

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**Análise comparativa da eficiência de
corte de instrumentos rotatórios de
níquel-titânio ProTaper NEXT e ProTaper
Universal**

GUSTAVO DE CRISTOFARO ALMEIDA

**Belo Horizonte
2016**

GUSTAVO DE CRISTOFARO ALMEIDA

Análise comparativa da eficiência de corte de instrumentos rotatórios de níquel-titânio ProTaper NEXT e ProTaper Universal

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Odontologia - Área de concentração: Endodontia

Faculdade de Odontologia da UFMG
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte
Junho/2016

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família.

Ao meu pai, meu maior exemplo de pessoa, profissional e professor, e que me espelho diariamente.

À minha mãe, minha guia, sempre apoiando minhas decisões com os mais sinceros conselhos e os mais acolhedores abraços.

Ao meu irmão, meu maior e melhor amigo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Professora Maria Guiomar. Orientadora, conselheira, amiga, segunda mãe. Estas são apenas algumas dos papéis que você desempenhou, e que te fazem uma pessoa tão especial e que eu guardo no coração. Seu apoio incondicional durante a trajetória me fez crescer, e me tornou muito melhor. Te agradeço tudo o que fez por mim, e levarei seus conselhos para sempre comigo nesta longa trajetória da vida.

À Professora Isabella Peixoto. Toda sua contribuição fez deste trabalho um grande prazer. Te agradeço muito a disponibilidade em me ajudar, todas as conversas, conselhos, e a sua orientação para que chegássemos a este prazeroso fim.

Vocês fizeram e fazem parte da minha vida, me ajudaram a transpor as dificuldades e participaram dos momentos de maior felicidade, e serei eternamente grato por isso tudo. Este trabalho também é de cada um de vocês.

AGRADECIMENTOS

Obrigado a todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para que eu chegasse ao fim.

Aos meus amigos Luiza, Eufemia, Tulio e Daniela. O mestrado acaba, a amizade vai durar para sempre.

Aos Professores e amigos da Pós Graduação em Endodontia, agradeço a amizade e os bons momentos que passamos juntos. Foram enriquecedores.

À Fabiane, por estar comigo e fazer parte de cada momento desta minha trajetória. Te agradeço a paciência e compreensão durante essa fase.

Ao Professor Vicente Buono, que abriu as portas do laboratório e nos permitiu o aprendizado de todas maneiras possíveis. Te agradeço muito tudo o que fez. Obrigado pela amizade.

Ao Professor Luiz Carlos, agradeço a amizade e apoio. Obrigado por confiar e acreditar em mim. Sou eternamente grato.

A Professora Ana Cecília. Obrigado pela grande amizade do dia a dia, pelo suporte e por contribuir tanto para o meu crescimento.

Aos amigos do da Escola de Engenharia da UFMG e do Laboratório de Análises Térmicas. Este trabalho só chegou ao fim graças à ajuda de você. Meu muito Obrigado.

Aos amigos da Pós-Graduação. Foram momentos excelentes, que guardarei sempre comigo.

Aos alunos do Projeto de Retratamento Endodôntico, que me cresceram como pessoa e profissional.

Aos Professores Warley Tavares e Fabiano Cardoso. Muito obrigado pela amizade e por todo o apoio.

Aos amigos Tulio Oliveira e Fabrizia Teixeira, e toda a equipe do IES, pela amizade.

Ao Dr. Edmar Gontijo. Seus ensinamentos de vida serão para sempre guardados comigo. Obrigado por tudo.

Ao Colegiado de Pós-Graduação, em especial a Laís, Beth e Leticia, que sempre estiveram dispostas a me ajudar durante todo o processo.

À CAPES, CNPQ e FAPEMIG, pelo apoio financeiro

Agradeço também a todos que, de alguma forma, participaram dessa trajetória e contribuíram para que chegássemos ao fim

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	09
2. OBJETIVOS	13
2.1. OBJETIVO GERAL.....	13
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	13
3. ARTIGO CIENTÍFICO.....	14
3.1. ASSESSMENT OF THE CUTTING EFFICIENCY OF PROTAPER UNIVERSAL AND PROTAPER NEXT ROTARY ENDODONTIC INSTRUMENTS.....	14
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	34
5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	36

RESUMO

Os instrumentos rotatórios fabricados em Níquel-Titânio possuem características geométricas e dimensionais que influenciam sua eficiência de corte. Torque e força apical exercidos durante o preparo de canais radiculares são parâmetros que definem esta propriedade mecânica. Neste estudo avaliou-se o torque e a força apical exercidos por instrumentos ProTaper Universal (PTU) S2 e F1 e ProTaper NEXT (PTN) X1 e X2, que apresentam diâmetros semelhantes e geometrias diferentes. Os ensaios foram realizados em dispositivo de bancada, onde 10 instrumentos de cada tipo foram testados em blocos de acrílico pré-fabricados, contendo um canal artificial previamente explorado com limas rotatórias PathFile #13 e #16. Acionados por um motor endodôntico com velocidade de 300 rotações por minuto (rpm) e torque de 4,0 Newton por centímetro (Ncm), os instrumentos foram inseridos no canal a uma velocidade constante de 0,09 mm/seg. Enquanto uma célula de carga registrou a força axial exercida, um multímetro acoplado ao motor endodôntico registrou o torque requerido pelo instrumento durante seu deslocamento ao longo do canal. Os ensaios foram realizados utilizando um bloco novo para cada sistema, na sequência de S2 e F1 para PTU, e X1 e X2 para PTN. Os resultados mostraram que os instrumentos do sistema PTU apresentaram menores valores de força apical e torque, quando comparados com PTN.

Palavras-Chave: Instrumentos Endodônticos de NiTi, ProTaper Universal, ProTaper Next, Eficiência de Corte, Força Apical, Torque

ABSTRACT

The NiTi instruments have geometrical and dimensional characteristics that could play an important role in the cutting efficiency. Torque and apical force exerted during the root canal preparation are parameters that define this mechanical property. This study evaluated the apical force and torque required by the instruments ProTaper Universal (PTU) S2 and F1, and ProTaper NEXT (PTN) X1 and X2, with similar diameters and different geometries, to penetrate standardized acrylic blocks containing an artificial canal previously explored with rotary instruments Pathfile #13 and #16. The parameters were determined using a bench-testing machine, where the instruments were set to move against the artificial canal in a constant speed of 0.09 mm/sec. The X-Smart Plus motor, with a rotational speed of 300 rpm and torque limitation of 4N.cm, was employed to drive the instruments and the load cell of the machine recorded the apical force exerted, while a digital multimeter attached to the endodontic motor recorded the torque required during the work of the instrument along the canal. Ten instruments of each type were tested using a new acrylic block for each system, in a sequence of S2 and F1 for PTU, and X1 and X2 for PTN. The results showed that the instruments of the PTU system displayed lower torque and apical force during the test, when compared to PTN instruments.

Keywords: NiTi endodontic instruments, ProTaper Universal, ProTaper Next, Cutting efficiency, Apical force, Torque

1. INTRODUÇÃO

Os instrumentos endodônticos fabricados em Níquel-Titânio (NiTi) são conhecidos por sua maior eficiência na preparação de canais radiculares curvos, promovendo uma instrumentação mais rápida e segura em relação à instrumentação manual com instrumentos de aço inoxidável. A liga NiTi utilizada na fabricação destes instrumentos possui algumas características peculiares, como menor módulo de elasticidade que o aço inoxidável, elevada resistência à corrosão e boa biocompatibilidade.

Além destas características, esta liga possui duas propriedades diferenciadas, denominadas superelasticidade (SE) e efeito memória de forma (EMF). O efeito memória de forma é uma propriedade de um grupo de materiais em que, após sofrerem uma deformação relativamente elevada, tem a capacidade de recuperar sua forma original, através de aquecimento acima de uma temperatura crítica. A superelasticidade é um tipo particular do efeito memória de forma, em que o material retoma sua forma original apenas pela retirada da tensão, sem necessidade de aquecimento (OTSUKA & WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000).

As ligas que apresentam estas propriedades passam por uma transformação de fase, denominada transformação martensítica (TM). A TM induzida por temperatura ocorre, no resfriamento, em uma faixa de temperatura específica. Neste caso, com o resfriamento da liga na fase austenita, a fase martensita começa a se formar, e o material torna-se completamente martensítico abaixo da temperatura final de transformação (M_f). Durante o aquecimento da liga na fase martensita, estável em baixa temperatura, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita (A_s). No intervalo de temperatura inicial e final de transformação reversa (A_s e A_f), ambas as fases martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura final (A_f), a liga é totalmente austenítica. As transformações martensítica e reversa são geralmente acompanhadas por mudanças nas propriedades físicas e mecânicas das ligas, como módulo de elasticidade, tensão de escoamento e resistividade elétrica (OTSUKA & WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000).

A microestrutura da martensita induzida por tensão é diferente da martensita induzida por alteração da temperatura. A martensita induzida por tensão consiste de uma única variante preferencialmente orientada de acordo com a tensão aplicada, enquanto a martensita produzida por resfriamento consiste de uma mistura aleatória de várias variantes. Uma vez que somente uma variante de martensita é formada na martensita induzida por tensão, existe uma mudança de forma (alongamento) que é recuperada após a liberação da tensão.

É possível variar a composição da liga para obter fios com características de EMF e SE. As diferenças entre as ligas estarão no seu conteúdo de Ni e na faixa das temperaturas de transformação. As temperaturas de transformação são muito dependentes da concentração de Ni da liga. Existe um interesse pelas ligas NiTi ricas em Ni devido ao controle das temperaturas de transformação através do teor de Ni. Nas ligas ricas em Ni, através de tratamentos térmicos específicos, podem ser formados precipitados de Ti_3Ni_4 finamente dispersos, que são muito efetivos em melhorar as características de memória de forma e superelasticidade. A precipitação de Ti_3Ni_4 endurece a matriz da liga, melhorando assim a capacidade de recuperação do EMF e SE (MIYAZAKI *et al.*, 1982).

Atualmente, existem no mercado sistemas com as mais diferentes configurações geométricas com o objetivo de obter um preparo com forma cônica-progressiva, possibilitando uma maior facilidade de limpeza e obturação do sistema de canais radiculares, além da preservação de maior quantidade de dentina sadia (COHEN *et al.*, 2011).

Entre os vários requisitos na escolha de um instrumento endodôntico a eficiência de corte se destaca e depende da interação de diversos fatores como propriedades metalúrgicas, desenho do instrumento, sequência de utilização, entre outros. A eficiência de corte de um instrumento endodôntico pode ser caracterizada como o “volume efetivo de dentina excisada, por unidade de extensão de corte, sob condições bem definidas (YGUEL-HENRY & STEBUT, 1994). Na definição de Felt *et al.* (1982), eficiência de corte é a “energia

despendida por unidade de material removido”. Dois fatores afetam a escolha de instrumentos para o preparo de canais: eficiência e segurança.

A literatura propõe diversos protocolos para se estabelecer a eficiência de corte dos instrumentos endodônticos, e apesar de haver divergências com relação aos métodos, há um consenso de que as características geométricas e dimensionais influenciam o comportamento de corte (SCHAFER & OITZINGER, 2008; WAN *et al.*, 2010). O torque e a força apical gerados pelos instrumentos durante o preparo dos canais são parâmetros importantes e devem ser considerados (SCHRADER & PETERS, 2005; PETERS & BARBAKOW, 2002). Estudos mais recentes, com metodologias bem definidas, são capazes de padronizar, em dispositivo de bancada, todas as condições relacionadas a instrumentação do sistema de canais, e relacionar a eficiência de corte de um instrumento às suas características dimensionais e geométricas (PEIXOTO *et al.* 2015).

O sistema ProTaper NEXT (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA) foi lançado em 2014 e alia três características importantes, que incluem o taper progressivo, a liga M-Wire e o novo desenho, denominado *offset*, em que a massa central do instrumento é deslocada para fora do eixo central (RUDDLE *et al.*, 2013). Este design se mostrou eficiente no preparo de canais, mesmo em casos de grandes curvaturas (BURKLEIN *et al.* 2015), alcançando boa manutenção do trajeto original do canal (KOÇAK *et al.* 2014) e resistência à fadiga (PEREZ-HIGUERAS *et al.* 2014; ELNAGHY, 2014).

A tecnologia *M-Wire*, que é usada para produzir os instrumentos *ProTaper* NEXT, se fundamenta em um tratamento termomecânico da liga, que tem como resultado o aumento das temperaturas de transformação, com consequente presença de martensita na microestrutura em temperatura ambiente. O fio *M-Wire* é composto de Nitinol 508 submetido a um tratamento próprio que envolve a estabilização de martensita através de ciclos de tração, aquecimento (100°C-180°C) e resfriamento (0°C-10°C) (BERENDT, 2007). Este melhora a flexibilidade e a resistência à fadiga do instrumento (PEIXOTO *et al.*, 2010; PEREIRA *et al.*, 2012), de modo a permitir um resultado mais previsível na instrumentação de canais radiculares curvos.

O presente trabalho teve como objetivo avaliar as características geométricas e a eficiência de corte dos instrumentos ProTaper NEXT e compará-las aos parâmetros encontrados no sistema ProTaper Universal, de dimensões semelhantes. Os testes de eficiência de corte foram realizados em um dispositivo de bancada previamente descrito por Peixoto *et al.* 2015. Os resultados geométricos foram relacionados aos valores de torque e força apical obtidos durante os ensaios de corte, para se compreender a capacidade de corte destes instrumentos, e sua relação com o desenho específico de cada sistema.

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GERAL

Avaliar, de forma comparativa, a eficiência de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi ProTaper Next (X1 e X2) e ProTaper Universal (S2 e F1), de diâmetros semelhantes e geometrias distintas.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Caracterizar a geometria e estabilidade dimensional dos instrumentos dos sistemas descritos acima, por meio de medidas de: diâmetro do instrumento a cada milímetro; comprimento de *pitch* e ângulos de corte.
- Avaliar a força axial solicitada pelos instrumentos, ProTaper NEXT, ProTaper Universal, durante a penetração em canais artificiais em dispositivo de bancada, para percorrer uma determinada distância.
- Avaliar a eficiência de corte dos instrumentos supra citados, através do torque solicitado durante o ensaio de penetração em canais artificiais, em dispositivo de bancada.
- Correlacionar a geometria da seção transversal, caracterizada pela área e pelos ângulos do perfil geométrico transversal, com a capacidade de corte dos instrumentos de NiTi analisados.
- Comparar os resultados de eficiência de corte obtidos para instrumentos ProTaper Next com aqueles obtidos para instrumentos ProTaper Universal de diâmetros semelhantes.

Espera-se, com os resultados deste trabalho, que as evidências científicas possam tornar a prática clínica com estes instrumentos mais segura e eficiente, além de contribuir para um maior entendimento do comportamento de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi.

3. ARTIGO CIENTÍFICO

Assessment of the cutting efficiency of ProTaper Universal and ProTaper Next rotary endodontic instruments

Gustavo De Cristofaro Almeida, DDS^{*}, Pedro Damas Resende[‡], Diego Pinheiro Aun, MSc, PhD[‡], Vicente Tadeu Lopes Buono, BS, MSc, PhD[‡], Isabella Faria da Cunha Peixoto, DDS, MSc, PhD^{*}, and Maria Guiomar de Azevedo Bahia, DDS, MSc, PhD^{*}

^{*}Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil, [‡]Department of Metallurgical and Materials Engineering, School of Engineering, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil.

Keywords: NiTi endodontic instruments, ProTaper Universal, ProTaper Next, Cutting efficiency, Apical force, Torque

Correspondence:

Professor Vicente T. L. Buono

Department of Metallurgical and Materials Engineering

Universidade Federal de Minas Gerais

Av. Antonio Carlos, 6627 – Campus Pampulha

31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil.

Tel: +55 31 3409-1859, Fax: +55 31 3409-1815

E-mail: vbuono@demet.ufmg.br

Acknowledgements

This work was partially supported by Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), Belo Horizonte, MG, Brazil, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), Brasília, DF, Brazil, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Brasília, DF, Brazil, and Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil. The authors deny any conflicts of interest related to this study.

Abstract

The NiTi instruments have geometrical and dimensional characteristics that could play an important role in the cutting efficiency. Torque and apical force exerted during the root canal preparation are parameters that define this mechanical property. This study evaluated the apical force and torque required by the instruments ProTaper Universal (PTU) S2 and F1, and ProTaper NEXT (PTN) X1 and X2, with similar diameters and different geometries, to penetrate standardized acrylic blocks containing an artificial canal previously explored with rotary instruments Pathfile #13 and #16. The parameters were determined using a bench-testing machine, where the instruments were set to move against the artificial canal in a constant speed of 0.09 mm/sec. The X-Smart Plus motor, with a rotational speed of 300 rpm and torque limitation of 4N.cm, was employed to drive the instruments and the load cell of the machine recorded the apical force exerted, while a digital multimeter attached to the endodontic motor recorded the torque required during the work of the instrument along the canal. Ten instruments of each type were tested using a new acrylic block for each system, in a sequence of S2 and F1 for PTU, and X1 and X2 for PTN. The results showed that the instruments of the PTU system displayed lower torque and apical force during the test, when compared to PTN instruments.

Keywords: NiTi endodontic instruments, ProTaper Universal, ProTaper Next, Cutting efficiency, Apical force, Torque

Introduction

The use of Nickel Titanium (NiTi) engine-driven instruments have become very popular during the past years because of their unique properties, that allow easier and faster preparation of the root canal system with minimum procedural errors, even in complex curvatures. Despite the advantages of NiTi instruments, they can experience unexpectedly separation, which can be attributed to flexural fatigue or torsional overload. Nowadays, the manufactures develops innovative instrument design and thermal treatments, with the reduction of these risks. The M-Wire is a recent technology in which the conventional NiTi wire passes through a thermo-mechanical treatment and the result is the improvement of the fatigue resistance and flexibility (1-3).

The ProTaper Next system (PTN, Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) has been introduced with a new and unique cross sectional design and an offset mass of rotation intended to decrease the stress on the instrument (4-6). The manufacturer claims that this particular instrument geometry facilitates canal penetration and the upward removal of debris.

Cutting efficiency is an important feature of endodontic instruments and can be related to factors such as reduced working time (7), simplified systems with less instruments (8) and minimized torsional overload, since instruments with higher cutting efficiency require less torque and apical force to prepare a root canal (8, 9). Geometrical characteristics such as flute and cross sectional design (10), rake angle (9, 11, 12), together with metallurgical properties of the alloy (13) determine the cutting ability of a rotary instrument.

Investigation of the cutting ability of the new NiTi systems are becoming more important to understand how the design features, kinematics and different thermal treatments can affect their performance. Clear and reliable standards to evaluate cutting ability of engine driven instruments have not yet been well defined. The use of different apparatus can be found in the literature, but none of them can reproduce the clinical practice or evaluate all the factors involved during the shaping procedure (14).

Measurement of the apical force by an appropriate load cell and of the torque required by the instrument during its displacement along the length of an artificial canal has proven to be a reliable method to assess the cutting efficiency of different instruments (9). Thus, the aim of the present study was to carry out a comparative analysis of the cutting efficiency of PTU and PTN instruments using this methodology. The null hypothesis was that there is no difference between the cutting efficiency associated with the two systems.

Materials and Methods

ProTaper Universal S2, and F1 (PTU, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and ProTaper Next X1, and X2 (PTN, Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) instruments were employed in this study to prepare artificial canals in prefabricated acrylic blocks (A 0177, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). The choice of these instruments for comparison was due to their similar diameters at the distance of three millimeters from the tip (D3), which are, according to the manufacturer, 0.32 mm and 0.31 mm for PTU S2 and PTN X1, and 0.41 mm and 0.43 mm for PTU F1 and PTN X2, respectively.

Before the mechanical tests, 10 instruments of each type as received from the manufacturer were photographed using a high-resolution digital camera (20D; Canon,

Tokyo, Japan) to assess their dimensional characteristics based on the American National Standards Institute/American Dental Association Specification 101. The pitch length was measured using Image J - 1.48v (National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland). The cross-sectional area at 3 mm from the tip (A3), the rake angle were determined using the Image J software applied to scanning electron microscopy (SEM) images (JSM 6360; Jeol, Tokyo, Japan) taken with 400× magnification (n = 5). The surfaces were cut from the instruments with a metallographic saw (Isomet1000; Buehler, Lake Bluff, IL) and polished with sandpaper.

The cutting properties were assessed by means of the torque and apical force generated when shaping the artificial canals with the rotary instruments (n = 10 for each type). The parameters were determined using a bench-testing machine (AN8032; Analógica, Belo Horizonte, MG, Brazil) previously described in Peixoto *et al.* (2015). All the tests were driven in the X-Smart Plus motor, and the rotational speed of all instruments was adjusted to 300 rpm and torque limitation of 4N.cm. Each acrylic block was previously explored with Path Files #13 and #16, and then was shaped with PTU with the following sequence: S2 and F1. The PTN group was shaped with the manufacturer sequence, X1 and X2. Both instruments of each group were taken to the working length. The debris were removed of the artificial canal with a #10 K file between each instrument.

The torque values were determined by measuring the electric current delivered by the motor to the handpiece during the test. This device stops the rotation when the maximum torque value selected by the operator is reached. Selecting the maximum torque limits and, for each value, measuring the electric current delivered to the handpiece with a digital multimeter (DMM4020 Tektronix, Beaverton, USA), a calibration curve was

constructed to convert electric current to torque. The recording of the torque and apical force began during the shaping of the final 10 mm of the artificial canal, thus disregarding the coronal region, which had practically no contact with the instrument. The test machine load cell recorded the apical force measured in Newtons (N) exerted by the instrument along the canal length. The torque and apical force curves were averaged using OriginPro 9.0 software (OriginLab, Northampton, MA). Data were analyzed using a one-way analysis of variance at a 95% confidence level.

Results

The mean values of the pitch length for each instrument are shown in the Figure 1. PTU S2 and F1 had similar values of this parameter, whilst PTN X1 presented the lowest pitch length values and PTN X2 had intermediate values.

Figure 2 shows typical SEM images of the cross section of the instruments at 3 mm from the tip (A3). The instruments PTU S2 and F1 presented a triangular convex design. It can be seen that PTN X2 has a rectangular design and PTN X1 a square cross section. The mean values for A3 (\pm SD) are shown in the insets of the figure. PTU F1 had the greater value of A3, followed by PTN X2, PTU S2 and PTN X1. All the values were significantly different from each other ($p < 0.05$). The rake angles of the instruments are drawn in the images of Fig. 2 and it can be observed that all the instruments had negative angles.

The results of cutting properties are summarized in Figure 3. Dynamic values for apical force demanded by the instruments to penetrate the artificial canal are shown in Fig. 3a. During the test, PTU F1 and PTN X2 showed a constant decrease in the apical force, and

then experienced a rapid increase in the last two millimeters of the artificial canal. The mean values of apical force for PTU S2 and PTN X1 increased during the entire test.

The mean values of the maximum torque are presented in Table 1. Statistically significant differences ($p < 0.05$) were observed among all of them. Analysis between the groups showed that the PTN group required higher torque values than the PTU group (Fig. 3b). During the shaping procedure, PTN X1 required the highest torque values among all instruments up to eighth millimeter of the artificial canal, when PTN X2 experienced an abrupt increase of torque, overpassing PTN X1 and keeping the highest values until the end of the test. For the PTU group, S2 presented a higher torque than F1 during the entire test. Table 1 shows that PTN X2 required the highest torque among all the instruments tested, followed by PTN X1, PTU S2 and PTU F1.

The work done by the engine to shape the artificial canal is given by the area under the curve of torque versus acquisition episodes, and is expressed by the energy (in Joules, J). Table 1 gives the mean values obtained for this parameter, and the results showed a higher value of energy for PTN X1, followed by PTN X2, PTU S2 and PTU F1 expended during the tests.

Discussion

Several previous studies have successfully reported the use of a computer driven testing devices to compare the cutting ability of endodontic instruments (4, 9, 15). The use of acrylic blocks with simulated canals is an attempt to standardize variations of canal anatomy as a source to measure torque and force differences (16). It has been reported

that acrylic blocks with artificial canals had similar behavior as mandibular incisors when measuring the torque of rotary instruments (17).

Certain factors may directly affect the cutting efficiency of rotary instruments, besides their geometrical characteristics. For instance, the effect of rotational speed has been addressed in the literature (4, 18). For this study, the speed was set to 300 rpm for all the groups, eliminating the influence of this parameter. Therefore, the geometric characteristics were the main feature analyzed.

According to a number of studies (9-11, 15, 19), the cross sectional design, rake angle and pitch length of instruments are an important feature to enhance their cutting ability. The analysis of the cross sectional area of the instruments at 3 millimeter from the tip showed that PTU instruments have higher values of this parameter than PTN. Nevertheless, PTU instruments required lower torque values when compared to the PTN group. Rake angle, describing the angle of the cutting face relative to the work, is another parameter used in various analysis of cutting ability. The rake angle of a cutting tool can be negative, positive or neutral (20). All instruments analyzed showed a negative rake angle. This is generally related to an increased strength of the cutting edge, along with a reduced cutting ability when compared to a positive rake angle (20). This study revealed that the pitch length was the more influenced parameter evaluated. Previous reports already showed that a shorter pitch design was found to extrude less debris, when compared to longer pitch (21, 22). This finding can be related to the fact that shorter pitch lengths tend to clog the debris between the cutting blades, diminishing the apical extrusion of debris, but reducing the cutting efficiency of the file. In fact, other studies reported that a lower pitch length design induced higher torsional stresses during shaping

procedure (23). Usually, a lower flexibility of instruments has often been attributed in part to higher helical angle and shorter pitch (24).

Earlier studies reported that PTU rotary files generated large amounts of debris (22, 25) and this has been related to their aggressive cutting ability (26). The ProTaper Next system was introduced with an innovative rectangular cross section, which gives the file an off-centered mass of rotation with a consequent snake-like movement as it advances into the root canal. (5, 7). The instruments are made with a thermomechanical treated alloy, named M-Wire, which was proved to have superior flexibility and fatigue resistance than the conventional NiTi wire (1, 2, 3). Moreover, some other studies found a good shaping ability (7, 27) and less apical transportation of PTN (6), when compared to other systems. This study compared the torque and apical force between PTN and PTU groups when shaping a curved artificial canal, and found higher maximum torque values for PTN X2 among all of the instruments. Previous studies found similar results, and they attributed it to the fact that PTN X2 could be the most active instrument in cutting dentin walls (4, 8). Nevertheless, torque values showed that up to the last three millimeters of the artificial canal, PTN X1 was the instrument requiring the highest torque. However, PTN X2 required higher values than PTN X1 in these last millimeters (Fig. 3a). PTN X1 was the first instrument use to shape the artificial canal. This instrument is supposed to be the first one to enlarge the canal, and this could explain the fact that he required the highest energy during the test. As PTN X2 was used only after the canal was prepared with PTN X1, he just required torque in the last millimeters. Although PTU instruments required lower torque values than PTN, it was seen that both systems presented a similar behavior, with a growing tendency for all instruments.

Reducing the number of instruments needed to shape root canals is one of the strategies that manufacturers are implementing in the development of new rotary systems (8). Nevertheless, shortening the sequence could imply in larger forces acting on each instrument. A recent study found higher fracture incidence of PTN X1 among all PTN sequence (28). This result was related to the fact that this instrument was used to penetrate down to the working length as the first rotary instrument, and it was used to shape all the canal thirds. Thus, the X1 instrument was more likely to suffer from fatigue (28). When the areas under the torque curves are considered, the results showed that PTN X1 was the instrument to require the highest energy to shape the artificial canal among all instruments.

Regarding the apical force applied, the results displayed a higher value of positive force for PTN X1. A possible explanation could be the fact that this instrument showed the lowest pitch length among all instruments analyzed, thus reducing the cutting efficiency and the removal of debris, with a consequent clogging of the cutting blades with dentin chips (15). This small pitch length may also increase the screw-in effect and the torsional stress on the instrument (23). Both groups PTN and PTU shaped the artificial canal using a sequence as described in the methods, and the results showed that PTN X2 and PTU F1 presented negative values of apical forces during the test, followed by a rapid increase in the last millimeter of the canal. This finding is in agreement with Peixoto *et al.* (2015) that reported a “paddle effect”, when the instrument advances in the axial direction without resistance with only some contact points to the canal walls, causing the instrument to be aspirated by the canal. In the last millimeters of the artificial canal, the instruments had more contact with the canal walls, greatly increasing the apical force.

With the limitations of the study, we concluded that PTN instruments required higher torque values and apical force during the shaping procedure of the canal, when compared to PTU. However, in the clinical practice, the shaping procedure involves many other factors, as root canal anatomy and operator experience. In our study, these factors were standardized with the cutting device. Further investigations such as *in vivo* research are needed to better understand the behavior of these instruments.

References

1. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. 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.
2. Perez-Higueras JJ, Arias A, Macorra JC, Peters OA. Differences in Cyclic Fatigue Resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal Instruments at Different Levels. *J Endod* 2014;40:1477-81.
3. Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Int Endod J* 2014;47:1034-39.
4. Pereira ESJ, Rupinderpal S, Arias A, Peters OA. *In Vitro* Assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next instruments during simulated canal preparation. *J Endod* 2013;39:1615-19.

5. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Root canal preparation of mandibular molars with 3 nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomographic study. *J Endod* 2014;40:1860-64.
6. Koçak MM, Çiçek E, Koçak S, Sağlam BC, Yılmaz N. Apical extrusion of debris using ProTaper Universal and ProTaper Next rotary systems. *Int Endod J* 2014;48:283-86.
7. Saber SEDM, Nagy MM, Schäfer E. Shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *Int Endod J* 2015;48:131-36.
8. Arias A, Singh R, Peters OA. Torque and Force Induced by ProTaper Universal and ProTaper Next during Shaping of Large and Small Root Canals in Extracted Teeth. *J Endod* 2014;40:973-76.
9. Peixoto IFC, Pereira ESJ, Aun DP, Buono VTL, Bahia MGA. Constant insertion rate methodology for measuring torque and apical force in three nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs. *J Endod* 2015;41:1540-44.
10. Schäfer E. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 1. Cutting efficiency. *J Endod* 1999;25:52-55.
11. 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;31:180-82.

12. Shen Y, Haapasalo M. Three-dimensional analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. *J Endod* 2008;34:606-10.
13. Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PMP, Figueiredo JAP, Peters OA. Cutting efficiency of conventional and martensitic nickel-titanium instruments for coronal flaring. *J Endod* 2013;39:1634-38.
14. Diop A, Maurel N, Oiknine M, Patoor E, Machtou P. A Novel Platform for *In Vitro* Analysis of Torque, Forces and Three-dimensional File Displacements During Root Canal Preparations: Application to ProTaper Rotary Files. *J Endod* 2009;35:568-72.
15. Schäfer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 2008;34:198-200.
16. Schrader C, Peters O. Analysis of Torque and Force with Differently Tapered Rotary Endodontic Instruments In Vitro. *J Endod* 2005;31:120-23
17. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002;35:379–89.
18. Bardsley S, Peters CI, Peters OA. The effect of three rotational speed settings on torque and apical force with Vortex rotary instruments in vitro. *J Endod* 2011;37:860–64.

19. Plotino G, Rubina A G, Grande N M, Testarelli L, Gambarini. Cutting Efficiency of Reciproc and WaveOne Reciprocating Instruments. *J Endod* 2014;40:1228-30
20. Singh K. A Review: Effect of various parameters in metal cutting. *Int J for Res in Mech Eng* 2015;2:17-26
21. Elmsallati EA, Wadachi R, Suda H. Extrusion of debris after use of rotary nickel-titanium files with different pitch: a pilot study. *Aust Endod J* 2009;35;65-9
22. Tanalp J, Kaptan F, Sert S, Kayahan B, Bayırlı G. Quantitative evaluation of the amount of apically extruded debris using 3 different rotary instrumentation systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo* 2006;101:250–57.
23. Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments *J Endod.* 2004;30:716-18.
24. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. *J Endod* 1995;21:418-21.
25. Altundasar E, Nagas E, Uyanik O, Serper A. Debris and irrigant extrusion potential of 2 rotary systems and irrigation needles. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;112:31-5.

26. Logani A, Shah N Apically extruded debris with three contemporary Ni–Ti instrumentation systems: an ex vivo comparative study. *Indian Journal of Dental Research* 2008;19:182–85.
27. Pasqualini D, Alovise M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino DS, Bianchi CC, Roggia A, Scotti N, Berutti E. Micro–Computed Tomography Evaluation of ProTaper Next and BioRace Shaping Outcomes in Maxillary First Molar Curved Canals. *J Endod* 2015;41:1706-10
28. Ertas H, Capar, ID. An In Vitro Analysis of Separation of Multi-Use ProTaper Universal and ProTaper Next Instruments in Extracted Mandibular Molar Teeth. *Scanning*, 2015;37:270-276.

Figure Legends:

Figure 1: Variation of pitch length among the instruments of the study.

Figure 2: SEM images of the cross section at 3 mm from the tip of the instruments. Mean values of the cross-sectional areas (mm²) are shown in the insets.

Figure 3: (a) relationship between apical force and instrument penetration (showing mean values of maximum apical force and (b) relationship between torque and instrument penetration during the test.

Figure 1

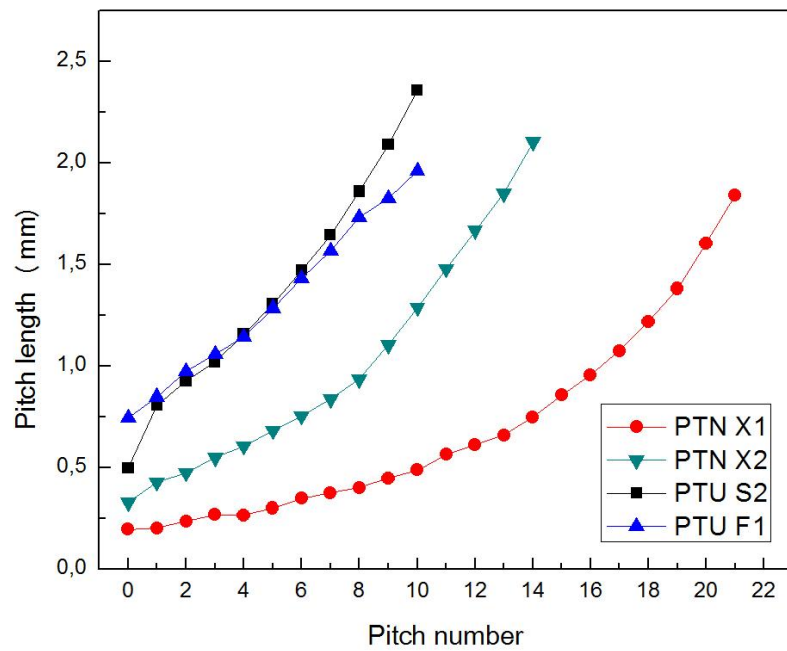


Figure 2

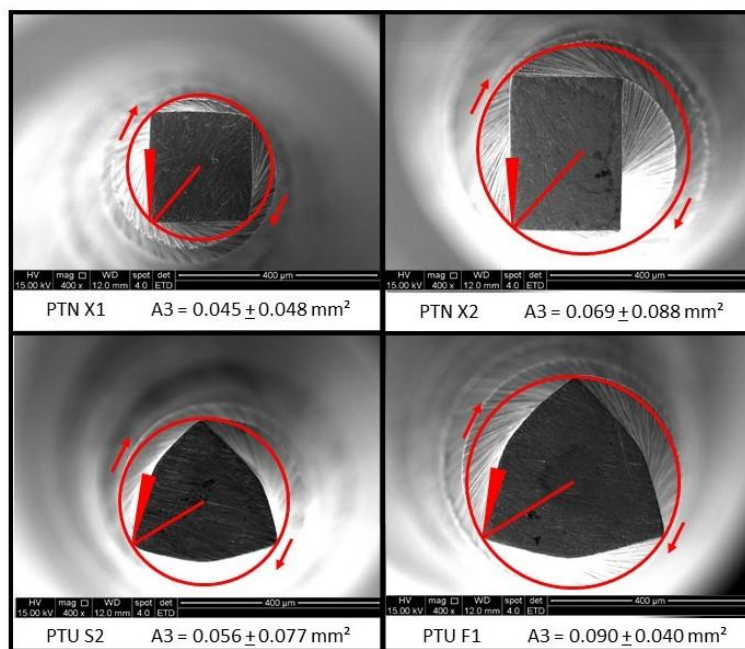
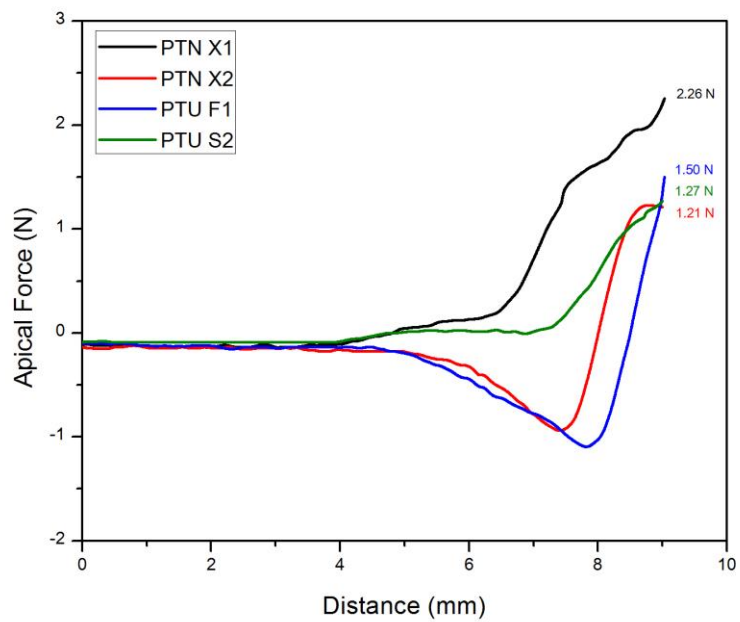
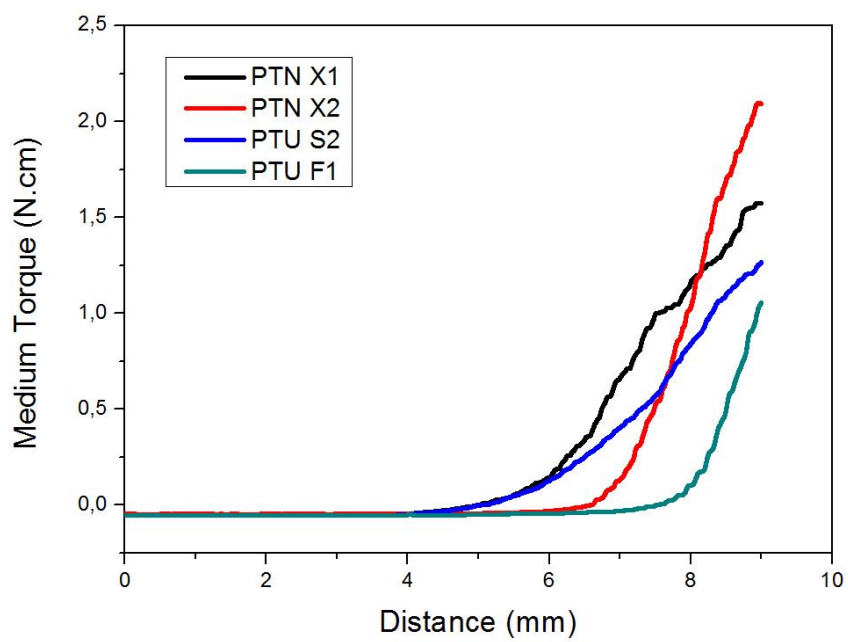


Figure 3



(a)



(b)

Table 1: Means values of Maximum Torque (N.cm) and Energy (J) required by the instruments during the test.

Group	Maximum Torque (N.cm)	Energy (J)
PTN X1	1.57 ^b	1.22
PTN X2	2.09 ^a	1.14
PTU S2	1.26 ^c	1.00
PTU F1	1.05 ^d	0.38

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos neste trabalho dão suporte às seguintes considerações:

A geometria da secção transversal, rake angle e comprimento de *pitch* foram os fatores que mais influenciaram a eficiência de corte dos instrumentos endodônticos avaliados. Apesar dos valores de área a 3 milímetros da ponta (A3) terem sido maiores para os instrumentos PTU, eles requereram menores valores de torque e força apical que os instrumentos PTN. Foi observado, neste estudo, que todos os instrumentos testados apresentaram valor de rake angle negativo.

A análise da eficiência de corte mostrou valores de torque máximo mais altos para os instrumentos PTN X2 dentre todos os instrumentos testados. Apesar deste resultado para torque máximo, a avaliação dinâmica do torque durante todo o ensaio mostrou que, até os 3 milímetros finais do canal artificial, PTN X1 foi o instrumento que requereu os mais altos valores de torque, e só após este ponto, PTN X2 requereu valores mais altos que PTN X1. Uma vez que PTN X1 foi o primeiro instrumento utilizado na instrumentação do canal artificial, é possível que tenha requerido a maior energia durante o teste. Como o instrumento PTN X2 foi usado após a utilização do PTN X1, é provável que o trabalho de corte sobre as paredes do canal tenha ocorrido apenas nos milímetros finais. Apesar dos instrumentos PTU terem apresentado valores de torque inferiores aos PTN, foi observado que ambos os sistemas apresentaram comportamento semelhante, com uma tendência de torque crescente para todos os instrumentos.

A análise de força apical durante o preparo dos canais artificiais mostrou que os instrumentos PTN X1 apresentaram valores positivos e mais altos de força. Uma relação pode ser feita entre estes valores de força apical e os menores valores de comprimento de *pitch* encontrados em PTN X1. A literatura mostra que esta característica geométrica pode levar à uma redução da eficiência de corte e remoção de debris, com conseqüente deposição de raspas de substrato entre as lâminas de corte. Estas características geométricas poderiam também

aumentar o efeito de aparafusamento e tensões torcionais no instrumento, justificando os altos valores de torque solicitados pelos instrumentos PTN X1. Durante os ensaios, foi observado que os instrumentos PTN X2 e PTU F1 apresentaram valores de força apical negativos, seguidos por um aumento abrupto no último milímetro. Este resultado pode estar relacionado a um efeito de remo do instrumento, causado quando o mesmo avança no canal radicular sem resistência, apenas com alguns pontos de contato com as paredes do canal, fazendo com o que o instrumento seja aspirado para dentro do canal e apresente força apical negativa. Nos últimos milímetros, o instrumento aumentou seus pontos de contato, elevando assim os valores de força apical.

Com as limitações deste estudo, pode-se concluir que os instrumentos PTN requereram valores mais altos de torque e força apical durante o preparo do canal, evidenciando uma pior ação de corte destes instrumentos, quando comparados aos instrumentos PTU. Entretanto, a prática clínica envolve muitos outros fatores, como anatomia radicular e experiência do operador. Assim sendo, trabalhos adicionais como pesquisas *in vivo* são necessárias para melhor entendimento do comportamento de corte destes instrumentos.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BERENDT, C. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. *US Patent Application* 20070072147, 2007
2. COHEN, S.; HARGREAVES, K.M. Pathways of the Pulp. 10^a ed. Elsevier, 2011
3. FELT, R. A.; MOSER, J. B.; HEUBER, M. A. Flute design of endodontic instruments: its influence on cutting efficiency. *J. Endod.* 1982;8:253-59
4. MIYAZAKI, S.; OHMI, Y.; OTSUKA, K.; SUZUKI, Y. Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in Ti-Ni alloys. *J. of Physique*, Supplement 1982;43:255-60
5. OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. *Shape Memory Materials*, Cambridge: Cambridge Univ. Press, 1998, UK, cap 1, p.1-26
6. RUDDLE, C.J.; MACHTOU, P.; WEST, J.D. The Shaping Movement 5th Generation Technology. *Advanced Endodontics*, 2013
7. THOMPSON, S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int. Endod. J.* 2000;33:297-310
8. WAN, J. *et al.* Cutting efficiency of 3 different instrument designs used in reciprocation. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2010;109: e82-e85
9. YGUEL-HENRY, S.; STEBUT, J. Cutting efficiency loss of root canal instruments due to bulk plastic deformation, surface damage, and wear. *J. Endod.* 1994;20:367-72