do excesso de água com cones de papel absorvente; **4-** aplicação do sistema adesivo Single-Bond 2 (3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil), usando micro-brushes (Cavibrush – FGM, Joinvile, SC, Brasil); **5-** fotoativação por 40s. Após, a construção do núcleo foi realizada com resina composta (Filtek™ Z350 Universal Restorative, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil), usando as mesmas matrizes de silicone utilizadas para os núcleos dos pinos metálicos fundidos. Inicialmente uma camada de aproximadamente 1mm de resina composta foi aplicada diretamente sobre o pino e dentina, seguida de fotoativação, para garantir contato da resina com esses substratos. Então, a resina foi colocada dentro da matriz, a qual foi posicionada sobre o pino e a superfície do dente. A fotoativação foi executada por 40s através das superfícies vestibular, lingual, mesial e distal (Figura 3). Os espécimes foram armazenados em água destilada (37°C) por 24 horas.



Fig. 3: Raiz com núcleo de resina composta.

5.6 Ciclagem mecânica

Metade dos espécimes da combinação instrumentação endodôntica x retentor (Tabela 1, n=10) foi submetida à ciclagem mecânica (Figura 4A). Para isso os espécimes foram colocados em uma base metálica com ângulo de 45°. Uma ponta da máquina de ciclagem, com 2,5 mm de diâmetro, em contato com a face palatina do espécime, induziu pulsos de carga de 88 N (2 bar), a uma frequência de 4 Hz (Figura 4B). Foram induzidos 2 milhões de ciclos com os espécimes imersos em água destilada à 37°C, regulada por termostato (BALDISSARA et al., 2006, NISHIMURA et al., 2008 DIETSCHI et al., 2006).

Os espécimes dos grupos controle (sem ciclagem) permaneceram armazenados em água destilada à 37 °C pelo mesmo tempo utilizado para a ciclagem mecânica.



Fig. 4: A) Espécimes na máquina de ciclagem mecânica (10 estações); B) Atuador de 2,5 mm de diâmetro agindo nos espécimes.

5.7 Teste de resistência à fratura

Cada espécime foi posicionado em um dispositivo montado e alinhado a um ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente (Figura 6). Uma máquina de teste universal (DL-1000; Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil) foi usada para aplicar uma carga constante a uma velocidade de 0.05 cm/min até a falha ocorrer. O limiar de falha foi definido como um ponto no qual a força da carga (N) alcançou um valor

máximo pela fratura da raiz (indicador ➔ na Figura 7), curvatura do pino, ou descolamento do conjunto núcleo-pino (NEWMAN et al., 2003).



Fig. 6: Dispositivo montado em 45° em relação longo eixo do dente para o teste de resistência à fratura.

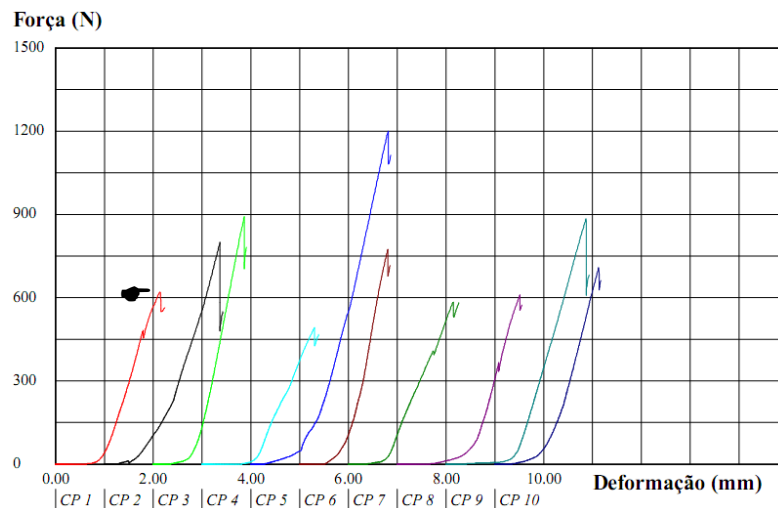


Fig. 7: Gráfico representativo da resistência à fratura no programa TESC versão 3.05.

5.8 Análise do tipo de fratura dos espécimes

O tipo de fratura foi registrado e classificado como: (F1) fratura do núcleo; (F2) fratura radicular até o nível ósseo simulado; (F3) fratura radicular até 1mm abaixo do nível ósseo simulado; e (F4) fratura radicular mais de 1mm abaixo do nível ósseo simulado; sendo “F1” e “F2” consideradas falhas reparáveis e “F3” e “F4”

irreparáveis. A análise de falha foi realizada através de uma lupa estereoscópica (EyeMag Pro S, Carl Zeiss, Alemanha) de 4 vezes de aumento e transluminação.

5.9 Análise morfológica das raízes instrumentadas e preparadas para o espaço do pino

Após a inspeção visual dos dentes preparados com as limas manuais e os instrumentos rotatórios, houve a constatação de que a conformação da luz dos canais radiculares após as instrumentações foi bem característica de cada instrumento endodôntico, assim 4 raízes adicionais foram preparadas (2 com limas manuais e 2 com instrumentos rotatórios) para uma análise mais criteriosa. Essas raízes foram observadas em estereomicroscópio com 15x de aumento (Stereo Discovery V20, Carl Zeiss, Alemanha), para o registro da morfologia da luz do canal na região cervical, com a finalidade de comparar as raízes antes e após a instrumentação com cada instrumento endodôntico. Após esta análise, as raízes foram cortadas na Labcut 1010 (Extec Corp, Enfield, CT, USA) no sentido longitudinal e analisadas em microscópio eletrônico de varredura (JSM-6360 SEM, JEOL) com até 43x de aumento.

Em seguida, outras 2 raízes foram instrumentadas com os dois tipos de instrumentos endodônticos, preparadas para o espaço do pino e analisadas em estereomicroscópio com 15x de aumento. Depois desta análise, foram cortadas Labcut 1010 (Extec Corp, Enfield, CT, USA) no sentido longitudinal e analisadas em microscópio eletrônico de varredura (JSM-6360 SEM, JEOL) no terço cervical e médio com 30x e 50x de aumento respectivamente.

5.10 Análise Estatística

Os valores nominais de resistência à fratura registrados em Newtons, foram tabulados em planilhas e analisados por meio de estatísticas descritivas no programa SPSS (Statistical Package for Social Sciences, versão 18.0). A

normalidade de distribuição foi verificada com o teste de Shapiro-Wilk e a homocedasticidade pela Prova de Levene. Os dados de resistência à fratura foram analisados por meio de Análise de Variância de 3 fatores (pino, instrumento endodôntico e ciclagem). Posteriormente os grupos foram comparados 2 a 2 para elucidar o efeito independente das variáveis por meio de teste t de Student ($p < 0,05$).

Os tipos de falha observados foram classificados em escores que foram tabulados em planilhas e analisados por meio de estatísticas descritivas no programa SPSS. Subseqüentemente os dados sofreram transformação rank para serem analisados por meio de análise de variância, bem como comparações 2 a 2 por meio de teste t.

6. RESULTADOS

Os dados apresentaram distribuição normal e homogênea (teste de Shapiro-Wilk e a homocedasticidade pela Prova de Levene). A Tabela 2 apresenta a análise de variância 3 fatores dos dados de resistência à fratura. Essa análise mostra que houve diferença estatística entre os resultados de resistência à fratura de raízes instrumentadas manualmente e com instrumentos rotatórios ($p < 0.03$) e restauradas com pino de fibra de vidro e metálico fundido ($p < 0.0001$). Contudo o fator ciclagem mecânica não influenciou a resistência à fratura das raízes ($p = 0.5367$).

Tabela 2: Valores do teste estatístico ANOVA - 3 fatores para o teste de resistência à fratura ($p < 0,05$).

<i>Fonte</i>	<i>GL</i>	<i>SQ</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
Instrumen	1	181166	181166	4.55	0.0364
ciclagem	1	45078	45078	1.13	0.2911
pino	1	1340325	1340325	33.63	0.0000
Instrum*ciclag	1	30	30	0.00	0.9782
Instrum*pino	1	1970	1970	0.05	0.8247
ciclagem*pino	1	2989	2989	0.07	0.7850
Instrum*ciclag*pin	1	70271	70271	1.76	0.1884
Erro	72	2869473	46144		
Total	79	4511301			

A Tabela 3 apresenta a estatística descritiva (médias e desvios-padrão) dos grupos, assim como o teste t de Student para elucidar as comparações dos grupos 2 a 2. Apesar de o fator instrumentação ter apresentado diferença estatisticamente significativa, somente os grupos 2 e 6 foram diferentes entre si ($G_6 > G_2$, $G_1 = G_5$, $G_3 = G_7$, $G_4 = G_8$), mostrando que a instrumentação manual teve efeito significativo estatisticamente quando os dentes foram restaurados com pinos de fibra e submetidos a ciclagem mecânica. Todos os grupos que receberam núcleos metálicos fundidos tiveram resistência mais alta que os grupos correspondentes

restaurados com pinos de fibra, mantendo-se constante os fatores lima e ciclagem mecânica ($G3 > G1$; $G4 > G2$; $G7 > G5$; $G8 > G6$).

Tabela 3: Média e desvio padrão dos resultados de resistência à fratura (N).

Instrumentação	Sem ciclagem		Com ciclagem	
	Pino de fibra	Pino metálico	Pino de fibra	Pino metálico
Lima manual	G1- 510 (199.8) ^{A,a}	G3- 707.5 (125.6) ^{A,b}	G2- 389.9 (136) ^{B,a}	G4- 730.1 (166.1) ^{A,b}
Inst. rotatório	G5- 554.9 (131.2) ^{A,a}	G7- 850.7 (343.3) ^{A,b}	G6- 555.7 (201) ^{A,a}	G8- 757.4 (204.5) ^{A,b}

Letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre os tipos de instrumento endodôntico mantendo-se um mesmo tipo de pino e ciclagem.

Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre os tipos de pino mantendo-se um mesmo tipo de instrumento endodôntico e ciclagem.

A figura 8 ilustra através de um gráfico as médias e os desvios-padrão dos dois fatores estatisticamente significantes do estudo, instrumentação e pino. Esse gráfico evidencia os maiores valores de resistência à fratura dos pinos metálicos independente do tipo de instrumentação.

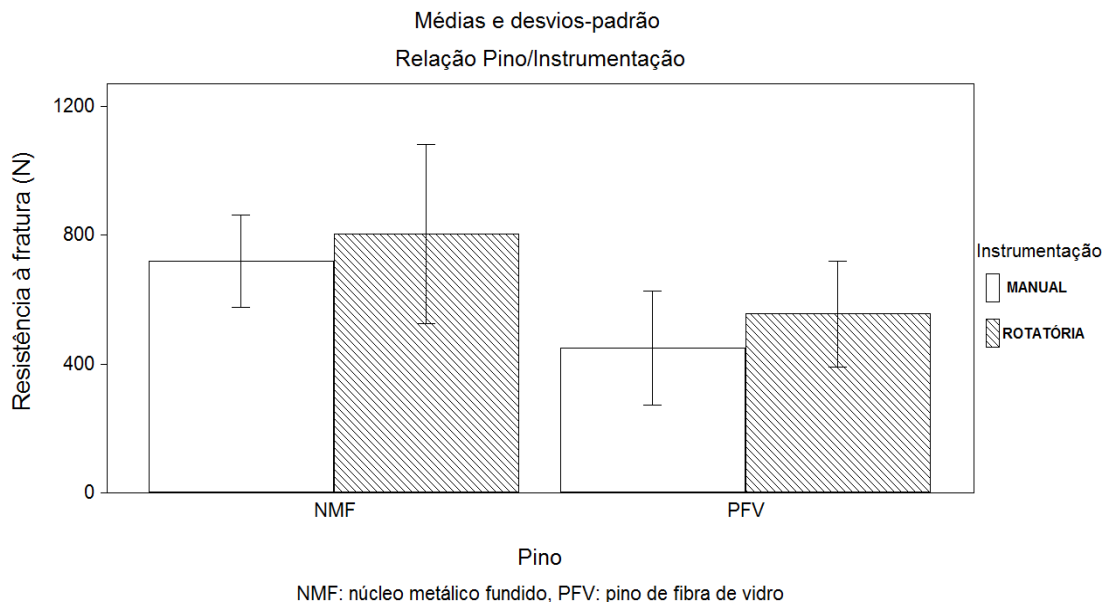


Fig.8: Gráfico da relação pino e instrumentação endodôntica.

A Tabela 4 apresenta a análise de variância 3 fatores dos dados de tipo de falha. Essa análise mostra que o tipo de pino ($p < 0.0001$) foi estatisticamente

significante, contudo o fator ciclagem mecânica ($p=0,643$) e a instrumentação ($p=0,643$) não influenciaram o tipo de falha.

Tabela 4: Valores do teste estatístico ANOVA - 3 fatores para o tipo de falha ($p<0,05$).

<i>Fonte</i>	<i>GL</i>	<i>SQ</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
Pino	1	16733,113	16733,113	56,006	0,000
Lima	1	64,800	64,800	0,217	0,643
Ciclagem	1	64,800	64,800	0,217	0,643
Instrum*pino	1	127,513	127,513	0,427	0,516
Ciclagem*pino	1	525,313	525,313	1,758	0,189
Instrum*ciclag	1	39,200	39,200	0,131	0,718
Instrum*ciclag*pin	1	46,513	46,513	0,156	0,694
Erro	72	21511,750	298,774		
Total	80	170333,000			

A Tabela 5 mostra os percentuais dos tipos de falhas dos espécimes submetidos ao teste de resistência à fratura, analisados por comparação 2 a 2 por meio de teste t. Nos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro, a maioria das falhas foram reparáveis, enquanto nos dentes restaurados com pino metálico fundido foram irreparáveis. Fratura da raiz mais de 1 mm abaixo da crista óssea, só foi verificada nos grupos dos pinos metálicos fundidos. Nenhuma falha catastrófica (F4) foi verificada nos grupos restaurados com pinos de fibra.

Tabela 5: Percentuais dos tipos de falha, para cada grupo estudado, e Teste T entre os tipos de pino mantendo-se um mesmo tipo de instrumento endodôntico e ciclagem mecânica.

Grupos*	Tipos de falhas			
	Reparáveis		Irreparáveis	
	F1	F2	F3	F4
Man, RFV, sem CM ^b	80	10	10	-
Man, RFV, com CM ^b	40	50	10	-
Man, RMF, sem CM ^a	-	30	20	50
Man, RMF, com CM ^a	-	30	60	10
Rot, RFV, sem CM ^b	50	40	10	-
Rot, RFV, com CM ^b	40	60	-	-
Rot, RMF, sem CM ^a	-	40	10	50
Rot, RMF, com CM ^a	-	60	10	30

Legenda: Man – Instrumentação manual; Rot – Instrumentação rotatória; RFV – Retentor de fibra de vidro; RMF – Retentor metálico fundido; CM – Ciclagem mecânica.

*Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa nas médias dos ranks de tipo de falha (TEST T; $p < 0,05$)

F1: fratura do núcleo.

F2: fratura da raiz até a crista óssea.

F3: fratura da raiz até 1mm abaixo do nível ósseo.

F4: fratura da raiz mais de 1mm abaixo do nível ósseo.

A figura 9 mostra imagens obtidas em estereomicroscópio representativas de canais antes e após a instrumentação com as técnicas manual e rotatória. A maior quantidade de irregularidades e desgaste da dentina cervical do canal radicular parecem ter sido provocadas com mais evidência pela instrumentação manual em comparação com a instrumentação rotatória.



A



B

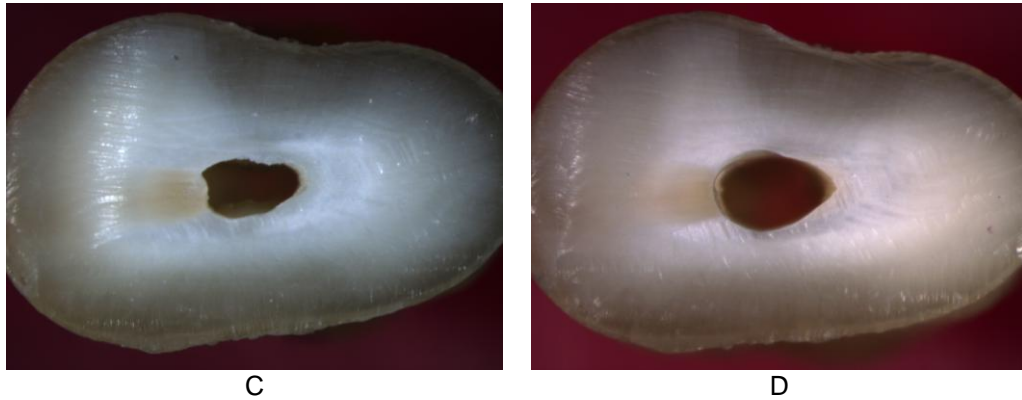


Figura 9: Fotografias realizadas no estereomicroscópio com 15 vezes de aumento, da região cervical das raízes. A) canal antes da instrumentação manual; B) canal após a instrumentação manual; C) canal antes da instrumentação rotatória; D) canal depois da instrumentação rotatória.

A figura 10 mostra imagens obtidas em estereomicroscópio representativas de canais antes, após a instrumentação com as técnicas manual e rotatória, e depois do preparo para o espaço do pino. O preparo protético parece não eliminar totalmente as irregularidades causadas pelas limas manuais e instrumentos rotatórios.

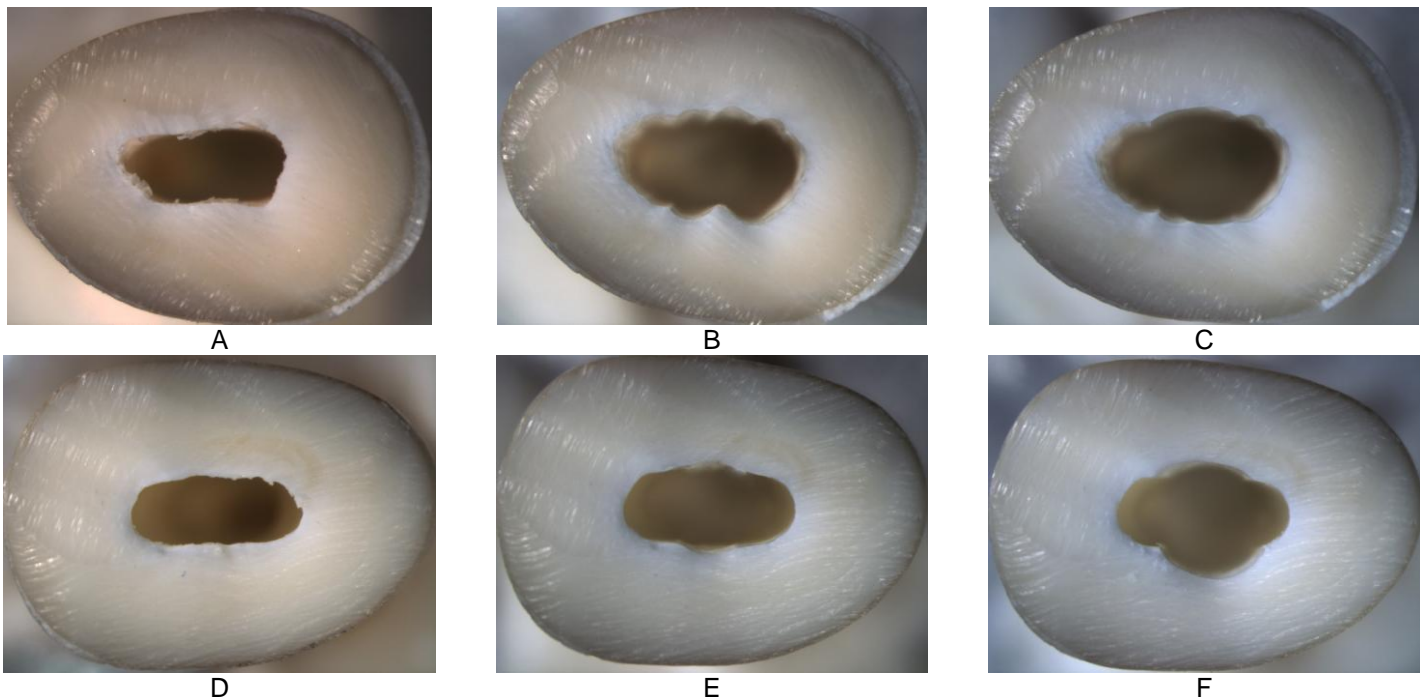
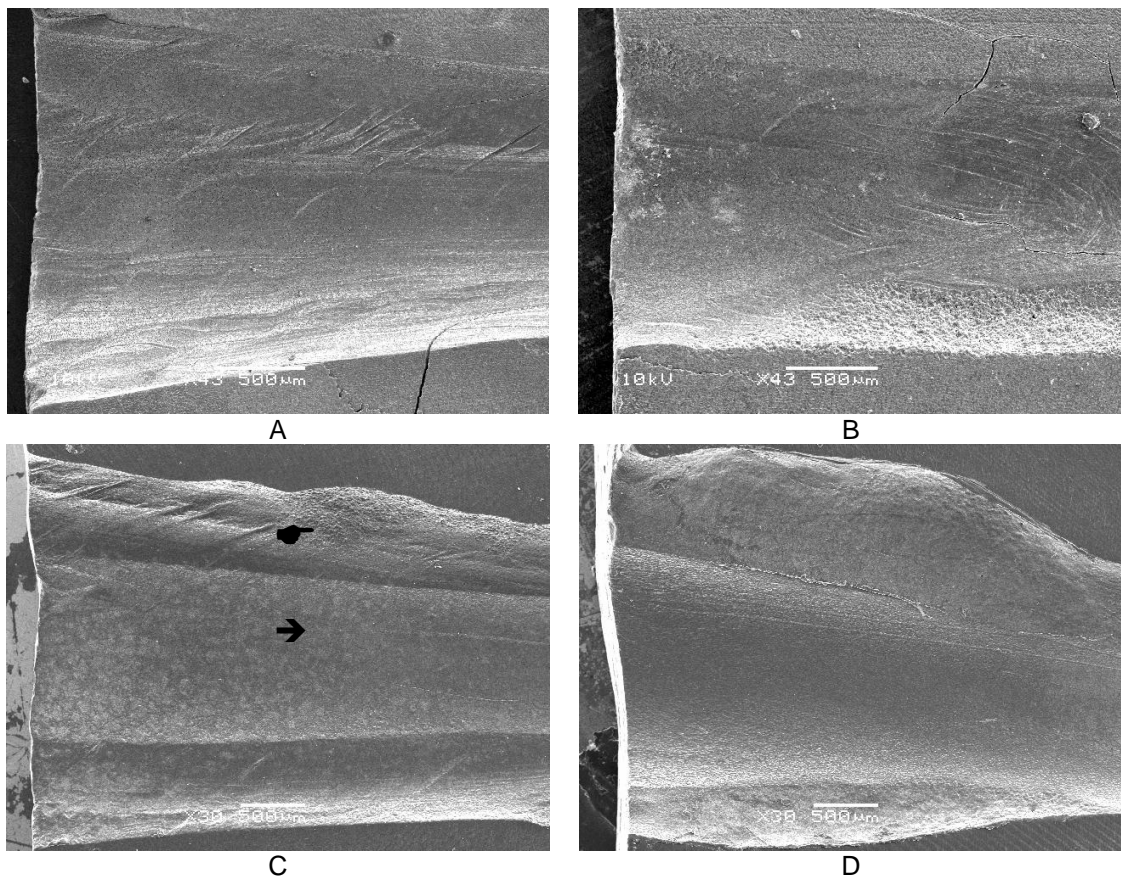


Figura 10: Fotografias realizadas no estereomicroscópio com 15 vezes de aumento, da região cervical das raízes. A) canal antes da instrumentação manual; B) canal após a instrumentação manual; C)

canal depois de ser preparado para o espaço do pino; D) canal antes da instrumentação rotatória; E) canal após a instrumentação rotatória; F) canal depois de ser preparado para o espaço do pino.

Na figura 11, as fotomicrografias mostram a dentina intrarradicular da região cervical, após a instrumentação com limas manuais em “A” e com instrumentos rotatórios em “B”. Parece que a maior quantidade de irregularidades e o preparo mais largo foram causados pelas limas manuais, ao contrário da instrumentação rotatória que parece gerar um preparo mais regular, estreito, indicando um menor desgaste da dentina intrarradicular. Em “C” e “E” o canal foi instrumentado com lima manual e preparado para o espaço do pino no terço cervical e médio, respectivamente. Essas micrografias mostram que o preparo para pino radicular (indicador →) não eliminou as irregularidades causadas pelas limas (indicador ◀), principalmente no terço médio, quando comparada com os instrumentos rotatórios em “D” e “F”.



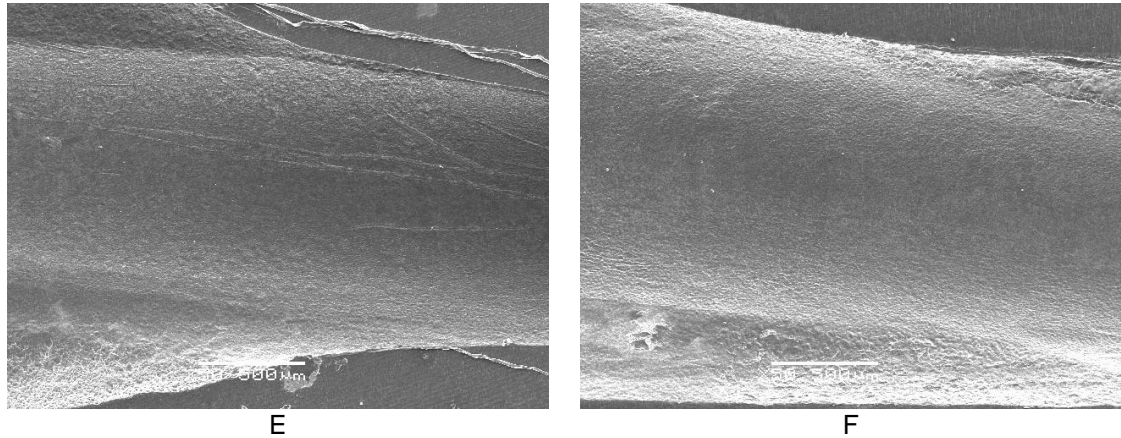


Figura 11: Microscopia eletrônica de varredura. A) Canal instrumentado com limas manuais (43x); B) Canal instrumentado com instrumentos rotatórios (43x); C) Canal após instrumentação manual e preparado para o espaço do pino, terço cervical (30x); D) Canal após instrumentação rotatória e preparado para o espaço do pino, terço cervical (30x); E) Canal após instrumentação manual e preparado para o espaço do pino, terço médio (50x); F) Canal após instrumentação rotatória e preparado para o espaço do pino, terço médio (50x). Indicador (◄) mostra a região da raiz instrumentada pela lima manual; indicador (→) mostra a região da raiz onde a broca para o espaço do pino desgastou a dentina, eliminando as irregularidades causadas pelas limas manuais.

7. DISCUSSÃO

No que diz respeito ao impacto da técnica de instrumentação endodôntica nas diferentes condições estudadas (Tabela 3), somente os espécimes que receberam pinos de fibra submetidos à ciclagem mecânica (G2<G6) tiveram influência significativa do tipo de instrumentação. Nessa condição, a lima manual teve um efeito negativo se comparado ao efeito (não significativo) do instrumento rotatório. Nas demais condições, fixando os fatores ciclagem mecânica e pino intrarradicular (G1=G5, G3=G7, G4=G8), nenhuma influência da técnica endodôntica foi observada estatisticamente. Portanto a primeira hipótese foi parcialmente aceita, já que a instrumentação endodôntica teve influência pontual nas condições deste estudo.

Esse achado pode ter ocorrido em função do tipo de retentor, visto que a diferença de estratégia endodôntica foi observada com espécimes restaurados com pino de fibra, submetidos à ciclagem mecânica, ao passo que os ciclados com retentores metálicos não foram influenciados pela instrumentação. Isso pode ser explicado pela localização e magnitude da concentração de estresse nas raízes, de acordo com o material do pino. Segundo Coelho et al. (2009), pinos de fibra concentram mais tensões na região vestibular cervical e terço médio da raiz, o que pode ter potencializado as irregularidades causadas pelas limas manuais. Essa localização do estresse característica dos pinos de fibra parece ter influenciado também o tipo de falha, já que a fratura do núcleo e da raiz até a crista óssea foram as falhas mais frequentes nos dentes restaurados com este tipo de pino. Ao contrário, os retentores metálicos, cuja maior rigidez reduzem a deformação na dentina, conduzem a uma maior concentração de estresse no pino e no terço apical da raiz (COELHO et al.,2009), supostamente prevenindo o efeito das limas manuais.

Entretanto, apesar deste estudo ter observado um efeito pontual da técnica de instrumentação no desfecho primário “resistência à fratura”, a literatura tem mostrado vantagens da instrumentação rotatória, do ponto de vista endodôntico. O melhor desempenho dos instrumentos rotatórios, se deve a um preparo mais regular que este tipo de instrumento fornece em relação às limas manuais. Os instrumentos mecanizados tem a habilidade de permanecerem centralizados no canal durante a instrumentação, o que resulta em um preparo das paredes do canal radicular mais

plano com a eliminação de deformações próprias do canal, o que leva a canais menos irregulares e de formatos mais circulares (GLOSSON et al., 1995; TAN et al., 2002; MOORE et al., 2009). De acordo com Lertchirakarn et al. (2003) a conformação do canal radicular parece ser mais importante que o formato da raiz, em termos de concentração de estresse, uma vez que canais mais circulares apresentam uma distribuição de estresse mais uniforme (SATHORN et al., 2005).

Assim, apesar de todas as vantagens citadas dos instrumentos rotatórios em termos endodônticos, pressupõe-se que, do ponto de vista biomecânico e particularmente no cenário experimental do presente estudo, a instrumentação endodôntica isoladamente parece ter influência pouco relevante sobre o desfecho resistência à fratura de raízes unirradiculares. Esse resultado parece corroborar com estudos presentes na literatura (LAM, PALAMARA E MESSER, 2005; SATHORN et al., 2005), os quais avaliaram o impacto da instrumentação endodôntica, sem pino intrarradicular, na resistência à fratura, e não encontraram diferença significativa entre os dois tipos de instrumentação (manual e rotatória).

Em relação ao tipo de pino, retentores metálicos foram os que apresentaram maiores valores de resistência à fratura, o que está de acordo com vários estudos da literatura (MARCHI et al., 2008; MARTINEZ-INSUA et al., 1998; AL-OMIRI e AL-WAHADNI, 2006; ÖZCAN et al., 2009). Portanto, a segunda hipótese desse estudo foi aceita. Esse comportamento se deve ao fato de que os pinos metálicos fundidos apresentam um alto módulo de elasticidade e uma constituição homogênea, o que resulta em menor dobramento do conjunto pino-núcleo durante a aplicação de uma carga (HEYDECKE et al., 2002). Ao contrário disso, quando as raízes restauradas com pinos de fibra são submetidas a uma carga, o pino com o núcleo de resina composta tende a fraturar antes da raiz, já que este tipo de pino tem um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina e possui um arranjo longitudinal das fibras, não sendo homogêneo (MARTINEZ-INSUA et al., 1998).

Em relação à análise de falha, esta foi influenciada somente pelo tipo de pino (Tabela 4). O principal tipo de falha nos dentes restaurados com retentores de fibra de vidro foi a fratura do núcleo e fratura da raiz até a crista óssea simulada. Este comportamento pode ser elucidado através do estudo de Meira et al. (2009), no qual mostraram que sob carga oblíqua de 45°, o pino de baixo módulo de elasticidade tende a curvar com um fulcro localizado na região cervical, oposta a aplicação de carga (BALDISSARA et al., 2010). Com a menor rigidez do pino, sua curvatura é

perceptível, o que leva a uma maior alongação do pino no lado de aplicação da carga. Quando o pino e a dentina estão perfeitamente unidos, maior deformação no pino causa maior deformação na dentina e conseqüentemente maior estresse. De acordo com a concentração do estresse e a sua direção, sugere-se uma tendência ao descolamento do pino ou fratura da raiz no nível cervical, ao invés de uma fratura vertical de raiz irreparável. Em relação aos núcleos metálicos fundidos, falhas catastróficas foram evidenciadas somente neste grupo, devido à maior concentração de estresse ocorrer no pino e na região apical da raiz (COELHO et al.,2009).

Assim, em relação a escolha do material mais adequado para retentores intrarradiculares, persiste se é preferível restaurar dentes com retentores que suportam mais carga, talvez levando a uma vida clínica mais longa, contudo quando fraturam o elemento dentário é prejudicado na maioria das vezes de maneira irreparável; ou restaurar com retentores mais compatíveis com a dentina, que dificilmente levam à fratura irreparável, mas que precisam de uma manutenção clínica mais freqüente. Entretanto os pinos metálicos fundidos levam a fraturas mais catastróficas da raiz, porque suportam maiores valores de carga, e ainda, essas cargas são tão altas, que ultrapassam os valores da mastigação fisiológica. Dessa maneira, seria interessante que estudos *in vitro* de resistência à fadiga fossem realizados, para que se verificasse se essas fraturas sem possibilidade de reparo mostradas nos testes monotônicos aconteceriam da mesma forma.

No que diz respeito ao fator ciclagem mecânica, constatou-se pelo presente estudo que essa condição não influenciou a resistência à fratura das raízes, já que a diferença dos valores médios de resistência não foi significativa entre os grupos ciclados e não ciclados, quando as mesmas estratégias de instrumentação e tipo de retentor foram consideradas (Tabela 3, G1=G2, G3=G4, G5=G6, G7=G8). Portanto a terceira hipótese do estudo foi aceita. Contudo, apesar de a ciclagem mecânica não ter apresentado um efeito significativo na resistência à fratura, este fator pode ter ajudado na degradação da interface dente/resina composta, o que justificaria a não ocorrência de diferença significativa entre os grupos preparados com limas manuais, restaurados com pinos de fibra e não ciclados.

Neste íterim, Marchi et al. (2008) avaliaram a resistência à fratura de raízes com pinos metálicos fundidos e pinos de fibra, e também não encontraram nenhuma diferença significativa entre espécimes submetidos ou não a ciclagem mecânica (100.000 ciclos, 80 N). Ainda observaram que as raízes restauradas com núcleos

metálicos fundidos tiveram a mais alta resistência à fratura, sem considerar o envelhecimento, corroborando com o presente estudo. Nishimura et al. (2008) examinaram a carga e modo de falha de quatro diferentes sistemas de pinos e núcleos com e sem ciclagem mecânica. A carga de falha não diminuiu significativamente após ciclagem, e os pinos metálicos fundidos mostraram altos valores sob carga estática, apesar da fratura ter sido catastrófica. Também não houve diferença entre os grupos ciclados (3 milhões de ciclos, 250N) e não ciclados.

Mair e Padipatvuthikul (2010) recomendam que a carga de fadiga deve ser pelo menos 60% da carga de fratura estática do material. Sendo assim, de acordo com o presente estudo, a carga empregada deveria ser, para o maior valor de resistência à fratura estática, 510N, e para o menor 233,9N. Contudo, segundo Ferrario et al. (2004), a força máxima de mordida em caninos e pré-molares em homens saudáveis foi 190N e 254N respectivamente e em mulheres 119N e 178N respectivamente. Este estudo mostra que 510N e 233,9N ultrapassam bastante o limite de carga da mordida máxima humana, principalmente no caso das mulheres.

Esses dados mostram as controvérsias na literatura e a dificuldade de se chegar a um consenso, quanto à escolha da magnitude de carga correta a ser utilizada em testes de fadiga *in vitro*. Ainda sim, ressalta-se que o objetivo da ciclagem mecânica no presente estudo foi somente o envelhecimento dos espécimes. No entanto, muito provavelmente este estresse de fadiga não tenha sido suficiente para que trincas ou defeitos que tenham sido gerados no canal radicular pela instrumentação, obturação e preparo do pino se propagassem a ponto de afetar a resistência à fratura das raízes e gerar fraturas completas. Tanto o número de ciclos quanto a carga aplicada deveriam ser revistos para futuros estudos.

De acordo com o delineamento deste estudo *in vitro*, a instrumentação endodôntica pareceu não influenciar a resistência à fratura de raízes unirradiculares. O material do tipo de retentor intraradicular parece ter efeito mais relevante em termos de resistência e modo de fratura. Pinos metálicos fundidos mesmo quando confeccionados com o mesmo diâmetro dos pinos de fibra de vidro, e cimentados com o mesmo agente cimentante, proporcionaram mais altos valores de resistência, todavia as raízes sofrem fraturas mais catastróficas. Ressalta-se desta forma que essas fraturas catastróficas somente ocorreram depois que os espécimes foram submetidos a cargas muito superiores que a fisiológica, o que pode talvez significar

que mesmo as estratégias restauradoras que gerem fraturas catastróficas *in vitro* poderiam ter *performance* adequada fisiologicamente.

8. CONCLUSÕES

Nas condições experimentais aplicadas para este estudo, pode-se concluir que:

- O tipo de instrumento endodôntico somente influenciou a resistência à fratura de raízes restauradas com pinos de fibra e submetidas à ciclagem mecânica, sendo que a instrumentação manual levou à menor resistência à fratura. Contudo não influenciou o tipo de falha.
- Os pinos metálicos fundidos apresentaram os maiores valores de resistência à fratura comparados com os pinos de fibra.
- A maioria das fraturas nos dentes restaurados com pino de fibra de vidro foram reparáveis; ao contrário, os grupos com pinos metálicos fundidos sofreram majoritariamente fraturas catastróficas.
- A ciclagem mecânica não influenciou a resistência à fratura, nem o tipo de falha.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKKAYAN, B.; GÜLMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent**. v.87, p.431-7, 2002.

AL-OMIRI e AL-WAHADNI. An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems. **Int Endod J**. v.39, n.11, p. 890-9, Nov. 2006.

BALDISSARA, P. et al. Effect of cyclic loading on fracture strength and microleakage of a quartz fiber dowel with different adhesive, cement and resin core material combinations. **Minerva Stomatol**. v.59, n.7, p. 407-14, 2010.

BALDISSARA, P. et al. Effect of root canal treatments on quartz fiber posts bonding root dentin. **J Endod**. v. 32, n. 10, p. 985-988, 2006.

BARAN, G.; BOBERICK, K.; MCCOOL, J. Fatigue of restorative materials. **Crit Rev Oral Biol Med**, v. 12, n. 4, p. 350-360, 2001.

BARJAU-ESCRIBANO, A. et al. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Operative Dentistry**. v.31, n.1, p. 47-54, 2006.

BIER, C.A. et al. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. **J Endod**. v. 35, n. 2, p. 236-8, Feb. 2009.

BONFANTE, G. et al. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. **Int Dent J**. v. 57, n.3, p.153-60, Jun. 2007.

CHUANG, S.F. et al. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: An in vitro and finite element study **J Prosthet Dent**, v. 104, p. 379-388, 2010.

COELHO, C.S.M. et al. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. **Dental Materials Journal**, v. 28, n.6, p. 671-678, 2009.

DIETSCHI, D. et al. Adaptation of adhesive post and cores to dentin after in vitro occlusal loading: evaluation of post material influence. **J Adhes Dent**. v. 8, n.6, p. 409-19, Dez. 2006.

FERRARIO, V.F. et al. Single tooth bite forces in healthy young adults. **J Oral Rehabil**, v.31, p. 18–22, 2004.

FUSS, Z.; LUSTIG, J.; TAMSE, A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. **Int Endod J**. v.32, p. 283-286, 1999.

FUSS, Z. et al. An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. **J Endod**. v. 27, n.1, p. 46-8, Jan. 2001.

GLOSSON, C.R. et al. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. **J Endod**, v. 21, p. 146–51, 1995.

GOTO, Y. et al. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems. **J Prosthet Dent**. v. 93, p. 45-50, 2005.

HEYDECKE, G. et al. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. **J Prosthet Dent**. v. 87, p. 438-45, 2002.

LAM, P.P.; PALAMARA, J.E.; MESSER, H.H. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. **J Endod** v.31, n.7, p.529-32. 2005.

LERTCHIRAKARN, V. et al. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. **J Endod**. v. 29, n. 8, p. 523-8, Aug. 2003.

LERTCHIRAKARN, V.; PALAMARA, J.E.; MESSER, H.H. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. **J Endod**. v. 25, n.2, p. 99-104, Fev. 1999.

MACCARI, P.C. et al. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. **J Esthet Restor Dent**. v.19, n.1, p. 30-6; 2007.

MAIR, L.; PADIPATVUTHIKUL, P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. **Dental Materials**. v.26, e17–e23, 2010.

MARCHI, G.M. et al. Effect of remaining dentine structure and thermal-mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. **Int Endod J.** v. 41, p. 969–976, 2008.

MARTINEZ-INSUA, A. et al. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon fiber post with a composite core. **J Prosthet Dent.** v. 80, n. 5, p. 527-32, Nov.1998.

MCSPADDEN, J.T. Endodontic techniques. Chattanooga, TN: NT Co.; 1994.

MEIRA, J.B.C. et al. Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. *Dental Traumatology.* v.25, p.394–398, 2009.

MEISTER, F. et al. An additional clinical observation in two cases of vertical root fracture. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** v. 52, p. 91–6, 1981.

MEISTER, F.; LOMMEL, T.J.; GERSTEIN, H. Diagnosis and possible causes of vertical root fracture. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** v. 49, p.243–53, 1980.

MOORE J.; FITZ-WALTER, P.; PARASHOS, P. A micro-computed tomographic evaluation of apical root canal preparation using three instrumentation techniques. **Inter Endod J,** v.42, p. 1057–1064, 2009.

NEWMAN, M.P. et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. **J Prosthet Dent.** v. 89, p. 360-7, 2003.

NISHIMURA, Y.; TSUBOTA, Y.; FUKUSHIMA, S. Influence of cyclic loading on fiber post and composite resin core. **Dent Mater.** v. 27, n.3, p. 356-61, Mai. 2008.

OBERMAYR, G. et al. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. **J Prosthet Dent.** v.66, n.2, p.181-187, Aug. 1991.

ONNINK, P.A.; DAVIS, R.D.; BLAKE, E.W. An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques. **J Endod.** v. 20, p. 32–7, 1994.

ÖZCAN, M.; VALANDRO, L.F. Fracture Strength of Endodontically-treated Teeth Restored with Post and Cores and Composite Cores Only. **Operative Dentistry,** v.34, n.4, p. 429-436, 2009.

PASQUALINI, D. et al. Hand-operated and rotary ProTaper instruments: a comparison of working time and number of rotations in simulated root canals. **J Endod.** v. 34, p. 314 –7, 2008.

PÉCORA, J.D. et al. Biomecânica Rotatória: Realidade ou Futuro? **Rev Assoc Paul de Cir Dent.** v.56, p.4-6, jun. 2002.

ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON, M.G. Jr. The “balance force” concept for instrumentation of curved canals. **J Endod.** v.11, n.5, p.203–211, May. 1985.

ROSENTRITT, M. et al. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. **J Oral Rehabil,** Jul;27(7):595-601, 2000.

SATHORN, C. et al. A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. **J Endod.** v. 31, n. 4, p. 283-7, abr. 2005.

SAW, L.H; MESSER, H.H. Root Strains Associated with Different Obturation Techniques. **Journal of Endodontic.** v. 21, n. 6, p. 314-320, jun. 1995.

SCHWARTZ, R.S. Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. **J Endod,** v. 32, p. 1125–34, 2006.

SHEMESH, H. et al. Diagnosis of vertical root fractures with optical coherence tomography. **J Endod,** v. 34, p. 739–42, 2008.

SHORT, J.A.; MORGAN, L.A.; BAUMGARTNER, J.C. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. **J End,** v. 23, p. 503–7, 1997.

SILVA, N.R. et al. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. **Indian J Dent Res,** v.20, p. 153-8, 2009.



SIRIMAI, S.; RIIS, D.N.; MORGANO, S.M. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. **J Prosthet Dent,** v. 81, p. 262-9, 1999.

SOROS, C. et al. Spreader load required for vertical root fracture during lateral compaction ex vivo: evaluation of periodontal simulation and fracture load information. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 106, p. 64 –70, 2008.

TAN, B.T.; MESSER, H.H. The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. **J Endod**, v.28, p. 658-64, 2002.

WISKOTT, H.W.A.; NICHOLLS, J.L.; BELSER, U.C. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont** v.8, n.2, p.105-16,1995.

10.ANEXO

	<p>MINISTÉRIO DA SAÚDE Conselho Nacional de Saúde Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP)</p>	<p>UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa Comitê de Ética em Pesquisa - CEP- UFSM REGISTRO CONEP: 243</p>	
---	--	---	---

CARTA DE APROVAÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa – UFSM, reconhecido pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – (CONEP/MS) analisou o protocolo de pesquisa:

Título: Efeito do preparo endodôntico, tipo de pino radicular, colagem mecânica na resistência a fratura de raízes.

Número do processo: 23081.010059/2009-03

CAAE (Certificado de Apresentação para Apreciação Ética): 0172.0.243.000-09

Pesquisador Responsável: Luiz Felipe Valandro Soares

Este projeto foi APROVADO em seus aspectos éticos e metodológicos de acordo com as Diretrizes estabelecidas na Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde. Toda e qualquer alteração do Projeto, assim como os eventos adversos graves, deverão ser comunicados imediatamente a este Comitê. O pesquisador deve apresentar ao CEP:

Julho/2010 - Relatório final

Os membros do CEP-UFSM não participaram do processo de avaliação dos projetos onde constam como pesquisadores.

DATA DA REUNIÃO DE APROVAÇÃO: 09/10/2009

Santa Maria, 09 de Outubro de 2009.



Edson Nunes de Moraes
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa-UFSM
Registro CONEP N. 243.