

# RESISTÊNCIA À FADIGA DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NiTi “CONTROLLED MEMORY” APÓS FLEXÃO E ESTERILIZAÇÃO\*

Luiza Cruz Guimarães<sup>1</sup>  
Eufemia Carolina Pelaez Acosta<sup>1</sup>  
Pedro Resende Damas<sup>2</sup>  
Isabella Faria da Cunha Peixoto<sup>3</sup>  
Vicente Tadeu Lopes Bueno<sup>4</sup>  
Ana Cecília Diniz Viana<sup>5</sup>

## Resumo

Os fabricantes de instrumentos endodônticos de NiTi têm desenvolvido diferentes estratégias para aumentar a resistência à fadiga e à ruptura torcional desses instrumentos. A tecnologia “Controlled Memory (CM)”, que envolve o emprego de tratamentos térmicos em instrumentos já usinados, é uma dessas novas estratégias. Neste trabalho, dois tipos de instrumentos CM foram avaliados em termos de sua capacidade de recuperação de forma e resistência à fadiga após ciclos de flexão até 45 graus e esterilização em autoclave, simulando o uso clínico. Os resultados obtidos em relação às temperaturas de transformação martensítica e reversa, ao momento de dobramento a 45 graus, à recuperação de forma e à resistência à fadiga após ciclos de flexão/esterilização mostraram que os tratamentos aplicados aos dois tipos de instrumentos, embora referenciados como tecnologia CM, produziram resultados diferentes em termos de microestrutura e propriedades.

**Palavras-chave:** Efeito memória de forma; Superelasticidade; Instrumentos endodônticos de NiTi.

## FATIGUE RESISTANCE OF CONTROLLED MEMORY NiTi ENDODONTIC INSTRUMENTS AFTER BENDING AND STERILIZATION

### Abstract

The manufactures of NiTi endodontic instruments have developed different strategies to improve fatigue resistance and torsional strength of these instruments. The Controlled Memory technology, involving the use of heat treatments on machined instruments, is one of these new strategies. In the present work, two types of CM instruments were evaluated in terms of their shape recovery capacity and fatigue resistance after five cycles of bending until 45 degrees and autoclave sterilization, simulating the clinical use. The results obtained in relation to the temperatures of martensitic and reverse transformation, to the bending moment at 45 degrees, to shape recovery and fatigue resistance after bending/sterilization cycles showed that the applied heat treatments applied, although referenced as CM technology, produced different results in terms of microstructure and properties.

**Keywords:** Shape memory effect; Superelasticity; NiTi endodontic instruments.

- <sup>1</sup> Dentista, Mestranda do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais – FO.UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil.
- <sup>2</sup> Graduando do curso de Engenharia Metalúrgica da UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil.
- <sup>3</sup> Dentista, MSc, Dr., Bolsista de Pós-Doutorado CAPES, Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Escola de Engenharia da UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil.
- <sup>4</sup> Físico, MSc, Dr., Professor Titular, Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Escola de Engenharia da UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil.
- <sup>5</sup> Dentista, MSc, Dr., Professora Adjunta, Departamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia, UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil.

## 1 INTRODUÇÃO

O emprego de ligas NiTi na fabricação de instrumentos endodônticos trouxe vantagens consideráveis aos procedimentos clínicos devido às propriedades mecânicas especiais dessas ligas: o efeito memória de forma (EMF) e a superelasticidade (SE) [1,2]. Ligas com memória de forma (LMF) têm a capacidade de recuperar grandes deformações aparentemente permanentes quando aquecidas acima de uma temperatura crítica (EMF). A SE é um caso particular do EMF onde a recuperação de forma se dá apenas com a retirada da tensão aplicada [3]. Essas propriedades estão associadas à ocorrência de uma transformação de fase no estado sólido que apresenta características especiais, a transformação martensítica (TM), que pode ser induzida pelo abaixamento da temperatura (martensita térmica – MT) ou pela aplicação de tensão em uma temperatura apropriada (martensita induzida - MIT) [3,4].

Embora o emprego das ligas NiTi tenha trazido muitas vantagens aos procedimentos endodônticos, o uso clínico de limas rotatórias de NiTi também pode levar à fratura das mesmas dentro do canal, como ocorre com as limas manuais de aço inoxidável [5-7]. A fratura dos instrumentos de NiTi pode ocorrer de duas formas principais: fadiga por flexão e sobrecarga em torção. A fratura por fadiga flexural resulta dos ciclos alternados de tração e compressão que se desenvolvem no ponto de máxima flexão do instrumento quando ele trabalha em canais curvos [8-10]. Sobrecarga em torção ocorre quando o instrumento trava em contato com as paredes do canal e o motor endodôntico continua a girá-lo, fazendo com que o instrumento sofra deformação plástica e eventualmente frature [8-10]

Várias estratégias têm sido usadas pelos fabricantes de instrumentos para aumentar a resistência à fadiga e à ruptura torcional dos mesmos [4,11-13]. Tratamentos termomecânicos visando produzir um novo fio de NiTi superelástico contendo uma mistura de fase  $\beta$ , fase R e martensita B19' foram desenvolvidos e aplicados na fabricação do M-Wire® (Sportswire LLC, Langley, OK, EUA), utilizado para produzir vários instrumentos com desempenho otimizado em relação a essas propriedades [14-18].

Outro avanço importante envolvendo a aplicação de tratamentos termomecânicos é representado pela tecnologia denominada “Controlled Memory (CM)”, cujos pormenores não foram ainda disseminados na literatura técnica, mas parece envolver a aplicação de tratamentos térmicos em instrumentos já usinados, que foram produzidos a partir de fios de NiTi superelásticos [22,23]. Alguns estudos indicam que os instrumentos endodônticos produzidos pela tecnologia CM possuem elevada flexibilidade e resistência à fadiga de 150% a 800% mais alta do que instrumentos convencionais [19-21].

Os fabricantes dos instrumentos CM afirmam que os mesmos podem ser reutilizados uma vez que recuperam sua forma original durante a esterilização. O objetivo deste estudo foi avaliar a capacidade de recuperação de forma e resistência à fadiga de dois tipos de instrumentos fabricados com a tecnologia CM, após os mesmos terem sido submetidos a ciclos de flexão e esterilização, simulando, em laboratório, o seu uso clínico.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram avaliados dois tipos de instrumentos de NiTi de mesma especificação, ou seja, 0,30 mm de diâmetro de ponta e conicidade de 6% (30/.06), fabricados com a

tecnologia CM. Os instrumentos foram adquiridos de fornecedores habituais e foram ensaiados sem uso prévio. Foram avaliadas as marcas Hyflex CM (HF) (Coltene/Whaledent, Inc, Cuyahoga Falls, OH, EUA) e Typhoon CM (TYP) (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT, EUA). Dez instrumentos de cada sistema foram fotografados com uma câmera digital de alta resolução (20D, Canon, Tokyo, Japão) para avaliar suas características dimensionais. O diâmetro das seções de cortes foram medidos nessas imagens utilizando o programa Image J 1.4V (Wayne Rasband, EUA). A área da seção transversal dos instrumentos a 3 mm da ponta foi medida utilizando o mesmo programa, em amostras seccionadas em disco adiantado e examinadas no microscópio eletrônico de varredura (Inspect F50, FEI, Hillsboro, OR, EUA) com 150x de aumento.

As temperaturas de transformação dos instrumentos foram determinadas por calorimetria exploratória diferencial (DSC) em um equipamento DSC 60 (Shimadzu, Kyoto, Japão). Três ensaios foram realizados com amostras da seção de corte de cada instrumento, com massa de cerca de 20 mg, que foram aquecidas até 80 °C e resfriadas até -80 °C a uma taxa de aquecimento/resfriamento de 10 °C/min.

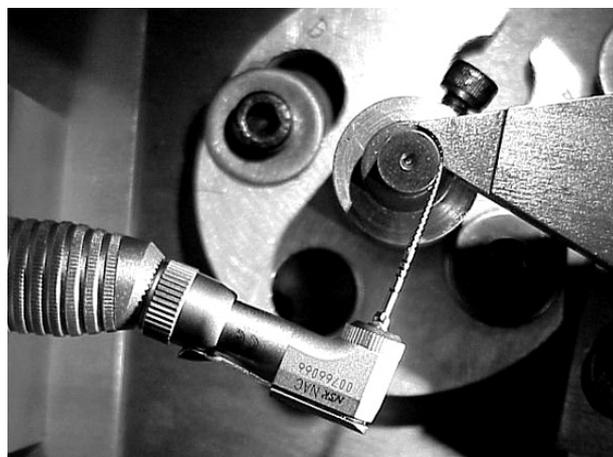
Os instrumentos foram flexionados em um dispositivo construído segundo a norma da "International Organization for Standardization" ISO 3630-1. Neste dispositivo, o instrumento tem a sua ponta imobilizada em 3 mm e é então flexionado até 45 graus na direção perpendicular ao seu longo eixo (Figura 1) e em seguida deixado retornar à sua posição inicial. O momento de dobramento ( $M_b$ ) é registrado continuamente por uma célula de carga acoplada ao braço de alavanca.



**Figura 1.** Flexão a 45 graus.

Depois de retirados do dispositivo de flexão, os instrumentos deformados foram fotografados sobre um papel milimetrado e a deformação residual foi determinada usando o programa Image J, considerando o ângulo formado entre uma linha reta traçada no longo eixo do instrumento e outra reta traçada da ponta do instrumento até 3 mm ao longo do seu comprimento. Esse procedimento de flexão e medida da deformação foi seguido por esterilização do instrumento em autoclave (Cristófoli, Campo Mourão, PR, Brasil) em temperaturas entre 122 e 128 por 64 min (10 min de aquecimento, 21 min para esterilização e 33 min de secagem e resfriamento). Após a esterilização, a deformação residual foi novamente determinada da maneira descrita. Cada instrumento foi submetido a 5 ciclos de flexão/esterilização, incluindo a determinação das deformações residuais ao final de cada ciclo. O procedimento foi repetido para  $n = 10$  instrumentos de cada tipo.

Os instrumentos novos e aqueles submetidos a cinco ciclos de flexão/esterilização conforme descrito foram então ensaiados em fadiga utilizando um dispositivo de bancada desenvolvido para este fim, consistindo de uma base de aço carbono com suportes para fixação da peça de mão e do canal artificial. A peça de mão é presa por dois suportes de acrílico que, por sua vez, são fixados em uma base móvel. Assim, uma vez ajustadas todas as partes da bancada, o único conjunto que pode ser movido é o da peça de mão. Este conjunto pode movimentar-se na direção horizontal, permitindo a troca de instrumentos e seu retorno à posição de teste. Nesta posição, o ajuste da plataforma móvel a um batente previamente regulado garante que os instrumentos sejam ensaiados na mesma posição, ou seja, com o ponto de curvatura máxima na mesma região do instrumento. Conforme mostrado na Figura 2, o canal artificial é formado por uma peça de aço ferramenta ABNT H13, usinada na forma de um arco cuja curvatura se ajusta a um cilindro guia, feito do mesmo material, com raio de 5 mm. A geometria do canal artificial, caracterizada por seu ângulo e raio de curvatura de 45° e 5 mm, respectivamente, foi escolhida com base em valores médios destes parâmetros determinados na prática clínica. Os instrumentos foram acionados por uma peça de mão (WH 975, DentalWork, Burmoos, Áustria) com uma redução de 16:1, utilizando um motor elétrico endodôntico de baixa rotação e controle de torque (Endo-Plus, VK-Driller, São Paulo, SP, Brasil). O motor foi operado a 300 rpm e programado para exercer um torque máximo de 4 N.cm (0,04 N.m). O atrito do instrumento com as paredes do canal artificial foi minimizado pelo emprego de óleo de silicone como lubrificante. Os instrumentos foram colocados para girar livremente até a fratura por fadiga dentro do canal artificial, enquanto o tempo de ensaio era registrado utilizando um cronômetro digital. O número de ciclos até a fratura (Nf) foi obtido multiplicando-se a velocidade de rotação pelo tempo até a fratura.



**Figura 2.** Instrumento posicionado no canal artificial.

Médias e desvios padrão foram calculados para cada parâmetro e a significância estatística das diferenças observadas foi avaliada utilizando o teste de variância a 95% de confiança.

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os valores médios e o desvio padrão do diâmetro (D3) e da área (A3) dos instrumentos a 3 mm da ponta são mostrados na Tabela 1. Os instrumentos HF

apresentaram uma seção transversal triangular e exibiram valores médios de D3 similares aos dos instrumentos TYP ( $P = 0,552$ ), cuja seção transversal foi identificada como triangular convexa. Como consequência, a área A3 da seção transversal dos instrumentos HF foi significativamente menor do que a dos instrumentos TYP ( $P = 0,000$ ).

**Tabela 1.** Valores médios e desvios padrão do diâmetro (D3) e da área da seção (A3) dos instrumentos a 3 mm da ponta.

Instrumento	D3 (mm)	A3 (mm <sup>2</sup> )
HF	0,480 (0,01)	0,089 (0,00)
TYP	0,483 (0,01)	0,104 (0,00)

As temperaturas de transformação determinadas por DSC são mostradas na Tabela 2. Ms e Mf são as temperaturas de início e final da transformação martensítica no resfriamento, enquanto As e Af são as temperaturas correspondentes no aquecimento para a reversão da martensita. Rs e Rf indicam a transformação da austenita em duas etapas no resfriamento, inicialmente em fase R e depois na martensita monoclinica B19'. Os instrumentos HF apresentaram essa sequência de dupla transformação no resfriamento, que não foi observada nos instrumentos TYP. Além disso, as temperaturas de transformação reversa As e Af foram mais elevadas nos instrumentos TYP. Esse resultado indica que os tratamentos aplicados aos dois tipos de instrumentos, embora referenciados como tecnologia CM, produziram resultados diferentes em termos de microestrutura resultante.

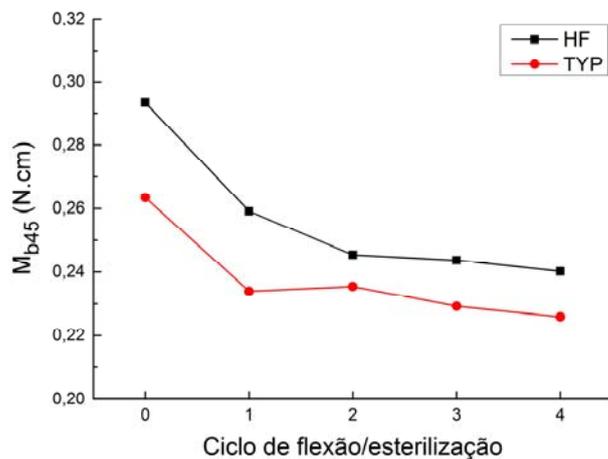
**Tabela 2.** Valores médios das temperaturas de transformação martensítica e reversa dos instrumentos.

Instrumento	As (°C)	Af (°C)	Rs (°C)	Rf (°C)	Ms (°C)	Mf (°C)
HF	26,4	40,4	22,3	13,9	-11,9	-33,0
TYP	49,7	69,7	-	-	43,7	19,9

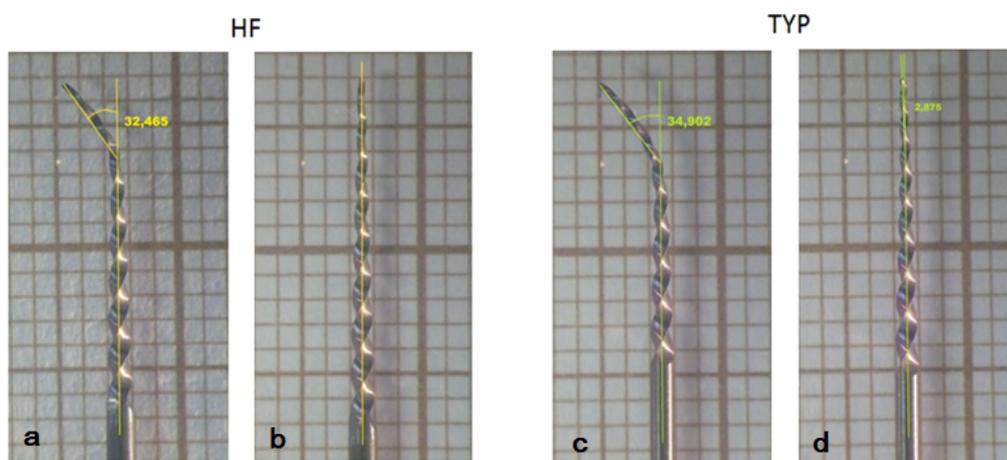
Os testes de flexão revelaram que os ambos os tipos de instrumentos são igualmente flexíveis, não tendo sido observada diferença estatisticamente significativa ( $P = 0,239$ ) nos valores médios de momento de dobramento a 45 graus ( $M_{b45}$ ) para os mesmos. Os valores médios de  $M_{b45}$  determinados após cada ciclo de flexão/esterilização são mostrados na Figura 3. Observa-se que há uma tendência de decréscimo nos valores de  $M_{b45}$  após o primeiro ciclo de flexão/esterilização, com a estabilização desse parâmetro nos ciclos subsequentes. Observa-se também que a diferença entre a área de seção transversal não influenciou diretamente o valor médio de  $M_{b45}$  antes ou após os ciclos de esterilização, considerando que esse parâmetro é significativamente maior nos instrumentos TYP (Tab. 2).

Todos os instrumentos HF testados voltaram à sua forma reta após a esterilização, mas um número estatisticamente significativo de instrumentos TYP apresentou deformação angular residual após os ciclos de flexão/esterilização, conforme mostrado nas figuras 4 e 5.

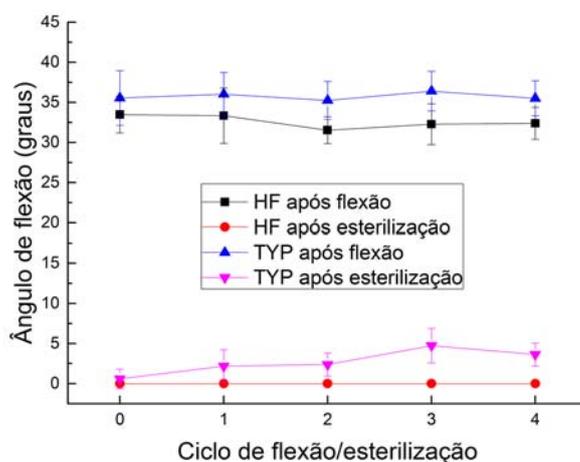
Esses resultados indicam novamente que os dois tipos de instrumentos respondem de maneira distinta aos tratamentos aplicados durante a sua fabricação. Ao contrário dos instrumentos HF, que apresentam o EMF completo, os instrumentos TYP apresentam maior deformação residual após a flexão a 45 graus e recuperam apenas parcialmente a sua forma durante a esterilização.



**Figura 3.** Variação do momento de dobramento a 45 graus com os ciclos de flexão/esterilização.

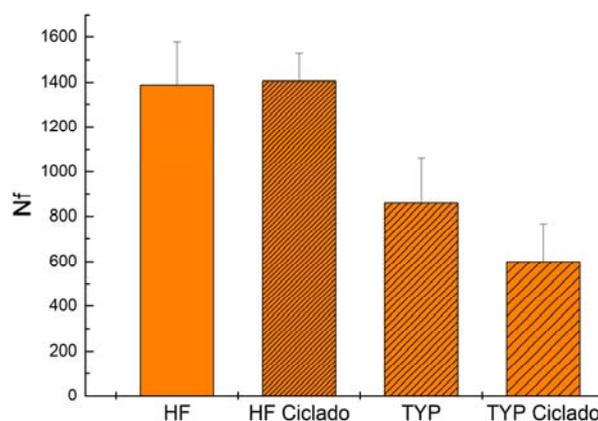


**Figura 4.** Instrumento HF após flexão (a) e esterilização (b), mostrando recuperação completa; instrumento TYP flexionado (c) e após esterilização (d), mostrando deformação angular residual.



**Figura 5.** Ângulo dos instrumentos após a flexão a 45 graus e após a esterilização.

Os resultados dos ensaios de fadiga em instrumentos girando livremente em um mesmo canal artificial são resumidos na Figura 6. O número médio de ciclos até a fratura,  $N_f$ , dos instrumentos HF sem uso, 1389, foi significativamente superior ao dos instrumentos TYP na mesma condição, 858 ( $P = 0,000$ ). Em ambos os tipos de instrumentos, o ponto médio de fratura foi a 3 mm da ponta, conforme esperado, uma vez que no dispositivo utilizado a amplitude máxima de deformação cíclica ocorre nessa posição. Também apresentado na Figura 6, o comportamento em fadiga dos instrumentos previamente flexionados e esterilizados é coerente com os resultados sobre recuperação da deformação residual (Fig. 5) ao mostrar que os instrumentos HF conseguem manter a sua resistência à fadiga após a ciclagem ( $P = 0,825$ ), enquanto que os instrumentos TYP apresentam uma queda na resistência ( $P = 0,006$ ). Essa queda de resistência à fadiga deve estar associada aos mesmos mecanismos que impediram os instrumentos TYP de recuperar completamente a deformação residual após esterilização.



**Figura 6.** Valores médios do número de ciclos até a fratura em ensaios de fadiga.

Considerando que o ciclo térmico de esterilização não foi suficiente para os instrumentos TYP recuperarem a sua forma inicial nem tampouco a sua resistência à fadiga, é razoável supor que a flexão desses instrumentos a 45 graus causou um determinado grau de deformação permanente, que foi se acumulando nos ciclos subsequentes de flexão e mais tarde durante a fadiga por movimento rotatório.

#### 4 CONCLUSÃO

Os instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi avaliados no presente trabalho, produzidos empregando a tecnologia denominada “Controlled Memory”, apresentaram um comportamento distinto em relação à recuperação de forma após a flexão até 45 graus e em ensaios de fadiga por flexão alternada. Os instrumentos Hyflex, HF, apresentaram as propriedades esperadas para esse tipo de instrumento, enquanto que os instrumentos Typhoon, TYP, não recuperaram completamente a sua forma original após a esterilização e tiveram degradação em sua resistência à fadiga após ciclos de flexão/esterilização simulando o seu uso clínico.

#### Agradecimentos

Os autores agradecem à Capes, CNPq e FAPEMIG por suporte financeiro para realização do trabalho de pesquisa.

## REFERÊNCIAS

- 1 Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346-51.
- 2 Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297-310.
- 3 Saburi T, Ti-Ni Shape memory alloys, in Otsuka K, Wayman CM. *Shape Memory Materials*. United Kingdom: Cambridge University Press. 1998; 49-96.
- 4 Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments. *J Endod* 2013;39: 163-72.
- 5 Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2000;26: 156-60.
- 6 Parashos P, Gordon I, Messer H. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30: 722-5.
- 7 Shen Y, Winestock E, Cheung GS, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 4: an electropolished instrument. *J Endod* 2009;35: 197-201.
- 8 Pruett J, Clement D, Carnes DJ. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23: 77-85
- 9 Bahia MGA, Bueno VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100: 249-55.
- 10 Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003;36:93-9.
- 11 Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35:1589-93.
- 12 Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, et al. Comparison between a novel nickel titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34:1406-9.
- 13 Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2012;45: 113-28.
- 14 Berendt CJ, Yang J. Endodontic instruments with improved fatigue resistance. In: *International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies*; 2006. Pacific Grove, CA: ASM International, 2006.
- 15 Peixoto IFC, Pereira ESJ, Silva JG, Viana ACD, Bueno VTL, Bahia MGA. Flexural fatigue and torsional resistance of profile GT and profile GT series X instruments. *J Endod* 2010;36:741-744.
- 16 Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2012; 45: 469-74.
- 17 Braga LCM, Silva ACF, Bueno VTL, Bahia MGA. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 2014;40: 1494-7.
- 18 Pereira ESJ, Viana ACD, Bueno VTL, Peters O, Bahia MGA. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod* 2015;41: 67-71.
- 19 Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011a; 37: 997-1001.
- 20 Shen Y, Qian W, Abtin H, et al. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012;38: 376-80.
- 21 Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, et al. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2012;45:1027-34.