

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO DE INSTRUMENTOS
ENDODÔNTICOS ROTATÓRIOS DE NiTi ANTES E APÓS O USO
CLÍNICO**

Porto Alegre, dezembro de 2010

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO DE INSTRUMENTOS
ENDODÔNTICOS ROTATÓRIOS DE NiTi ANTES E APÓS O USO
CLÍNICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUCRS, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA, área de concentração Materiais Dentários.

ADRIANO WEIS

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

Porto Alegre, dezembro de 2010

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

W426a Weis, Adriano
Avaliação e comparação de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi antes e após o uso clínico / Adriano Weis. – Porto Alegre, 2011.
60 f. : il.

Diss. (Mestrado) – PUCRS. Faculdade de Odontologia.

Orientação: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

1.Odontologia. 2. Endodontia. 3 Materiais Dentários. I. Mota, Eduardo Gonçalves II. Título.

CDD 617.634

Ficha Catalográfica elaborada por
Sabrina Vicari
CRB 10/1594

**A minha família
que sempre esteve ao meu lado
e me fizeram um profissional melhor.**

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus pelas graças derramadas e pela vida cristã;

à Tatiana Schreiber, minha namorada, pelo amor, amizade, carinho e apoio nos momentos difíceis.

ao meu professor, orientador e amigo, Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota, pela dedicação em minha formação;

aos colegas do Curso de Mestrado, Henrique Parente de Carvalho, Marilson Dondoni e Patrícia Alves Scheid;

às famílias Weis e Schreiber;

à todas as pessoas que de uma forma ou outra me auxiliaram na produção deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS.....	6
RESUMO.....	7
ABSTRACT.....	9
LISTA DE FIGURAS, GRÁFICOS E TABELAS.....	11
INTRODUÇÃO GERAL.....	13
ARTIGO 1.....	15
ARTIGO 2.....	34
DISCUSSÃO GERAL.....	53
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55
ANEXOS.....	58

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD: comprimento aparente do dente

CT: comprimento de trabalho

DP: desvio-padrão

G1: grupo 1

G2: grupo 2

MEV: microscopia eletrônica de varredura

mm: milímetro

n: número

N: Newton

NiTi: níquel-titânio

RPM: rotações por minuto

p : nível de probabilidade

P.a.: pró-análise

α : nível de significância

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar instrumentos rotatórios de NiTi antes e após o uso clínico. Vinte e quatro conjuntos de instrumentos rotatórios de NiTi do sistema ProTaper (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) foram divididos em dois grupos de forma aleatória. Os instrumentos do grupo 1 (n=12) foram armazenados para posterior realização dos testes mecânicos. Os instrumentos do grupo 2 (n=12) foram encaminhados para um único endodontista, o qual utilizou cada conjunto no preparo de dez canais radiculares. Após coleta dos instrumentos, todas as limas S1, S2 e F1 dos dois grupos, foram testadas quanto a sua resistência a fadiga cíclica. Para este teste foi utilizado um simulador de canal curvo de aço inoxidável com 1,5mm de diâmetro interno, ângulo de 90 graus e raio de 6mm onde os instrumentos foram introduzidos com velocidade de 350 rotações por minuto (RPM) até ocorrer a fratura dos mesmos. O tempo transcorrido para que ocorresse a fratura foi analisado e transformado em RPM. O tamanho dos fragmentos também foi analisado. Os dados foram analisados utilizando o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov ao nível de significância de 1% e foram analisados com ANOVA de dois fatores (RPM e tamanho do fragmento), seguido do teste de Tukey ao nível de significância de 5%. Os resultados obtidos mostraram diferença significativa para o fator RPM ($p=0,008$), mas não significativa para o fator tamanho do fragmento ($p=0,12$). Valores médios de RPM obtidos foram de 641 para o instrumento S1 novo ($\pm 127,92$); 476 para S1 usado ($\pm 182,92$); 545 para S2 novo ($\pm 66,61$); 504 para S2 usado ($\pm 150,01$); 453 para F1 novo ($\pm 53,18$) e 433 para F1 usado ($\pm 153,43$). Os valores médios dos fragmentos (mm) registrados foram de 6,41

(S1 nova); 7,46 (S1 usada); 6,95 (S2 nova); 7,35 (S2 usada); 7,30 (F1 nova) e 7,09 (F1 usada). Todos os instrumentos foram analisados em uma vista lateral e na superfície de fratura em microscopia eletrônica de varredura (MEV) para análise qualitativa dos instrumentos fraturados.

Palavras-chave: fadiga, endodontia, materiais dentários.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate and to compare rotatory instruments of NiTi before and after the clinical use. Twenty-four groups of rotatory instruments of NiTi of the ProTaper system (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland) were divided in two groups in a random way. The instruments of the group 1 (n=12) were stored for subsequent accomplishment of the mechanical tests. The instruments of the group 2 (n=12) were directed to a single endodontist, who used each group in the preparation of ten radicular canals.

After the collection of the instruments, all the S1, S2 and F1 alloys from the two groups, were tested related to the resistance to the cyclical fatigue. For this test a simulator of curved canal of stainless steel was used with 1,5mm of internal diameter, angle of 90 degrees and ray of 6mm where the instruments were introduced with speed of 350 rotations per minute (RPM) until happening the fracture of the same ones. The passed time to the fracture happened was analyzed and transformed in RPM. The size of the fragments was also analyzed. The data were analyzed using the normality test of Kolmogorov-Smirnov at the level of significance of 1% and they were analyzed with ANOVA of two factors (RPM and size of the fragment), following by the Tukey test at the level of significance of 5%. The obtained results showed significant difference for the factor RPM ($p=0.008$), but not significant for the factor of the fragment ($p=0.12$). Average values of RPM were from 641 to the new instrument S1 ($\pm 127, 92$); 476 to the used instrument S1 ($\pm 182, 92$); 545 to new instrument S2 ($\pm 66, 61$); 504 to used instrument S2 (± 150.01); 453 to new instrument F1 ($\pm 53, 18$) and 433 to used instrument F1 ($\pm 153, 43$). The average values of the fragments (mm) recorded were 6, 41 (new S1); 7, 46 (used S1); 6, 95 (new S2); 7, 35 (used

S2); 7, 30 (new F1) and 7, 09 (used F1). All the instruments were analyzed in a lateral view and in the fracture surface in electronic microscopy of scintiscan (EMS) to qualitative analysis of the fractured instruments.

Key-words: fatigue, endodontics, dental materials.

LISTA DE FIGURAS, GRÁFICOS E TABELAS

Artigo 1

Figura 1. Contra-ângulo conectado a plataforma de sustentação.....	23
Figura 2. Cursor delimitando o instrumento no interior da matriz metálica.....	23
Figura 3. Fragmento sendo medido com o paquímetro.....	24
Tabela 1. Médias dos valores de RPM dos instrumentos, desvio-padrão e tamanho dos fragmentos.....	25
Gráfico 1. Médias em RPM dos instrumentos rotatórios fraturados.....	25
Gráfico 2. Médias em mm dos instrumentos rotatórios fraturados.....	26

Artigo 2

Figura 1. Contra-ângulo conectado a plataforma de sustentação.....	41
Fugura 2. Cursor delimitando o instrumento no interior da matriz metálica.....	41
Figura 3. MEV da superfície lateral dos instrumentos fraturados de ambos os grupos: F1 nova (A); F1 usada (B); S2 nova (C); S2 usada (D); S1 nova (E) e S1 usada (F). Foi possível observar o desgaste dos instrumentos na sua parte ativa.....	43
Figura 4. Instrumento F1 novo sem ser submetido a fratura por fadiga cíclica.....	44
Figura 5. MEV da superfície de fratura dos instrumentos de ambos os grupos: F1 usada (A); F1 nova (B); S2 usada (C); S2 nova (D); S1 usada (E)	

e S1 nova (F).....	45
Figura 6. MEV da superfície da fratura na região central do instrumento.....	45
Figura 7. MEV da superfície da fratura na região da periferia do instrumento.....	46

INTRODUÇÃO GERAL

Ao longo do tempo, a Endodontia, tem buscado um método mais rápido, seguro e eficiente para o preparo e limpeza de canais radiculares. Canais curvos e atresiadados são um desafio, mesmo para os endodontistas mais experientes. Uma nova liga metálica, constituída por níquel e por titânio (NiTi), tem sido pesquisada na Endodontia, devido as suas propriedades tais como flexibilidade, resistência à torção e memória de forma (Walia *et al.*, 1988, Schäffer 1997).

Um dos maiores desafios da Endodontia continua sendo justamente a instrumentação de canais curvos dando-lhe conformação cônica com um mínimo de alteração do seu trajeto original, manutenção da posição do forame apical e com sua mínima dilatação (Schilder, 1974).

Walia *et al.* (1988), sugeriu a confecção de instrumentos em NiTi. Minimizando a probabilidade da ocorrência de problemas ocasionados por instrumentos de aço inoxidável, devido a sua maior flexibilidade, além da sua maior resistência a fratura e pronunciada memória elástica. Instrumentos rotatórios de NiTi podem efetivamente produzir um formato cônico, suficiente para a obturação, com o mínimo risco de desvio do canal original (Walia *et al.*, 1974, Lopes & Elias, 2001).

Instrumentos manuais e rotatórios foram lançados no mercado com o objetivo de garantir um preparo radicular mais seguro e eficaz (Marceliano-Alves *et al.*, 2009). McSpadden (1993) apresentou um sistema composto por um motor (NT Matic) que utilizava instrumentos de níquel-titânio. Apresentando como vantagens a economia de tempo, a ausência de desvios, a eliminação de detritos pela via coronária, a facilidade de preparo de canais curvos e redução de estresse.

Segundo Lopes & Elias (2001), podem ocorrer fraturas inesperadas na utilização de instrumentos rotatórios sem que nenhuma deformação permanente possa ser visualizada. Estas fraturas podem ocorrer em duas circunstâncias: fratura por flexão ou fratura por torção. As fraturas por torção ocorrem quando a ponta ou qualquer parte do instrumento fica presa no canal enquanto o restante continua a sua rotação. As fraturas por flexão acontecem pela fadiga que o metal sofre em canais radiculares com pequeno raio de curvatura, onde o limite de flexibilidade dos instrumentos é excedido, resultando em sua fadiga cíclica.

Os instrumentos de NiTi são os mais recomendados para a instrumentação de canais curvos e atrésicos, pois possuem duas propriedades fundamentais: efeito de memória de forma e a superelasticidade. Estes instrumentos são austeníticos em repouso, possuindo estrutura cúbica de face centrada. Quando submetidos ao estresse, como no preparo de canais radiculares curvos, ocorre a fase martensítica do metal, com estrutura complexa, ocorrendo a superelasticidade (Becker *et al.*, 2007).

Dentre os fatores que mais podem influenciar na fratura do instrumento endodôntico estão as condições anatômicas como raios e ângulos de curvatura do canal radicular, o número de usos do instrumento, o torque utilizado e a experiência do operador (Mandel *et al.*, 1999; Baumann & Roth, 1999; Mesgouez, 2003; Yared *et al.*, 2001; Yared *et al.*, 2002). Além do sistema de NiTi utilizado, a velocidade de rotação do motor, o tipo de substância irrigante e o método de esterilização (Borges *et al.*, 2001, Melo *et al.*, 2002) também podem influenciar na fadiga cíclica flexural dos instrumentos de NiTi.

ARTIGO 1

AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA A FADIGA CÍCLICA DE INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NiTi ANTES E APÓS O USO CLÍNICO

Adriano Weis¹, Henrique Parente de Carvalho¹, Eduardo Gonçalves Mota²

1. Aluno do curso de Mestrado em Odontologia da PUCRS;

2. Professor da PUCRS.

SUMÁRIO

Objetivo: Avaliar e comparar a resistência a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi antes a após o uso clínico. **Metodologia:** Vinte e quatro conjuntos de limas rotatórias de NiTi (ProTaper, Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) foram utilizadas neste estudo, sendo divididas aleatoriamente em 2 grupos. As limas do grupo G1 (n=12) foram armazenadas como recebidas sem serem utilizadas. As limas do grupo G2 (n=12) foram encaminhadas para um único endodontista para serem utilizadas em 10 canais radiculares cada. Para testar a resistência à fadiga utilizou-se um dispositivo metálico com 20mm de comprimento, 1,5mm de diâmetro interno, ângulo de 90 graus e raio interno de 6mm. O tempo de fratura de cada lima foi analisado e transformado em rotações por minuto (RPM). O tamanho de cada fragmento também foi avaliado (mm). Os dados foram analisados utilizando o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov ao nível de significância de 1% e foram analisados com ANOVA de dois fatores (RPM e tamanho do fragmento), seguido do teste de Tukey ao nível de significância de 5%. **Resultados:** Os valores médios de RPM (desvio-padrão) obtidos foram de 641 para o instrumento S1 novo ($\pm 127,92$); 476 para S1 usado ($\pm 182,92$); 545 para S2 novo ($\pm 66,61$); 504 para S2 usado

($\pm 150,01$); 453 para F1 novo ($\pm 53,18$) e 433 para F1 usado ($\pm 153,43$). Os valores médios dos fragmentos (mm) recuperados foram de 6,41 (S1 nova); 7,46 (S1 usada); 6,95 (S2 nova); 7,35 (S2 usada); 7,30 (F1 nova) e 7,09 (F1 usada). Os resultados obtidos mostraram diferença significativa para o fator RPM ($p=0,008$), mas não significativa para o fator tamanho do fragmento ($p=0,12$). **Conclusão:** O uso clínico dos instrumentos avaliados diminui a sua resistência a fadiga cíclica, porém, este uso não influencia no tamanho do fragmento fraturado.

Palavras-chaves: fadiga, endodontia, materiais dentários.

INTRODUÇÃO

A fase do preparo biomecânico, na terapia endodôntica, tem por objetivo remover a polpa, restos pulpaes e outros resíduos do interior da cavidade pulpar, eliminar e/ou reduzir o número de microorganismos (desinfecção), e alisar as paredes dos canais radiculares. Além da desinfecção, o sucesso do tratamento endodôntico está diretamente ligado ao correto preparo do canal radicular. A garantia de qualidade do preparo se traduz na manutenção da forma cônica do canal e do forame, em sua posição original, tanto quanto possível, na forma e tamanho (Souza *et al.*, 2005).

Uma das grandes dificuldades na terapia endodôntica ocorre no preparo do canal radicular devido as complexidades anatômicas e limites de flexibilidade do instrumento, que podem gerar acidentes como degrau, *zip*, transporte apical, fratura do instrumento e perfurações, diminuindo o prognóstico da terapia endodôntica (Eldeeb & Boraas, 1985; Marceliano-Alves *et al.*, 2009).

A coletânea de instrumentos existentes no mercado, além de representar um significativo avanço tecnológico, evidencia uma acentuada concorrência comercial. A literatura e a prática clínica demonstram a pequena diferença na capacidade de corte, resistência e de flexibilidade dentre os vários instrumentos de boa procedência. Fica subentendido que esse domínio exige, além da prática, o conhecimento dos seus aspectos morfológicos e, por extensão, de sua dinâmica de uso (Soares & Goldberg, 2002).

As ligas de níquel-titânio (NiTi), conhecidas desde a década de 70, possuem um dos melhores desempenhos quanto à recuperação de forma, de até 7%, quando comparada as demais ligas com efeito de memória de forma. Suas aplicações estendem-se da área aeroespacial à médica e odontológica, sendo que nesta última

destacam-se os fios ortodônticos para a correção da arcada dentária e as limas endodônticas para o tratamento de canal radicular. Nestas aplicações, utiliza-se a propriedade superelástica da liga, que é a recuperação da forma sem a necessidade de aquecimento (Pruett *et al.*, 1997; Lopes *et al.*, 2007; Hani *et al.*, 2007).

As ligas de níquel-titânio foram desenvolvidas no laboratório de artilharia naval da marinha americana por Guerisoli para aplicação em peças e instrumentos dotados de propriedades antimagnéticas e resistência contra corrosão pela água salgada. Receberam o nome genérico de nitinol (acrônimo de *Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory*) (Guerisoli, 1999).

Na endodontia, a maior preocupação no uso de instrumentos NiTi acionados a motor se deve ao fato da ocorrência inesperada de fraturas do instrumento, sem sinal algum ou prévio aviso, especialmente se usada inapropriadamente (Civjan *et al.*, 1975; Lopes *et al.*, 2001).

Um instrumento endodôntico, quanto à resistência a fratura por fadiga, pode ser mensurada por meio de ensaios mecânicos de flexões rotativas. Durante a rotação em flexão de instrumentos endodônticos no interior de canais curvos, são induzidas, alternadamente, tensões de tração e de compressão que promovem mudanças microestruturais cumulativas na região flexionada, podendo levá-lo à fratura após determinado número de ciclos. O número de ciclos é obtido pela multiplicação da velocidade de rotação do instrumento pelo tempo de ensaio até a fratura (Pruett *et al.*, 1997; Lopes *et al.*, 2007; Hani *et al.*, 2007).

Lopes & Siqueira Jr. (2004) consideram que a falta de cuidado, o erro no emprego e a seleção inadequada dos instrumentos endodônticos ou o desconhecimento de suas propriedades mecânicas podem causar acidentes ou induzir danos permanentes ao sistema dentário do paciente. Assim, o conhecimento

dos conceitos básicos do comportamento e das propriedades físicas, químicas e mecânicas dos materiais pode auxiliar o trabalho do profissional e minimizar a ocorrência de insucessos no tratamento endodôntico.

Os objetivos deste trabalho foram avaliar e comparar a resistência a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de NiTi (sistema Protaper, Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) antes e após o uso clínico.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para o presente estudo foram adquiridos 24 (vinte e quatro) conjuntos de limas rotatórias de NiTi de 25 mm do sistema rotatório ProTaper (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça). Cada conjunto com as seguintes limas: Sx, S1, S2, F1, F2 e F3. Estes conjuntos foram separados em dois grupos (n=12) de forma aleatória:

G1 = Controle;

G2 = Conjuntos submetidos ao uso clínico.

As limas do G2 foram encaminhadas para um único cirurgião-dentista especialista em endodontia com experiência no uso de tal sistema rotatório. Os instrumentos foram utilizados de acordo com a recomendação do fabricante seguindo o protocolo padronizado. Após anestesia local e isolamento absoluto do campo operatório, foi realizada a abertura coronária com o auxílio de uma ponta diamantada esférica em alta rotação. A trepanação foi realizada utilizando broca esférica em baixa rotação. Para a completa remoção do teto da câmara pulpar (nos casos de dentes posteriores) utilizou-se uma broca Endo Z em alta rotação. No caso de dentes anteriores foi utilizada ponta diamantada esférica em alta rotação e a trepanação feita com o uso de brocas esféricas em baixa rotação. A remoção do teto da câmara pulpar dos dentes anteriores foi realizada com broca esférica em baixa rotação com movimentos de tração. Após a localização dos canais radiculares foi realizada a exploração dos canais radiculares e/ou penetração desinfetante com o auxílio de limas manuais K08 e K10 no comprimento aparente do dente (CAD), subtraindo-se três milímetros. O preparo de terço cervical foi realizado com brocas tipo Gates-Gliddem números 1 e 2 ou Largo número 1. Após ser realizado o preparo do terço cervical, foram utilizados filmes radiográficos e limas manuais para a realização da odontometria e alcançar assim o comprimento de trabalho (CT). Em

casos de necrose pulpar o instrumento ficou a 1mm do vértice radiográfico definindo assim o comprimento de trabalho; em casos onde não houve necrose pulpar, o instrumento ficou a 2mm do vértice radiográfico. O acesso ao forame apical foi feito utilizando limas manuais do tipo K08, K10 e K15 (K-Files, SybronEndo, EUA) com movimentos oscilatórios de $\frac{1}{4}$ de volta à direita e à esquerda, com suave pressão no sentido apical até se alcançar todo o comprimento do canal radicular. Foi estabelecido uma velocidade de 300 RPM e torque de 0,5N para o uso dos instrumentos rotatórios. Todos os instrumentos foram delimitados com auxílio de cursores no comprimento real do dente. Os instrumentos ProTaper apresentam conicidade variável ao longo do mesmo instrumento, determinando uma cinemática diferenciada. Os instrumentos foram introduzidos e retirados dos canais radiculares instantaneamente, sem que ficassem parados e não realizassem “movimentos de pincelamento”. O instrumento S1 foi introduzido no canal radicular no CT. Após, introduziu-se o instrumento S2, que alcançou o CT. Após o uso dos instrumentos S1 e S2, foram utilizados os instrumentos F1. Caso este último tenha ficado solto no interior do canal, o instrumento F2 foi utilizado. O uso do instrumento F3 é opcional, e foi restringido aos canais sem curvaturas ou aqueles em que sejam extremamente discretos ($< 5^\circ$). Em todos os casos foi utilizado hipoclorito de sódio a 2% como meio químico auxiliar no preparo dos canais radiculares, utilizado entre todos os instrumentos, sejam eles manuais ou mecânicos. Cada conjunto foi utilizado no preparo de 10 (dez) canais radiculares sempre sendo esterilizados em autoclave entre um paciente e outro.

Após o uso clínico das amostras do G2, juntamente com as limas do G1 (controle), os instrumentos S1, S2 e F1 foram separados e submetidos ao ensaio de resistência a fadiga cíclica.

Durante o uso clínico das limas do G2, dados clínicos referentes ao grupo de dentes e idade dos pacientes foram registrados a fim de se realizar análise qualitativa dos resultados. Os conjuntos foram submetidos para o tratamento endodôntico de 26 dentes molares, 11 dentes pré-molares com dois canais radiculares e 20 dentes monorradiculares. A média de idade dos pacientes foi de 37 anos.

Para a realização dos testes de resistência a fadiga cíclica, foi utilizado um motor elétrico Endotec Dentec (Caxias do Sul, RS, Brasil). Acoplado a este motor, utilizou-se um contra-ângulo (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) onde as limas foram conectadas. O contra-ângulo foi encaixado em uma plataforma de sustentação, padronizando a movimentação das limas endodônticas em um único sentido (figura 1). Os ensaios foram realizados em um dia por um único examinador. Todos os instrumentos foram acionados livremente, conforme orientação do fabricante, em um cilindro de aço inoxidável com 20 mm de comprimento, com 1,5 mm de diâmetro interno, um ângulo de 90 graus e raio interno de 6 mm (Moreira 2006). A parte ativa de cada instrumento foi introduzida na margem superior do cilindro já em movimentação até atingir 20mm, delimitado por cursores previamente inseridos em cada lima (figura 2). Foram realizados ensaios de fadiga sob flexão nas limas como recebidas. Cada lima foi mantida em rotação até o momento da fratura, a quantidade de ciclos necessários para fratura nessas condições foi obtida dividindo-se o tempo registrado (Cronômetro Digital Leroy, EUA) pela velocidade de rotações utilizada (350 RPM). A contagem do tempo iniciou no momento em que cada lima atingiu a profundidade determinada (20mm) até o momento da fratura. Todos os fragmentos foram recuperados com o auxílio de uma cera utilidade (Cera Utilidade Wilson, Cotis, SP, Brasil) que estava na extremidade oposta da matriz curvada. Os

fragmentos recuperados também foram avaliados quanto ao seu tamanho (mm) com o uso de um paquímetro (Mitutoyo Sulamericana Ltda, Suzano, SP, Brasil) (figura 3).

Para verificar a normalidade dos resultados obtidos foi utilizado o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov ao nível de significância de 1%. Os dados foram analisados com ANOVA de dois fatores, cujos fatores fixos foram o tempo decorrente até a fratura da lima, transformado em rotações por minuto (RPM) e tamanho do fragmento, seguido do teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

Figura 1. Contra-ângulo conectado a plataforma de sustentação.



Figura 2. Cursor delimitando o instrumento no interior da matriz metálica.

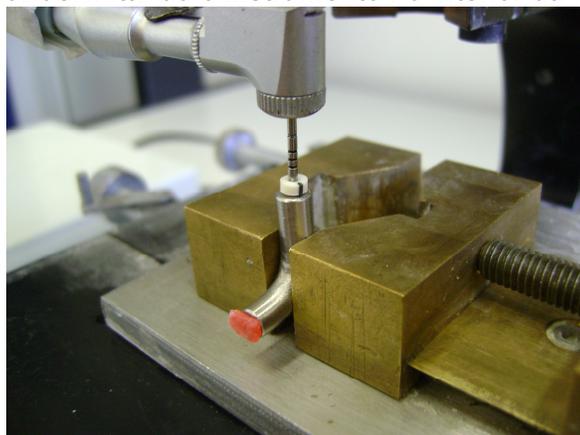


Figura 3. Fragmento sendo medido com o paquímetro.



RESULTADOS

A tabela 1 mostra as médias obtidas em relação ao número de rotações por minutos de cada instrumento e o tamanho dos fragmentos recuperados.

Os resultados obtidos mostraram diferença significativa para o fator RPM ($p=0,008$), mas não significativa para o fator tamanho do fragmento ($p=0,12$).

Tabela 1. Médias dos valores de RPM dos instrumentos, desvio-padrão e tamanho dos fragmentos.

Instrumento	RPM (DP)	mm (DP)
S1 Nova	641 (± 127) ^A	6,41 ($\pm 0,67$) ^A
S1 Usada	476 (± 182) ^{AB}	7,46 ($\pm 1,73$) ^A
S2 Nova	545 (± 66) ^{AB}	6,95 ($\pm 0,68$) ^A
S2 Usada	504 (± 150) ^{AB}	7,35 ($\pm 0,50$) ^A
F1 Nova	453 (± 53) ^B	7,30 ($\pm 0,41$) ^A
F1 Usada	433 (± 153) ^B	7,09 ($\pm 0,91$) ^A

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si a um nível de significância de 5% pelo teste de Análise de Variância/Tukey.

Gráfico 1. Médias em RPM dos instrumentos rotatórios fraturados.

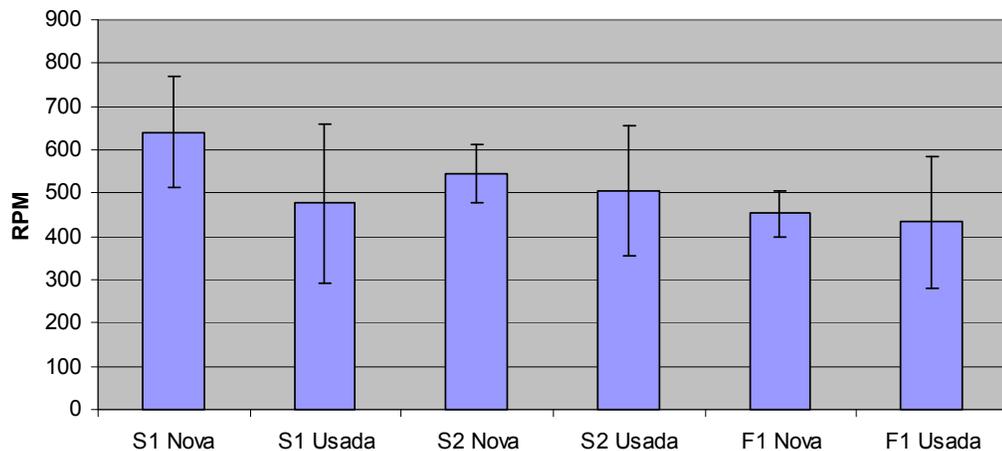
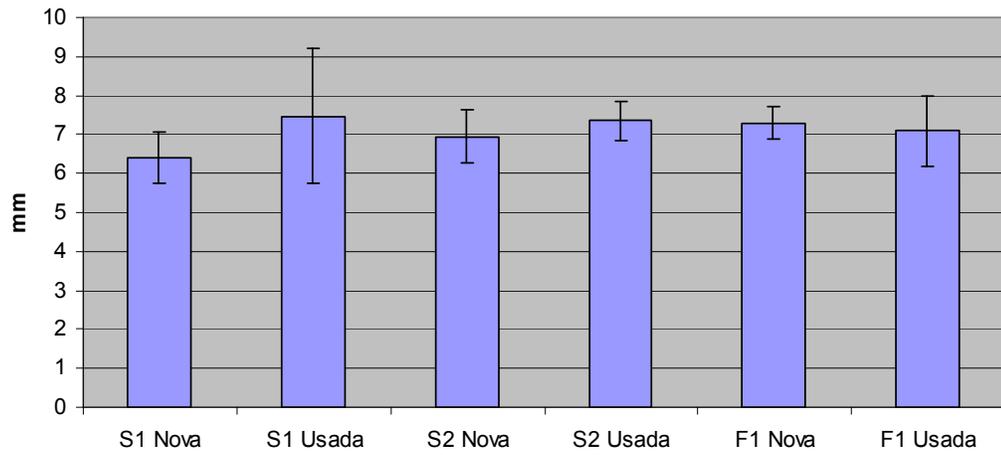


Gráfico 2. Médias em mm dos instrumentos rotatórios fraturados.



DISCUSSÃO

No presente estudo para avaliar a resistência à fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi antes e após o uso clínico, foram realizados os ensaios utilizando um simulador de canal curvo com diâmetro interno de 1,5mm, curvatura de 90 graus e raio de 6mm, similar ao do estudo de Moreira (2006). Apenas as limas S1, S2 e F1 foram testadas, pois são de uso obrigatório em todo o tratamento endodôntico, uma vez que as limas Sx, F2 e F3 não foram utilizadas na totalidade dos casos clínicos, as mesmas não foram submetidas aos ensaios.

Como o diâmetro interno do simulador de canal curvo permitiu que as limas rotatórias girassem com liberdade no seu interior amenizando, assim, o carregamento por torção.

Martín *et al.* (2003) avaliaram os fatores envolvidos na fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Foram analisados tanto a velocidade de rotação como o raio de curvatura de 240 canais radiculares de dentes extraídos. Os canais foram divididos em dois grupos (com ângulo inferior e superior a 30°), utilizando diferentes velocidades de rotação (150, 250 e 350 RPM). Dois tipos de instrumentos foram analisados: K3 e Protaper. Os resultados mostraram que a fratura dos instrumentos esta diretamente relacionada com a velocidade de rotação e com o ângulo de curvatura dos canais radiculares.

Inan *et al.* (2007) avaliaram a resistência a fadiga cíclica de instrumentos rotatórios de níquel-titânio do sistema Protaper utilizando um canal curvo artificial de aço inoxidável com dois diferentes raios de curvatura (5 e 10 mm). Os instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 foram testados. Comparando-se com este estudo os resultados foram semelhantes quando utilizaram o dispositivo com 10 mm de raio, mesmo sendo utilizando uma rotação constante de 250 RPM. Demonstrando valores médios

em RPM de 578 para limas S1, 503 para limas S2 e 537 para limas F1. Todos os instrumentos demonstraram menor resistência à fadiga quando testados no dispositivo com raio de curvatura de cinco milímetros.

Di Fiore *et al.* (2006) realizaram pesquisa para determinar a incidência de fratura de instrumentos rotatórios de níquel-titânio em ambiente clínico. Acompanhou-se por um ano estudantes de especialização em endodontia utilizando quatro sistemas rotatórios, entre eles o sistema Protaper. Foram realizados tratamentos em 3181 canais de 1235 pacientes. Nos casos em que ocorreu fratura do instrumento foram coletados dados referentes ao tipo de sistema, tamanho do cone, uso prévio do instrumento fraturado, extensão e localização do instrumento no interior do canal e curvatura do canal radicular. A incidência total de instrumentos fraturados foi de 0,39%, sendo de 0,41% para o sistema Protaper, não ocorrendo diferença estatística para os diferentes sistemas utilizados. A maioria dos fragmentos foram localizados no terço apical e tanto a mediana quanto o tamanho médio do fragmento foi de 2 mm. Comparando-se com este estudo, todos os instrumentos de grupo G2, não sofreram fratura durante os tratamentos realizados, mostrando-se seguros quando utilizados no preparo limitado quanto ao número de canais radiculares.

Ankrum *et al.* (2004) avaliaram a incidência de quebra e distorção dos instrumentos do sistema Protaper, Profile e K3 utilizados no tratamento de raízes de molares com curvaturas severas. Não houve diferença estatisticamente significativa no que se refere a fratura dos diferentes sistemas utilizados. No que se refere a distorção dos mesmos, também não houve diferença significativa.

Zelada *et al.* (2002) relataram que o raio de curvatura era o principal fator e, em canais com raio de curvatura muito pequeno, o risco de quebra do instrumento

foi maior para ocorrer a fratura do instrumento. Grande *et al.* (2006) avaliaram que o raio de curvatura tem um efeito significativo sobre a fadiga do instrumento, e quanto mais abrupta que 2 mm apresentou um número significativamente menor de ciclos até a falha. No entanto Martín *et al.* (2003) compararam instrumentos ProTaper e K3 e concluíram que o raio de curvatura não era um fator que influenciou a fratura do instrumento.

Na literatura há trabalhos publicados sobre fraturas, fatores e avaliação de desgaste de instrumento rotatórios de NiTi que podem levar a fratura do instrumento no interior do canal radicular (Pruett *et al.*, 1997; Martín *et al.*, 2003; Lopes *et al.*, 2007; Hani *et al.*, 2007; Inan *et al.*, 2007; Marceliano-Alves *et al.*, 2009). Contudo, falta na literatura mais estudos referentes ao limite de uso de instrumentos rotatórios de NiTi, bem como a comparação entre instrumentos novos e usados. Neste estudo os instrumentos rotatórios se mostraram seguros no uso do preparo de dez canais radicular, não havendo relato de instrumento fraturado no grupo de instrumentos usados clinicamente.

CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia aplicada, pode-se concluir que todos instrumentos analisados (S1, S2 e F1) apresentaram uma menor resistência a fadiga cíclica após serem utilizados clinicamente no preparo de dez canais radiculares comparados com os instrumentos novos.

Quanto ao tamanho dos fragmentos destes instrumentos rotatórios de NiTi, não houve qualquer relação entre o uso dos mesmos ou não. O trabalho sugere haver relação entre o tamanho do fragmento e o raio de curvatura do canal.

REFERÊNCIAS

1. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE (2004) K3 Endo, Protaper, and Profile Systems: Breakage and distortion in severely curved roots of molars. *Journal of endodontics*, **30**, 234-7.
2. Civjan S, Huget EF, De Simon LB (1975) Potencial applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *Journal Dentstry Restorative* **54**, 89-96.
3. Di Fiore PM, Gonov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L (2006) Nickel-titanium rotatory instrument fracture: a clinical practice assessment. *International Endodontic Journal* **39**, 700-8.
4. Eldeeb ME, Boraas JC (1985) The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *International Endodontic Journal* **18**, 1-7.
5. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F (2006) Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotatory systems. *International Endodontic Journal* **39**, 755-63.
6. Guerisoli DMZ (1999) Mecanismo de ação dos instrumentos rotatórios [monografia]. Ribeirão Preto: Universidade de Ribeirão Preto.

7. Hani OF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR (2007) Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of Protaper nickel-titanium rotatory instruments. *Journal of Endodontic*. **33**, 737-41.
8. Inan U, Aydin C, Tunca YM (2007) Cyclic fatigue of Protaper rotatory nickel-titanium instruments in artificial canal with 2 different radii of curvature. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* **40**, 387-40.
9. Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF, Araújo Filho WR (2001) Fratura por torção de limas endodônticas de aço inoxidável e de níquel-titânio. *Revista Paulista de Odontologia* **23**, 8-12.
10. Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF (2004) Instrumentos endodônticos, Endodontia biologia e técnica 2^a. ed. Rio de Janeiro; Medsi.
11. Lopes HP, Moreira E JL, Elias CN, Almeida RA, Neves MS (2007) Cyclic fatigue of Protaper instruments. *Journal of Endodontic* **33**, 55-7.
12. Marceliano-Alves MFV, Santos MDB, Silva e Souza PAR (2009) Desgaste dos instrumentos K3 e ProTaper após simulação de uso clínico em canais curvos. *RGO, Porto Alegre* **57**, 13-18.

13. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, Rodriguez C (2003) Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotatory instruments. *International Endodontic Journal* **36**, 262-6.
14. Moreira E JL (2006) Análise da fratura de instrumentos endodônticos de NiTi. [Tese de Doutorado]. *Instituto Militar de Engenharia*, Rio de Janeiro.
15. Pruett JP, Clemente DJ, Carnes DL Jr (1997) Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic* **23**, 77-85.
16. Soares IJ, Goldberg F (2002) Endodontia: técnica e fundamentos. Porto Alegre: Artmed.
17. Souza RE, Souza EA, Valera FB, Moraes IG (2005) Avaliação da remoção de debris após irrigação com EDTA 17% e EGTA 1% associados ao hipoclorito de sódio 1% - análise histológica. *Revista Odonto Ciência – Fac. Odonto/PUCRS* **20**, 11-17.
18. Zelada G, Varela P, Martin B, Bahillo JG, Magan F Ahn S (2002) The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotatory endodontic instruments. *Journal of Endodontic* **28**, 540-2.
19. Yao JH, Schwartz AS, Beeson TJ (2006) Cyclic fatigue of three types of rotatory nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of Endodontic* **32**, 55-57.

ARTIGO 2

AVALIAÇÃO DA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA DE INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NiTi ANTES E APÓS O USO CLÍNICO SUBMETIDOS A FRATURA POR FADIGA CÍCLICA

Adriano Weis¹, Henrique Parente de Carvalho¹, Eduardo Gonçalves Mota²

1. Aluno do curso de Mestrado em Odontologia da PUCRS;

2. Professor da PUCRS.

SUMÁRIO

Objetivo: Avaliar, em microscopia eletrônica de varredura, instrumentos rotatórios de NiTi antes a após o uso clínico submetidos a ensaios de resistência a fadiga cíclica. **Metodologia:** Vinte e quatro conjuntos de limas rotatórias de NiTi (ProTaper, Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) foram utilizadas neste estudo, sendo divididas aleatoriamente em 2 grupos. As limas do grupo G1 (n=12) foram armazenadas como recebidas sem serem utilizadas. As limas do grupo G2 (n=12) foram encaminhadas para um único endodontista para serem utilizadas em 10 canais radiculares cada. Foram realizados testes de resistência à fadiga utilizando-se um dispositivo metálico com 20mm de comprimento, 1,5mm de diâmetro interno, ângulo de 90 graus e raio interno de 6mm. Após a fratura dos instrumentos e recuperação dos fragmentos foi realizada a análise dos mesmos em microscopia eletrônica de varredura. Foram realizadas observações da superfície lateral dos instrumentos fraturados além da análise da superfície da fratura. **Resultados:** A observação das imagens demonstrou presença de desgaste na porção ativa dos instrumentos, além de presença de trincas e ausência de corrosão nos instrumentos dos dois grupos. **Conclusão:** As imagens mostraram semelhança entre os instrumentos do G1 e do G2, não havendo diferença entre elas.

Palavras-chaves: fadiga, endodontia, materiais dentários.

INTRODUÇÃO

As maiores dificuldades na terapia endodôntica ocorrem no preparo do canal radicular devido as complexidades anatômicas e limites de flexibilidade do instrumento, que podem gerar acidentes como degrau, *zip*, transporte apical, fratura do instrumento e perfurações, prejudicando o prognóstico da terapia endodôntica (Eldeeb & Boraas, 1985; Marceliano-Alves *et al.*, 2009).

No processo de instrumentação dos canais radiculares, os instrumentos devem acompanhar as variações anatômicas, principalmente as grandes curvaturas, e ser rígido o suficiente para suportarem os movimentos a que são submetidos sem se fraturarem. Nesse particular, os instrumentos de níquel-titânio possuem baixo módulo de elasticidade, cerca de $\frac{1}{4}$ ou $\frac{1}{5}$ em relação aos instrumentos de aço inoxidável, conferindo a esses instrumentos uma grande elasticidade (Lopes *et al.*, 2004; Miranzi *et al.*, 2005).

As ligas de níquel-titânio foram desenvolvidas no laboratório de artilharia naval da marinha americana por Guerisoli para aplicação em peças e instrumentos dotados de propriedades antimagnéticas e resistência contra corrosão pela água salgada. Receberam o nome genérico de nitinol (acrônimo de *Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory*) (Guerisoli, 2009).

A superelasticidade do níquel-titânio levou esta liga a ter importantes aplicações práticas na clínica endodôntica. Estas propriedades são explicadas pela transição da liga em austenítica em martensítica, pois a liga possui uma capacidade inerente de alterar seu tipo de ligação atômica. A transformação martensítica requer um processo atômico reversível chamado de geminação que permite uma redução da tensão durante a transformação (Plotino *et al.*, 2010).

Mesmo com as vantagens como a modelagem do canal radicular, estes instrumentos sofrem fadiga, o que levaria a sua fratura. Sattapan *et al.* (2000) elaboraram um estudo avaliando o tipo e a frequência de defeitos nos instrumentos rotatórios de níquel-titânio, após seu uso de rotina, sendo avaliados após seis meses de uso clínico. Os instrumentos eram descartados assim que se notava perda de corte, fratura ou deformações.

A fratura do instrumento é possivelmente uma das seqüelas mais infelizes durante a instrumentação do canal (Booth *et al.*, 2003). Com a probabilidade clínica de 0,41% para o sistema ProTaper (Di Fiore *et al.*, 2006).

O objetivo deste trabalho foi analisar por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) instrumentos rotatórios de níquel-titânio (sistema ProTaper) antes e após o uso clínico submetidos a um ensaio de resistência a fadiga cíclica.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para o presente estudo foram adquiridos 24 (vinte e quatro) conjuntos de limas rotatórias de NiTi de 25 mm do sistema rotatório ProTaper (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça). Cada conjunto com as seguintes limas: Sx, S1, S2, F1, F2 e F3. Estes conjuntos foram separados em dois grupos (n=12) de forma aleatória:

G1 = Controle;

G2 = Conjuntos submetidos ao uso clínico.

As limas do G2 foram encaminhadas para um único cirurgião-dentista especialista em endodontia com experiência no uso de tal sistema rotatório. Os instrumentos foram utilizados de acordo com a recomendação do fabricante seguindo o protocolo padronizado. Após anestesia local e isolamento absoluto do campo operatório, foi realizada a abertura coronária com o auxílio de uma ponta diamantada esférica em alta rotação. A trepanação foi realizada utilizando broca esférica em baixa rotação. Para a completa remoção do teto da câmara pulpar (nos casos de dentes posteriores) utilizou-se uma broca Endo Z em alta rotação. No caso dos dentes anteriores foi utilizada ponta diamantada esférica em alta rotação e a trepanação feita com o uso de brocas esféricas em baixa rotação. A remoção do teto da câmara pulpar dos dentes anteriores foi realizada com broca esférica em baixa rotação com movimentos de tração. Após a localização dos canais radiculares foi realizada a exploração dos canais radiculares e/ou penetração desinfetante com o auxílio de limas manuais K08 e K10 no comprimento aparente do dente (CAD), subtraindo-se três milímetros. O preparo de terço cervical foi realizado com brocas tipo Gates-Gliddem números 1 e 2 ou Largo número 1. Após ser realizado o preparo do terço cervical, foram utilizados filmes radiográficos e limas manuais para a realização da odontometria e alcançar assim o comprimento de trabalho (CT). Em

casos de necrose pulpar o instrumento ficou a 1mm do vértice radiográfico definindo assim o comprimento de trabalho; em casos onde não houve necrose pulpar, o instrumento ficou a 2mm do vértice radiográfico. O acesso ao forame apical foi feito utilizando limas manuais do tipo K08, K10 e K15 (K-Files, SybronEndo, EUA) com movimentos oscilatórios de $\frac{1}{4}$ de volta à direita e à esquerda, com suave pressão no sentido apical até se alcançar todo o comprimento do canal radicular. Foi estabelecida uma velocidade de 300 RPM e torque de 0,5N para o uso dos instrumentos rotatórios. Todos os instrumentos foram delimitados com auxílio de cursores no comprimento real do dente. Os instrumentos ProTaper apresentam conicidade variável ao longo do mesmo instrumento, determinando uma cinemática diferenciada. Os instrumentos foram introduzidos e retirados dos canais radiculares instantaneamente, sem que ficassem parados e não realizassem “movimentos de pincelamento”. O instrumento S1 foi introduzido no canal radicular no CT. Após, introduziu-se o instrumento S2, que alcançou o CT. Após o uso dos instrumentos S1 e S2, foram utilizados os instrumentos F1. Caso este último tenha ficado solto no interior do canal, o instrumento F2 foi utilizado. O uso do instrumento F3 é opcional, e foi restringido aos canais sem curvaturas ou aqueles em que sejam extremamente discretos ($< 5^\circ$). Em todos os casos foi utilizado hipoclorito de sódio a 2% como meio químico auxiliar no preparo dos canais radiculares, utilizado entre todos os instrumentos, sejam eles manuais ou mecânicos. Cada conjunto foi utilizado no preparo de 10 (dez) canais radiculares sempre sendo esterilizados em autoclave entre um paciente e outro.

Após o uso clínico das amostras do G2, juntamente com as limas do G1 (controle), os instrumentos S1, S2 e F1 foram separados e submetidos ao ensaio de resistência a fadiga cíclica.

Durante o uso clínico das limas do G2, dados clínicos referentes ao grupo de dentes e idade dos pacientes foram registrados a fim de análise qualitativa dos resultados. Os conjuntos foram submetidos para o tratamento endodôntico de 26 dentes molares, 11 dentes pré-molares com dois canais radiculares e 20 dentes monorradiculares. A média de idade dos pacientes foi de 37 anos.

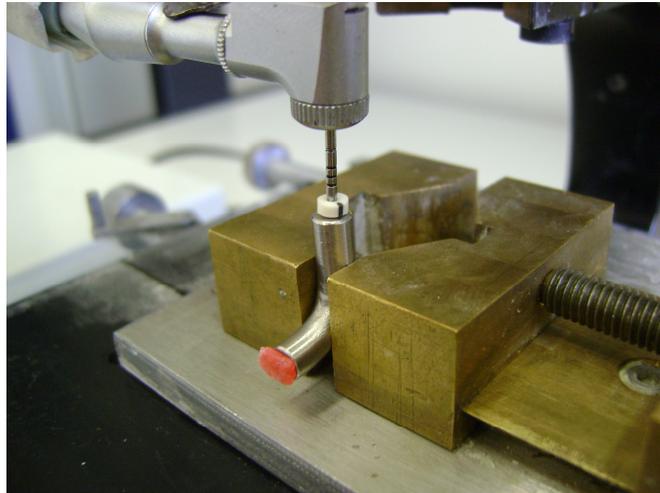
Para a realização dos testes de resistência a fadiga cíclica, foi utilizado um motor elétrico Endotec Dentec (Caxias do Sul, RS, Brasil). Acoplado a este motor, utilizou-se um contra-ângulo (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) onde as limas foram conectadas. O contra-ângulo foi encaixado em uma plataforma de sustentação, padronizando a movimentação das limas endodônticas em um único sentido (figura 1). Os ensaios foram realizados em um dia por um único examinador. Todos os instrumentos foram acionados livremente, conforme orientação do fabricante, em um cilindro de aço inoxidável com 20 mm de comprimento, 1,5 mm de diâmetro interno, um ângulo de 90 graus e raio interno de 6 mm (Moreira 2006). A parte ativa de cada instrumento foi introduzida na margem superior do cilindro já em movimentação até atingir 20 mm, delimitado por cursores previamente inseridos em cada lima (figura 2). Foram realizados ensaios de fadiga sob flexão nas limas como recebidas. Cada lima foi mantida em rotação até o momento da fratura. Os fragmentos fraturados também foram recuperados.

Após os ensaios de fadiga cíclica foi realizado a análise por MEV (microscopia eletrônica de varredura) utilizando um aparelho Philips modelo XL 30 da superfície lateral dos instrumentos fraturados e da superfície de fratura de todas as limas. Também foi realizada observação da superfície lateral de um instrumento F1 pró-análise (P.a.) sem ser submetido ao ensaio mecânico para comparação com os demais instrumentos.

Figura 1. Contra-ângulo conectado a plataforma de sustentação.



Figura 2. Cursor delimitando o instrumento no interior da matriz metálica.



RESULTADOS

Analisando as imagens obtidas pela microscopia eletrônica de varredura da superfície lateral dos instrumentos fraturados (figura 3), é possível observar o desgaste sofrido pelos instrumentos, tanto nas limas do grupo controle (G1) quando aquelas submetidas ao uso clínico (G2). Em todos os instrumentos observa-se a presença de desgaste na porção ativa das limas, quando comparados com o instrumento F1 P.a. (sem ser submetido ao ensaio mecânico) (figura 4).

Figura 3. MEV da superfície lateral dos instrumentos fraturados de ambos os grupos: F1 nova (A); F1 usada (B); S2 nova (C); S2 usada (D); S1 nova (E) e S1 usada (F). Foi possível observar o desgaste dos instrumentos na sua parte ativa.

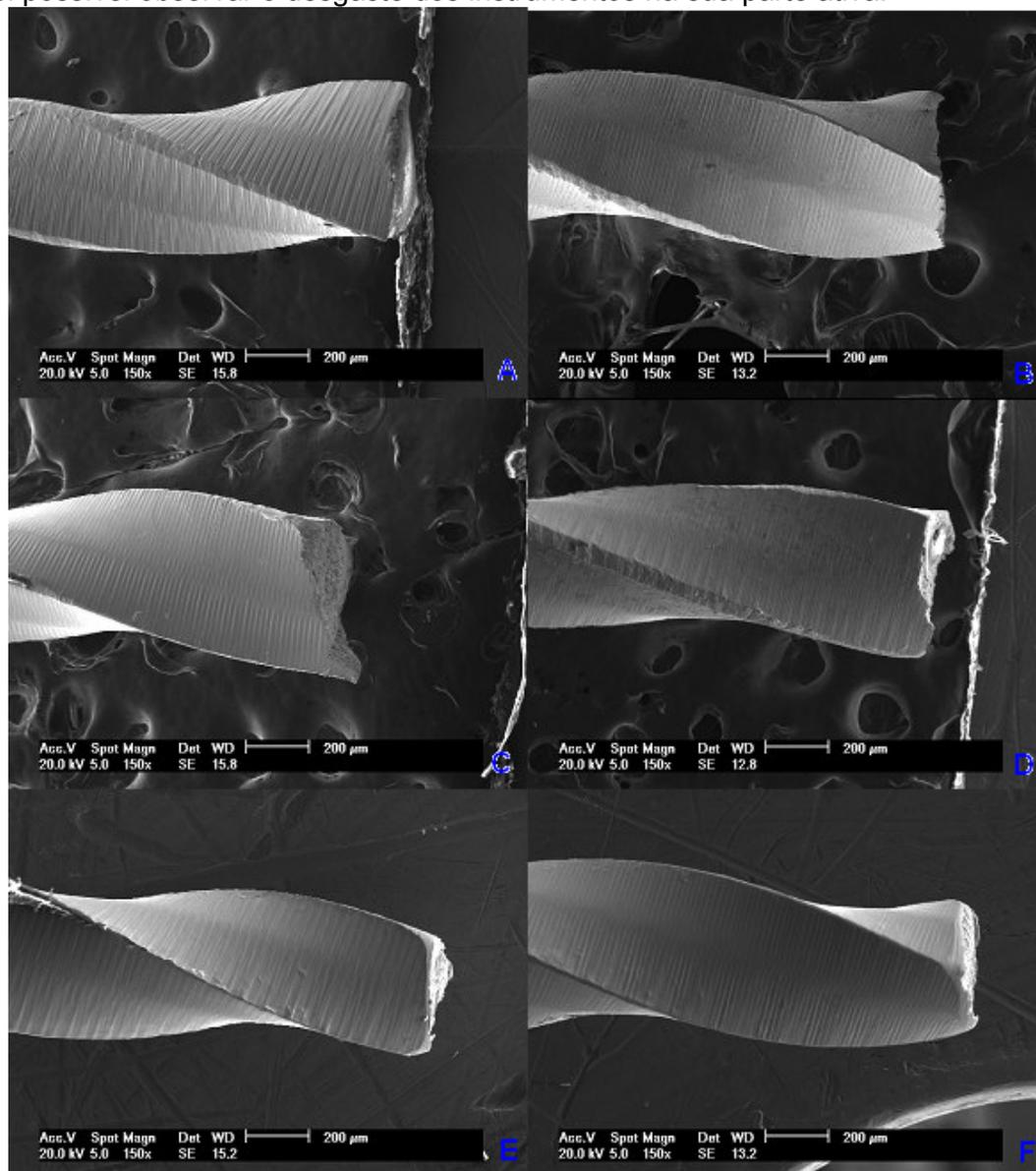
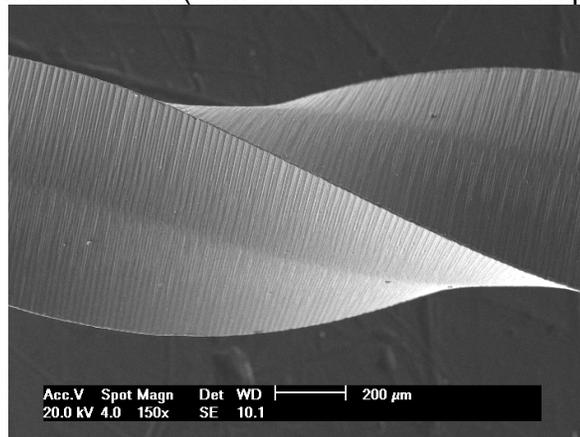


Figura 4. Instrumento F1 P.a. (sem ser submetido a fratura por fadiga cíclica).



A análise da superfície da fratura dos instrumentos rotatórios (figura 5), assim como na análise lateral, não foi possível observar a presença de corrosão. Esta análise permite observar a origem da fratura, localizada na parte ativa do instrumento. As imagens mostram áreas lisas na sua periferia e uma grande área irregular central fibrosa associada a uma ruptura dúctil. A região central dos instrumentos (figura 6) apresenta microcavidades, onde o crescimento destas (coalescimento de microcavidades) acarreta a ruptura do material. Na periferia dos instrumentos foi possível observar a presença de trincas (figura 7), que representariam o início da consolidação da fratura.

Figura 5. MEV da superfície de fratura dos instrumentos de ambos os grupos: F1 usada (A); F1 nova (B); S2 usada (C); S2 nova (D); S1 usada (E) e S1 nova (F).

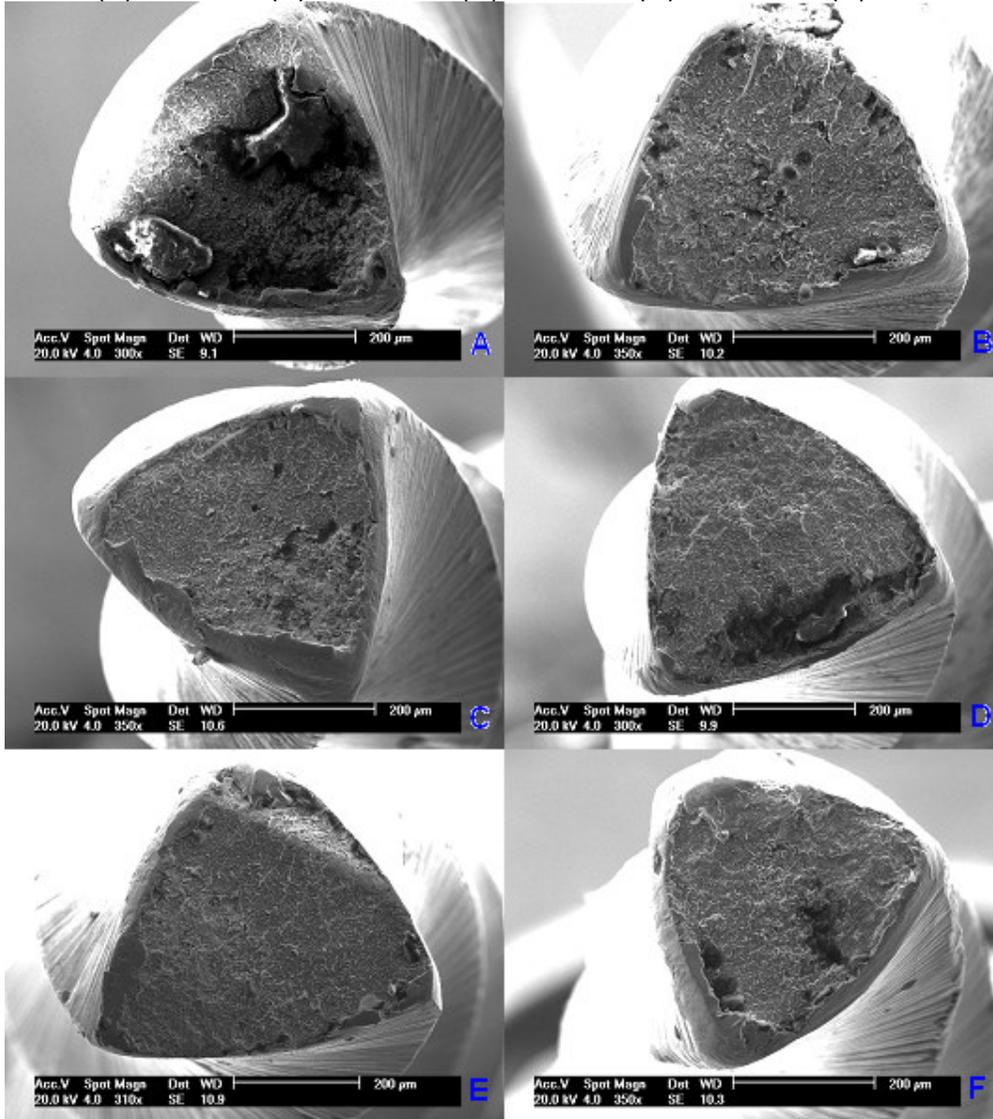


Figura 6. MEV da superfície da fratura na região central do instrumento.

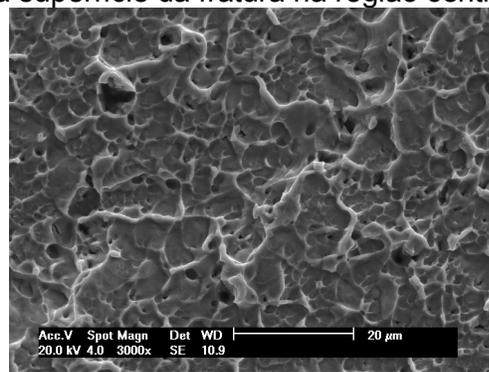
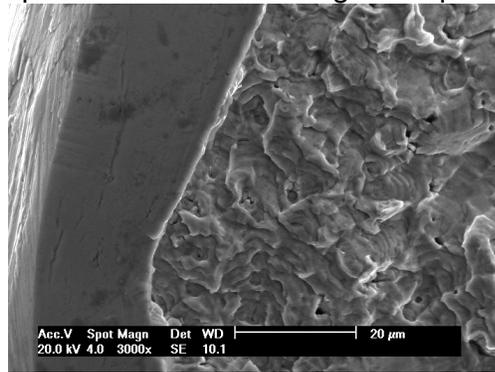


Figura 7. MEV da superfície da fratura na região da periferia do instrumento.



DISCUSSÃO

Há quatro modalidades reconhecidas de fraturas de metais sólidos: clivagem, ruptura por ondulação, fadiga e descoesão (Collins, 1993). Fadiga é uma forma de fratura transgranular onde a periferia dos grãos tem pouco efeito sobre a direção da propagação da trinca (Schijve, 2001).

Segundo Kuhn *et al.* (2001) utilizando MEV para avaliar defeitos em instrumentos de níquel-titânio, foi observado que na máxima curvatura houve aparecimento de trincas que, em maior aumento, mostram-se perpendiculares à propagação da fratura. De acordo com Li *et al.* (2002), as trincas podem se propagar quando o estresse atinge um valor crítico que supera a força de coesão entre as moléculas da liga metálica, levando à fratura.

Os instrumentos de NiTi utilizados em movimentos de rotação fraturam de duas maneiras diferentes: torção e fadiga flexural (Serene *et al.*, 1995; Satappan *et al.*, 2000). Fratura por torção ocorre quando uma parte da ponta ativa do instrumento é trancada em um canal enquanto a haste continua a girar. Quando o torque exercido pela peça de mão exceder o limite elástico da liga, a fratura do instrumento se tornará inevitável (Peters, 2004; Parashos & Messer, 2006). Estes instrumentos devido a carga de torção demonstram sinais específicos tal como uma deformação plástica (Satappan *et al.*, 2000).

A fratura por fadiga flexural ocorre devido a flexão repetida da liga metálica. O instrumento gira livremente na curvatura do canal, gerando ciclos de compressão e tração no ponto de flexão máxima até ocorrer a fratura. Um instrumento sendo mantido em uma posição estática e continuar girando a metade de haste do instrumento do lado de fora da curvatura estará em tensão enquanto a metade do instrumento que se localiza para o lado de curvatura se encontrará em compressão.

Esta tensão/compressão repetida aumenta a fadiga cíclica e pode ser um fator importante na fratura do instrumento (Plotino *et al.*, 2010).

Cheung *et al.* (2005) avaliaram o tipo de fratura de instrumentos Protaper S1. De 122 instrumentos utilizados clinicamente em 17 meses, 28 instrumentos foram fraturados. Estes últimos foram analisados para serem classificados quanto ao tipo de fratura: torção ou flexão. A análise da superfície de fratura foi essencial para revelar as características que podem indicar a possível origem de fissuras e o modo de falha do instrumento. A fadiga parece ser uma importante razão para a falha de instrumentos durante o uso clínico. Uma vez que se concluiu que as fraturas, em sua grande maioria ocorreram por flexão.

A utilização de instrumentos rotatórios requer conhecimento de seus conceitos básicos, tanto de comportamento quanto das suas propriedades físicas, químicas e mecânicas, visando minimizar a ocorrência de insucessos no tratamento endodôntico (Lopes *et al.*, 2004). O uso de instrumentos manuais é importante para se evitar o travamento apical dos instrumentos rotatórios. Evitar longos períodos de rotação num mesmo ponto com estes instrumentos também ajuda a evitar a ocorrência de fraturas.

Quanto a observação das imagens dos instrumentos não é possível perceber diferenças que tenham sido causadas pelos agentes químicos utilizados durante o uso clínico. O desgaste dos instrumentos é contínuo e sugere-se estar relacionado ao atrito sofrido pelos mesmos.

CONCLUSÕES

Em face dos resultados obtidos e de acordo com a metodologia aplicada neste estudo, pode-se concluir que não há diferença na microscopia de instrumentos rotatórios de NiTi (sistema ProTaper) antes a após o uso clínico submetidos a fratura por fadiga cíclica.

REFERÊNCIAS

1. Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer PD (2003) A comparison of torque Required to Fracture three Different Nickel-Titanium Rotary Instruments Around Curves of the Same Angle but of Different Radius When Bound at the Tip. *Journal of Endodontic* **19**, 55-57.
2. Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW (2005) Defects in Protaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal* **38**, 802-809.
3. Collins JA (1993) Failure of materials in mechanical design: analysis, prediction, prevention, 2nd edn. *New York, NY: John Wiley & Sons*. Pp. 1-644.
4. Di Fiore PM, Gonov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L (2006) Nickel-titanium rotatory instrument fracture: a clinical practice assessment. *International Endodontic Journal* **39**, 700-708.
5. Eldeeb ME, Boraas JC (1985) The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *International Endodontic Journal* **18**, 1-7.
6. Guerisoli DMZ (1999) Mecanismo de ação dos instrumentos rotatórios [monografia]. Ribeirão Preto: Universidade de Ribeirão Preto; São Paulo, Brasil.

7. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L (2001) Influence of structure on nickel titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontic* **27**, 516-20.
8. Li UM, Lee BS, Shih CT, Lan WH, Lin CP (2002) Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontic* **28**, 448-51.
9. Lopes HP, Elias CN, Siqueira Jr JF (2004) Instrumentos endodônticos, Endodontia biologia e técnica 2ª. ed. Rio de Janeiro; Medsi.
10. Marceliano-Alves MFV, Santos MDB, Silva e Souza PAR (2009) Desgaste dos instrumentos K3 e ProTaper após simulação de uso clínico em canais curvos. *RGO, Porto Alegre* **57**, 13-18.
11. Miranzi BAS, Miranzi MAS, Miranzi AJS, Oliveira WJ, Borges GA, Araújo LCR (2005) Avaliação in vitro das distorções promovidas em canais radiculares artificiais curvos comparando o preparo cervical com limas de NiTi acionadas a motor e brocas gates-glidden. *Revista Odonto Ciência – Fac. Odonto/PUCRS* **20**(49), 245-50.
12. Moreira E JL (2006) Análise da fratura de instrumentos endodônticos de NiTi. Tese de Doutorado. *Instituto Militar de Engenharia*. Rio de Janeiro.
13. Parashos P, Messer HH (2006) Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of endodontics* **32**, 1031-43.

14. Peters OA (2004) Current challenges and concept in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics*, **30**, 559-65.

15. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G (2010) Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *International Endodontic Journal* **43**, 226-230.

16. Satappan B, Nervo G, Palamara J, Messer H (2000) Defects in nickel titanium endodontic rotary files after clinical usage. *Journal of Endodontics* **26**, 161-5.

17. Sattapan B, Palamara JEA, Messer HH (2000) Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontic* **26**, 156-60.

18. Schijve J (2001) *Fatigue of structures and materials*. Dordrecht, The Netherlands: Kluwer Academic, pp. 1-507.

19. Serene TP, Adams JD, Saxena A (1995) *Nickel-titanium instruments: applications in endodontics*. St. Louis, MO, USA: Ishiyaku EuroAmerica.

DISCUSSÃO GERAL

Rothbarth & Pessoa (2010), avaliaram a resistência flexural de instrumentos rotatórios de NiTi de diferentes características geométrica antes e após o uso em canais artificiais. Os instrumentos foram divididos em quatro grupos: Race novo, Race usado, K3 novo e K3 usado. Todos apresentando o mesmo diâmetro de ponta, a mesma conicidade e o mesmo comprimento. Os instrumentos usados prepararam um canal artificial de resina com curvatura de 40 graus e raio de 5 mm. Após foi realizado o ensaio de fadiga e o tempo cronometrado até que ocorresse a fratura do instrumento. Os resultados mostraram diferença significativa, sendo que o uso e as características geométricas influenciaram na resistência flexural dos instrumentos rotatórios. Estes resultados apóiam a pesquisa realizada, mostrando que o uso destes instrumentos diminui sua resistência.

Vieira *et al.* (2008) avaliaram a vida restante em fadiga, bem como comparou os danos superficiais devido à fadiga estrutural, de instrumentos rotatórios de NiTi ProTaper utilizados na clínica para a limpeza e formatação do sistema de canais radiculares de cinco e oito molares. Quarenta e dois jogos de instrumentos ProTaper, tipo S1, S2, F1 e F2, foram analisados. Eles foram divididos em Grupo Controle (GC) com 12 jogos de instrumentos novos e três grupos experimentais: G1 e G2, cada um com 10 jogos de instrumentos, cada jogo usado clinicamente por um endodontista experiente com o sistema em cinco e oito molares, respectivamente; e G3, com 10 jogos de instrumentos, cada jogo usado clinicamente em 5 molares por estudantes de graduação inexperientes com o sistema. Antes e após o uso clínico, todos os instrumentos foram analisados pela presença de danos superficiais por microscopia ótica e três jogos de cada grupo de instrumentos usados, selecionados ao acaso, foram examinados por microscopia eletrônica de varredura. Os

instrumentos foram em seguida testados em dispositivo de bancada para avaliação de sua resistência à fadiga. Uma grande quantidade de microtrincas transversais foi observada em todos os instrumentos, bem como trincas longitudinais em menor número, indicando que eles sofreram fadiga estrutural. Foi observada uma redução da resistência à fadiga após o uso clínico para todos os instrumentos avaliados. A experiência do operador afetou a ocorrência de deformação plástica e fratura das limas durante o uso clínico. Onde apenas no grupo utilizado por alunos sem experiência ocorreu fratura. Os resultados obtidos indicaram que o uso clínico múltiplo consome a vida em fadiga dos instrumentos, mas a vida restante em fadiga foi essencialmente a mesma nos instrumentos usados em cinco e oito molares. Quanto às imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura, observa-se semelhança com as imagens deste trabalho.

Vieira *et al.* (2009) avaliaram a influência de vários usos clínicos sobre o comportamento de torção de instrumentos rotatórios Protaper. Dez conjuntos foram utilizados por um endodontista experiente, sendo cada conjunto utilizado no preparo radicular de cinco molares. Após o uso clínico os instrumentos foram analisados por danos por MEV. Os conjuntos utilizados juntamente com o grupo controle de dez conjuntos novos foram testados quanto à torção. A resistência a torção de instrumentos utilizados, quando comparados com os instrumentos novos, foram reduzidos após o uso clínico. Estes resultados demonstram que tanto no que se refere à resistência a fadiga quanto à torção, o fator uso clínico diminui a resistência destes instrumentos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Baumann MA, Roth A (1999) Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology* **88**, 714-8.
2. Becker NA, Oliveira EPM, Durand JCC (2007) Propriedades e mecanismos de fratura dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio. *Jornal Brasileiro de Endodontia*.
3. Borges LP, Santos M, Borges LH (2001) Corrosão em limas de níquel-titânio após instrumentação, desinfecção e esterilização. *Odontol Bras* **15**, 80.
4. Lopes HP, Elias CP (2001) Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor – fundamentos teóricos e práticos. *Revista Brasileira de Odontologia* **58**, 207-10.
5. Marceliano-Alves MFV, Santos MDB, Silva e Souza PAR (2009) Desgaste dos instrumentos K3 e ProTaper após simulação de uso clínico em canais curvos. *RGO, Porto Alegre* **57**, 13-18.
6. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhamou LM, Lachkar T, Mesgouez C, Sobel M (1999) Rotatory NiTi profile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *International Endodontic Journal* **32**, 436-43.

7. McSpadden J (1993) Multiphase gutta-percha obturation technique. *Dent Econ.* **83**, 95-7.
8. Melo MCC, Bahia MGA, Buono VTL (2002) Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontic* **28**, 765-9.
9. Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E (2003) Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *International Endodontic Journal* **36**, 161-5.
10. Rothbarth CP, Pessoa OS (2010) Resistência à fadiga flexural de instrumentos rotatórios de níquel-titânio de diferentes características geométricas antes e após o uso. *Revista Odontologia UNESP* **39**, 89-94.
11. Schäffer E (1997) Root canal instruments for manual use: a review. *Endod Dent Traumat* **13**, 51-64.
12. Schilder H (1974) Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Amer* **18**, 269-96.
13. Serene TP (1995) Nickel-titanium instruments. Applications in endodontics. *Ishiyaku EuroAmerica: Saint Louis*.

14. Vieira EP, França EC, Martins RC, Buono VT, Bahia MG (2008) Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of Protaper Rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal* **41**, 163-72.
15. Vieira EP, Nakagawa RK, Buono VT, Bahia MG (2009) Torsional behavior of rotary NiTi Protaper Universal instruments after multiple clinical use. *International Endodontic Journal* **42**, 947-53.
16. Walia H, Brantley WA, Gerstein H (1988) An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontic* **14**, 346-51.
17. Yared G, Sleiman P (2002) Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology* **93**, 92-6.
18. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P (2001) Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *International Endodontic Journal* **34**, 471-5.

ANEXOS

14-Dec-2010

Dear Dr. Weis

Your manuscript entitled "EVALUATION AND COMPARISON OF THE RESISTANCE TO THE CYCLICAL FATIGUE OF ROTATORY INSTRUMENTS OF NiTi BEFORE AND AFTER THE CLINICAL USE" has been successfully submitted online to the International Endodontic Journal.

Your manuscript ID is IEJ-10-00552.

Please mention the above manuscript ID in all future correspondence or when calling the Editorial Office for questions. If there are any changes in your postal or e-mail address, please log in to ScholarOne Manuscripts at <http://mc.manuscriptcentral.com/iej> and edit your user information as appropriate.

You can also view the status of your manuscript at any time by checking your Author Centre after logging in to <http://mc.manuscriptcentral.com/iej> .

Thank you for submitting your manuscript to the International Endodontic Journal.

Kind regards

Paul Dummer
Editor, International Endodontic Journal
iejeditor@cardiff.ac.uk

14-Dec-2010

Dear Dr. Weis

Your manuscript entitled "EVALUATION OF ELECTRONIC MICROSCOPY OF SCINTISCAN OF ROTATORY INSTRUMENTS OF NiTi BEFORE AND AFTER THE CLINICAL USE SUBMITTED TO THE FRACTURE BY CYCLICAL FATIGUE" has been successfully submitted online to the International Endodontic Journal.

Your manuscript ID is IEJ-10-00553.

Please mention the above manuscript ID in all future correspondence or when calling the Editorial Office for questions. If there are any changes in your postal or e-mail address, please log in to ScholarOne Manuscripts at <http://mc.manuscriptcentral.com/iej> and edit your user information as appropriate.

You can also view the status of your manuscript at any time by checking your Author Centre after logging in to <http://mc.manuscriptcentral.com/iej> .

Thank you for submitting your manuscript to the International Endodontic Journal.

Kind regards

Paul Dummer
Editor, International Endodontic Journal
iejeditor@cardiff.ac.uk