

INFLUÊNCIA DA CONICIDADE DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NITI NA FLEXIBILIDADE E NO NÚMERO DE CICLOS À FADIGA

Influence of NiTi endodontic instrument taper on flexibility and fatigue resistance

Hélio Pereira **LOPES**¹, Marco Aurélio Rodrigues **PRADO**², Carlos Nelson **ELIAS**³, Rivail Antônio Sérgio **FIDEL**⁴, Edson Jorge Lima **MOREIRA**⁵

1 - Professor do Curso de mestrado em Odontologia – UNESA

2 - Professor do Curso de especialização em endodontia – ABO Barra Mansa, RJ

3 - Laboratório de Biomateriais, Instituto Militar de Engenharia

4 - Professor do Curso de Odontologia, UERJ

5 - Professor de endodontia, UNIGRANRIO

RELEVÂNCIA CLÍNICA

Os novos instrumentos endodônticos de Níquel-Titânio (NiTi) apresentam excelentes características como flexibilidade, proporcionando novos desenhos e diferentes conicidades. Entretanto, muitas vezes o aumento desta conicidade pode ocasionar uma menor resistência a fratura e menor flexibilidade deste instrumento.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da conicidade de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados na flexibilidade, no número de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga e no comprimento do segmento fraturado. Foram utilizados 30 instrumentos K3 (Sybron Dental Specialties, Kerr, México) de número 25, comprimento de 25 mm e conicidade de 0,02 – 0,04 e 0,06 mm/mm. A flexibilidade dos instrumentos foi avaliada em ensaio de flexão em cantilever. O número de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga foi determinada em ensaio de flexão rotativo. Os resultados obtidos indicaram que a flexibilidade e a vida em fadiga diminuiu com o aumento da conicidade e o comprimento do segmento fraturado aumentou com o aumento da conicidade dos instrumentos.

Palavras-chave: instrumentos endodônticos; NiTi; flexibilidade; fratura por flexão rotativa.

ABSTRACT

The aim of this study was evaluate the influence of engine-driven instrument taper on flexibility, cycles to fracture occur and length of the fractured segment. Thirty K3 (Sybron Dental Specialties, Kerr, Mexico) instruments size 25 taper .02, .04 e .06 with 25mm in length were used. The flexibility was evaluated in cantilever bending test and the cycles to fracture occur was obtained in rotating-bending test. The results indicated that the flexibility and the fatigue resistance decreased in the instruments with more taper, in the other hand, the length of the fractured segment increased in the instrument with more taper.

Key words: endodontic instruments, NiTi, flexibility, bending-rotatin fracture

INTRODUÇÃO

O emprego da liga NiTi na endodontia propiciou a fabricação de instrumentos endodônticos com novos desenhos da parte de trabalho, maior conicidade e com maior flexibilidade. Diversos estudos demonstram que instrumentos endodônticos mais flexíveis mantêm a instrumentação de canais radiculares curvos mais centradas quando comparadas a instrumentos mais rígidos¹⁻³. É importante ressaltar que para instrumentos endodônticos de mesmo diâmetro em D_o , mesmo comprimento, mesma liga metálica, mesma configuração e produzidos pelo mesmo processo (usinagem) e fabricante, podem apresentar hastes de corte helicoidais com conicidades diferentes. Em função disto, é possível afirmar que a resistência em flexão de um instrumento endodôntico pode variar com a conicidade de sua haste de corte helicoidal.

Quanto ao uso de instrumento endodônticos de NiTi mecanizados na instrumentação de canais curvos outro aspecto a ser considerado é a ocorrência da fratura por fadiga de baixo ciclo. A fratura por fadiga⁴ é considerada de baixo ciclo quando ela ocorre com número de ciclos inferior a 10^4 .

A resistência á fratura por fadiga de um instrumento endodôntico pode ser mensurada por meio de ensaios mecânicos de flexão rotativa⁵⁻⁷. Durante a rotação em flexão de instrumentos endodônticos no interior de canais curvos, são induzidas, alternadamente, tensões trativas e compressivas que promovem mudanças microestruturais acumulativas na região flexionada do instrumento, 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 fratura⁷⁻⁹.

Dados da literatura indicam que a redução do raio do arco de um canal, o aumento do comprimento do arco e da conicidade dos instrumentos empregados, aumenta a intensidade das tensões trativas e compressivas induzidas na haste de corte helicoidal de um instrumento. Conseqüentemente, haverá diminuição do número de ciclos que o instrumento resistirá à fratura por fadiga¹⁰.

Em função do exposto, o objetivo do presente trabalho foi avaliar a flexibilidade, o número de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga e determinar o comprimento do segmento fraturado em função das conicidades de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados.

MATERIAIS E MÉTODOS

No presente trabalho foram empregados trinta instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados da marca K³ (Sybron Dental Specialties – Kerr, México), com valores nominais de 25 mm de comprimento, diâmetro de 0,25 mm em D_o , e conicidades de 0,02 – 0,04 e 0,06 mm/mm.

Para a padronização dos instrumentos determinou-se os comprimentos e diâmetros em D_3 e D_{13} com emprego de paquímetro digital (Mitutoyo, Sul-Americana Ltda, Suzano, SP).

A conicidade (C) e o diâmetro D_o dos instrumentos foram calculados mediante as equações:

$$C = D_{13} - D_3 / 10$$

$$D_o = D_3 - 3C$$

A flexibilidade de dez instrumentos endodônticos de cada conicidade foi determinada por meio do ensaio de flexão em cantilever proposto por Elias e Lopes⁴ (2007) (Figura 1). A distância entre o ponto de fixação do instrumento no dispositivo de ensaio e o ponto de aplicação da força foi de 22 mm. A variação do deslocamento da ponta do instrumento com a força

aplicada foi obtida com o emprego de uma máquina de ensaio universal Emic (Emic DL-1000, Emic Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, Paraná). A extremidade de cada instrumento foi submetida ao deslocamento de 15 mm. A velocidade do ensaio foi de 15 mm/min. A célula de carga empregada foi de 20 N.

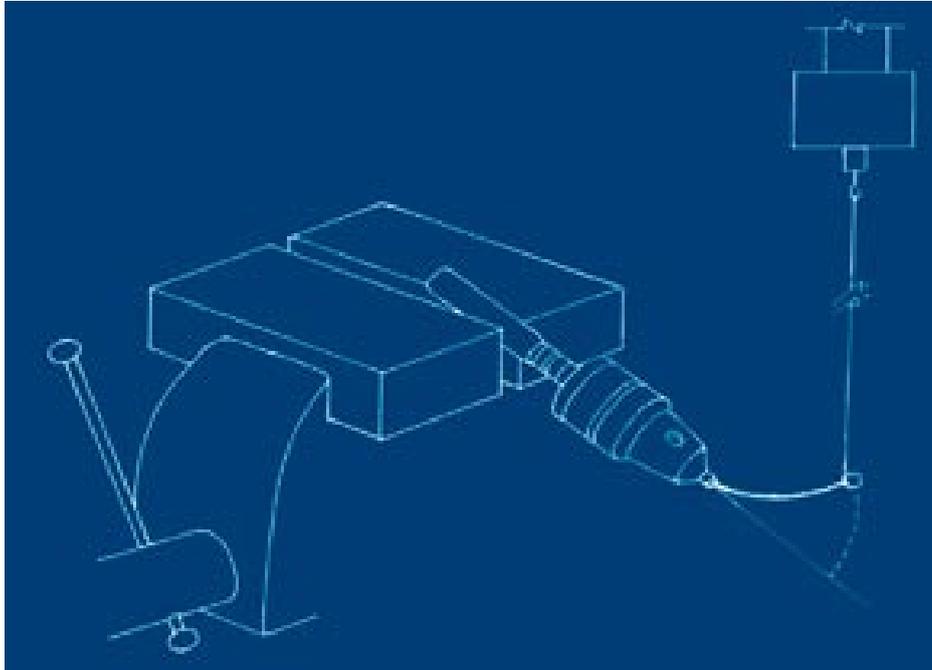


Figura 1: Desenho esquemático do ensaio de flexão em cantilever.

Considerando que o ensaio de flexão é não destrutivo e os instrumentos foram submetidos a carregamentos na região elástica, podemos afirmar que não ocorreu deformação plástica ou alteração da microestrutura das amostras. Conseqüentemente, todos os instrumentos ensaiados em flexão foram posteriormente empregados no ensaio de flexão rotativa até a fratura (ensaio destrutivo).

O ensaio de flexão rotativa consistiu em girar o instrumento endodôntico no interior de um canal artificial curvo, acompanhado a sua trajetória na região elástica do material⁴.

O canal artificial foi fabricado por conformação de um tubo cilíndrico de aço inoxidável com diâmetro interno de 1,50 mm, comprimento total de 20 mm e arco na ponta com raio de curvatura de 8,50 mm. O raio de curvatura do arco foi medido levando-se em consideração a superfície côncava do interior do tubo. O arco mediu 13,34 mm e a parte reta 6,66 mm. (Figuras 2 e 3). A manutenção do canal artificial em posição

fixa durante o ensaio de flexão rotativa, foi obtida pelo dispositivo mecânico proposto por Moreira *et al.*¹¹ (2002) (Figuras 4 e 5).

Cada instrumento endodôntico foi posicionado em um contra-ângulo com redução de velocidade de 16:1 (Nouvag AG/AS Ltda, Suíça) e introduzido no canal artificial até a ponta tocar em um anteparo posicionado na extremidade do canal. Este anteparo era depois removido e tinha como objetivo padronizar a distância de penetração do instrumento no interior do canal. Durante cada ensaio o canal artificial era preenchido com glicerina que tinha como objetivo atuar como lubrificante. A seguir, os instrumentos de cada conicidade foram acionados com rotação à direita com velocidade nominal de 300 rpm por meio de um motor elétrico (TC-Motor 3.000, Nouvag AG/AS Ltda, Suíça). O tempo para correr a fratura foi cronometrado pelo mesmo operador (cronômetro digital Leroy, USA). A constatação da ocorrência da fratura do instrumento foi visual.

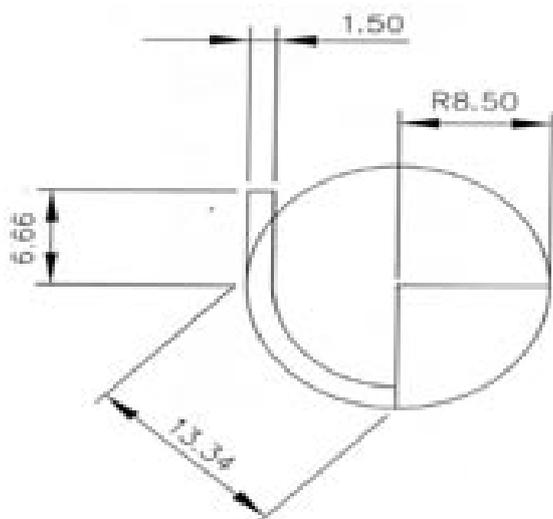


Figura 2: Desenho esquemático do canal artificial.



Figura 3: (A) Canal cilíndrico em tubo de aço inoxidável. (B) Detalhe da espessura da parede do tubo e da luz do canal cilíndrico



Figura 4: Dispositivo mecânico empregado no ensaio de flexão rotativa.



Figura 5: Detalhe do instrumento endodôntico posicionado no interior do canal artificial.

Os segmentos fraturados foram medidos por meio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Sul-americana Ltda, Suzano, SP), a partir das pontas dos instrumentos.

O número de ciclos foi obtido pela multiplicação da velocidade de rotação pelo tempo decorrido até a fratura em flexão rotativa da cada instrumento.

Os valores obtidos nos ensaios de flexão em cantilever e em flexão rotativa foram submetidos à análise estatística adequada.

RESULTADOS

As médias das dimensões dos instrumentos endodônticos K³ ensaiados são apresentadas na Tabela 1.

As médias dos comprimentos em mm dos instrumentos endodônticos K³ com conicidade 0,02 – 0,04 e 0,06 foram de 24,98 – 24,93 e 25,00, respectivamente.

As médias das forças máximas para flexionar em cantilever os instrumentos endodônticos K³ são apresentadas na Tabela 2. A análise estatística dos valores obtidos usando a ANOVA, com significância de 5% revelou que houve diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos K³ de conicidades diferentes ($p < 0,01$). Com a finalidade de se identificar as diferenças estatísticas, aplicou-se o teste de comparações

Tabela 1: Média (mm) dos diâmetros em D₀, D₃ e D₁₃ e conicidades (mm/mm) dos instrumentos endodônticos de NiTi K3 número 25.

D ₀		D ₃		D ₁₃		Conicidade	
Nominal	Obtido	Nominal	Obtido	Nominal	Obtido	Nominal	Obtido
0,25	0,25	0,31	0,31	0,51	0,51	0,02	0,02
0,25	0,25	0,37	0,37	0,77	0,76	0,04	0,04
0,25	0,25	0,43	0,43	1,03	1,02	0,06	0,06

Tabela 2: Média e desvio padrão da força máxima (gf) para flexionar em cantilever os instrumentos endodônticos K3 com 25 mm de comprimento.

Número/conicidade	N de amostras	Força (gf)	Desvio padrão
25 / 0,02	10	80	4,69
25 / 0,04	10	208	8,06
25 / 0,06	10	358	8,24

múltiplas SNK a 5%, o qual revelou que os instrumentos de conicidades diferentes apresentaram flexibilidades diferentes.

Comparando-se os valores obtidos, pode-se observar que a força necessária para flexionar os instrumentos K³ de conicidade 0,06 mm/mm foi cerca de 72% maior do que a necessária para flexionar os de conicidade 0,04 mm/mm e de 347% maior do que a necessária para flexionar os de conicidade 0,02 mm/mm. Estes valores mostraram que os instrumentos de menor conicidade são mais flexíveis (menor rigidez) que os de maior conicidade.

As médias dos números de ciclos para ocorrer a fratura por fadiga dos instrumentos endodônticos K³ avaliados são apresentados na Tabela 3.

Com a finalidade de verificar a existência de diferença estatística entre os números de ciclo para

a fratura em relação à conicidade dos instrumentos ensaiados aplicou-se a análise de variância no nível de significância de 5%. O teste revelou que as médias dos números de ciclos para a fratura dos instrumentos de conicidades 0,02 – 0,04 e 0,06 mm/mm, apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p=0,01$). Com a finalidade de se identificar as diferenças entre os grupos, aplicou-se o teste de comparações múltiplas SNK a 5%, o qual revelou que os instrumentos de conicidade 0,06 mm/mm apresentaram menor número de ciclos para a fratura que os demais instrumentos ($p<0,05$). Isto possibilitou concluir que estatisticamente, a média dos números de ciclos para a fratura foi menor para os instrumentos endodônticos de conicidade 0,06 mm/mm. Os instrumentos de conicidade 0,02 mm/mm e 0,04 mm/mm não apresentaram diferença estatística significativa entre si. Com relação ao local da fratura dos instrumentos ensaiados em

relação ao ponto médio do comprimento do arco do canal (6,67 mm), verificou-se que o mesmo variou com a conicidade. Para os instrumentos de conicidade 0,02 mm/mm a fratura ocorreu a 6,65 mm da ponta do instrumento, para os de conicidade 0,04 mm/mm a 7,43 mm e para os de 0,06 mm/mm a 8,25 mm.

DISCUSSÃO

As dimensões (diâmetros e comprimentos) dos instrumentos endodônticos foram obtidas com o emprego de um paquímetro digital com precisão de 0,01 mm. Este método foi empregado por Rowan *et al.*¹² (1997). As conicidades e os diâmetros em D_0 dos instrumentos avaliados foram calculados a partir dos diâmetros medidos em D_3 e D_{13} como realizados por Stenman e Spangberg¹³ (1993). Quanto aos diâmetros em D_0 e as conicidades foi possível observar valores iguais aos nominais citados pelo fabricante. Com relação ao comprimento, todos apresentaram valores dentro da especificação com tolerância de 0,5 mm¹⁴. A determinação das dimensões dos instrumentos teve como objetivo avaliar a uniformização das amostras durante os ensaios mecânicos de flexão em cantilever e de flexão rotativa. Este procedimento é de fundamental importância tendo em vista que as dimensões dos instrumentos endodônticos interferem na resistência em flexão e no número de ciclos à fadiga dos instrumentos.

Na realização de ensaios mecânicos no laboratório torna-se necessário o emprego de dispositivos específicos para simular as condições de carregamento reais. Estes dispositivos não devem incorporar variáveis durante a realização do ensaio que possam influenciar na interpretação dos resultados⁴.

Para avaliar a flexibilidade em cantilever dos instrumentos endodônticos, empregou-se o ensaio mecânico proposto por Elias e Lopes⁴ (2007). A força de flexão foi aplicada lentamente com velocidade de 15 mm/min. Este ensaio é considerado estático e não destrutivo onde a força aplicada é aumentada lentamente. O deslocamento

proposto foi de 15 mm para que a deformação dos instrumentos endodôntico ficasse na região elástica em flexão do material.

Os resultados encontrados neste estudo revelaram que houve diferença estatística na força máxima necessária para flexionar os instrumentos K³ de diferentes conicidades. A força máxima aumentou com ao aumento da conicidade do instrumento. Assim, podemos afirmar que na comparação entre os instrumentos endodônticos K³ avaliados, os de conicidade menor são mais flexíveis e menos rígidos que os de maior conicidade. Isto pode ser justificado pelo fato que quanto maior a conicidade da haste de corte helicoidal de um instrumento endodôntico, maior é a área de sua seção reta transversal e conseqüentemente maior será o seu momento de inércia. Estes parâmetros reduzem a flexibilidade. Os resultados obtidos corroboram os determinados por Schafer *et al.*¹⁵ (2003).

Para determinar número de ciclos que os instrumentos endodônticos resistem em condições de carregamento em fadiga, empregou-se o ensaio mecânico de flexão rotativa proposto por Elias e Lopes⁴ (2007). O dispositivo-suporte usado para a realização deste ensaio foi o descrito por Moreira *et al.*¹¹ (2002). Para avaliar o comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos ensaiados em condições de flexão rotativa, optou-se pelo emprego de um canal artificial confeccionado pela conformação de um tubo de aço inoxidável, conforme proposto por Svec e Powers¹⁶ (1999) e Lopes *et al.*⁷ (2007). Com o emprego do canal artificial foi possível padronizar o comprimento do canal, o comprimento do raio, a localização e o comprimento do arco, eliminando-se outras variáveis que poderiam induzir combinações de tensões nos instrumentos endodônticos durante a realização do ensaio de flexão rotativa. Esta preocupação foi salientada por outros autores⁵⁻⁹.

O diâmetro interno do canal artificial permitiu que os instrumentos endodônticos ensaiados girassem com liberdade no interior do tubo, amenizando-se o carregamento por torção.

A glicerina empregada no preenchimento do canal teve como finalidade atuar como lubrificante para reduzir o efeito do atrito e de agregar calor durante o ensaio.

A velocidade de rotação para todos os instrumentos endodônticos ensaiados, independentemente, da conicidade da haste de corte helicoidal foi de 300 rpm. A padronização da velocidade é de fundamental importância uma vez que para Gabel *et al.*¹⁷ (1997), Dietz *et al.*¹⁸ (2000) e Egger *et al.*¹⁹ (2004) é um fator determinante na avaliação da fratura por fadiga de instrumentos de NiTi submetidos a uma mesma condição de carregamento de flexão rotativa.

Os resultados obtidos no ensaio de flexão rotativa indicaram que o número de ciclos até a fratura por fadiga diminuiu com o aumento da conicidade da haste de corte helicoidal dos instrumentos endodônticos K³. Estudos de Haikel *et al.*⁶ (1999), Yao *et al.*⁸ (2006) e Hani *et al.*⁹ (2007) encontraram resultados similares.

O emprego de instrumentos endodônticos de diâmetros nominais em D₀ idênticos, em ensaios de flexão rotativa, mantendo-se constante as condições de carregamento, apenas variando a conicidade do instrumento, faz com que a intensidade das tensões trativas e compressivas induzidas na haste de corte helicoidal cônica junto ao ponto máximo de tensão, aumente com o aumento da conicidade do instrumento. Consequentemente, durante o ensaio de flexão rotativa, os instrumentos de conicidade maiores ficam submetidos a maior carregamento. Quanto maior a intensidade deste carregamento, menor será o número de ciclos para promover a falha do instrumento.

A fratura do instrumento endodôntico ensaiado de conicidade 0,02 mm/mm, ocorreu próximo ao meio do comprimento do arco do canal artificial. Este resultado confirma os mencionados por Pruett *et al.*⁵ (1997), Moreira *et al.*¹¹ (2002) e Lopes *et al.*⁷ (2007). Todavia, observamos que os comprimentos dos segmentos fraturados em relação à extremidade do instrumento aumentou com o aumento da conicidade (0,04 e 0,06 mm/mm) da haste de corte helicoidal cônica dos instrumentos ensaiados. O estudo de Fife

*et al.*²⁰ (2004) encontrou resultados similares.

CONCLUSÕES

Com base nos resultados experimentais obtidos, pode-se concluir que:

- a) A flexibilidade dos instrumentos de NiTi submetidos aos ensaios em cantilever reduz com o aumento da conicidade dos instrumentos;
- b) O número de ciclos para ocorrer a fratura em flexão rotativa reduz com o aumento da conicidade dos instrumentos e,
- c) O comprimento do segmento fraturado aumentou com o aumento da conicidade dos instrumentos.

REFERÊNCIAS

1. Esposito PT, Cunnligham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995; 21: 173-5.
2. Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod.* 1997; 23: 232-5.
3. Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr, Estrela CFPP. Influência de limas endodônticas de NiTi e de aço inoxidável, manuais e acionadas a motor no deslocamento apical. *Rev Bras Odont.* 1997; 54: 67-70.
4. Elias CN, Lopes HP. *Materiais dentários. Ensaios mecânicos.* São Paulo: Livraria Santos; 2007. 180p.
5. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1997; 23: 77-85.
6. Haikel Y, Serfaty R, Baternan G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 1999; 25: 434-40.
7. Lopes HP, Moreira EJM, Elias CN, Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of Protaper instruments. *J Endod.* 2007; 33: 55-7.
8. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod.* 2006; 32: 55-7.

9. Hani OF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2007; 33: 737-41.
10. Lopes HP, Elias CN. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos. *Rev Bras Odontol* 2001; 58: 207-9.
11. Moreira E JL, Lopes HP, Elias CN, Fidel RAS. Fratura por flexão em rotação de instrumentos endodônticos de NiTi. *Rev Bras Odont.* 2002; 59: 412-4.
12. Rowan MB, Nichows JI, Steiner J. Propriedades torsionales de las limas endodónticas de acero inoxidable y de níquel-titanio. *J Endod Practice – Edición em Español.* 1997; 3: 66-72.
13. Stenman E, Spangberg LSW. Root canal instruments are poorly standartized. *J Endod.* 1993; 17: 327-34.
14. International Standard Organization: ISO 3630-1. Dental root – canal instruments – Part 1: files, reamers, barbed boaches, rasps, paste carriers; 1992. 178 p.
15. Schafer E, Dzepina A, Danesh G. Bending porperties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003; 96:757-63.
16. Svec TA, Powers JM. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 1999; 25:759-60.
17. Gabel WP, Hoen M, Steiman R, Pink FE, Dietz. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod.* 1999; 25: 752-4.
18. Dietz DB, di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2000; 26: 68-71.
19. Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, Heckmann A, Wagner M. Strutural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Mat Scien Eng.* 2004; 378: 24-33.
20. Fife D, Gambarini G, Britto Lr L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 97: 251-6.