

MEDIDA DA FORÇA APICAL DE DIFERENTES INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NiTi*

Isabella Faria da Cunha Peixoto¹
Érika Sales Joviano Pereira²
Diego Pinheiro Aun³
Gustavo de Almeida Cristofaro⁴
Maria Guiomar de Azevedo Bahia⁵
Vicente Tadeu Lopes Buono⁶

Resumo

O emprego das ligas NiTi proporcionou a fabricação de instrumentos endodônticos com diferentes desenhos de lâminas cortantes. Este estudo investigou a relação entre as características geométricas destes instrumentos e a força apical necessária para inseri-los em canais artificiais em blocos de acrílico. A força apical foi registrada através de um dispositivo de bancada de testes. Dez instrumentos de cada tipo ES, Mtwo, ProFile GT, ProFile GTX, K3, RaCe e PTU F1 foram testados a uma velocidade de 300 rpm e um torque de 5 Ncm com um movimento vertical de 17 mm de comprimento. Os dados foram comparados por análise de variância ($\alpha = 0,05$). Avaliação geométrica e dimensional mostrou que o instrumento K3 tem a maior área de seção transversal, seguido por PTU F1 e GT. Os ângulos helicoidais menores de RaCe, ES e GTX podem ter contribuído para os baixos valores de força apical encontrados. Maiores valores de força apical foram determinados nos instrumentos GT, K3 e PTU F1 em relação à RaCe, ES e GTX. Foi observado que a força apical exercida durante o preparo do canal está diretamente relacionada à área de seção transversal e aos valores dos ângulos helicoidais dos instrumentos.

Palavras-chave: Ligas NiTi; Superelasticidade; Instrumentos endodônticos.

MEASUREMENT OF THE APICAL FORCE OF DIFFERENT NITI ROTARY ENDODONTIC INSTRUMENTS

Abstract

The use of NiTi alloys provided the manufacturing of endodontic instruments with different cutting blade designs. This study investigated the relationship between the geometrical characteristics of NiTi endodontic instruments and the apical force required to insert them into artificial curved canals in acrylic blocs. Apical force profiles were recorded via a specific bench-testing device in which ten sets of ES, Mtwo, ProFile GT, ProFile GTX, K3, RaCe, and PTU F1 instruments were inserted into artificial root canals at a speed of 300 rpm and a torque of 5 Ncm with a vertical movement of 17 mm in length. Data were compared using ANOVA ($\alpha = 0.05$). Geometric and dimensional analyses showed that the K3 instrument has the greatest cross-sectional area, followed by PTU F1 and GT. The lower helical angles evidenced by the RaCe, ES and GTX instruments may have contributed to the low values of apical force required in these groups. The GT, K3 and PTU F1 instruments had the highest values of apical force compared to RaCe, ES and GTX, while Mtwo showed intermediate values. The apical force exerted during preparation was directly related to instrument cross-sectional area and helical angle.

Keywords: NiTi alloys; Superelasticity; Endodontic instruments.

¹ Dentista, MSc, Dr., Bolsista de Pós-Doutorado CAPES, Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Escola de Engenharia da UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

² Dentista, MSc, Dr., Bolsista de Pós-Doutorado FAPEMIG, Departamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia da UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

³ Físico, MSc, Bolsista CNPq, Doutorando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica, Materiais e de Minas, Escola de Engenharia da UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

⁴ Dentista, Bolsista CAPES, Mestrando do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

⁵ Dentista, MSc, Dr., Professora Associada, Departamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia da UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

⁶ Físico, MSc, Dr., Professor Associado, Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Escola de Engenharia da UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

1 INTRODUÇÃO

Um número crescente de sistemas endodônticos rotatórios de níquel-titânio (NiTi) têm sido comercializado. Estes sistemas diferem um do outro na concepção das suas seções transversais, arestas de corte, número de passos ou *pitch*, ângulo helicoidal, calibre, conicidade e desenho de ponta. O desempenho dos instrumentos rotatórios de NiTi com relação a sua capacidade de limpeza está relacionado à sua eficiência de corte. Em termos de limpeza do canal radicular, estudos têm observado que os instrumentos com lâminas de corte ativas apresentaram melhores resultados do que os instrumentos com planos radiais [1-3]. Planos radiais tendem a polir a dentina da parede do canal radicular, enquanto arestas cortantes ativas parecem cortar e remover lascas de dentina. Por outro lado, quando utilizados movimentos de rotação contínua, os instrumentos com planos radiais parecem ter menor tendência a provocar desvios e degraus no canal radicular. No entanto, instrumentos com planos radiais estão sujeitos a sofrer altas tensões flexurais e torcionais durante o seu emprego em canais radiculares curvos [4,5].

A capacidade de corte dos instrumentos endodônticos é resultado da interação de diversos parâmetros. O desenho da seção transversal parece ser um fator decisivo [2], mas a capacidade de remoção de lascas de dentina, os ângulos helicoidais, as propriedades metalúrgicas e o tratamento de superfícies dos instrumentos também desempenham um papel importante [1,6]. A variação no ângulo helicoidal ao longo do comprimento do instrumento ajuda a limitar a tendência ao travamento. Ângulos helicoidais menores reduzem a possibilidade de aparafusamento do instrumento nas paredes do canal e conseqüentemente as tensões torcionais [7].

A influência do desenho das lâminas e da força apical exercida pelos instrumentos de NiTi ainda são controversos em relação a sua eficiência de corte e sua capacidade de limpeza [1,2,8,9]. Métodos padronizados para avaliação da eficiência de corte dos instrumentos endodônticos ainda não foram definidos, e os estudos avaliando o comportamento de corte destes instrumentos são escassos na literatura. Assim, o objetivo do presente estudo foi comparar as forças apicais exercidas por diferentes instrumentos rotatórios de NiTi durante o preparo de canais artificiais, utilizando um dispositivo de testes *in vitro*. A geometria e as características dimensionais dos instrumentos avaliados foram determinadas em uma tentativa de correlacionar estas características com as forças apicais médias obtidas nos testes.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Os instrumentos endodônticos de NiTi avaliados foram Endosequence (ES) (Brasseler, Savannah, GA, EUA), Mtwo (VDW, Munique, Alemanha), ProFile GT (GT) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), ProFile GT Series X (GTX) (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EUA), K3 (SybronEndo, Orange, CA, EUA), RaCe (FKG, La-Chaux De Fonds, Suíça). Foram escolhidos os instrumentos com diâmetro de ponta de 0,20 mm e conicidade de 0,06 mm/mm (# 20/0.06). Por ser um dos instrumentos rotatórios de NiTi mais utilizados na atualidade, o instrumento ProTaper Universal (PTU) F1 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) foi também incluído no estudo. As limas do sistema PTU têm conicidade variável ao longo do comprimento, mas o instrumento de acabamento F1 tem diâmetro de ponta de 0,20 mm e conicidade de 7 % até 3 mm da ponta, características que o tornam semelhante aos demais instrumentos avaliados.

Antes dos ensaios mecânicos, os instrumentos, adquiridos dos fornecedores habituais, foram fotografados usando uma câmera digital de alta resolução (20D; Canon, Tóquio, Japão) para avaliar as suas características dimensionais, com base nos padrões da especificação no. 101 da *American Dental Association*. As medidas foram feitas em dez instrumentos de cada tipo utilizando o programa Image Pro Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA). Linhas foram desenhadas ao centro e tangentes às lâminas de corte das imagens dos instrumentos, para realizar a medida do ângulo helicoidal. A área a 3 mm da ponta (A3) foi determinada usando o mesmo software, utilizando imagens de microscopia eletrônica de varredura (JSM 6360; Jeol, Tóquio, Japão), tomadas sob o aumento de 200x a partir da seção transversal de instrumentos cortados com uma cortadeira metalográfica (Isomet 1000; Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). Cinco medidas de A3 foram feitas para cada tipo de instrumento.

As medidas de força apical foram realizadas em um dispositivo de testes de bancada desenvolvido para este fim (Figura 1), que consiste de uma peça de mão ligada a um motor de endodontia (X-Smart, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), o qual foi acoplado a um conjunto de acrílico fixo na base da máquina de dobramento (AN8032; Analógica, Belo Horizonte, MG, Brasil). Blocos de acrílico pré-fabricados (A 0177 Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) com canais artificiais de 17 mm de comprimento foram fixados individualmente em outra base de acrílico, que foi acoplada ao mandril superior da máquina de testes. Os canais foram anteriormente explorados por um mesmo operador com instrumentos manuais novos do tipo K # 10 e # 15 sem lubrificação. Os instrumentos foram inseridos na peça de mão e o motor foi operado a uma velocidade de 300 rpm a um torque máximo de 5 Ncm, enquanto o canal deslocava em direção ao instrumento a uma velocidade de 5,4 mm/min. A força apical foi medida em Newtons (N) pela célula de carga da máquina e registrada nos 10 milímetros finais do canal artificial, desconsiderando assim a região cervical, em que as paredes do canal artificial praticamente não tinham contato com o instrumento. Um novo bloco de acrílico foi usado para cada instrumento testado. A análise estatística das diferenças dos parâmetros medidos entre diferentes tipos de instrumentos foi determinada por meio da análise de variância (ANOVA) a um nível de confiança de 95%.

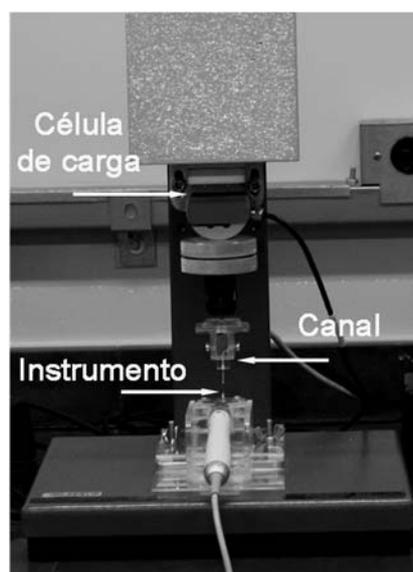


Figura 1. Dispositivo de teste para avaliação da força apical.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Imagens típicas de seções transversais dos instrumentos a 3 mm da ponta são mostradas na Figura 2. Os valores médios de A_3 também são mostrados na figura; os desvios-padrão foram menores do que 10%.

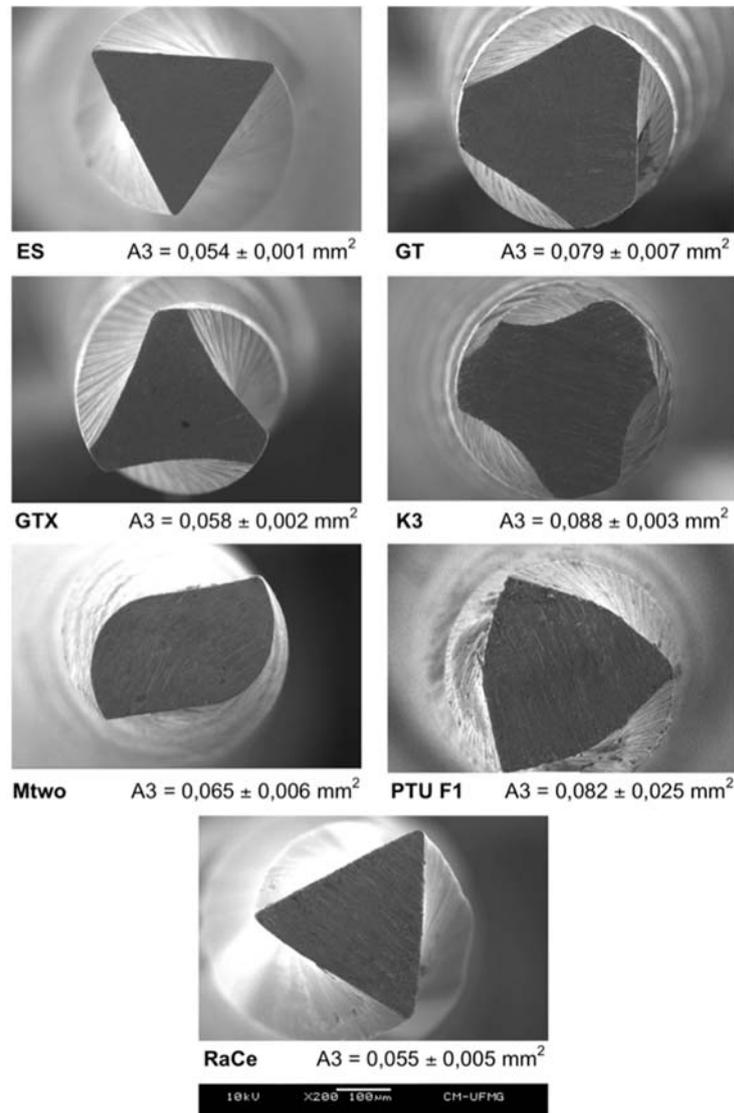


Figura 2. Imagens de MEV da seção transversal dos instrumentos analisados. Valores médios da área de seção transversal a 3 mm da ponta do instrumento.

Observa-se, na Figura 2, a diversidade dos desenhos de seção transversal dos instrumentos avaliados. Verifica-se que os instrumentos K3 apresentaram os maiores valores de área de seção transversal, seguidos por PTU F1 e GT. As menores áreas foram, em ordem crescente, as dos instrumentos ES, RaCe, GTX e Mtwo.

As linhas de referência utilizadas para medida dos ângulos helicoidais são mostradas na Figura 3, que ilustra também a grande variação no número de passos ou número de *pitchs* dos diferentes instrumentos.

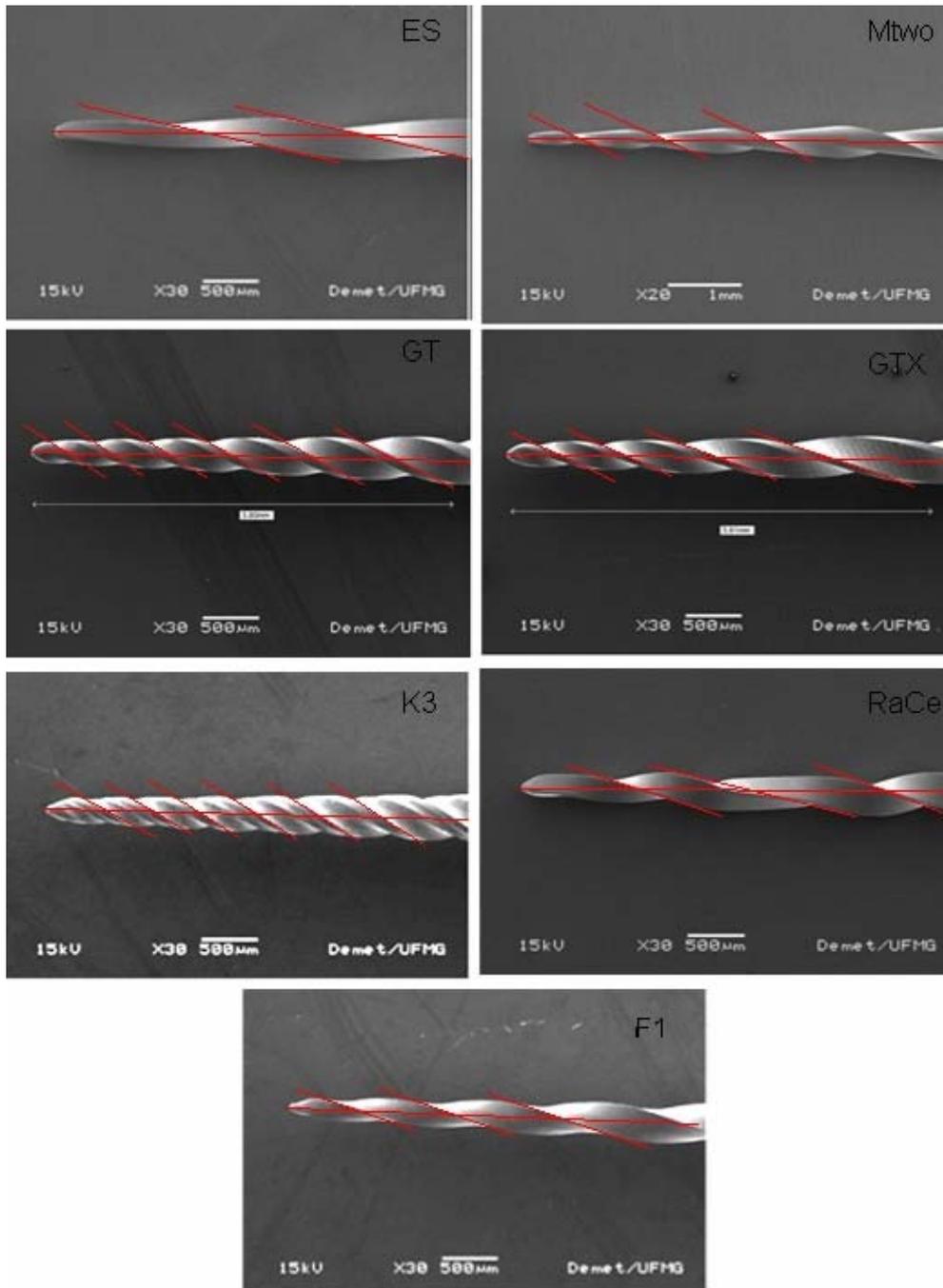


Figura 3. Imagem dos ângulos helicoidais dos instrumentos analisados.

Os valores médios dos ângulos helicoidais medidos em cada pitch são mostrados na Figura 4. Os instrumentos com um grande número de pitches têm a tendência de apresentarem ângulos helicoidais maiores, como é o caso de GT e K3, o contrário ocorrendo para ES e RaCe.

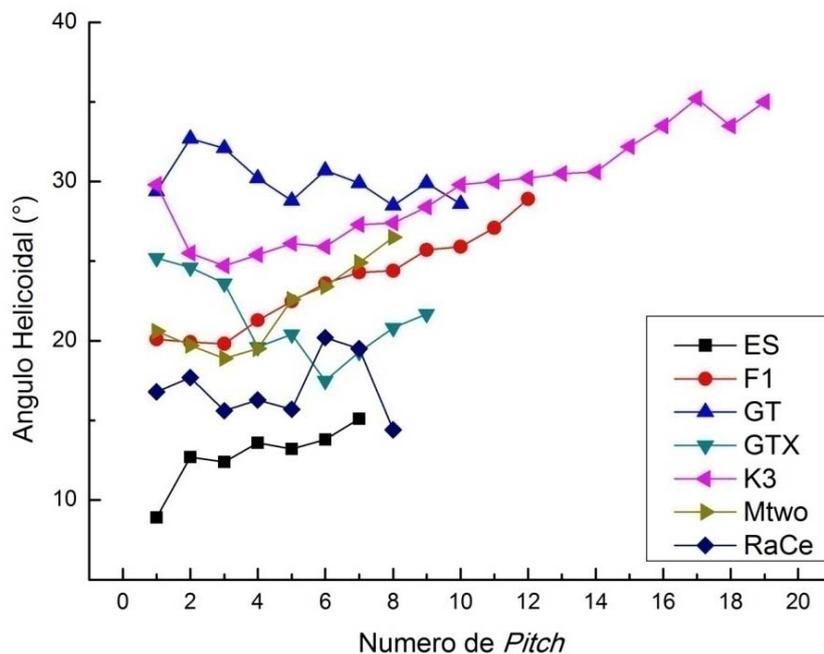


Figura 4. Valores médios dos ângulos helicoidais dos instrumentos avaliados.

A força apical, exercida pelos instrumentos durante a penetração no canal artificial está representada na Figura 5. Os dados foram ajustados usando equação (1):

$$F_{ap} = A \exp(-x/B) + C \quad (1)$$

Onde a força apical F_{ap} em Newtons (N) varia exponencialmente com o deslocamento em milímetros (mm) e A, B e C são constantes.

Foi observado que a força apical aumenta com a distância de penetração de acordo com a equação (1) para K3, GT, PTU F1 e Mtwo, com coeficientes de correlação R^2 iguais a 0,97, 0,98, 0,95 e 1,0, respectivamente. No caso do instrumento ES, F_{ap} diminui exponencialmente com x ($R^2 = 0,97$). A Figura 5 mostra ainda que apenas uma ligeira diminuição na força apical foi observada para os outros dois instrumentos, no final da região apical para RaCe e mais gradualmente para os instrumentos GTX.

De acordo com pesquisas anteriores, o uso de dispositivos de teste em combinação com blocos de resina garantem condições experimentais normalizadas, permitindo comparações diretas entre a capacidade de corte de diferentes instrumentos [10,11]. Durante o procedimento de teste, a velocidade de rotação dos instrumentos foi ajustada para 300 rpm como recomendado pela maioria dos fabricantes. A instrumentação foi realizada sem irrigação porque, ao contrário da dentina humana, efeitos adversos são observados quando blocos de resina são irrigados [12]. Como a abertura do canal artificial apresenta-se para baixo, o material removido é levado para fora do canal durante a instrumentação e o acúmulo de raspas de material na parte apical do canal não ocorre. Os testes foram conduzidos nas mesmas condições, para todos os instrumentos o que torna possível avaliar comparativamente o comportamento dos instrumentos analisados.

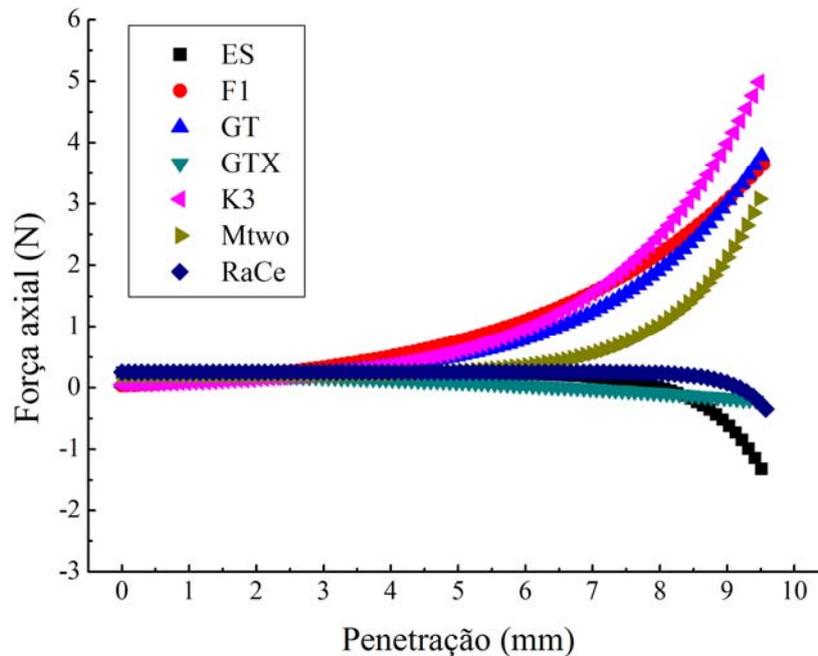


Figura 5. Valores médios de força apical requeridos pelos instrumentos ensaiados em dispositivo de bancada, durante a penetração nos canais artificiais.

A observação de que K3, PTU F1 e GT apresentaram as maiores forças apicais (Figura 5) pode ser discutida, como proposto inicialmente, considerando a geometria e as características dimensionais dos instrumentos avaliadas no estudo. Em primeiro lugar, os instrumentos K3 mostraram maiores valores de área de seção transversal, seguido por PTU F1 e GT (Figura 2). Esta característica faz com que a remoção de detritos do canal seja mais difícil [13], devido à falta de espaço entre os instrumentos e as paredes do canal. O acúmulo de detritos pode impedir que o instrumento corte as paredes do canal. Assim, instrumentos com maiores áreas de seção transversal necessitariam de uma força apical maior para se mover apicalmente no interior do canal [14]. Além disso, uma área de seção transversal maior dá origem a um maior momento de inércia [15,16], ou seja, a estrutura fica mais rígida e mais difícil de dobrar para penetrar na região de curvatura do canal, requerendo, portanto, maior força apical.

O outro parâmetro geométrico avaliado neste estudo foi o ângulo helicoidal, que é definido como o ângulo entre a lâmina de corte e o eixo central do instrumento. Variações no ângulo ao longo do comprimento do instrumento ajudam a limitar a sua tendência para o travamento, que também é reduzida em menores valores de ângulo helicoidal [7]. Neste estudo, os instrumentos com menores valores de ângulos helicoidais foram RaCe, ES e GTX (Figuras 3 e 4), e esta característica pode ter contribuído para os baixos valores de força apical encontrados para eles. Estes resultados são comparáveis aos obtidos por outros autores utilizando instrumentos de aço inoxidável manuais com diferentes seções transversais [17]. Por outro lado, os instrumentos com os ângulos helicoidais mais elevados devem ter um maior contato com as paredes do canal, o que também contribui para o aumento da força apical necessária para inserção no canal, como aqui observado para K3, GT e PTU F1.

Os valores de força apical não foram apenas baixos, mas também negativos para os instrumentos RaCe, ES, e GTX. De acordo com os seus fabricantes, estes instrumentos foram construídos de modo que nem todas as suas lâminas de corte

toquem simultaneamente às paredes do canal radicular. Os instrumentos RaCe têm uma seção transversal triangular com arestas de corte alternadas [18,19]. Do mesmo modo, os instrumentos ES têm um corte ativo, seção transversal triangular, sem planos radiais, e “pontos de contato alternados” com as paredes do canal [20,21]. Instrumentos GTX, por sua vez, têm um plano radial que separa as suas bordas cortantes bidirecionais e uma estria com seção transversal em forma de U. Estas características peculiares deixam os instrumentos avançarem o preparo na direção apical sem resistência ao movimento, realizando um progresso com um “efeito pá” nos pontos de contato entre as paredes do instrumento e canal. Esta ação faz com que o canal seja aspirado, dando origem a uma força apical negativa.

4 CONCLUSÃO

A força apical exercida durante a penetração do instrumento endodôntico no interior do canal artificial variou em razão direta com a sua área de seção transversal. Além disso, os instrumentos com maiores ângulos helicoidais também exigiram maior força apical para penetrar no canal, possivelmente devido ao seu maior contato com paredes do canal. Por outro lado, aqueles com menores ângulos helicoidais apresentam valores de força apical mais baixos ou mesmo negativos, indicando a tendência de serem aspirados para o interior do canal.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro das agências CAPES, CNPq e FAPEMIG.

REFERÊNCIAS

- 1 Viana ACD, Melo MCC, Bahia MGA, Buono VTL. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickeltitanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:527-533.
- 2 Karabucak B, Gatan AJ, Hsiao C, Iqbal K. A comparison of apical transportation and length control between EndoSequence and Guidance rotary instruments. *J Endod* 2010;36:123-125.
- 3 Uroz-Torres D, González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM. Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *J Endod* 2009;35:699-702.
- 4 Peixoto IFC, Pereira ESJ, Silva JG, Viana ACD, Buono VTL, Bahia MGA. Flexural fatigue and torsional resistance of profile GT and profile GT series X instruments. *J Endod* 2010;36:741-744.
- 5 Chow DY, Stover SE, Bahcall JK, Jaunberzins A, Toth JM. An *in vitro* comparison of the rake angles between K3 and ProFile endodontic file systems. *J Endod* 2005;31:180-182.
- 6 Melo MCC, Pereira ESJ, Viana ACD, Fonseca AMA, Buono VTL, Bahia MGA. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *Int Endod J* 2008;41:329-338.
- 7 Dimer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod* 2004;30:716-718.
- 8 Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2007;33:1212-1216.
- 9 Rodrigues RVC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VTL, De Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickeltitanium endodontic instruments. *J Endod* 2011;37:1553-1557.

- 10 Câmara AS, Martins RC, Viana ACD, Leonardo RT, Buono VTL, Bahia MGA. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. J Endod 2009;35:113-116.
- 11 Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument model. J Endod 2000;26:417-7.
- 12 Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, et al. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. J Endod 2003;29:15-19.
- 13 Diemer F, Michetti J, Mallet JP, Piquet R. Effect of asymmetry on the behavior of prototype rotary triple helix root canal instruments. J Endod 2013;39:829-832.
- 14 Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: A review. J Endod 2004;30:559-567.
- 15 Hülsmann M, Peters O, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals. Shaping goals, techniques and means. Endod Topics 2005;10:30-76.
- 16 Rödiger T, Hülsmann M, Kahlmeier C. Comparison of root canal preparation with two rotary NiTi instruments: ProFile .04 and GT Rotary. Int Endod J 2007;40:553-562.
- 17 Schäfer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. J Endod 2008;34:198-200.
- 18 Schäfer E. Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. J Endod 2002a;28:800-802.
- 19 Schäfer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J 2002b;35:867-872.
- 20 Tepel J, Schäfer E. Properties of endodontic hand instruments used in Rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. J Endod 1995;21:418-421.
- 21 Camps JJ, Pertot WJ. Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in a linear motion. Int Endod J 1995;28:279-284.