

Marco Aurélio Rodrigues do Prado<sup>1</sup>  
Rivail Antônio Sérgio Fidel<sup>2</sup>  
Hélio Pereira Lopes<sup>3</sup>  
Patrícia de Oliveira Penina<sup>1</sup>  
Cynthia Gomes<sup>1</sup>  
Edson Moreira<sup>4</sup>

## Mechanized Endodontology Part I - rotating flexure

## Endodontia mecanizada Parte I - Flexão rotativa

**ABSTRACT** | *The purpose of this work is to evaluate the influence of motor-driven nickel-titanium instruments tapering resistance to fracture by rotating flexure. In addition, the instruments fracture surface, and the configuration of helices of helical cutting rods of instruments near the fracture point were investigated using scanning electronic microscopy. Thirty motor-driven instruments manufactured in nickel-titanium type K3<sup>®</sup> from Sybron Dental Specialties-Kerr, Mexico, length 25mm, and width 0,25mm in D<sub>01</sub>, in tapering of 0,02-0,04 and 0,06mm/mm were used. Ten endodontic instruments of each tapering were evaluated with rotating flexure destructive tests. Taking into consideration the implemented methodology, the obtained results, and the applied statistical techniques (e.g. variance analysis at significance level of .05 and multiple comparison test from Student-Newman-Keuls at significance level of .05), we can conclude that the number of cycles for the fracture in rotating flexure reduces as the tapering of the tested endodontic instruments increases. The analysis by scanning electronic microscopy revealed that, independently of the tapering of the endodontic instrument, the fractured samples presented fractured surface of ductile characteristics, without visible plastic deformation of the fractured instruments.*

**Keywords** | Endodontic instruments. Nickel-titanium. Instruments fracture.

**RESUMO** | Este trabalho tem como objetivo avaliar a influência da conicidade de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor na resistência à fratura por flexão rotativa, analisando ainda, por meio de microscopia eletrônica de varredura, a superfície de fratura dos instrumentos, bem como a configuração das hélices das hastes de corte helicoidais dos instrumentos no ponto de fratura. Foram utilizados 30 instrumentos fabricados em níquel-titânio acionados a motor da marca K3<sup>®</sup> (Sybron Dental Specialties-Kerr, México), valores nominais de 25mm de comprimento e 0,25mm de diâmetro em D<sub>01</sub>, nas conicidades de 0,02 – 0,04 e 0,06mm/mm. Dez instrumentos endodônticos de cada conicidade foram avaliados por meio do ensaio destrutivo de flexão rotativa. Diante das metodologias empregadas, dos resultados obtidos e após a execução dos testes estatísticos: análise de variância no nível de significância de 5%, e do teste de comparações múltiplas de Student-Newman-Keuls a 5%, conclui que o número de ciclos para a fratura em flexão rotativa diminui com o aumento da conicidade dos instrumentos endodônticos ensaiados. Quanto à análise por meio do microscópio eletrônico de varredura, independentemente da conicidade do instrumento endodôntico, as amostras fraturadas apresentaram superfície de fratura com característica dúctil, não ocorrendo deformação plástica visível dos instrumentos fraturados.

**Palavras-chave** | Instrumentos endodônticos. Níquel-titânio. Fratura de instrumentos.

<sup>1</sup>Doutor em Endodontia (UERJ)

<sup>2</sup>Doutor em Endodontia (UERJ)

<sup>3</sup>Livre-docente em Endodontia (UERJ)

<sup>4</sup>Doutor em Ciência dos Materiais (IME)

## Introdução |

Os instrumentos rotatórios fraturam, na maioria das vezes, por torção ou por flexão rotativa (fadiga de baixo ciclo)<sup>10</sup>.

O termo fadiga é apropriado para se referir à fratura dos materiais submetidos a tensões cíclicas. A resistência dos instrumentos endodônticos à flexão rotativa é um dos aspectos mais importantes a serem considerados nas aplicações de dispositivos rotatórios.

O problema é que a instrumentação mecanizada produz esse tipo de fratura, conhecida em engenharia como fratura catastrófica, justamente por não dar indícios de que se possa prevê-la, evitando suas desagradáveis conseqüências.

Uma vez que novas aplicações das ligas níquel-titânio superelásticas envolvem carregamento cíclico, é essencial o conhecimento do comportamento em fadiga dessas ligas, visto que a sua resistência à flexão rotativa determina, na grande maioria dos casos, sua aplicabilidade.

## Objetivos

Este trabalho tem como objetivo:

- 1 avaliar a influência da conicidade de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor na resistência à fratura por flexão rotativa;
- 2 analisar, por meio de microscopia eletrônica de varredura, a superfície de fratura dos instrumentos;
- 3 a configuração das hélices das hastes de corte helicoidais dos instrumentos no ponto de fratura.

## Material e método |

Para este estudo, foram utilizados 30 instrumentos fabricados em níquel-titânio acionados a motor da marca K3® (Sybron Dental Specialties-Kerr, México), valores nominais de 25mm de comprimento e de 0,25mm de diâmetro em  $D_{01}$ , nas conicidades de 0,02 – 0,04 e 0,06mm. As amostras foram equitativamente distribuídas entre as conicidades.

O ensaio de flexão rotativa consiste em fazer um instrumento endodôntico girar no interior de um canal artificial curvo, acompanhando a sua trajetória dentro do limite elástico do material. O canal artificial empregado neste ensaio mecânico foi confeccionado a partir da conformação de um tubo cilíndrico de aço inoxidável de paredes com espessura de 1,0mm e diâmetro interno de 1,5mm. O canal foi feito com 20mm de comprimento total, com a haste reta com 6,66mm e a parte curva com 13,34mm. O raio de curvatura mede 8,5mm na parede externa do canal cilíndrico do tubo correspondendo a um arco de 90°. O canal foi planejado de forma que a amplitude da deformação máxima estivesse relacionada com o ponto médio do segmento curvo, ou seja a 6,67mm da extremidade.

do tubo em posição fixa, durante o experimento, foi garantida pelo dispositivo proposto por Lopes et al.<sup>11</sup> (2006), que permitiu a realização do experimento sem a interferência do operador.

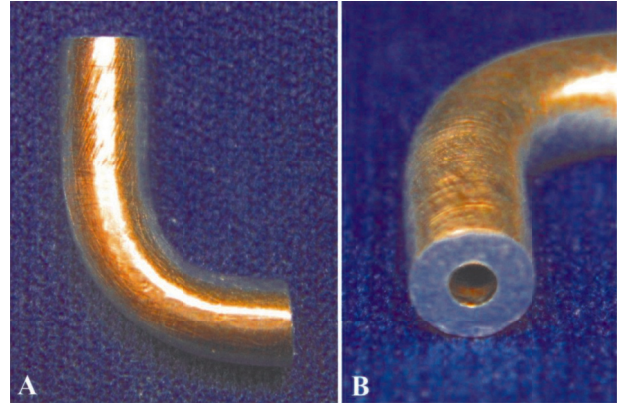


Figura 1. (A) Canal cilíndrico em tubo de aço inoxidável com arco correspondente a 90° (B) detalhe da espessura da parede do tubo e da sua luz do canal cilíndrico

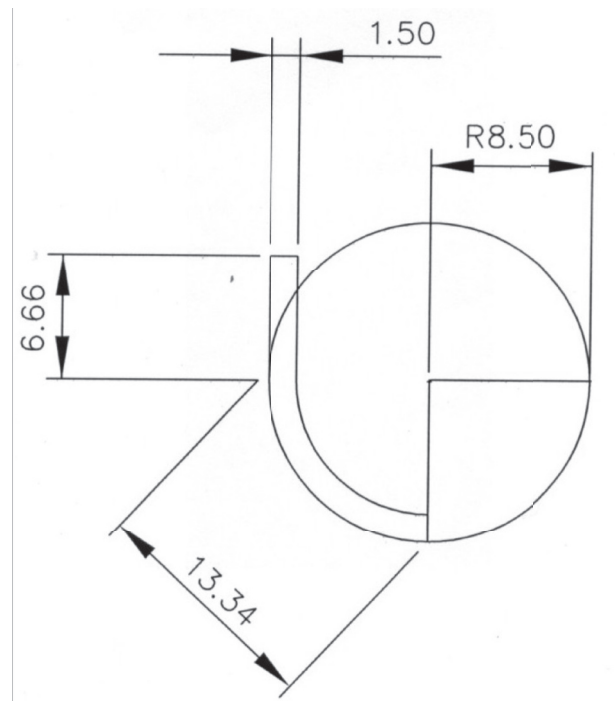


Figura 2. Desenho esquemático do canal cilíndrico em tubo de aço inoxidável com arco correspondente a 90°

Cada instrumento foi posicionado no contra-ângulo com redução de 16:1 (Nouvag AG/AS/LTD - Suíça) e introduzido no canal a partir do segmento reto até a ponta tocar um anteparo posicionado na extremidade do segmento curvo do canal. Esse anteparo era, a seguir, removido e tinha como objetivo apenas padronizar a distância de penetração do instrumento no interior do canal.

Depois, os instrumentos eram acionados com rotação à direita a uma velocidade nominal de 300rpm, por meio de um motor elétrico TC-Motor 3000 (Nouvag AG/AS/LTD - Suíça) até ocorrer a fratura da amostra. O tempo para ocorrer a fratura foi cronometrado por um mesmo operador (cronômetro digital Junsd-China). O tempo de fratura foi determinado por meio da constatação visual da ocorrência da ruptura do instrumento. A seguir, o segmento fraturado foi medido para se determinar o ponto de fratura em relação ao comprimento do instrumento. Os valores foram considerados a partir da ponta dos instrumentos.

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

Os valores obtidos, quanto ao número de ciclos até a fratura dos instrumentos, foram submetidos à análise estatística por meio da análise de variância no nível de significância de 5% e do teste de comparações múltiplas de *Student-Newman-Keuls* a 5%.

Três amostras de cada conicidade, selecionadas aleatoriamente, foram submetidas à limpeza em unidade ultra-sônica. As amostras selecionadas foram acondicionadas em frascos de Becker, contendo acetona e, em seguida, depositadas no cesto da unidade ultra-sônica, com água, operando em 40 quilohertz a um tempo de ação de 12 minutos.

A seguir, as amostras de cada conicidade foram fixadas em um porta-amostras e observadas no microscópio eletrônico de varredura (JEOL, modelo ISM 5800IV).

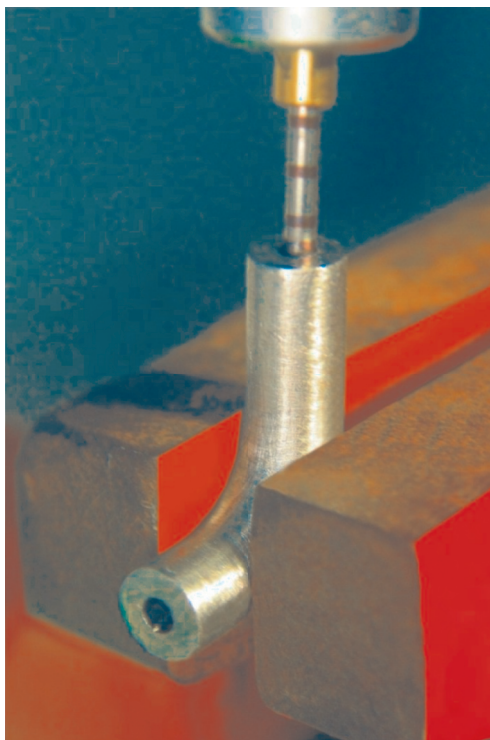


Figura 4. Instrumento acabado posicionado para o ensaio

As amostras foram fotomicrografadas e digitalizadas para posterior análise.

## Resultados

As médias do número de ciclos para a fratura dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor denominados K<sup>3®</sup> avaliados estão apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1. Média do número de ciclos necessários para a fratura dos instrumentos K<sup>3®</sup> de conicidades 0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm

Número/conicidade (mm/mm)	Nº de amostras	Número de ciclos para a fratura
25/0,02	10	554,9
25/0,04	10	536,7
25/0,06	10	431,7

Com a finalidade de verificar se houve diferença entre os números de ciclos para a fratura em relação às conicidades dos instrumentos ensaiados, foi aplicada a análise de variância no nível de significância de 5%. O teste revelou que as médias de forças máximas dos instrumentos de conicidades 0,02 - 0,04 e 0,06mm/mm apresentam diferença estatisticamente significativa ( $P=0,01$ ). Com a finalidade de identificar essas diferenças, foi aplicado o teste de comparações múltiplas de *Student-Newman-Keuls* a 5%, que revelou que os instrumentos de conicidade 0,06mm/mm apresentaram menor número de ciclos para a fratura que os demais instrumentos ( $P<0,05$ ). Isso possibilitou concluir que, estatisticamente, a média do número de ciclos para a fratura foi menor para os instrumentos endodônticos de conicidade 0,06mm/mm, enquanto os de conicidade 0,02mm/mm e 0,04mm/mm não apresentaram diferença significativa entre si.

A fratura dos instrumentos ensaiados, em relação ao ponto médio do comprimento do arco do canal (6,67mm da extremidade), ocorreu para os instrumentos de conicidade 0,02mm/mm a 6,65mm, para os de conicidade 0,04mm/mm a 7,43mm, enquanto, para os de conicidade 0,06mm/mm, ocorreu a 8,25mm da ponta do instrumento ao ponto de fratura.

Quanto à análise, por meio do microscópio eletrônico de varredura, não ocorreu deformação plástica na haste de corte helicoidal do instrumento. A morfologia da superfície de fratura era plana, quando a trinca se propagou ao longo de um plano ou apresentou degraus quando a trinca se propagou simultaneamente em planos diferentes, devido a múltiplos locais de origem (Figura 1).

Junto à superfície de fratura, foram observadas inúmeras trincas localizadas nas ranhuras mais profundas presentes



na superfície da haste de corte helicoidal (Figura 2).

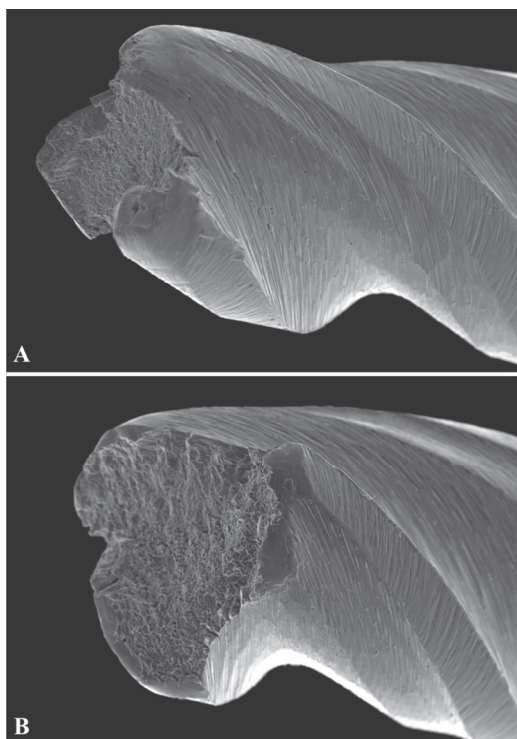


Figura 1. (A) Superfície de fratura em dois planos (100X). (B) Superfície de fratura em um plano (150X). Ausência de deformação plástica

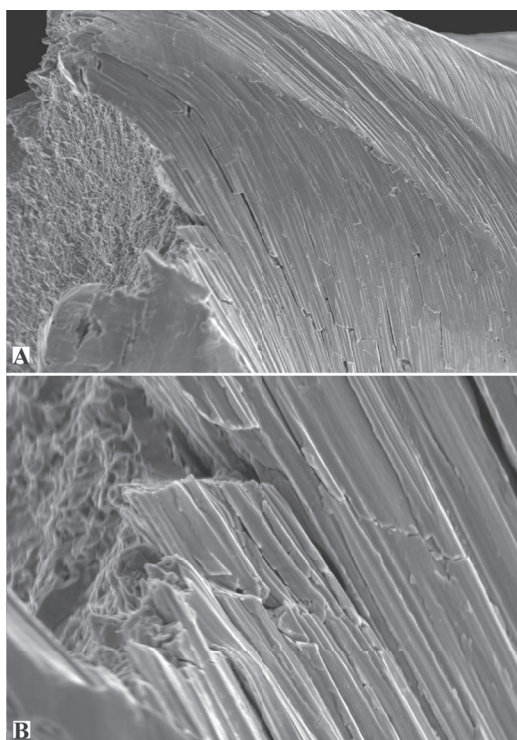


Figura 2. (A) Trincas junto do ponto de fratura. Superfície de fratura em dois planos (200X). (B) Aumento da imagem anterior (1000X)

## Discussão |

De acordo com Sattapan, Palamara e Messer<sup>15</sup> (2000), durante o uso clínico dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio mecanizados no preparo de canais curvos, a fratura por torção ocorreu em 55,7% dos instrumentos e por flexão rotativa em 44,3%. Entretanto Wei et al.<sup>17</sup> (2007) observaram, em um estudo clínico, que a fratura de instrumentos endodônticos de níquel-titânio mecanizados por fadiga ocorreu em 91% dos casos, por torção em apenas 3% e por combinação de tensões (torção e flexão) em 6% dos casos.

O uso clínico para o estudo da fratura de instrumentos endodônticos em dentes humanos permite a combinação de tensões por torção e flexão rotativa, além de acrescentar inúmeras variáveis em relação à anatomia do canal radicular (raio do arco, comprimento do arco, posição do arco, dupla curvatura, dureza da dentina), e em relação ao conhecimento, experiência e habilidade do profissional. Assim sendo, optamos, para o estudo da fratura dos instrumentos endodônticos por ensaios mecânicos de torção e flexão rotativa, que permitem a padronização dos carregamentos para todas as amostras ensaiadas.

O ensaio de flexão rotativa pode ser considerado estático ou dinâmico. É considerado estático quando um instrumento endodôntico gira no interior de um canal artificial curvo permanecendo numa mesma distância, ou seja, sem deslocamento longitudinal de avanço e retrocesso<sup>12,14</sup>. Quando o instrumento, durante o ensaio, é movimentado longitudinalmente, é considerado dinâmico<sup>9,18</sup>.

Como o objetivo do trabalho foi de avaliar a influência da variação da conicidade do instrumento na sua resistência à fratura em flexão rotativa (número de ciclos para a fratura), buscamos, com o ensaio de flexão rotativa estático, eliminar variáveis (avanço e retrocesso do instrumento) de difíceis padronizações, advindas do ensaio dinâmico que poderiam interferir nos resultados obtidos.

O dispositivo usado para o ensaio de flexão rotativa foi o descrito por Moreira (2006). Esse dispositivo teve como objetivo principal eliminar a interferência do operador na indução de tensões sobre os instrumentos endodônticos durante a execução do ensaio de flexão rotativa. Essa preocupação foi demonstrada também por outros autores, que realizaram seus experimentos submetendo os instrumentos endodônticos a tensões por meio de flexão rotativa com o auxílio de dispositivos-suporte<sup>2,4,6,8,9,14,16</sup>.

Para Lopes e Siqueira<sup>13</sup>, em canais de dentes humanos, é impossível controlar com segurança a intensidade das tensões na região de flexão rotativa do instrumento. Além do mais, haverá sempre a combinação de tensões por flexão rotativa e por torção.

A velocidade de giro do motor elétrico empregado neste

ensaio foi baseada em estudos anteriores que estabeleceram que a velocidade de rotação deve ser baixa (variando de 150 a 350rpm) para minimizar a fratura por fadiga e a deformação plástica dos instrumentos endodônticos. A probabilidade de ocorrer a fratura é menor quando esses instrumentos são acionados a velocidades mais baixas<sup>3,4,6,19</sup>.

No presente estudo, empregamos a mesma velocidade de giro (300rpm) para os três grupos selecionados, em função das conicidades das hastes de corte helicoidais dos instrumentos endodôntico K<sup>3</sup>® ensaiados. Também Yao et al.<sup>18</sup>, em seu estudo, empregaram a velocidade de 300rpm, justificando que está de acordo com o que cada fabricante dos instrumentos recomenda. A padronização da velocidade é de fundamental importância, e é um fator determinante na avaliação da fratura por fadiga de instrumentos endodônticos quando submetidos a um carregamento em flexão rotativa<sup>4,5,6,19</sup>.

Durante o ensaio de flexão rotativa com giro à direita, na região de flexão do instrumento, são geradas tensões que variam alternadamente em tração e compressão. A repetição cíclica do carregamento, mesmo com tensão abaixo do limite de escoamento obtida em ensaio de tração ou torção, induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até a fratura. Como a trinca progride em direção ao centro do instrumento, ela reduz a área da seção reta transversal do instrumento até que ele frature em duas partes<sup>1,7,10</sup>.

O número de ciclos suportado por um instrumento endodôntico submetido a um carregamento por flexão rotativa é obtido multiplicando-se a velocidade de rotação em segundos pelo tempo para fraturar o instrumento. É cumulativo e está relacionado com a velocidade de rotação do instrumento, com o tempo de ensaio por flexão rotativa e com a intensidade das tensões trativas e compressivas impostas na região de flexão de um instrumento. A intensidade das tensões depende do raio de curvatura do canal, do comprimento do arco, do diâmetro e da conicidade do instrumento empregado<sup>12</sup>.

O número de ciclos até a fratura foi obtido mediante a seguinte fórmula:

$$n^{\circ} \text{ de ciclos} = \text{velocidade} \times \text{tempo} \quad (10)$$

O tempo para ocorrer a fratura foi cronometrado por um mesmo operador, que iniciou a cronometragem quando o instrumento começou a girar no interior do canal artificial e paralisou-a no momento da constatação visual da ocorrência da ruptura do instrumento. Procedimentos semelhantes foram empregados em diversas pesquisas<sup>8,9,12</sup>.

A fratura dos instrumentos endodônticos ensaiados, de conicidade 0,02mm/mm, ocorreu no ponto máximo de tensão da haste helicoidal localizado nas proximidades do meio do comprimento do arco do canal. Esses resultados confirmam os dados de outros estudos<sup>11,12,14</sup>. Todavia, para

os instrumentos endodônticos de conicidades maiores (0,04 e 0,06mm/mm), houve um deslocamento do ponto de fratura em sentido de D<sub>16</sub>. Assim, observamos que o comprimento médio do segmento fraturado aumentou com o aumento da conicidade do instrumento ensaiado.

Os resultados obtidos demonstraram que o número de ciclos até a fratura diminuiu com o aumento da conicidade e com a redução da flexibilidade da haste de corte helicoidal dos instrumentos endodônticos K<sup>3</sup>® ensaiados. Os estudos de Yao et al.<sup>18</sup> encontraram resultados similares.

A conicidade dos instrumentos endodônticos tem influência significativa no número de ciclos até a fratura<sup>8</sup>. Os instrumentos de conicidade 0,06mm/mm fraturaram após, significativamente, poucos ciclos, quando comparados com os de conicidade 0,04mm/mm. Esses achados foram consistentes em todos os canais curvos e em todas as velocidades empregadas.

Na análise por microscopia eletrônica de varredura, não se observou deformação plástica macroscópica nas hastes de corte helicoidais de todos os instrumentos ensaiados. Isso ocorreu devido à superelasticidade da liga níquel-titânio, ao diâmetro do canal artificial e ao uso de solução lubrificante (glicerina).

A análise da superfície de fratura de todos os instrumentos ensaiados não revelou diferenças quanto às características morfológicas. As superfícies de fratura apresentaram características morfológicas de fratura tipo dúctil. Nela, identificou-se a presença de microcavidades (*dimples*), geralmente arredondadas, que indicam ruptura causada por tensão trativa.

Para a redução do número de fraturas dos instrumentos endodônticos, é necessário que haja uma maior informação por parte dos fabricantes sobre a geometria e as propriedades mecânicas, além de um melhor acabamento superficial dos instrumentos endodônticos, principalmente dos classificados como mecanizados. Além disso, são fundamentais novos estudos para avaliar e analisar o comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos nos ensaios de bancada e durante emprego clínico.

## Conclusões |

Diante da metodologia empregada e dos resultados obtidos, podemos concluir que o número de ciclos para a fratura em flexão rotativa diminuiu com o aumento da conicidade e com o aumento da resistência em flexão (diminuição da flexibilidade) dos instrumentos endodônticos ensaiados.

Quanto à análise por meio do microscópio eletrônico de varredura:

independentemente da conicidade e do tipo de carregamento (torção ou flexão rotativa) aplicado ao instrumento

endodôntico, as amostras fraturadas apresentaram superfície de fratura com característica dúctil;

no ensaio de flexão rotativa, não ocorreu reversão do sentido das hélices das hastas de corte helicoidais (deformação plástica visível) dos instrumentos fraturados.

## Referências |

- Dias RF, Buono VTL. Influência da deformação cíclica nas temperaturas de transformação de uma liga NiTi superelástica. In: *Anais do 56º Congresso Anual da Associação Brasileira de Metalurgia e Materiais Internacional*, p. 1860-1868, 2001.
- Bahia MGA. *Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos de NiTi* [Tese de Doutorado]. Belo Horizonte: Faculdade de Engenharia da UFMG; 2004.
- Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate and efficiency between rotatory endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod* 2001; 27(2):93-5.
- 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(2):68-71.
- Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, Heckmann A, Wagner M. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering* 2004; 378: 24-33.
- Gabel WP, Hoen M, Steiman R, Pink FE, Dietz R. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod* 1999; 25(11):752-4.
- Garcia A, Spim JA, Santos CA. *Ensaio dos materiais*. Rio de Janeiro: LTC, 2000. 274p.
- Kitchens JGG, Liewehr FR, Moon PC. The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2007; 33:52-4.
- Li UM, Lee BS, Shih, CT, Lan WH, Lin CP. Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 2002; 28(6):448-51.
- Lopes HP, Elias CN. Fratura dos instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. Fundamentos teóricos e práticos. *RBO* 2001; 43(58):207-9.
- Lopes HP, Elias CN, Mangelli M, Moreira EJJL. Instrumentos endodônticos de NiTi de diferentes conicidades. Fratura por torção em flexão. *RBO* 2006; 63:113-6.
- Lopes HP, Moreira EJJL, Elias CN, Almeida RA, Neves MS. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod* 2007; 33:55-7.
- Lopes HP, Siqueira Júnior JF. *Endodontia. Biologia e Técnica* 2. ed. São Paulo: MEDSI/ Guanabara-Koogan; 2004.
- Pruett J, Clement D, Carnes, DJ. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23(2):77-85.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in rotatory nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000; 26(3):161-65.
- Svec TA, Powers JM. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotatory files. *J Endod* 1999; 25(10):759-60.
- Wei 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(3):276-9.
- Yao JH, Scott A, Schwartz C, Beeson, TY. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* 2006; 31:55-7.
- Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used profile nickel titanium rotatory files. *J Endod* 2004; 30(6):410-2.

Correspondência para/Reprint request to:

**Marco Aurélio Rodrigues do Prado**

Av. Amaro Peixoto nº 91/602

Centro, Volta Redonda/RJ 27253-220