

CORRELAÇÃO ENTRE A FLEXIBILIDADE DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NiTi ACIONADOS A MOTOR E SUAS CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS¹

Ana Cecília Diniz Viana²
Marta Chaves Craveiro de Melo²
Severino Jackson Guedes de Lima³
Maria Guiomar de Azevedo Bahia⁴
Vicente Tadeu Lopes Buono⁵

Resumo

A flexibilidade dos instrumentos endodônticos de NiTi resulta da combinação do baixo módulo de elasticidade do material e de suas propriedades superelásticas. Neste trabalho, objetivou-se correlacionar esta propriedade com as características dimensionais de dois tipos de instrumentos. Foram avaliados instrumentos *ProTaper Universal* e *K3*, cuja composição química e constituição foram caracterizadas por técnicas analíticas convencionais. Imagens das seções longitudinal e transversal foram utilizadas para a determinação do diâmetro e da área da seção dos instrumentos a 3 mm da ponta. A flexibilidade dos instrumentos foi avaliada em ensaios de dobramento realizados conforme a especificação ISO 3630-1, com dobramento até 45°. Os valores de momento de dobramento a 45° foram correlacionados com o diâmetro e a área da seção transversal a 3 mm da ponta.

Palavras-chave: Instrumentos endodônticos de NiTi; Características geométricas; Flexibilidade.

CORRELATION BETWEEN THE FLEXIBILITY OF MACHINE DRIVEN NiTi ENDODONTIC INSTRUMENTS AND THEIR GEOMETRIC CHARACTERISTICS

Abstract

The flexibility of NiTi endodontic instruments results from the combination of the material's low elasticity modulus and its superelastic properties. In this work, the aim was to correlate flexibility with the geometric characteristics of two types of instruments. ProTaper Universal and K3 instruments were evaluated. Their chemical composition and constitution were characterized by conventional analytical techniques. Images of the longitudinal and transverse sections were used for determining instrument diameter and cross-sectional area at 3 mm from the tip. The instruments flexibility was evaluated in bending tests performed according to the ISO 3630-1 specification, with bending up to 45°. The values of bending moment at 45° were correlated with instrument diameter and cross-sectional area at 3 mm from the tip.

Key words: NiTi endodontic instruments; Geometric characteristics; Flexibility.

¹ Contribuição técnica ao 63° Congresso Anual da ABM, 28 de julho a 1° de agosto de 2008, Santos, SP, Brasil

² Cirurgiã-Dentista, MSc, Doutoranda em Endodontia, Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG

³ Dr., Professor Adjunto do Departamento de Tecnologia Mecânica da Universidade Federal da Paraíba - UFPB

⁴ Dr., Professor Adjunto do Departamento de Odontologia Restauradora da UFMG

⁵ Dr., Professor Associado do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da UFMG

INTRODUÇÃO

O sucesso da terapia endodôntica depende da adequada limpeza e formatação do sistema de canais radiculares (SCR) associada ao seu selamento tridimensional. Entretanto, a presença de curvaturas radiculares, ocorrência freqüente na dentição humana, introduz fatores na formatação que, se não controlados, produzem resultados técnicos indesejáveis, como transportes, degraus e perfurações nas paredes radiculares. De acordo com Roane, Sabala e Duncanson,⁽¹⁾ quanto mais abrupta é a curvatura durante a instrumentação, mais concentradas serão as forças contra as paredes do canal. Por isso, a elevada flexibilidade dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio (NiTi), que resulta da combinação do baixo módulo de elasticidade do material e da superelasticidade, é a sua propriedade mais importante e influencia diretamente os resultados da instrumentação de canais radiculares curvos. A superelasticidade é uma das características especiais das ligas NiTi, relacionada à uma transformação de fase reversível – a transformação martensítica, que pode ser induzida termicamente ou por tensão.⁽²⁾

Instrumentos endodônticos com flexibilidade aumentada causam menos alterações indesejáveis na forma de canais curvos do que aqueles com maior resistência ao dobramento. Este aumento na flexibilidade é alcançado pelos diferentes desenhos da seção transversal dos instrumentos e/ou pelo uso de ligas NiTi na sua fabricação. As maiores vantagens encontradas por Walia, Brantley e Gerstein⁽³⁾ nos instrumentos de NiTi foram sua grande flexibilidade e maior resistência em torção, quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável, material tradicionalmente utilizado na confecção do dispositivo. Com relação ao *design*, Schafer e Tepel⁽⁴⁾ e Berutti *et al.*⁽⁵⁾ associam diretamente a configuração da seção transversal do instrumento endodôntico às suas propriedades em torção e flexão. Da mesma forma, a área da seção transversal e a presença de planos radiais se relacionam inversamente à flexibilidade dos instrumentos de NiTi.⁽⁶⁾

Muitos fabricantes têm desenvolvido e comercializado novos instrumentos endodônticos de NiTi que apresentam diferentes formas de seção transversal, comprimento de lâminas de corte e ângulos helicoidais, assim como conicidades variadas. Dentre estes, merecem destaque os sistemas rotatórios *K3* e *ProTaper Universal*, que além de serem atualmente os mais utilizados na prática clínica, apresentam, segundo os fabricantes, particularidades de *design* que teriam um impacto direto nas suas propriedades mecânicas.

Ao contrário dos instrumentos endodônticos manuais fabricados em aço inoxidável, pouco é conhecido sobre as propriedades de dobramento dos instrumentos rotatórios de NiTi. Pongione, Gambarini e Bossu⁽⁷⁾ compararam as propriedades de dobramento de instrumentos rotatórios *GT* (conicidades de 6%, 8%, 10% e 12%) e *ProFile* (conicidades de 4% e 6%), concluindo que os instrumentos *GT* eram menos flexíveis que os *ProFile*. Outros autores⁽⁸⁾ avaliaram as propriedades de dobramento de instrumentos de NiTi de cinco marcas comerciais diferentes (*FlexMaster*, *Hero*, *K3*, *ProFile* e *Race*) e concluíram que a resistência ao dobramento depende das propriedades metalúrgicas das ligas utilizadas e das formas geométricas das seções transversais dos instrumentos.

Entretanto, ainda não está bem demonstrada a relação entre as características geométricas e dimensionais e a flexibilidade dos instrumentos rotatórios de NiTi, e de que forma estes parâmetros podem influenciar no comportamento mecânico dos mesmos na prática clínica. A proposta desse estudo foi avaliar as propriedades de dobramento de dois tipos de instrumentos rotatórios de NiTi e correlacioná-las às

suas características geométricas, considerando também as ligas utilizadas na sua fabricação.

2 MATERIAL E MÉTODOS

Foram avaliados conjuntos de instrumentos de NiTi acionados a motor do tipo *Protaper Universal* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), nos tamanhos designados pelo fabricante como S1, S2, F1, F2 e F3, e do tipo K3 (SybronEndo, Orange, CA, EUA), nos tamanhos 20/.04, 25/.04, 30/.04, 20/.06 e 25/.06 (onde os dois primeiros dígitos representam o diâmetro da ponta do instrumento em décimos de milímetro e a notação .0X representa sua conicidade ou *taper*, sendo X o aumento de diâmetro em centésimos de milímetro a cada milímetro da ponta). Os dois conjuntos de instrumentos foram escolhidos por representarem os grupos utilizados em seqüência no preparo de canais curvos.

A composição química das ligas utilizadas na confecção dos instrumentos foi determinada semi-quantitativamente por espectroscopia de energia de raios X (EDS) em um microscópio eletrônico de varredura (MEV) (JSM 6360, Jeol, Tóquio, Japão). Para cada instrumento, foram selecionadas aleatoriamente dez áreas para análise. As fases presentes no material foram determinadas por difratometria de raios X (DRX) (PW 1710, PANalytical, Almelo, Holanda) em instrumentos de diferentes tamanhos. Foi utilizada radiação Cu K α e um cristal monocromador de grafita.

Para medir o diâmetro dos instrumentos a cada milímetro da parte ativa e sua conicidade, dez instrumentos de cada tipo foram fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital de alta resolução (Canon 20D, Tóquio, Japão). Cada imagem obtida foi analisada e mensurada utilizando o programa ImagePro Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA). Os valores de diâmetro foram tomados como sendo a maior distância entre as extremidades do instrumento perpendiculares ao seu longo eixo.

Para determinação da área da seção transversal a 3 mm da ponta, um instrumento de cada tipo foi seccionado a aproximadamente 2,5 mm da ponta utilizando uma cortadeira metalográfica (ISOMET 1000, Buehler, Illinois, EUA). Após acabamento em lixa grana 1000, a distância do corte à ponta foi medida em um microscópio comparador (TM, Mitutoyo, Tóquio, Japão) equipado com micrômetros digitais. As imagens da seção transversal foram registradas em um microscópio eletrônico de varredura (JSM 6360, Jeol, Tóquio, Japão), com um aumento de 150x. Em seguida, aproximadamente 1 mm da seção foi removido na lixa, o comprimento restante foi determinado novamente, e novas imagens captadas. As áreas das imagens digitalizadas de cada instrumento foram então determinadas utilizando o mesmo programa de análise de imagens. A área da seção dos instrumentos a 3 mm da ponta foi então determinada por interpolação linear dos valores determinados anteriormente.

Os ensaios de flexão foram realizados em uma máquina de testes (Analogica, Belo Horizonte, MG, Brasil) baseada na especificação ISO 3630-1 (International Organization for Standardization, 1992). O instrumento foi fixado a 3mm da ponta em uma posição perpendicular ao eixo do motor (Figura 1). O pino de acionamento empurrava o instrumento até a posição de 45° em relação a seu longo eixo. O momento de dobramento (M_D) foi determinado diretamente pelo torque necessário para realizar este movimento. Foram realizados ensaios de flexão em dez instrumentos de cada tipo. A análise estatística dos resultados foi realizada utilizando o teste ANOVA para um nível de confiança de 95%.

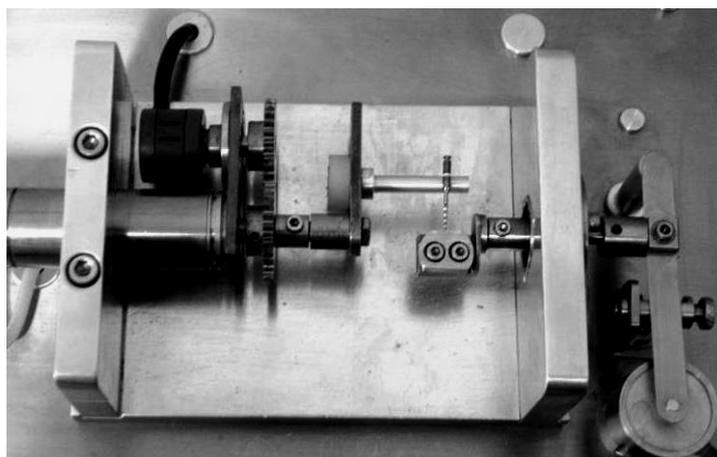


Figura 1. Dispositivo utilizado nos ensaios de flexão dos instrumentos endodônticos.

3 RESULTADOS

A análise química por EDS mostrou que a liga utilizada nos dois tipos de instrumento tem aproximadamente a mesma composição: Ti-56% em peso Ni. Da mesma forma, os difratogramas de raios X obtidos mostram, nos dois tipos de instrumentos, apenas a presença da austenita ou fase β , de estrutura B2. Desta forma, não foi possível identificar diferenças no material utilizado na confecção dos instrumentos *K3* e *ProTaper Universal* analisados.

O design da seção dos instrumentos pode ser observado nas imagens de MEV mostradas na Figura 2. Verifica-se que a seção transversal dos instrumentos *K3* apresenta a forma de uma hélice tripla, com planos radiais em ângulo de corte ligeiramente positivo. Em contraste, os instrumentos *ProTaper Universal* possuem seção triangular convexa com ângulo de corte agudo. Os valores médios do diâmetro e da área da seção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos, designados respectivamente D_3 e A_3 , são mostrados na Tabela 1. O desvio padrão nessas medidas foi menor que 1%.

Os resultados dos ensaios de flexão são apresentados na Tabela 2, em termos dos valores médios do momento de dobramento a 45° , M_D , dos instrumentos *K3* e *ProTaper Universal* analisados. A flexibilidade do instrumento endodôntico é maior quanto menor o valor de M_D .

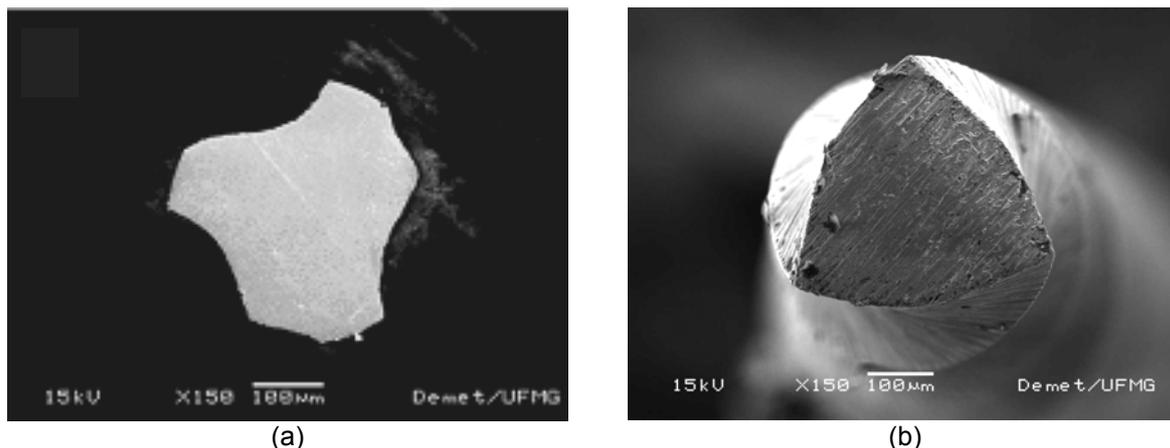


Figura 2. Imagens da seção transversal de instrumentos (a) K3 30/.04 e (b) *ProTaper Universal* F1.

Tabela 1. Valores médios de D_3 e A_3 dos instrumentos analisados.

Instrumentos K3	D_3 (mm)	A_3 (mm ²)	Instrumentos <i>ProTaper</i> <i>Universal</i>	D_3 (mm)	A_3 (mm ²)
20/.04	0,32	0,0548	S1	0,29	0,0336
25/.04	0,37	0,0857	S2	0,35	0,0554
30/.04	0,43	0,1039	F1	0,42	0,0824
20/.06	0,38	0,1007	F2	0,50	0,1210
25/.06	0,43	0,1314	F3	0,55	0,1465

Tabela 2. Valores médios do momento de dobramento a 45° (desvio-padrão).

Instrumentos K3	M_D (N.cm)	Instrumentos <i>ProTaper</i> <i>Universal</i>	M_D (N.cm)
20/.04	0,21 (0,02)	S1	0,13 (0,01)
25/.04	0,40 (0,04)	S2	0,28 (0,02)
30/.04	0,83 (0,05)	F1	0,51 (0,02)
20/.06	0,56 (0,04)	F2	1,00 (0,07)
25/.06	0,86 (0,06)	F3	1,17 (0,07)

Quando os momentos de dobramento dos instrumentos *K3* foram comparados entre pares de instrumentos de diferentes calibres e *tapers*, diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$) foram encontradas para todos os pares analisados, exceto entre os instrumentos 30/.04 e 25/.06. De forma semelhante, a comparação estatística entre os pares de diferentes instrumentos *ProTaper Universal* aponta diferenças significativas ($p < 0.05$) para todos os pares analisados.

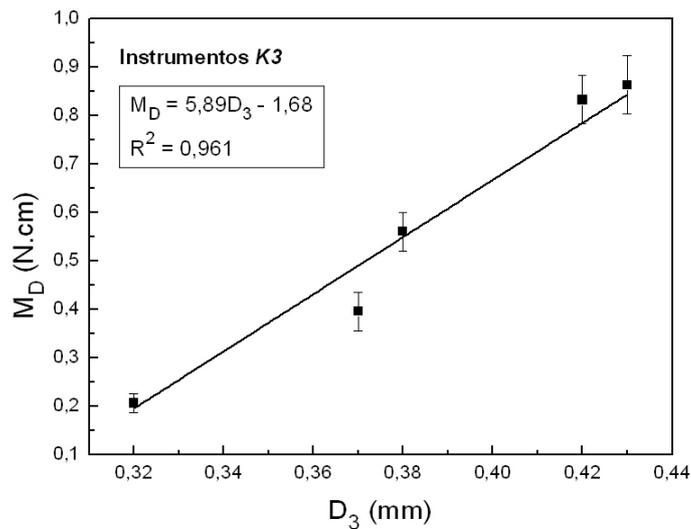
4 DISCUSSÃO

A resistência ao dobramento de instrumentos endodônticos depende das suas propriedades metalúrgicas (composição química e história termomecânica) e das suas características geométricas e dimensionais. Os instrumentos *K3* apresentam as seguintes características: (a) ângulo de corte ligeiramente positivo proporcionando uma superfície de corte mais eficiente; (b) diâmetro variável do núcleo para acentuar a flexibilidade da lâmina de corte; (c) três lâminas radiais dispostas assimetricamente e com diferentes largura e profundidade; (d) variação nas distâncias entre as lâminas de corte para evitar o efeito de aparafusamento dentro do canal e promover a remoção dos debrís.^(9,10)

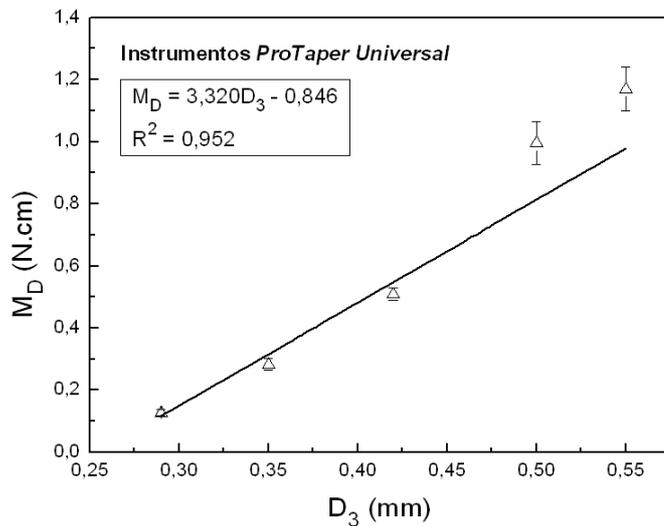
Por outro lado, os instrumentos *ProTaper Universal* apresentam conicidades múltiplas e crescentes ao longo da parte ativa, aumentando a flexibilidade e a eficiência de corte. Esta característica permite que cada instrumento corte uma menor zona de dentina, reduzindo as cargas torcionais sobre o instrumento e o potencial de fratura do mesmo. A seção transversal é triangular convexa, que reduz o atrito entre as lâminas de corte e a dentina, aumentando a ação de corte em relação aos instrumentos com planos radiais. Apresentam ainda ponta segura arredondada e ângulos helicoidais, além de comprimentos de lâminas de corte variados ao longo do seu comprimento.⁽¹¹⁾

Uma vez que a avaliação da influência das formas geométricas só pode ser obtida comparando instrumentos feitos da mesma liga, a composição química e as fases presentes nos diferentes instrumentos foram investigadas. Para os dois instrumentos, foi observada uma composição aproximadamente equiatômica dos principais componentes níquel e titânio, semelhante a outros resultados encontrados na literatura.^(8,12-14) Da mesma forma, apenas a fase β , de estrutura B2, foi observada nos difratogramas obtidos nos vários instrumentos analisados. Este resultado indica que os instrumentos K3 e *ProTaper Universal* manifestam comportamento superelástico durante o uso clínico, onde a tensão imposta pela curvatura radicular resulta na formação de martensita induzida por tensão. Como a fase β é estável à temperatura ambiente, quando a tensão é relaxada o material retorna à fase austenítica. Desta forma, os ciclos de carga e descarga característicos da instrumentação rotatória de canais curvos induzem repetidas transformações martensítica e reversa nesses instrumentos.^(12,14)

A comparação dos dados apresentados nas Tabelas 1 e 2 revela que a flexibilidade dos instrumentos *K3* e *ProTaper Universal* diminui à medida em que seu diâmetro aumenta. O momento de dobramento requerido para defletir uma barra em um determinado ângulo é diretamente proporcional à sua rigidez flexural, que é o produto do módulo elástico do material pelo do momento de inércia de sua seção transversal. Sabe-se que para uma barra cilíndrica de diâmetro D , o momento de inércia da seção transversal é dado por $\pi D^4/64$.⁽¹⁵⁾ Devido às suas características geométricas (Figura 2), o cálculo do momento de inércia da seção transversal dos instrumentos analisados não é tarefa simples. Entretanto, considerando que a variação dos valores de D_3 nos instrumentos *K3* e *ProTaper Universal* analisados neste estudo foi relativamente pequena (Tabela 1), parece razoável tentar correlacionar os valores de M_D com os de D_3 utilizando o método dos mínimos quadrados. A Figura 3 mostra o resultado dessa correlação. Os valores do coeficiente de correlação encontrados são, respectivamente, $R^2 = 0,961$ e $R^2 = 0,952$, para os instrumentos *K3* e *ProTaper Universal*.



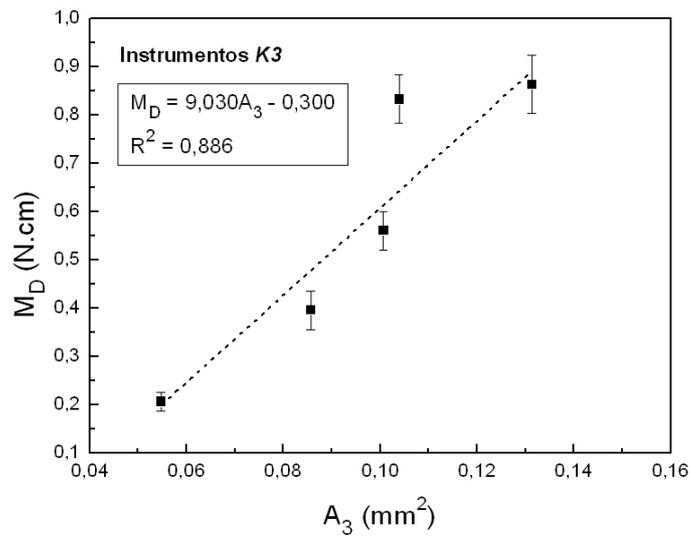
(a)



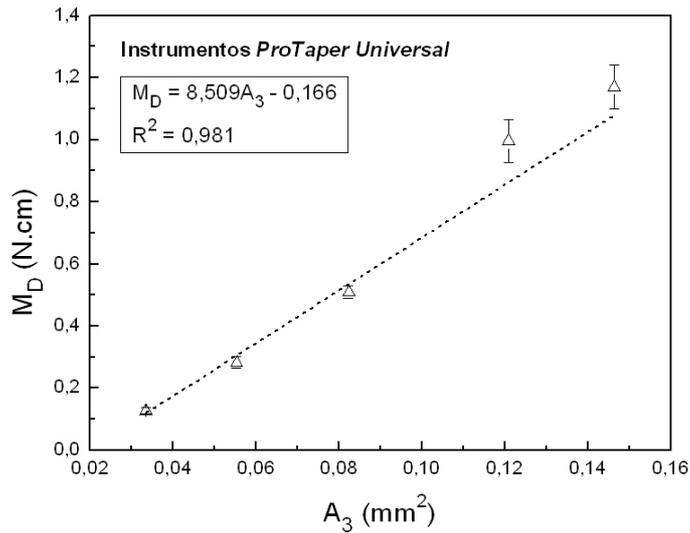
(b)

Figura 3. Correlação linear do momento de dobramento com o diâmetro a 3 mm da ponta dos instrumentos (a) *K3* e (b) *ProTaper Universal*.

Da mesma forma, considerando que a variação dos valores de A_3 nos instrumentos analisados foi também relativamente pequena (Tabela 1), pode-se tentar correlacionar os valores de M_D com os de A_3 utilizando o mesmo método. Os resultados dessa correlação são mostrados na Figura 4. Nesse caso, os valores do coeficiente de correlação encontrados são, respectivamente, $R^2 = 0,886$ e $R^2 = 0,981$, para os instrumentos *K3* e *ProTaper Universal*. Verifica-se, portanto, que o momento de dobramento até 45° dos instrumentos *K3* apresentam uma melhor correlação linear com seu diâmetro a 3 mm da ponta, enquanto que no caso dos instrumentos *ProTaper Universal*, tanto D_3 quanto A_3 podem ser utilizados para estimar este parâmetro, embora o coeficiente de correlação de M_D com a área da seção transversal a 3 mm ponta apresente melhor correlação do que D_3 .



(a)



(b)

Figura 4. Correlação linear do momento de dobramento com a área da seção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos (a) K3 e (b) ProTaper Universal.

Em relação às correlações estabelecidas nas Figuras 3 e 4, o comportamento distinto dos dois tipos de instrumentos analisados pode ser compreendido quando se analisa a relação entre o diâmetro e a área dos mesmos. Esta relação reflete o design do instrumento. A Figura 5 mostra a correlação entre os valores de A_3 e os do quadrado de D_3 para os instrumentos analisados. Verifica-se que os instrumentos ProTaper Universal apresentam concordância consideravelmente maior entre esses dois parâmetros.

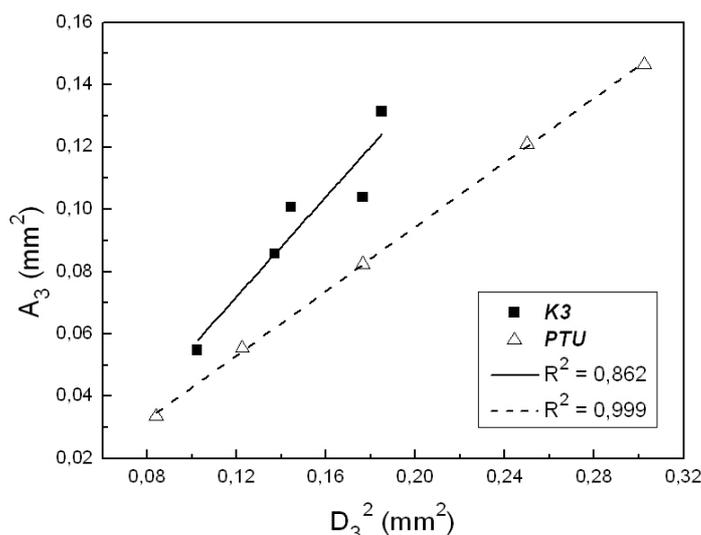


Figura 5. Correlação linear entre os valores de A_3 e o quadrado de D_3 para os instrumentos analisados.

Schäfer, Dzepina e Danesh⁽⁸⁾ correlacionaram as propriedades flexurais de instrumentos K3 20, 25 e 30 com conicidades de .04 e .06 com A_3 , entretanto não tentaram encontrar uma correlação semelhante com D_3 . Esses autores verificaram uma grande correspondência entre área da seção transversal e a rigidez dos instrumentos, o que pode indicar a configuração da seção como fator predominante a afetar a flexibilidade desses instrumentos. De forma semelhante, outros autores⁽¹⁶⁾ verificaram que pequenas variações no design de instrumentos endodônticos como forma de seções transversais, comprimento de lâminas de corte e conicidades variadas têm um efeito significativo nas propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos, tais como eficiência de corte, resistência torcional e flexibilidade.

Turpin et al.⁽¹⁷⁾ calcularam a área da seção transversal de instrumentos com tripla hélice e seção em U e encontraram que as primeiras apresentaram áreas 30% maiores que as últimas, quando comparadas à mesma distância da ponta do instrumento. Devido à estrutura de maior massa dos instrumentos em tripla-hélice, estes devem ser menos flexíveis que os de seção transversal em U. Da mesma forma, Schäfer, Dzepina e Danesh⁽⁸⁾ encontraram que os instrumentos K3 de calibres 25, 30 e 35, *tapers* .04 e .06 foram significativamente menos flexíveis que outros instrumentos rotatórios de NiTi (*Flexmaster, Hero, ProFile e Race*) de mesmos calibres e *tapers*.

No que diz respeito à influência mecânica direta no momento de inércia da área do instrumento, outros fatores podem ser considerados. Por exemplo, foi demonstrado que a quantidade de torque gerado durante a formatação dos canais radiculares depende do tamanho das áreas de contato entre os instrumentos e as paredes do canal.⁽¹⁸⁾ De acordo com Peters et al.⁽¹⁹⁾ e Gambarini,⁽¹⁰⁾ um método para reduzir a fratura por torção desses instrumentos seria a modificação da geometria da seção transversal, aumentando a eficiência de corte e conseqüentemente reduzindo as áreas de contato com as paredes do canal. Entretanto, devido à característica estática dos testes empregados no presente estudo, os valores mais altos de momento de dobramento observados para os instrumentos K3, quando comparados com outros sistemas de NiTi,^(8,20) poderiam estar associados à maior extensão dos planos radiais apresentada pelos instrumentos K3.

5 CONCLUSÕES

Foi observada forte correlação linear entre o momento de dobramento a 45° e os parâmetros geométricos diâmetro do instrumento e área da seção transversal a 3 mm da ponta. Esta observação indica que a configuração da seção transversal parece ser o fator predominante na determinação da flexibilidade de instrumentos rotatórios de NiTi.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG, e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq, pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

- 1 ROANE, J. B.; SABALA, C. L.; DUNCANSON, M.G. The “Balanced Force” concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, v.11, n.5, p.203-211, may.1985.
- 2 OTSUKA, K., WAYMAN, C. M. *Shape Memory Materials*. 1ed. United Kingdom: Cambridge University Press, p.284, 1998.
- 3 WALIA, H.T; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, v.14, n.7, p.346-351, jul. 1988.
- 4 SCHÄFER, E., TEPEL, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontics*, v.27, n.4, p.299-303, apr. 2001.
- 5 BERUTTI, E., CHIANDUSSI, G., GAVIGLIO, I., IBBA, A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments. ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontics*, v.29, p.15-19, 2003.
- 6 TRIPI, T.R.; BONACCORSO, A.; CONDORELLI, G.G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v., p., 2006.
- 7 PONGIONE, G., GAMBARINI, G., BOSSU, M. Bending and torsional properties of GT rotary files: a comparative study [abstract]. *International Endodontic Journal*, v. 33, p. 162, 2000.
- 8 SCHÄFER, E.; DZEPINA, A.; DANESH, G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v.96, p.757-763, 2003.
- 9 MOUNCE, R. E. The K3 rotary nickel-titanium file system. *The Dental Clinics of North America*, v. 48, p. 137-157, 2004.
- 10 GAMBARINI, G. The K3 rotary nickel titanium instrument system. *Endodontic topics*, v. 10, p. 179-82, 2005.
- 11 RUDDLE, C. J. The ProTaper technique. Shaping the future of endodontics. In: Castellucci A, ed. *Endodontics* vol II. Florence: Il Tridente, pp. 548-63, 2005.
- 12 THOMPSON, S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, v.33, p.297-310, july. 2000.
- 13 KUHN, G., TAVERNIER, B., JORDAN, L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, v. 27, p. 516-520, 2001.

- 14 BAHIA, M. G. A., MARTINS, R. C., GONZALEZ, B., BUONO V. T. L. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behavior of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v. 38, p. 795-801, 2005.
- 15 TIMOSHENKO, S. *Strength of Materials*, 3rd edn. Malabar. FL, USA: Robert E. Krieger Publishing Co, 1983.
- 16 MISERENDINO, L.J. Instruments, materials and devices. In: Cohen S., Burns R.C., eds *Pathways of the pulp*. 5th ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1991 . p.377-413.
- 17 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 models. *Journal of Endodontics*, v. 26, p. 414-7, 2000.
- 18 BLUM, J. Y., MACHTOU, P., MICALLEF, J. P. Location of contact areas on rotary ProFile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *International Endodontic Journal*, v. 32, p. 108-114, 1999.
- 19 PETERS, O. A., PETERS, C. I., SCHONENBERGER, K., BARBAKOW, F. ProTaper rotary root canal preparation:assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*, v. 36, p. 93-99, 2003.
- 20 MIYAI, K., EBIHARA, A., HAYASHI, Y., DOI, H., SUDA, H. , YONEYAMA, T. Influence of phase transformations on the torsional and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.39, p. 119-126, 2006.