

Avaliação da influência do torque na fratura de instrumentos rotatórios em ensaio dinâmico

Evaluation of torque influence in fracture of rotatory instruments by a dynamic test

Georgiana Amaral¹
Jacson Régis do Nascimento²
Antonio Jose Ribeiro de Castro³

Recebido: 17/08/2014
Aceito: 25/09/2014

Resumo

Este trabalho foi realizado na intenção de testar se a variação do torque aplicado no uso das limas ProTaper Universal F2 influencia em sua resistência à fadiga. O teste consistiu em fazer rotação de 36 limas a 300 RPM, divididas em três grupos (n=12) de acordo com o torque aplicado (3, 4 e 5 N.cm, respectivamente). Para isto foi desenvolvido um dispositivo de ensaio dinâmico no qual um canal metálico curvo direcionava o movimento dos instrumentos a 2,4 Hz (2,4 ciclos/s), girando com a ajuda de um motor endodôntico (X-Smart). A análise dos resultados pelo ANOVA revelou diferença significativa (p=0), sendo que o grupo com o menor torque (3N) suportou um maior tempo (em segundos) e, conseqüentemente, um maior número de ciclos no interior do canal. **Palavras chave:** tratamento endodôntico, instrumentos endodôntico, fratura.

Abstract

This study was performed in an attempt to test the resistance to fatigue of files ProTaper Universal F2 with a variation of the torque. The test consisted in 36 files rotating at 300 rpm, divided into three groups (n = 12) with torque 3, 4 and 5 N.cm, respectively. A device was developed for the dynamic test with a curved metallic channel directing the movement of the instruments to 2.4 Hz (2.4 cycles / sec), with a rotating endodontic engine (X-Smart). The analysis by ANOVA revealed a significant difference (p = 0), whereas the group with the lowest torque (3N) withstands a longer time (in seconds) and, consequently, a greater number of cycles within the channel. **Keywords:** endodontic treatment, endodontic instruments, fracture.

¹ Mestre e Doutora em Endodontia, Profª de Especialização em Endodontia da São Leopoldo Mandic-RJ e Profª Substituta de Endodontia da UERJ.

² Especialista em Endodontia pela São Leopoldo Mandic-RJ.

³ Mestre e Doutor em Endodontia, Prof. de Graduação e Especialização da Universidade Estácio de Sá. Pós doutorando na UERJ.

Introdução

O uso de instrumentos de níquel-titânio na endodontia veio facilitar o tratamento de dentes com curvaturas radiculares acentuadas. Estes instrumentos apresentam maior flexibilidade e elasticidade em curvas, bem como maior resistência à torção, quando comparados a instrumentos de aço inoxidável do mesmo calibre.

De acordo com SATTAPAN et al (1), em 2000, foram estas características que permitiram o seu uso em movimentos rotatórios acionados a motores pneumáticos ou elétricos. Mesmo assim, segundo os autores, a ocorrência de fraturas de instrumentos no interior dos canais ainda preocupa mesmo usando este tipo de material, pois o instrumento de níquel-titânio muitas vezes não dá sinais evidentes de fadiga cíclica.

Para GAMBARINI (2), fratura de instrumentos no interior do canal é um inconveniente que pode comprometer toda a terapia endodôntica. Tal acidente comumente se deve à fadiga cíclica e à fadiga torsional, que podem ser causadas por vários fatores relativos ao dente, ao instrumento e ao operador (3). Em relação ao dente as causas podem ser curvaturas acentuadas nos canais e/ou canais muito estreitos. Fatores relativos ao instrumento podem ser conicidade acentuada, desenho da ponta do instrumento muito agressivo, desenho da secção transversal da lima com a área interna do núcleo muito estreito (frágil), arestas das lâminas de corte muito acentuadas, afiadas (4). Fatores relativos ao operador podem ser a força apical exercida excessiva, pressão lateral excessiva (5), uso de limas muito velhas ou na sequência incorreta, sem promover um correto alargamento prévio do canal ou sem seguir as recomendações do fabricante (6).

Este trabalho teve por objetivo avaliar, por meio de um ensaio de flexão rotativa dinâmico, se a variação do valor de torque influencia no número de ciclos suportados pelos instrumentos ProTaper Universal número F2 (#25) durante o preparo mecânico de um canal artificial.

Revisão de Literatura

SATTAPAN et al. (1), em 2000, realizaram um estudo a fim de analisar o tipo e frequência de defeitos apresentados por limas de níquel-titânio após o uso clínico e traçar conclusões sobre as causas das falhas. O estudo conclui que a prévia inspeção cuidadosa dos instrumentos antes do uso não deve ser feita a olho nu, e sim

com um aumento de, pelo menos, 10X. Mesmo assim não garante a integridade do instrumento, mas pode prevenir problemas como fraturas no interior do canal, pois as limas com deformação plástica visível ou com defeitos de fabricação podem ser identificadas e descartadas.

GAMBARINI (2) realizou um estudo investigando a influência do uso de motores de alto e baixo torque aplicados na instrumentação de um canal curvo simulado em aço inoxidável. O estudo sugere que o uso de limas rotatórias de níquel-titânio se torna mais seguro usando motores de baixo torque, pois os resultados mostram que a fadiga cíclica foi menor em baixo torque, aumentando o número de ciclos suportados até a fratura.

PARASHOS, GORDON e MESSE (3) realizaram um estudo estatístico comparativo em instrumentos rotatórios de níquel-titânio descartados após o uso. Os pesquisadores coletaram um total 7159 instrumentos. Limas torcidas ocorreram em 12% dos casos e fraturas em 5%, das quais 1,5% de fraturas por torção e 3,4% por flexão. Os fatores de *design* do instrumento também influenciaram nos números obtidos, mas em menor escala. O número de usos dos instrumentos com defeito foi de 3,3 +/- 1,8 (escala 1-10) e instrumentos sem defeito 4,5 +/- 2,0 (escala de 1-16). A maior influência nos índices de defeitos foi relacionada ao dentista, tanto em relação à habilidade operatória no uso das limas como na aplicação de critérios relativos ao controle do número de usos e respeito aos primeiros sinais de fadiga.

Um estudo realizado por SCHRADER e PETERS (7) comparando a força em direção apical (em N), o torque (em Ncm), a área de contato (mm²) e o número de rotações em trabalho de duas sequências diferentes de preparo de canais curvos artificiais em blocos de resina, sugere que o trabalho usando limas com apenas um valor de conicidade pode submetê-las a um esforço maior e, conseqüentemente, maiores níveis de estresse, e que o uso de limas de várias conicidades pode tornar o trabalho mais seguro do que com limas de conicidade única. Mas diz também que a experiência do operador é fundamental na prevenção de acidentes com fraturas.

ULLMANN e PETERS (8) realizaram um estudo para avaliar fratura estática das limas rotatórias de níquel-titânio tipo ProTaper SX, S1, S2, F1, F2 e F3 que foram sujeitas a vários níveis de fadiga cíclica. Instrumentos novos e pré estressados, a 30, 60 e 90% de suas rotações para fratura por fadiga cíclica em

um canal simulado com 90° de curvatura e 5 mm de raio, foram testados de acordo com a ISO 3630-1 (norma técnica que padroniza os testes feitos em instrumentos endodônticos). Em instrumentos novos a resistência à fadiga cíclica diminuiu com o aumento do diâmetro do instrumento e variou de 158 a 450 rpm. O torque ao fraturar variou de 0,5 a 2,1 Ncm e mostrou uma forte relação com o diâmetro do instrumento. Quanto maior o torque suportado, maior era o diâmetro do instrumento. O ângulo de torção ao fraturar estava pouco relacionado ao diâmetro do instrumento, com exceção apenas da lima F3, onde o ângulo ao fraturar foi bem maior. No entanto, não foi observada diferença significativa relacionando o diâmetro em D3 (a 3 mm da ponta) das limas com o ângulo de fratura. A pré-utilização dos instrumentos reduziu de maneira significativa a resistência torsional nas limas de acabamento, mas não muito nas limas de modelagem. O estudo concluiu que o crescimento da tensão para dentro dos instrumentos rotatórios de níquel-titânio depende do seu diâmetro, sugerindo que, na prática, instrumentos mais calibrosos sujeitos a maior fadiga cíclica deveriam ser usados com mais cuidado ou serem descartados mais cedo.

XU e ZHENG (4), em 2006, realizaram um estudo com 6 marcas comerciais de limas rotatórias de níquel-titânio (ProTaper, Hero642, Mtwo, ProFile, Quantec e NiTiflex) a fim de investigar a influência do perfil da secção transversal em seu comportamento mecânico. Os modelos que apresentaram o maior núcleo central sofreram menor estresse e suportaram maior torque. Fatores como inércia da secção transversal, profundidade do sulco da lâmina, área do núcleo interno, aresta radial e superfície externa de corte influenciaram na distribuição do estresse na lâmina.

WEY et al. (6), em 2007, fizeram um experimento observando 100 limas ProTaper após uso clínico para determinar o modo de fratura e também determinar qual é o melhor método para determinar o modo de fratura das limas. Os métodos de exame foram a Microscopia Eletrônica de Varredura e a Estereomicroscopia. Ficou demonstrado que a Microscopia Eletrônica de Varredura foi o melhor método para determinar o modo de fratura das limas NiTi. A observação por este método mostrou que algumas limas apresentavam sinais de fadiga flexural, mas também marcas circulares de abrasão, indicando que ocorreu juntamente fadiga torsional.

CAMÂRA et al (9), em 2009, comparando as mudanças dimensionais e geométricas

feitas nos instrumentos ProTaper Universal (PTU) em comparação ao seu antecessor ProTaper (PT), avaliaram como isto poderia ter afetado sua flexibilidade e resistência à torção. Utilizaram as limas PT e PTU de números S1, S2, F1, F2 e F3, e verificaram que a flexibilidade aumentou nos instrumentos S1 e F1 PTU e diminuiu nos instrumentos F2 e F3, enquanto a resistência torsional aumentou para os instrumentos S2, F2 e F3.

Em 2009, WHIPPLE, KIRKPATRICK e RUTLEDGE (10), realizaram um estudo *in vitro* medindo a resistência à fadiga cíclica das limas ProTaper Universal (PTU) e V-Taper durante rotação em um raio máximo de 90° de curvatura de 5mm de extensão. As limas foram acionadas a 250 rpm com uma oscilação axial de 4mm a 1Hz. O número de ciclos até a fratura foi calculado e a superfície da fratura dos instrumentos foi escaneada com microscópio eletrônico de varredura para confirmar a fadiga cíclica e o modo de fratura. Os autores afirmaram que o raio de curvatura é um dos maiores determinantes do estresse sofrido pela lima no preparo do canal. Quanto menor é o raio de curvatura e maior o seu ângulo, maior é o estresse sofrido pelo instrumento. O ponto máximo de estresse da lima é no meio da curvatura. Nos instrumentos testados as limas PTU resistiram melhor à fratura do que as limas V-Taper.

VIEIRA, BUONO e BAHIA (5) avaliaram o coportamento de instrumentos ProTaper Universal (PTU) com e sem o uso de movimento de pressão lateral contra as paredes dos canais. Concluíram que o uso do movimento de pressão lateral com as limas de modelagem (S1 e S2) gerou um estresse maior a estas limas, aumentando a fadiga e reduzindo o torque máximo suportado pelas mesmas. No entanto, resultou na diminuição da redução do torque máximo suportado pelas limas de acabamento (F1 e F2) deste grupo, pois as poupou de um esforço maior no acabamento do preparo apical.

Materiais e Métodos

Foram utilizados no teste 36 instrumentos endodônticos rotatórios de níquel-titânio número F2 do Sistema ProTaper Universal (Maillefer AS, Ballaigues, Suíça), com diâmetro DO ISO 0,25 mm, de 25 mm de comprimento. Uma análise morfométrica prévia dos instrumentos foi realizada, a fim de tentar correlacionar tais características com os comportamentos mecânicos dos mesmos. Para tanto, todos os

instrumentos foram medidos quanto ao seu comprimento total e diâmetros em D3, D6 e D15 (a 3, 6 e 15 mm da ponta). As medidas foram realizadas por um único operador, com auxílio de um paquímetro digital (*Digimess, Mitutoyo*) por 2 vezes. As medidas referentes aos comprimentos dos instrumentos foram tomadas por meio das faces de medição externas e as de diâmetro através das faces internas do paquímetro. Através destas medidas foram calculadas as conicidades das limas entre D3 e D6 e entre D6 e D15, usando-se as seguintes fórmulas: $D6-D3/3$ para determinar conicidade entre D3 e D6 e $D15-D6/9$ para determinar as conicidades entre D6 e D9. Os instrumentos foram divididos aleatoriamente em três grupos de 12 unidades cada e acionados com rotação à direita (sentido horário), à velocidade nominal de 300 RPM por meio de um motor elétrico X-Smart marca Dentsply, com torque de 3N (grupo 1), 4N (grupo 2) e 5N (grupo 3), até ocorrer fratura dos instrumentos.

O ensaio de flexão rotativa dinâmico consistiu em o instrumento girar no interior de um canal simulado. Para simular um canal foi utilizada uma agulha de aspiração endodôntica metálica pré-curvada à aproximadamente 60° , com raio de curvatura de aproximadamente 12mm, que foi cortada a um tamanho que permitisse a visualização de cerca de 2 mm da ponta da lima para fora do canal. Desta maneira se conseguiu constatar o momento em que ocorreram as fraturas (**Figura 1**). Para garantir a manutenção do movimento vertical do instrumento num mesmo eixo foi utilizado um aparato desenvolvido para o teste – uma haste fixa prendeu o canal a uma base, que tem outra haste vertical fixa, que, por sua vez suportou

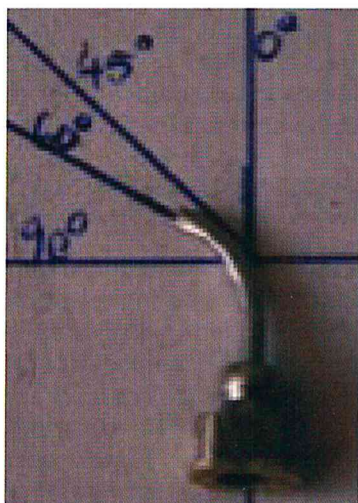


Figura 1: Canal simulado em cânula de aspiração.

a peça de mão com o instrumento e um motor, que promoveu e controlou, através de um eixo deslizante, o movimento vertical de entrada e saída da lima no canal (**Figura 2**). Este movimento foi calibrado para avanço e retrocesso da lima no interior do canal simulado, com oscilação de aproximadamente 2,4 ciclo/s, e amplitude de aproximadamente 14mm, até que ocorresse a fratura. O número de oscilações inserindo a lima no canal foi medido pelo tempo em segundos decorrido até o momento da fratura em relação à frequência de entrada/saída da lima do canal, utilizando-se a fórmula: $2,4 \times \text{tempo(s)}$, ou seja, tempo decorrido em segundos $\times 2,4$ ciclos por segundo. Durante o ensaio o canal foi preenchido com glicerina líquida, por meio de uma agulha acoplada a uma seringa de 10cc, para reduzir o atrito do instrumento com a parede do canal e a dissipar melhor a liberação de calor.

O tempo até ocorrer fratura foi medido por meio

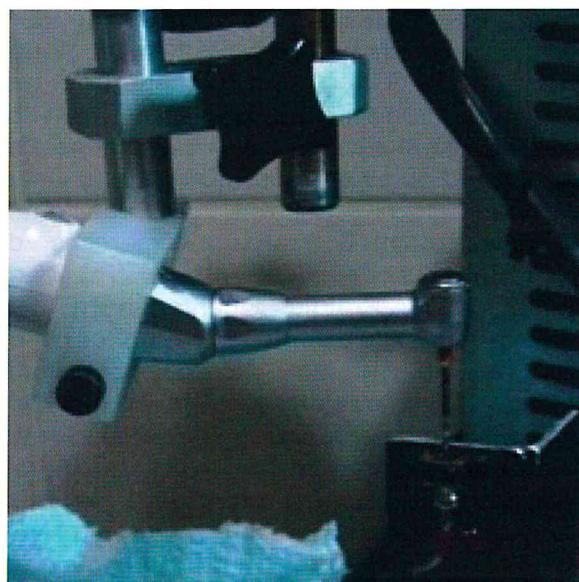


Figura 2: Dispositivo de ensaio dinâmico elaborado para o teste.

da constatação visual da ocorrência da ruptura do instrumento, cronometrado por um mesmo operador (com cronômetro digital *Quick Stopwatch*). O número de ciclos foi obtido relacionando a velocidade de rotação com o tempo decorrido, em segundos, até a fratura em flexão rotativa de cada instrumento, através da fórmula: $300 \text{ rpm} \times \text{tempo em s} / 60 \text{ s}$ (número de rotações a cada segundo $\times$ tempo em segundos). Os valores obtidos quanto ao tempo e número de ciclos até a fratura dos instrumentos foram submetidos à análise estatística por meio de teste ANOVA para correlacionar os três grupos.

Tabela 1 – Valores médios das medidas realizadas nos instrumentos em mm.

Comprimento D0 – D25	Diâmetro D15	Diâmetro D6	Diâmetro D3	Conicidade D3- 6	Conicidade D6-15
25,00	0,89	0,59	0,43	0,05	0,03

Tabela 2 - Valores médios e resultado estatístico

Grupo	Torque	T. Médio (s)	Desv. Padrão
I	3 N	185	39,35
II	4 N	175,5	16,85
III	5 N	88,5	32,63

$\alpha=0,05$; $F= 64,89$ e $P= 0,00$.

Resultados

Os valores médios da análise morfométrica realizada em todos os instrumentos previamente aos ensaios estão registrados na **Tabela 1**.

A **Tabela 2** apresenta os valores médios de tempo (em segundos) até a fratura e os resultados estatísticos.

Os dados revelaram diferença significativa na comparação entre todos os grupos.

Discussão

As propriedades flexurais dos instrumentos feitos com ligas de níquel-titânio permitiram que fossem criadas limas para uso em sistemas rotatórios. Este recurso é um valioso aliado no preparo mecânico dos canais. Porém, os limites de uso seguro das limas NiTi rotatórias tem sido uma preocupação para os endodontistas. SATAPAN et al. (1) ressaltaram que o exame prévio do instrumento a olho nu, muitas vezes não denuncia problemas relacionados à fadiga e pequenos defeitos estruturais causados pelo uso. As limas podem apresentar ou não algum sinal visível de fadiga precedente à fratura. Portanto, o risco de fratura deste tipo de material no interior do canal durante o tratamento endodôntico é um fator preocupante. Na dúvida da possibilidade de fratura, o descarte de limas com pouco uso é uma alternativa comum entre os profissionais para evitar este acidente.

A fadiga de um instrumento rotatório de níquel-titânio pode ser causada por três principais mecanismos: fadiga flexural, fadiga torsional ou uma combinação dos dois mecanismos (1,6,11). De acordo com ULLMANN e PETERS (8) o estresse flexural pode ainda influenciar na resistência torsional do instrumento. A ruptura torsional ocorre quando a ponta do instrumento fica presa às paredes do canal, enquanto a haste do instrumento continua

a girar (1). A fadiga flexural ocorre normalmente devido à fadiga do metal, pelo enrijecimento e deformação durante o uso. Aos poucos surgem pequenas fissuras, microfaturas longitudinais e transversais ao longo eixo do instrumento.

De acordo com os conceitos da Física, Torque é uma força vetorial necessária para mover um objeto em torno de um eixo rotacional. O torque em um motor para limas rotatórias usadas em Endodontia é usualmente medido em N.cm, ou seja: a força (N) necessária para mover a lima a 1 cm ao redor de seu longo eixo. O objetivo deste estudo foi justamente verificar a influência do torque na fratura de instrumentos rotatórios Protaper Universal. O instrumento escolhido foi o ProTaper Universal F2 por ser um sistema amplamente estudado e utilizado mundialmente, em sua variação de diâmetro intermediária por se aplicar na grande maioria de casos clínicos (1,4,5,6,9,12).

ULLMANN e PETERS (8) demonstraram que a carga estática suportada por instrumentos novos até a fratura fica em torno de 0,5 a 2,1 Ncm, enquanto SCHRADER e PETERS (7) citaram variação de torque entre 0,3 até 3,19N, razão pela qual o torque inicial avaliado neste experimento foi de 3N.

Como a resistência à fratura depende das formas e das dimensões dos instrumentos endodônticos, estes parâmetros foram analisados. A importância destas avaliações se deve ao fato de que a despeito de todos os esforços no intuito de padronizar a geometria dos instrumentos endodônticos, há sempre a possibilidade de ocorrer discrepância entre os desenhos (formas) e os valores das dimensões de instrumentos de mesma numeração de um fabricante ou entre os próprios fabricantes (9,11). Além disto, a geometria dos instrumentos está diretamente relacionada ao comportamento mecânico dos mesmos (3,4,11).

A avaliação da resistência à fratura seguiu as normas ISO 3630-1. Encontramos na literatura pesquisas feitas *in vivo* (6), em canais simulados ou blocos acrílicos (7) e em dentes naturais (13). Nosso corpo de prova foi um tubo metálico simulando canais com ângulo de curvatura de 60°, conforme também descrito por GAMBARINI (2), ULLMANN e PETERS (8), LARSEN, WATANABE e GLICKMAN (14), WHIPPLE, KIRKPATRICK e RUTLEDGE (10) e LOPES et al. (12), estes últimos inclusive valorizaram o modelo dinâmico de teste que também foi utilizado por nós, em detrimento do modelo estático em outras situações descrito na literatura.

Um torque maior promoveu a fratura do instrumento em menor tempo provavelmente porque exigiu um esforço maior do instrumento. Nossos resultados foram similares aos descritos por GAMBARINI (2), ou seja, a fadiga se apresentou menor com torques mais baixos, aumentando o tempo e o número de ciclos até a fratura. Entretanto, não podemos afirmar que apenas o torque tenha sido a causa da fratura, uma vez que as paredes do canal simulado metálico não ofereceram resistência ao giro do instrumento, apenas justaposição. Seu diâmetro era de aproximadamente 1mm e, segundo o fabricante e CÂMARA et al. (9), o instrumento por nós testado, apresenta de 0,25mm (diâmetro da ponta) a 1,2mm (diâmetro em D16).

Sabemos que fraturas por flexão acontecem em menor proporção quando comparadas às fraturas por torção (1,11), todavia, no experimento não realizamos análises sob microscopia como citado por WEY et al. (6) para registro do tipo de fratura.

A lubrificação constante com glicerina líquida para dissipar o calor possivelmente gerado contribuiu para diminuir ainda mais o atrito. SCHRADER e PETERS (7) consideraram que instrumentos com conicidade variada (como os Protaper) suportam mais carga quando comparados aos instrumentos de um só valor de conicidade. Apesar de no estudo de GAMBARINI (2) os instrumentos rotatórios de NiTi da marca ProFile também terem suportado um maior número de ciclos em um motor de baixo torque, vale ressaltar que as condições daquele teste foram diferentes pois neste estudo utilizamos limas novas em todos os valores de torque testados, enquanto os outros autores avaliaram limas que já haviam sido bastante empregadas clinicamente antes do teste.

Apesar do forte indicio de que o torque influencia de forma significativa o comportamento de fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi, novos trabalhos devem ser realizados na tentativa de se estabelecer números e protocolos para o trabalho do endodontista ocorrer da forma mais segura possível.

Conclusão

O estudo demonstrou que o valor do torque aplicado aos instrumentos endodônticos rotatórios influenciou no tempo e no número de ciclos até a fratura de forma inversamente proporcional.

Referências Bibliográficas

1. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-165.
2. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque Endodontic motors. *J Endod* 2001;27(12):772-774.
3. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium Endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30(10):722-725.
4. Xu X, Zheng Y. Comparative study of torsional and bending properties of six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross section. *J Endod* 2006;32(4):372-375.
5. Vieira EP, Buono VTL, Bahia MGA. Effect of lateral pressure motion on the torsional behavior of rotary Protaper Universal instruments. *J Endod* 2011;37(8):1124-1127.
6. Wey X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of Protaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod* 2007;33(5):276-280.
7. Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary Endodontic instruments *in vitro*. *J Endod* 2005;31(2):120-123.
8. Ullmann CJ, Petters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005;31(3):183-186.
9. Câmara AS, Martins RC, Viana ACD, Leonardo RT, Buono VTL, Bahia MGA. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *J Endod* 2009;35(1):113-116.
10. Whipple SJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue resistance of two variable-taper rotary file systems: ProTaper Universal and V-Taper. *J Endod* 2009;35(4):555-559.
11. Lopes HP, Siqueira Júnior JF. Endodontia, biologia e técnica. 2.ed. Rio de Janeiro: Medsi, 2004.
12. Lopes HP, Brito IMO, Elias CN, Oliveira JCM, Neves MAS, Moreira EJJ, Siqueira Junior JF. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Universal instruments when subjected to static and dynamic tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 2010; 110(3):401-4.
13. Peters OA, Barbakow S. Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002;35(4):379-89.
14. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35(3):401-403.