

# Resistência em flexão de instrumentos endodônticos obtidos de fios metálicos de NiTi convencional e M-wire. Estudo comparativo

*Bending resistance of conventional NiTi and M-wire endodontic instruments. A comparative study*

## Hélio Pereira Lopes

Professor do Programa de Pós-Graduação em Endodontia da Unesa

## Carlos Nelson Elias

Professor do Curso de Mestrado e Doutorado do Instituto Militar de Engenharia (IME/RJ)

## Márcia Valéria Boussada Vieira

Doutoranda do Programa de Pós-Graduação em Endodontia da Unesa

## Marcelo Mangelli

Professor de Endodontia da UGF

## Leticia Chaves de Souza

## Victor Talarico L. Vieira

Doutorandos do Curso de Ciência dos Materiais do IME/RJ

## RESUMO

Esse estudo avaliou e comparou a resistência em flexão de instrumentos endodônticos mecanizados obtidos de fios metálicos de níquel-titânio (NiTi) convencional e M-wire. Para avaliar a resistência em flexão empregou-se o ensaio mecânico de flexão em cantilever. A flexibilidade em flexão de um instrumento endodôntico depende da composição química e do tratamento termomecânico da liga metálica, assim como, da geometria da seção reta transversal da haste cônica helicoidal do instrumento endodôntico. Os resultados obtidos revelaram que os instrumentos Profile Vortex, fabricados a partir de fios metálicos de NiTi denominados M-wire, apresentaram a maior resistência em flexão (menor flexibilidade). Os instrumentos RaCe, produzidos a partir de fios metálicos de NiTi convencional, apresentaram a menor resistência em flexão (maior flexibilidade).

Palavras-chave: flexibilidade; resistência em flexão; rigidez.

## ABSTRACT

This study evaluated and compared the bending resistance of rotary endodontic instruments made of conventional nickel-titanium (NiTi) and M-wire by means of cantilever bending test. The flexibility of an endodontic instrument depends on its chemical composition and the thermo mechanical treatment of the alloy, as well as on its cross-sectional geometry on the helical shaft of the endodontic instrument. The results showed that the Profile Vortex instruments, made from NiTi wires called M-wire, had the greatest bending resistance (lowest flexibility), while RaCe instruments, produced from conventional NiTi wires showed the lowest bending resistance (greatest flexibility) among the instruments tested.

Keywords: flexibility; bending resistance; stiffness.

## Introdução

**F**lexibilidade em flexão é o encurvamento elástico apresentado por um instrumento endodôntico quando submetido a um carregamento na extremidade (ponta) e na direção perpendicular a seu eixo (3, 16).

Para avaliar a resistência em flexão (flexibilidade) de instrumentos endodônticos empregou-se o ensaio mecânico de flexão em cantilever. A flexibilidade em flexão de um instrumento endodôntico é proporcional à força aplicada e ao comprimento da sua haste helicoidal cônica. Quanto maiores a força e o comprimento da haste helicoidal cônica, maior será a flexibilidade em flexão do instrumento endodôntico. A flexibilidade em flexão em cantilever é inversamente proporcional ao módulo de elasticidade e ao momento de inércia do instrumento endodôntico. O módulo de elasticidade em tração é o quociente entre a tensão aplicada a um corpo e a deformação elástica que ela provoca. Quanto menor o módulo de elasticidade da liga metálica, maior a flexibilidade em flexão do instrumento endodôntico. O conceito de momento de inércia é puramente matemático e fisicamente representa a resistência ao movimento que um corpo apresenta. Depende da dimensão, da forma e da área da seção reta transversal do instrumento endodôntico (3, 6, 19). Assim, instrumentos endodônticos de mesmo diâmetro nominal, de mesma conicidade, de mesma liga metálica, porém de desenhos diferentes, podem apresentar flexibilidades diferentes (18).

A flexibilidade em flexão de um instrumento endodôntico é uma propriedade mecânica importante porque durante o uso clínico pode influenciar na forma final da instrumentação de um canal radicular curvo e na sua resistência a fratura por fadiga em flexão rotativa. Vários trabalhos demonstraram que instrumentos mais flexíveis mantêm a instrumentação de canais curvos mais centrados e apresentam maior resistência a fratura por flexão rotativa (1, 4, 8, 12, 13, 18).

O objetivo desse trabalho foi quantificar e comparar a flexibilidade em flexão em cantilever de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados obtidos por fios metálicos convencional e M-wire.

## Material e Método

Foram utilizados instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados Profile Vortex (Dentsply Tulsa Dental, OK, EUA) de número 25, conicidade 0,06 mm/mm e comprimento de 25 mm; WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) de número 21, conicidade 0,06 mm/mm e de comprimento de 25 mm e Reciproc (VDW, Munich, Alemanha) de número 25, conicidade 0,08 mm/mm nos três primeiros milímetros apicais e de 25 mm de comprimento. Estes três instrumentos são produzidos por usinagem de um fio metálico de NiTi denominado de M-wire que é obtido por um processo termomecânico especial. Esta nova liga apresenta maior flexibilidade do que a liga de NiTi convencional (5). Instrumentos endodônticos Revo-S SU (Micro-Mega, Besançon, França) de número 25, conicidade de 0,06 mm/mm e de 25 mm de comprimento; Mtwo (VDW, Munich, Alemanha) de número 25, conicidade de 0,06 mm/mm e de 25 mm de comprimento e RaCe (FKG Dentaire, La



Chaux-de-Fonds, Suíça) de número 25, conicidade de 0,06 mm/mm e de 25 mm de comprimento foram testados. Estes três instrumentos são produzidos por usinagem de um fio metálico de NiTi convencional.

### Geometria dos Instrumentos

Para a padronização dos instrumentos endodônticos testados, cinco instrumentos de cada marca foram avaliados por meio de um microscópio ótico (Pantec, Panambra, SP, Brasil) para determinar seus diâmetros em  $D_3$  e  $D_{13}$ , o comprimento da parte de trabalho e o número de hélices na parte de trabalho. A conicidade da parte de trabalho foi calculada a partir dos diâmetros  $D_{13}$  e  $D_3$ , como descrito por STENMAN & SPANGBERG (17) usando a seguinte equação:

$$\text{Conicidade (C)} = D_{13} - D_3 / 10$$

O diâmetro em  $D_0$  foi calculado baseado nos valores de  $D_3$  e da conicidade, usando a seguinte equação:

$$D_0 = D_3 - c \times 3$$

O número de hélices por milímetros foi obtido dividindo o número de hélices pelo comprimento da parte de trabalho.

### Ensaio de Flexão em Cantilever

A flexibilidade de dez instrumentos endodônticos de cada marca comercial foi avaliada por meio de ensaio de flexão em cantilever conforme metodologia proposta por SERENE *et al.* (16) com algumas modificações sugeridas por LOPES *et al.* (9). Uma máquina de ensaio universal (Emic, DL 10000, Paraná, Brasil) foi utilizada para o ensaio, que consistiu na aplicação de uma força crescente na ponta do instrumento e perpendicular ao eixo longitudinal do instrumento endodôntico engastado (cantilever).

Os instrumentos endodônticos foram fixados por meio de sua haste de fixação ou cabo em um mandril tipo Jacob, que, por sua vez, estava imobilizado por meio de um torno de bancada. O conjunto mandril de Jacob e instrumento foram fixados com uma inclinação de 45 graus para baixo em relação ao plano horizontal representado pelo mordente do torno de bancada. O ponto de aplicação da força foi obtido fixando uma pequena peça metálica (morsa de alumínio) a 3 mm da ponta de cada instrumento. A distância entre o ponto de fixação do instrumento no mandril e o ponto de aplicação de força foi de 22 mm (comprimento útil do corpo de prova).

A força foi aplicada por meio de um fio de aço inoxidável com comprimento de 30 cm e diâmetro de 0,34 mm, tendo uma das extremidades presa à cabeça da máquina de ensaio e a outra a 3 mm da ponta do instrumento.

A extremidade de cada instrumento foi submetida a um deslocamento de 45 graus, permanecendo no limite elástico em flexão da liga metálica. A velocidade do ensaio foi de 15 mm/min. A célula de carga empregada foi de 20 N.

Durante os ensaios de flexão em cantilever foi possível obter o diagrama força (gf) x deslocamento elástico (mm). Para a determinação do valor da força fornecida pelo dispositivo, foi subtraído o peso da morsa de alumínio 5,6 gf usada na ponta do instrumento para delimitar o ponto de aplicação da força.

Os dados obtidos foram tratados estatisticamente pelo teste Anova e pelo teste de comparações múltiplas SNK, com nível de significância estabelecido em 5%.

## Resultados

### Avaliação Geométrica

Os valores obtidos por meio da avaliação geométrica são mostrados na Tabela I.

**Tabela I.** Média dos valores de conicidade (c), diâmetros, comprimentos da parte de trabalho (PT), número de hélices e número de hélices por mm

Instrumentos	C	Diâmetros (mm)			PT (mm)	n° de hélices	n° de hélices por mm
		$D_{13}$	$D_3$	$D_0$			
Vortex	0,06	1,0	0,41	0,23	16,75	10	0,60
WaveOne	0,054	0,93	0,39	0,23	16,5	10	0,61
Reciproc	0,08	0,10	0,50	0,26	16,5	7	0,42
Revo-S SU	0,06	1,04	0,40	0,22	20,50	10	0,50
Mtwo	0,06	1,02	0,41	0,23	17	7	0,41
RaCe	0,06	1,09	0,47	0,29	17,55	7	0,40

Obs.: Instrumento Reciproc tem conicidade de 0,08 mm/mm nos três primeiros milímetros apicais. A seguir, tem conicidade decrescente em sentido  $D_{16}$  (conicidade 0,06).

## Flexibilidade em Flexão

A média e o desvio-padrão da flexibilidade em flexão, representado pela carga (grama-força) para flexionar a ponta dos instrumentos ensaiados até um deslocamento elástico de 45° é mostrada na tabela II. A análise estatística revelou diferença significativa entre os instrumentos ensaiados exceto para as comparações WaveOne x Reciproc e WaveOne x RaCe. A menor força requerida foi para os instrumentos RaCe e a maior para os instrumentos Profile Vortex.

**Tabela II.** Média e desvio-padrão da carga (grama-força) para flexionar a ponta dos instrumentos endodônticos em 45°

Instrumento	Liga metálica de NiTi	Carga (gf)	Desvio-padrão
Vortex	M-wire	604	29
WaveOne	M-wire	344	19
Reciproc	M-wire	370	44
Revo-S SU	Convencional	537	45
Mtwo	Convencional	498	20
RaCe	Convencional	333	16

## Discussão

Na avaliação da geometria dos instrumentos ensaiados, os resultados obtidos revelaram pequenas variações nas dimensões e no número de hélices por milímetros. Como normalmente na Endodontia se emprega nos ensaios mecânicos instrumentos acabados, e não corpo de prova padronizado da matéria-prima, essas pequenas variações podem interferir nos valores dos resultados e no comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos. Assim, esta impossibilidade de padronização dos instrumentos endodônticos de um mesmo fabricante ou entre fabricantes pode justificar resultados discordantes encontrados em trabalhos científicos existentes na literatura endodôntica (10).

Para avaliar a resistência em flexão de instrumentos endodônticos empregou-se o ensaio mecânico de flexão em cantilever proposto por SERENE *et al.* (16), com modificações propostas por LOPES *et al.* (9).

Na Endodontia clínica, os instrumentos endodônticos durante a instrumentação de canais radiculares curvos são submetidos a um carregamento em flexão semelhante ao ensaio de flexão em cantilever. Assim, os resultados dos ensaios de flexão em cantilever obtidos no laboratório são importantes para a predição do desempenho e comportamento mecânico de instrumentos endodônticos empregados na instrumentação de canais radiculares curvos (10).

Vários trabalhos demonstraram que os instrumentos mais flexíveis mantêm o preparo dos canais radiculares curvos mais centrados quando comparados aos instrumentos mais rígidos (1, 2, 4). Também demonstraram que os instrumentos com maior flexibilidade apresentaram maior resistência a fratura por fadiga (5, 20).

Os resultados encontrados nesse estudo revelaram diferença significativa entre os instrumentos ensaiados, exceto para as comparações WaveOne x Reciproc e WaveOne x RaCe.


Os instrumentos Profile Vortex obtidos a partir de fios metálicos de NiTi M-wire deveriam apresentar resistência em flexão baixa, ou seja, semelhante a dos instrumentos WaveOne e Reciproc, também obtidos de fios metálicos M-Wire (5, 7). Todavia, os instrumentos Profile Vortex apresentaram a maior resistência em flexão entre todos os instrumentos ensaiados.

Os instrumentos RaCe obtidos a partir de fios metálicos de NiTi convencional apresentaram menor resistência em flexão. Como os instrumentos ensaiados apresentam seções retas transversais com geometrias diferentes, podemos admitir que estas diferenças sejam responsáveis pelos resultados obtidos nos ensaios de flexão em cantilever.

De acordo com SCHÄFER & TEPEL (14), a forma e a área da seção reta transversal são os principais parâmetros a influenciar as propriedades elásticas dos instrumentos endodônticos. A área da seção reta transversal é inversamente proporcional a flexibilidade dos instrumentos endodônticos de NiTi (18). Além disso, a flexibilidade de instrumentos endodônticos mecanizados de NiTi é influenciada pelas propriedades metalúrgicas (composição e tratamento termomecânico da liga) (5, 7).

Para SCHÄFER *et al.* (15) há uma grande correspondência entre a área da seção reta transversal e a rigidez dos instrumentos. Assim, podemos supor que, quanto maior o diâmetro da área e forma da seção reta transversal ou a conicidade dos instrumentos endodônticos maior será a rigidez dos mesmos (11).

## Conclusão

Este estudo revelou que os instrumentos Profile Vortex obtidos de fios metálicos de NiTi M-Wire apresentaram a maior resistência em flexão (menor flexibilidade) e os instrumentos RaCe, obtidos de fios metálicos de NiTi convencional apresentaram a menor resistência em flexão (maior flexibilidade) entre os instrumentos testados. Esses comportamentos contraditórios reforçam que a flexibilidade de um instrumento endodôntico é influenciada pela geometria (forma e área) da seção reta transversal da haste helicoidal cônica de um instrumento endodôntico. 

## Referências Bibliográficas

1. CAMPS, J. J., PERTOT, W. J. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K files. *Int. Endod. J.* 1995, 28 (5): 239-43.
2. COLEMAN, C. L., SVEC, T. A. Analysis of NiTi versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J. Endod.* 1997, 23 (4): 232-5.
3. ELIAS, C. N., LOPES, H. P. *Materiais dentários – ensaios mecânicos.* São Paulo: Livraria Santos Editora; 2007.
4. ESPOSITO, P. T., CUNNINGHAM, C. J. A comparison of canal preparation with with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J. Endod.* 1995, 21 (4): 173-5.
5. GAO, Y., SHOTTON, V., WILKINSON, K. *et al.* Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of Profile Vortex rotary instruments. *J. Endod.* 2010, 36 (7): 1205-9.
6. GARCIA, A., SPIN, J. A., SANTOS, C. A. *Ensaio dos materiais.* Rio de Janeiro: LTC, 2000.
7. JOHNSON, E. *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 (11): 1406-9.
8. KIM, H. C. *et al.* Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *J. Endod.* 2010, 36 (1): 147-52.
9. LOPES, H. P., ELIAS, C. N., VIEIRA, V. T. L. *et al.* Effects of electro-polishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *J. Endod.* 2010, 36 (10): 1653-7.
10. LOPES, H. P., SIQUEIRA JR., J. F. *Endodontia: Biologia e Técnica.* 3ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.
11. MIYAI, K., EBIHARA, H., HAYASHI, Y. *et al.* Influence of the phase transformations on the torsional and bending properties of hybrid nickel-titanium Rotary endodontic instruments. *Int. Endod. J.* 2006, 39 (2): 119-26.
12. PRUETT, J., CLEMENT, D., CARNES, D. J. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* 1997, 23 (2): 77-85.
13. RODRIGUES, R. C. V., LOPES, H. P., ELIAS, C. N. *et al.* Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.* 2011, 37 (11): 1553-7.
14. SCHAFER, E., TEPEL, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. *J. Endod.* 2001, 27 (4): 299-303.
15. SCHÄFER, E., DZEPINA, A., DANESH, G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2003, 26 (6): 757-63.
16. SERENE, T. P., ADAMS, J. D., SAXENA, A. *Nickel-titanium instruments: applications in endodontics.* St. Louis: Ishiaku EuroAmerica; 1995.
17. STENMAM, E., SPANGBERG, L. S. W. Root canal instruments are poorly standardized. *J. Endod.* 1993; 19 (7): 327-34.
18. TRIPI, T. R., BONACCORSO, A., CONDORELLI, G. G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2006, 102 (4): e106-e114.
19. TURPIN, Y. L., CHAGNEAU, F., VULCAIN, J. M. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument model. *J. Endod.* 2000, 26 (7): 414-7.
20. ZINELIS, S., DARABARA, M., TAKASE, T. *et al.* The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium Rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2007, 103 (6): 843-7.

Recebido em: 09/10/2012 / Aprovado em: 29/10/2012

**Helio Pereira Lopes**

Rua Presidente Pedreira, 104/1301 - Ingá

Niterói/RJ, Brasil – CEP: 24210-470

E-mail: helioplopes@yahoo.com.br