

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

**Paula Ribeiro Garcia**

**“Avaliação da resistência torcional em  
instrumentos endodônticos Protaper Next,  
WaveOne e WaveOne Gold após o uso único”**

**Belo Horizonte  
2017**

**Paula Ribeiro Garcia**

**“Avaliação da resistência torcional em instrumentos  
endodônticos Protaper Next, WaveOne e WaveOne Gold após  
uso único”**

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.

Orientador (a): Prof<sup>a</sup>. Dra. Ana Cecília Diniz Viana  
Coorientador: Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono

**Faculdade de Odontologia  
Universidade Federal de Minas Gerais  
Belo Horizonte  
2017**

### Ficha Catalográfica

G216a Garcia, Paula Ribeiro.  
2017 Avaliação da resistência torcional em instrumentos endodônticos  
T Protaper Next, WaveOne e WaveOne Gold após uso único / Paula Ribeiro  
Garcia. -- 2017.

54 f. : il.

Orientadora: Ana Cecília Diniz Viana.  
Coorientador: Vicente Tadeu Lopes Buono.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de Minas  
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Instrumentos odontológicos. 2. Níquel. 3. Titânio. 4. Resistência  
de materiais. 5. Torção mecânica. I. Viana, Ana Cecília Diniz. II.  
Buono, Vicente Tadeu Lopes. III. Universidade Federal de Minas  
Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



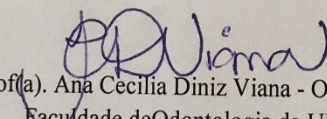
## FOLHA DE APROVAÇÃO

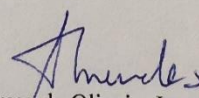
**Avaliação da resistência torcional em instrumentos endodônticos Protaper Next, WaveOne e WaveOne Gold após uso único**

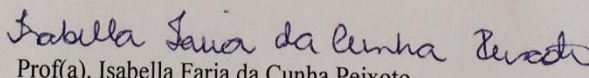
**PAULA RIBEIRO GARCIA**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Mestre, área de concentração ENDODONTIA.

Aprovada em 06 de julho de 2017, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Ana Cecília Diniz Viana - Orientador  
Faculdade de Odontologia da UFMG

  
Prof(a). Sonia Teresa de Oliveira Lara Mendes  
UIT/ Universidade de Itaúna

  
Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto  
PUC-Minas

Belo Horizonte, 6 de julho de 2017.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



## ATA DA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DA ALUNA PAULA RIBEIRO GARCIA

Aos 06 dias de junho de 2017, às 14:00 horas, na sala 3403 da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, reuniu-se a Comissão Examinadora composta pelos professores Ana Cecilia Diniz Viana (Orientadora) – FO/UFGM, Sonia Teresa de Oliveira Lara Mendes – Universidade de Itaúna e Isabella Faria da Cunha Peixoto - PUC-Minas, para julgamento da dissertação de Mestrado, área de concentração em Endodontia, intitulada: **Avaliação da resistência torcional em instrumentos endodônticos Protaper Next, WaveOne e WaveOne Gold.** A Presidente da Banca, abriu os trabalhos e apresentou a Comissão Examinadora. Após a exposição oral do trabalho pela aluna e arguição pelos membros da banca, a Comissão Examinadora considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrou-se a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos demais membros da Comissão. Belo Horizonte, 06 de julho de 2017.

Prof(a). Ana Cecilia Diniz Viana

Prof(a). Sonia Teresa de Oliveira Lara Mendes

Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto

## Dedicatória

Aos meus pais, meus maiores apoiadores, **Helenice e Paulo**. A ajuda de muitas pessoas foi importante neste percurso. Mas a ajuda de vocês desde o começo da minha formação foi e será sempre a minha maior base. Por todo o amor e compreensão, por abraçarem comigo os meus objetivos e por entenderem a importância disto para mim.

# Agradecimentos Especiais

À minha orientadora **Profª Dra. Ana Cecília Diniz Viana**, por me estimular a pensar desde quando o mestrado era apenas uma ideia. Pela confiança que me trouxe autonomia. Por me mostrar que é possível ser exigente, mas também prestativo e acessível. A sua forma de lidar com o próximo, seu carisma e sua competência me servirão de exemplo, sempre.

Ao meu coorientador **Profª Dr. Vicente Buono**, por compartilhar seu vasto conhecimento, suas histórias e muitos cafés. Obrigada pela ajuda, por toda disponibilidade, paciência e por tornar nosso ambiente de trabalho tão agradável.

## Agradecimentos Especiais

Ao **Pedro Damas**, pela infinita disponibilidade e imensa ajuda. Mas mais importante que isso, obrigada pela companhia e pela amizade que, certamente, é uma das melhores coisas que levarei deste trajeto.

À **Andressa**, pelo companheirismo, paciência, carinho, pelas intermináveis horas de estudo juntas e principalmente, pela companhia, ainda que nem sempre física, e apoio diários.



# Agradecimentos

À prof<sup>a</sup> **Sonia Lara Mendes**, pela ajuda e compreensão neste período. Pelas oportunidades e pelo exemplo de que a busca pelo conhecimento deve ser constante. Me sinto honrada em ser sua aluna, em fazer parte da “sua escola”.

Ao **Fred Laperriere** a quem tenho como exemplo profissional e amigo, pela sua generosidade ao me acolher em seu consultório e compartilhar comigo sua experiência e excelência como endodontista. Os conhecimentos adquiridos durante o período que passei com você foram fundamentais na minha formação.

Aos professores da pós-graduação, **Maria Guiomar Bahia** e **Antônio Paulino** pela colaboração, pelos conselhos e por toda ajuda durante as aulas.

À **Bebel**, pela leveza, paciência e pela ajuda na execução deste trabalho. E também por todos os lanches e chocolates.

Aos meus queridos amigos do mestrado, **Andres** e **Eufemia**, obrigada por todo carinho e cuidado, por terem me ajudado tanto a entender este caminho e a me situar nele.

Ao **Gustavo Almeida**, pela constante ajuda desde antes do mestrado até o final dele. Obrigada, Potato!

Aos colegas da endodontia: **Otaviano, Lucas, Luísa, Dani, Danilo** e **Lígia**. Foi ótimo compartilhar esse período com pessoas como vocês.

Às amigas **Amanda Leijôto, Nathália Viegas** e **Poliane Lima**, por compartilhar mais este importante período comigo. Dividir com vocês mais este processo é gratificante.

Aos meus tios **Juliana, Wilton** e **Ernane**, por vibrarem comigo a cada passo e pelo apoio constante.

Aos meus familiares e amigos, que estiveram comigo durante este período, compartilhando bons momentos e colaborando para a minha felicidade.

Aos colegas da especialização por todo apoio e carinho.

Ao colegiado de pós-graduação em odontologia na pessoa da professora **Isabela Almeida Pordeus**, pelo compromisso com o curso e pelo apoio com os instrumentos necessários na execução deste trabalho.

Às funcionárias do colegiado de pós-graduação pela disponibilidade, organização e compromisso com o andamento do programa.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais - **FAPEMIG** pelo apoio financeiro.

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE ABREVIÇÕES

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO.....	18
2 OBJETIVOS.....	24
2.1 Objetivo Geral .....	24
2.2 Objetivos Específicos .....	24
3 MATERIAIS E MÉTODOS .....	26
3.1 Caracterização Geométrica e Estabilidade Dimensional dos Instrumentos .....	26
3.1.1 Medidas dos diâmetros dos instrumentos .....	26
3.1.2 Medidas da área da seção transversal dos instrumentos .....	27
3.2 Determinação das fases presentes .....	28
3.3. Ensaio Mecânicos .....	28
3.3.1 Ensaio de Torção .....	28
3.3.2 Ensaio ex vivo .....	30
3.3.2.1 Seleção dos dentes.....	30
3.3.2.2 Medidas de ângulo e raio de curvatura .....	30
3.3.2.3 Instrumentação .....	30
3.4 Análise da superfície dos instrumentos pós instrumentação.....	31
3.5 Análise estatística .....	31
4 ARTIGO CIENTÍFICO .....	33
4.1 <i>Assessment of the torsional resistance after a single use of ProTaper Next, WaveOne and WaveOne Gold instruments</i> .....	33
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	55

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	58
APÊNDICES.....	62
ANEXOS.....	67

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Esquema ilustrando a medida do diâmetro a cada milímetro dos instrumentos analisados: (a) imagem do instrumento, (b) linhas tangentes paralelas ao eixo longitudinal, (c) escala de 1000 microns a partir da ponta e (d) diâmetro  $D_1$ ,  $D_2$  e  $D_3$ .....**24**
- Figura 2** - Dispositivo de bancada para ensaio de torção até a ruptura.....**26**

## LISTA DE ABREVIações

Af	<i>Austenite finish</i>
As	<i>Austenite start</i>
CT	Comprimento de Trabalho
EDS	Espectroscopia de Energia de Raios X
EMF	Efeito de Memória de Forma
ISO	<i>International Standards Organization</i>
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
Mf	<i>Martensite finish</i>
Ms	<i>Martensite start</i>
NiTi	Níquel-Titânio
SE	Superelasticidade
TM	Transformação Martensítica
TR	Transformação Reversa
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

## RESUMO

Os instrumentos endodônticos de NiTi passam por contínuas modificações em suas características com o intuito de otimizar a instrumentação em agilidade, simplificação de técnicas e segurança clínica. Este trabalho teve como objetivo avaliar a resistência torcional de instrumentos: *Protaper Next X1* (X1), *Protaper Next X2* (X2), *WaveOne Primary* (WO) e *WaveOne Gold Primary* (WOG) antes e após o uso único em dentes extraídos, bem como analisar a influência das diferentes características de fabricação neste comportamento. Foi realizada a caracterização geométrica dos instrumentos através da mensuração do diâmetro e área da seção transversal a 3mm da ponta. A caracterização estrutural, para identificar as fases presentes nos instrumentos foi realizada por difratometria de raios-X (DRX). Os instrumentos foram divididos em grupo controle (GC) e grupo experimental (GE) cada grupo contendo sete (n=7) instrumentos de cada tipo. Para o GC, instrumentos novos foram ensaiados até a ruptura, em dispositivo de torção de acordo com a norma ISO 3630-1, para análise da resistência torcional antes do uso. Instrumentos do GE realizaram a formatação de dois canais mesiais de um molar inferior cada, exceto instrumentos X1 e X2 que foram utilizados em sequência, nos mesmos dentes. Os instrumentos do GE tiveram sua superfície analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV) após o uso, a fim de se avaliar a presença de trincas decorrentes da instrumentação. Posteriormente foram ensaiados no mesmo dispositivo de torção até a ruptura. A análise estatística dos valores médios de torque máximo para os diferentes sistemas de instrumentos foi realizada através do teste ANOVA, considerando como significativo um valor de  $p < 0.05$ . A resistência torcional foi maior para o sistema WO, seguido por WOG e Protaper Next X2 e X1. Estes valores sugerem uma relação direta com as características geométricas encontradas nestes instrumentos, uma vez que variam de forma crescente de acordo com o diâmetro real e área da seção transversal a 3mm da ponta. A análise da resistência torcional não mostrou diferenças estatisticamente significativas em valores de torque antes e após o uso simulado. Nas imagens de MEV não foram visualizadas trincas longitudinais decorrentes de fadiga torcional, nem aquelas transversais causadas pelo carregamento cíclico da fadiga flexural. Desta forma, concluiu-se que, independente se para instrumentos reciprocantes ou rotatórios,

de uso único preconizado ou não, a formatação dos dois canais mesiais de um molar não demonstrou comprometer a resistência torcional dos instrumentos nem levar à nucleação de trincas que pudessem ser visualizadas em MEV.

**Palavras-chave:** Instrumentos de NiTi. Instrumentos reciprocantes. Instrumentos rotatórios. Uso único. Tratamentos termomecânicos. Resistência torcional.



**“Assessment of torsional resistance of *Protaper Next*, *WaveOne* and *WaveOne Gold* instruments after single use”**

**ABSTRACT**

Niti instruments undergo continuous modifications to improve their performance on shaping canals. This study aimed to assess the torsional resistance among instruments: Protaper Next X1 (X1), Protaper Next X2 (X2), WaveOne Primary (WO) e WaveOne Gold Primary (WOG) before and after use in extracted teeth and the influence of manufacturing characteristics on this behavior. The geometric characterization was performed by measure of diameter and cross-sectional area at 3mm from the tip. Phases constitution was determined by X-ray diffraction. The instruments were divided in two groups: control group (CG) and experimental group (EG). Each one containing seven (n=7) instruments of each type. Torsion tests until the rupture were carried out in CG instruments. The EG instruments were used to shape mesial canals of one mandibular molar and were analyzed by scanning electron microscopy. And them, the same torsion tests were carried out in EG instruments. ANOVA with 95% of confidence level was applied to the results. Mean values of maximum torque of the CG and EG were higher to WO followed by WOG, X2 and X1. This reveals the relation between torsional resistance and geometric characteristics. After use, no differences were found between CG and EG and torsional resistance was maintained. No cracks were found on surfaces of instruments in SEM analyses. Thus, it was concluded that, regardless of whether reciprocating or rotating instruments, single-use or not, a formatting of the curved canals of a molar did not compromise a torsional resistance of the instruments and no lead to the cracks formation.

**Keywords:** NiTi endodontic instruments. Reciprocating instruments. Rotary instruments. Single use. Thermomechanical treatments. Torsional resistance.

# INTRODUÇÃO

## 1 INTRODUÇÃO

A utilização dos instrumentos endodônticos acionados a motor fabricados com ligas de níquel-titânio (NiTi) se deu com o intuito de otimizar a instrumentação em canais curvos e minimizar erros de procedimento durante o tratamento endodôntico. A instrumentação mecanizada busca superar as limitações encontradas na instrumentação manual, anteriormente realizada apenas com instrumentos fabricados em aço inoxidável (WALIA *et al.*, 1988; PETERS, 2004; BAHIA & BUONO, 2005; BAHIA *et al.*, 2005).

Instrumentos de NiTi possuem variadas características decorrentes da sua fabricação. Dentre elas, diâmetros, comprimentos, seções transversais, variações na conicidade (*taper*) e podem ser submetidos a diferentes tratamentos térmicos e termomecânicos. Seu uso possibilita a formatação favorável e menor possibilidade de transporte do canal durante a instrumentação (PETERS *et al.*, 2001; BAHIA & BUONO, 2005) conferindo também menor tempo de trabalho quando comparado às técnicas manuais tradicionais.

As ligas NiTi possuem duas propriedades denominadas superelasticidade (SE) e efeito de memória de forma (EMF). Ambas estão associadas a uma mudança de fase no estado sólido da liga, que pode ser induzida por variações de tensão ou temperatura, denominada transformação martensítica (TM). Trata-se de uma transformação de uma fase de alta simetria denominada austenita (B2), fase  $\beta$  ou fase parente para uma fase de menor simetria denominada martensita (B19'). Durante a TM os átomos se movem cooperativamente através de um mecanismo de cisalhamento, alterando a estrutura cristalina, mas não a composição química da matriz. O EMF é uma propriedade caracterizada pela recuperação da forma original do sólido através de aquecimento, já a SE, um caso particular de EMF, caracterizada pela recuperação da forma original com a remoção da tensão aplicada. Em instrumentos endodônticos a curvatura do canal é o que desencadeia a TM, devido à tensão imposta ao instrumento. A tensão cessa quando o instrumento é retirado do interior do canal e ocorre a transformação

reversa (TR), restaurando a forma original do mesmo (OTSUKA & WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000; BAHIA *et al.*, 2005).

Apesar da eficiência clínica apresentada por instrumentos de NiTi na endodontia, existe uma preocupação com eventuais fraturas. Estes instrumentos podem fraturar mesmo estando abaixo do seu limite de elasticidade e sem apresentar sinais visíveis de deformações (PRUETT *et al.*, 1997). Isto acontece porque o carregamento cíclico sofrido, decorrente do uso repetido dos instrumentos em canais curvos, leva à nucleação e propagação de trincas, culminando em fratura por fadiga flexural. As fraturas durante a instrumentação também podem ocorrer por sobrecarga de torção quando o instrumento se prende às paredes dentinárias do canal e o motor continua ativo. Desta forma se o limite elástico do material pode ser excedido, levar a deformação plástica e conseqüentemente fratura por torção (SATTAPAN *et al.*, 2000; SATTAPAN, PALAMARA, *et al.*, 2000; CAMARA *et al.*, 2009).

Além disso, as tensões decorrentes do carregamento podem afetar a TM, devido à estabilização de variantes da martensita que não sofrem transformação reversa gerando deformação residual microscópica porém permanente na liga (TOBUSHI *et al.*, 1996). No interior de um canal radicular, a curvatura e o calibre do canal, juntamente com as características do instrumento como *design* e geometria, influenciam nos níveis de tensão sofridos e conseqüentemente na vida útil do mesmo (BAHIA *et al.* 2008).

O *design* e a geometria dos instrumentos são importantes para determinar seu desempenho (VIANA *et al.*, 2010). Variações de *taper* e seção transversal, podem proporcionar maior ou menor contato com as paredes do canal, agindo como pontos de tensão para nucleação de trincas (CAPAR *et al.*, 2014). Trabalhos anteriores mostraram que o uso clínico não só influencia a deterioração da resistência à fadiga flexural nestes instrumentos apresentando um efeito cumulativo e tornando-os menos resistentes após cada uso, mas também diminui a resistência à torção dos mesmos (BAHIA & BUONO, 2005, ULLMANN & PETERS, 2005; VIEIRA *et al.*, 2009).

Com o objetivo de aprimorar as propriedades da liga é possível se obter fios com diferentes características de EMF e SE, a partir da variação da composição da liga NiTi e a aplicação de tratamentos termomecânicos. As diferenças estarão no teor de níquel e, conseqüentemente, na faixa de temperatura que ocorrem a TM e TR. A concentração de níquel exerce grande influência nas temperaturas de transformação. Os tratamentos termomecânicos são também importantes fatores capazes de alterar estas temperaturas, influenciando seu comportamento mecânico (ALAPATI *et al.*, 2009; PEREIRA *et al.*, 2012).

O aquecimento da liga em faixas de temperaturas específicas gera precipitados na matriz e alguns, como  $Ti_3Ni_4$  podem servir como centros de nucleação para uma fase intermediária na TM, denominada fase R, alterando assim os estágios da TM de B2-B19' para B2-R-B19'. Alguns tratamentos termomecânicos dão origem a fios modificados como M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK) utilizados na fabricação de instrumentos endodônticos contendo fase R em sua microestrutura. A ocorrência desta fase intermediária explica melhores resultados apresentados por estes instrumentos em testes de flexibilidade e maior resistência à fadiga segundo a literatura (OTSUKA & REN, 2005, PEREIRA *et al.*, 2012, PEREIRA *et al.*, 2013, SANTOS *et al.*, 2016). O sistema Protaper Next (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA) é produzido a partir do fio M-Wire, e conta com uma sequência de instrumentos, utilizados na cinemática rotatória. Possuem seção transversal retangular e descentralizada (*offset*), onde a massa do instrumento é deslocada para fora do eixo central (RUDDLE *et al.*, 2013).

Outros tratamentos térmicos como o realizado em instrumentos ProTaper Gold (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e WaveOne Gold (Dentsply, Sirona, Ballaigues, Switzerland) são aplicados sobre os instrumentos já usinados. Alguns resultados para instrumentos submetidos a este processo apontam superior resistência à fadiga e flexibilidade quando comparados a instrumentos fabricados com NiTi convencional ou M-Wire (HIEAWY *et al.*, 2015, ELSAKA *et al.* 2016, ENALGHY & ELSAKA 2016).

A resistência torcional é uma característica importante para a segurança do operador, uma vez que os instrumentos de NiTi podem sofrer fratura decorrente desta sobrecarga desde o seu primeiro uso. Com o objetivo de simplificar e otimizar as técnicas de instrumentação mecanizada foi introduzido o uso da cinemática recíprocante e o conceito de sistemas utilizando apenas um instrumento para realizar todo o preparo mecânico do canal (YARED, 2008; De DEUS *et al.*, 2010; ARIAS *et al.*, 2012). Esta cinemática, onde uma maior amplitude de rotação na direção de corte determina o avanço do instrumento no canal enquanto que um ângulo menor na direção oposta permite que o instrumento seja imediatamente desengatado das paredes do conduto, se justifica pela vantagem de permitir uma progressão mais segura no decorrer da formatação do canal evitando o travamento e parafusamento do instrumento. Estes instrumentos são preconizados para uso único e uma das razões para o descarte precoce é a sobrecarga sofrida pelos mesmos por realizarem toda a formatação dos canais radiculares (YARED 2008, PLOTINO *et al.* 2012, De DEUS *et al.* 2014). Apesar disto, alguns estudos têm mostrado que estes instrumentos podem suportar a formatação de mais canais radiculares mesmo nestas condições de técnica, com um índice reduzido de fraturas (YOU *et al.*, 2010, BUENO *et al.*, 2017).

Dentre os sistemas disponíveis comercialmente e que utilizam o movimento recíprocante, estão o WaveOne (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e WaveOne Gold (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Ambos trazem a proposta de lima única para formatação do canal, porém com tratamentos termomecânicos e seção transversais distintas (KIM *et al.*, 2012, ENALGHY *et al.*, 2016).

A modificação das características geométricas e metalúrgicas dos instrumentos de NiTi, assim como sua cinemática, vem sendo continuamente analisada a fim de se conferir sua efetividade e resultados na prática clínica. Melhorias no seu comportamento mecânico refletiriam, principalmente, na diminuição do risco de fraturas.

Este estudo pretendeu avaliar a resistência torcional de instrumentos de diferentes sistemas de NiTi com geometria, tratamentos térmicos e termomecânicos e cinemática distintas, bem como a influência destas características no comportamento mecânico destes instrumentos.

# OBJETIVOS



## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Avaliar a resistência torcional de instrumentos dos sistemas Protaper Next, WaveOne e WaveOne Gold após uso em dentes extraídos, verificando a influência das características de fabricação no comportamento mecânico destes instrumentos.

### **2.2 Objetivos Específicos**

- Avaliar as características geométricas e dimensionais dos instrumentos endodônticos dos sistemas Protaper Next, WaveOne e WaveOne Gold com relação a seu diâmetro e área a 3 mm da ponta;
- Realizar a caracterização estrutural, através da identificação das fases presentes nos instrumentos;
- Analisar e comparar a resistência torcional de instrumentos novos dos sistemas estudados;
- Comparar a resistência torcional remanescente dos instrumentos dos sistemas Protaper Next, WaveOne e WaveOne Gold após o uso único em dentes extraídos;
- Avaliar, através de microscopia eletrônica de varredura, a presença de trincas nos instrumentos após a formatação de um molar.

# MATERIAIS E MÉTODOS

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Todos os instrumentos e dentes utilizados no presente trabalho foram analisados e ensaiados no laboratório de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia e nos Laboratórios do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais.

Os seguintes instrumentos foram utilizados e adquiridos diretamente dos respectivos representantes comerciais:

- ProTaper Next X1 (Dentsply, Maillefer) - calibre da ponta 17, taper .04 (X1)
- ProTaper Next X2 (Dentsply, Maillefer) - calibre da ponta 25, taper .06 (X2)
- WaveOne Primary (Dentsply, Maillefer) - calibre da ponta 25, taper .08 (WO)
- WaveOne Gold Primary (Dentsply, Maillefer) - calibre da ponta 25, taper .07 (WOG)

#### 3.1 Caracterização Geométrica e Estabilidade Dimensional dos Instrumentos

##### 3.1.1 Medidas dos diâmetros dos instrumentos

Para mensurar o diâmetro real dos instrumentos a cada milímetro da parte ativa, dez (n=10) instrumentos de cada tipo foram fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital Canon EOS 20D, (Canon Inc. Tóquio, Japão). As imagens obtidas foram analisadas e mensurada através do software ImageJ 1.48 V (NIH, Bethesda, ND). Considerando somente a parte ativa, o ponto mais extremo da borda do instrumento foi delimitado por linhas tangentes paralelas ao eixo longitudinal (Figura 1b). Em seguida, linhas perpendiculares, limitadas pelo traçado paralelo descrito anteriormente, foram desenhadas em intervalos de 01 mm da ponta até 4 mm (Figura 1c), delimitando assim o diâmetro dos quatro primeiros milímetros a partir da ponta (Figura 1d).



Figura 1: Esquema ilustrando a medida do diâmetro a cada milímetro dos instrumentos analisados: (a) imagem do instrumento, (b) linhas tangentes paralelas ao eixo longitudinal, (c) escala de 1000 microns a partir da ponta e (d) diâmetro  $D_1$ ,  $D_2$  e  $D_3$ . (FONTE: adaptado de NAKAGAWA, 2015)

### 3.1.2 Medidas da área da seção transversal dos instrumentos

Para mensuração das medidas de área da seção transversal, três instrumentos ( $n=3$ ) de cada tipo foram seccionados a aproximadamente 2,7mm da ponta utilizando-se uma cortadeira metalográfica ISOMET 1000 (Buehler, Illinois, EUA). Após o corte foi feito o acabamento em lixa grana 1000 para remover 0,3mm e obter a seção a exatos 3mm da ponta. As imagens da seção transversal dos instrumentos foram captadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) (JSM 6360; Jeol, Toquio, Japão), com um aumento de 170 vezes, analisadas através do mesmo software Image J 1.48 V.

### **3.2 Determinação das fases presentes**

As fases constituintes da liga, presentes nos instrumentos à temperatura ambiente, foram analisadas por Difractometria de Raios X (DRX) (PW 1710, Philips Analytical, Almelo, Holanda). Como se trata de uma amostra com uma topografia heterogênea, espiralada, 6 instrumentos de cada um dos grupos avaliados tiveram seus cabos removidos e foram posicionados lado a lado, de forma alternada (um para cima e outro pra baixo), sobre uma fita adesiva, a fim de que ficassem o mais próximo possível, no intuito de se evitar interferências na análise. Este conjunto foi posicionado no porta-amostras e ensaiado, utilizando-se radiação Cu K $\alpha$  e um cristal monocromador de grafita.

### **3.3. Ensaios Mecânicos**

Os instrumentos foram divididos em dois grupos: Grupo Controle (GC) e Grupo Experimental (GE). Cada grupo foi composto por sete ( $n=7$ ) instrumentos de cada tipo (X1, X2, WO e WOG), totalizando 28 por grupo. Os instrumentos novos do GC passaram por testes de torção até a ruptura para determinação de sua resistência torcional, e no GE foi realizada primeiramente a instrumentação de um molar por cada instrumento (ou sequência de instrumentos no caso do sistema PTN) e posteriormente os mesmos foram também submetidos aos testes de torção até a ruptura. O detalhamento dos testes está descrito a seguir:

#### **3.3.1 Ensaios de Torção**

Os ensaios na bancada de torção até a ruptura seguiram a especificação ISO 3630-1 (International Organization for Standardization, 1992). Os ensaios foram realizados em uma máquina de torção para testes em bancada de acordo com a Especificação n°28 da ANSI/ADA (Figura 2).

Todos os instrumentos tiveram o ponto de união entre o cabo e a haste seccionados de forma que somente a haste foi introduzida na garra de acionamento. A ponta do instrumento foi posicionada na garra de apreensão do lado oposto, conectada a célula de carga, a uma distância de 3 mm limitada por um batente usinado na parte inferior da garra. Para auxiliar no aprisionamento

dos instrumentos, uma lâmina de cobre recozido de 0,3mm de espessura foi posicionada entre o instrumento e a garra.

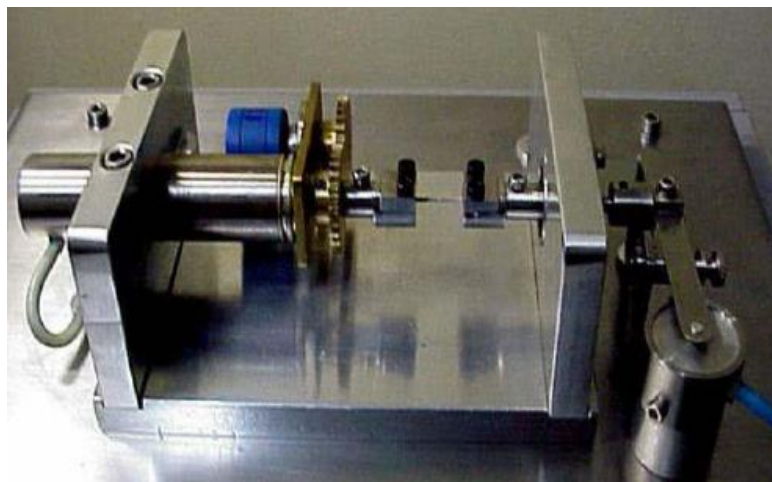


Figura 2: Dispositivo de bancada para ensaio de torção até a ruptura

Subsequentemente, foram reguladas a velocidade de rotação angular no controlador de rotação (2 rpm no sentido horário) e a carga máxima de segurança da célula de carga no indicador de carga (de acordo com diâmetro do instrumento). A aquisição, o processamento de dados e o registro de torque máximo e deflexão angular até a ruptura foram realizados por um programa específico que faz a comunicação com os instrumentos de leitura de carga e ângulo de rotação.

Foram obtidos valores de torque máximo à ruptura e deflexão angular. A aferição do torque foi realizada utilizando-se uma célula de carga com capacidade de até 500 gf conectada ao indicador de processo, que através de um braço de alavanca mediu o torque sobre o eixo que suporta a ponta fixa do instrumento. O ângulo de rotação, por sua vez, foi mensurado e controlado através de um transdutor de posição angular do tipo resistivo, conectado ao controlador de processo.

### **3.3.2 Ensaios *ex vivo***

#### **3.3.2.1 Seleção dos dentes**

Devido à utilização de material biológico, este trabalho foi submetido e aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da UFMG (COEP/UFMG) sob o CAAE: 60684816.2.0000.5149. A partir da aprovação, foram selecionados 21 dentes, molares inferiores, com canais mesiais distintos e ápices formados, doados pelo Banco de dentes da Faculdade de Odontologia da UFMG.

#### **3.3.2.2 Medidas de ângulo e raio de curvatura**

Todos os dentes foram radiografados com um sensor digital (Carestream Dental RVG 5200) com o auxílio de um dispositivo de acrílico para conferir a padronização da angulação a 45°. As medidas de ângulo e raio de curvatura foram realizadas com o software ImageJ 1.48 V (NIH, Bethesda, ND) a partir das tomadas radiográficas seguindo a metodologia descrita por Pruett et al. 1997.

#### **3.3.2.3 Instrumentação**

Os 21 dentes foram divididos entre os sistemas analisados. Desta forma, instrumentos X1 e X2, componentes da sequência do sistema PTN instrumentaram o mesmo dente, de acordo com a técnica preconizada pelo fabricante, e os demais sistemas, WO e WOG, seguiram o conceito de instrumentação com lima única.

Os dentes foram encaixados em tornos de bancada a fim de manter o equilíbrio e estabilização durante o preparo mecânico-químico. Após a abertura coronária e a exposição dos canais radiculares, foi feita a exploração inicial dos canais mesiais com limas de aço tipo K #10 e #15 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça), todos devidamente pré-curvados e com livre acesso até o forame apical. Uma vez estabelecido o *glide path*, o comprimento de trabalho (CT) foi determinado visualmente através da ponta do instrumento extruindo pelo forame apical, subtraindo-se 0,5mm dessa medida.

Um motor X-Smart Plus (Dentsply, Maillefer) foi utilizado para a instrumentação, por conter as configurações necessárias de torque e velocidade estabelecidas para cada sistema.

A instrumentação seguiu de acordo com o protocolo de cada sistema fornecido pelo fabricante. Cada instrumento realizou a formatação de dois canais mesiais de um molar. Após estabelecido o CT e o *glide path*, cada instrumento foi inserido no interior no canal com movimentos de pincelamentos curtos, de aproximadamente 3mm de amplitude. A cada avanço, o instrumento foi removido e limpo. A irrigação e recapitulação com limas manuais tipo K #10 e #15 foram executadas. Esta sequência foi realizada até o instrumento alcançar o CT.

### **3.4 Análise da superfície dos instrumentos pós instrumentação**

Foi realizada uma análise por MEV (JSM 6360LV, Jeol, Toquio, Japão) da superfície dos instrumentos dos três sistemas em dois momentos: instrumentos novos e após a instrumentação de um molar cada. O objetivo foi de se avaliar a incidência de trincas ao longo da parte ativa dos instrumentos após o uso, especialmente nos 4mm da ponta das limas.

### **3.5 Análise estatística**

Os dados foram analisados por um teste de variância ANOVA one-way, com um nível de confiança de 95%.



ARTIGO  
CIENTÍFICO

## 4 ARTIGO CIENTÍFICO

### 4.1

#### **Assessment of the torsional resistance after a single use of ProTaper Next, WaveOne and WaveOne Gold instruments**

P. R. Garcia, DDS<sup>1</sup>; P. D. Resende, BE<sup>2</sup>; I. F. C. Peixoto, DDS, MS, PhD<sup>2</sup>; V. T. L. Buono, BS, MS PhD<sup>2</sup>; A. C. D. Viana DDS, MS PhD<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

<sup>2</sup>Department of Metallurgical and Materials Engineering, School of Engineering, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

Running title: Torsional resistance after a single use

**Keywords:** nickel-titanium endodontic instruments, reciprocating instruments, rotary instruments, single use, thermomechanical treatments, torsional resistance

#### **Correspondence:**

Professor Vicente T. L. Buono

Department of Metallurgical and Materials Engineering

Universidade Federal de Minas Gerais

Av. Antonio Carlos, 6627

31270-901 Belo Horizonte, MG, Brazil

Phone: +55 31 3409-1859

Fax: +55 31 3409-1815

Email: [vbuono@demet.ufmg.br](mailto:vbuono@demet.ufmg.br)

### **Acknowledgements**

This work was partially supported by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), Brasília, DF, Brazil, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Brasília, DF, Brazil, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), Belo Horizonte, MG, Brazil. Experiments and analyses involving electron microscopy were performed in the Center of Microscopy at the Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil (<http://www.microscopia.ufmg.br>). The authors deny any conflicts of interest related to this study.

**Abstract**

**Aim:** To evaluate the influence of the geometric characteristics, thermomechanical treatments, and kinematics on the torsional resistance after a single use of ProTaper Next, WaveOne and WaveOne Gold. **Methodology:** New Protaper Next X1 (X1), Protaper Next X2 (X2), WaveOne (WO) Primary and WaveOne Gold (WOG) Primary were employed in this study. Diameter and cross-sectional area at 3mm from the tip were measured using image analyses. The alloy microstructure was evaluated by X-ray diffraction. The instruments were divided in two groups, each with seven instruments of each type (n=7): the Control group (CG), submitted to torsion tests until rupture, and the Experimental group (EG): instruments used to shape two mesial canals of a extracted mandibular molar and then submitted to torsion tests until rupture. Data were analysed by a one-way analysis of variance at a 95% confidence level. **Results:** Significant differences ( $P>0.05$ ) were found in the values of torque among different systems, but no differences were found between the same type of instruments in the CG and EG.

**Conclusions:** The geometrical characteristics of the ProTaper Next, WaveOne Primary and WaveOne Gold Primary instruments had more influence on their torsional resistance than thermomechanical treatments. The use in one teeth with curved canals is safe and did not consume the torsional resistance of the instruments analysed.

## Introduction

The nickel-titanium (NiTi) instruments brought advances in endodontics mainly in shaping of curved root canals. Jointly with their use, a large number of systems emerged and technological advances were accomplished (Peters *et al.* 2001, Bahia 2008, Pereira 2015).

Initially, these instruments were used in continuous rotary motion, but in 2008 a reciprocating kinematics and the single file concept were introduced (Yared 2008, Deus *et al.* 2010). Reciproc and WaveOne were the first systems that used this motion where the instrument rotates in clockwise and counter clockwise directions, aiming to reduce the taper lock and consequently the risk of torsional fracture. Besides that, the single file concept was designed to promote faster and easier preparations because the sequence is reduced for just one instrument (You *et al.* 2010, Plotino *et al.* 2012). The fact that the entire instrumentation load is suffered by a single endodontic instrument makes it safer to discard it after use (Bueno *et al.* 2017).

Design and thermomechanical treatments are other improvements applied in these instruments. Protaper Next (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK) and WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) are systems made with M-Wire (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa OK), a thermomechanically treated conventional NiTi alloy which has been reported to possess higher flexibility and fatigue resistance than instruments made with conventional NiTi (Kim *et al.* 2012, Pereira *et al.* 2012, Perez-Higueras *et al.* 2014).

The Control Memory technology (CM Wire; DS Dental, Johnson City, TN) is another example of improving the properties of endodontic instruments using heat treatment, which in this case is applied on the instruments themselves after they are machined. Improved flexibility for shaping canals with severe curvature and higher fatigue resistance, when compared with conventional NiTi instruments, are the reported benefits of this technology (Acosta *et al.* 2017, Shen *et al.* 2011).

Recently, a new system was introduced, the WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), which shows a combination of the reciprocating kinematics with a proprietary heat treatment. This heat treatment is also applied after machining, like in the CM technology, to improve the mechanical behaviour and flexibility of the instruments (Elsaka *et al.* 2016, Enalghy & Elsaka 2016).

Despite these advances, the risk of instrument failure still is a worrisome factor in the endodontic practice and choosing the suitable instrument system is a challenge requiring appropriate knowledge of recent technological improvements (Kim *et al.* 2012). This study had the purpose of assessing the influence of simulated use in extracted mandibular molars on the torsional resistance of three instrument systems differing in geometrical design, applied thermal treatments and kinematics.

### **Materials and Methods**

ProTaper Next X1 17/.04 (X1) and X2 25/.06 (X2) (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK); WaveOne Primary 25/.08 (WO) (Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland); WaveOne Gold Primary 25/.07(WOG) (Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland) were the instruments used in this study.

Ten new instruments (n=10) of each system were photographed using a high resolution digital camera (20 D; Canon, Tokyo, Japan) to perform dimensional characterization based on the American National Standards Institute/American Dental Association Specification 101. The ImageJ 1.48 V (NIH, Bethesda, ND) software was used to measure instrument diameter at each millimetre from the tip. The cross-sectional areas of the instruments sectioned at 3mm from the tip (A3) were measured using the same software on images taken with 170× magnification using a scanning electron microscope (SEM) (JSM 6360; Jeol, Tokyo, Japan).

In an attempt to assess the influence of the heat treatments on the constitution of the instruments, X-ray diffraction (XRD; PW1710, PANalytical, Almelo, The Netherlands) was employed using Cu-K $\alpha$  radiation with 0.02° step size and 1.0 sec counting time. Six segments of 12 mm length of each material were glued side by side, forming a specimen of 12 mm x 12 mm in area and then analysed.

Following the geometric and metallurgical characterization of the instruments, they were divided into a Control Group (CG) and an Experimental Group (EG), each one containing twenty-eight new instruments, seven (n=7) of each type.

The instruments of the CG were submitted to torsion tests in a bench device (AN8050; Analógica, Belo Horizonte, MG, Brazil) until rupture, according to the ISO 3630-1 standard (Acosta *et al.* 2017). The instruments were clamped into a chuck connected to a reversible motor that was operated at the speed of 2 rpm. Three millimetres of the instrument's tip were clamped in another chuck. Torque values were measured continuously by the force applied on a load cell linked to the torsion axis, while a

resistive angular transducer connected to a process controller measured and controlled the rotation angle.

The instruments of the EG group were used to shape mesial canals of one molar each. Twenty-one (n=21) teeth were selected and radiographs were obtained by a digital sensor using a dispositive that standardized angulation of tooth to 45°. Values of angle and radius of curvature were established as previously (Magalhães *et al.* 2016) using the ImageJ software. Values included in this selection were between 4.0 and 6.0 mm for the radius and the angles of curvature between 20 and 41°.

The mesial canals were shaped following the techniques prescribed by the manufacturers. Canal lengths were established by visual inspection using a manual #10 instrument (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and the work length was defined subtracting 0.5 mm from the apical patency length. A reproducible glide path was established using manual files #10 and #15 and then all techniques were performed according to the manufacturer's instructions, using a X-Smart Plus engine (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Irrigation was performed in all groups with 1 mL 2.5 % NaOCl after the use of each instrument. All the canals were instrumented by the same operator, who has clinical experience with the systems analysed in this work.

After shaping the canals in extracted teeth, three instruments (n=3) of each system were analysed by SEM (JSM 6360; Jeol, Tokyo, Japan) to check for surface cracks from the tip up to 5 mm of the cutting section. After inspection, all the instruments of the EG group were submitted to torsion tests until rupture, as described before. Data were analysed by a one-way analysis of variance at a 95% confidence level.



## Results

The cross sections of the instruments at 3 mm from the tip are shown in Figure 1, while the mean values of D3 and A3 are presented in Table 1. These results reveal the fact that the instruments evaluated were manufactured with different designs and sizes. PTN X1 and X2 instruments had off-centred square and rectangular cross sections, respectively, and the smallest area at 3 mm from the tip (A3). WO instruments, which had the largest mean value of A3, presented a modified convex triangular cross-section design, while WOG instruments were characterized by a parallelogram structure.

XRD results (Fig. 2) showed the presence of austenite (b-phase) and the R-phase in all analysed instruments. The diffractograms suggest that WOG instruments contain more R-phase than the other instruments, but it is not possible to establish with precision the percentage of each of these two phases when they are simultaneously present in the alloy microstructure, because of peaks superposition. Another characteristic of the WOG instruments observed by XRD is the presence  $\text{TiO}_2$  – rutile on their surface, which may be reason for their characteristic gold colour.

The average curves torque versus angular deflection obtained in the torsion tests are shown in Figure 3. The mean values of maximum torque of the CG and EG are also shown in Table 1. Statistical significant differences ( $P < 0.05$ ) were found in this parameter among different instruments. Torque values were higher for WO, followed by WOG, X2 and X1. On the other hand, no statistical significant differences ( $P > 0.05$ ) were found in the comparison between the same type of instruments in both groups, CG and EG, meaning that used instruments had the same torsional resistance than new

instruments. As far as angular deflection is concerned, no differences were found among different systems, except between new and used WO instruments.

The SEM analysis found no cracks after shaping on the surface of used instruments.

## **Discussion**

Thermomechanical treatments, variations in design and in the kinematics of use are some points that modify the clinical behaviour of NiTi endodontic instruments. Studies reporting on the characteristics of a variety of new systems and manufacturing technologies are released at a high rate, but it is not always easy to link them to the clinical practice. In the present study, the choice of mandibular molars was due to the higher incidence of fracture related to curved canals (Bahia & Buono 2005, Iqbal *et al.* 2006). The possibility that shaping curved canals would rapidly consume the torsional resistance of instruments was the main point explored. Torsional overload is an important factor in instrument failure, it is the most common type of fracture during the canal shaping (Sattapan *et al.* 2000, Câmara *et al.* 2009) and it can take place even during the first use of the instrument.

The selected instruments are produced by different manufacturing routes and the purpose of this selection was to evaluate how this aspect influences their torsional resistance. Studies have shown higher flexibility and resistance to flexural fatigue in instruments that undergo thermomechanical treatments, such as ProTaper Next and WaveOne instruments, which are produced with M-Wire (Alapati *et al.* 2009, Arias *et al.* 2014, Pereira *et al.* 2012). The WaveOne Gold reciprocating system was recently introduced in the market and is reported to receive a new heat treatment which produces

even better flexibility and fatigue resistance than instruments manufactured with M-Wire (Enalghy & Elsaka 2016, Gagliardi et al. 2015, Hieawy *et al.* 2015).

In the present study, thermomechanical treatments were not the main factor to influence the resistance to torsion, the determinant factor being geometry, as can be verified in the data shown in Table 1. The maximum torque of the instruments varied in the same order as the diameter (D3) and cross-sectional area (A3). The results of the torsion tests in superelastic instruments reported by Bahia et al. 2008 indicated that the maximum torque significantly increased with instrument diameter. The same type of relation between torque and area shown in Table 1 was found by Xu *et al.* 2006 and Câmara *et al.* 2009.

The XDR results (Figure 2) are similar to other observations concerning the microstructure of thermomechanically treated instruments (Arruda *et al.* 2016, Pereira *et al.* 2012). The presence of austenite and the R-phase in all analysed instruments would give rise to the same kind of mechanical behaviour and the torsional resistance should thus rely basically on the design characteristics.

In this study, the torsional resistance of instruments previously used to shape curved mesial canals of extracted teeth was compared to that of new instruments. All instruments were used in mesial canals of one teeth following the manufacturing recommendations. The main point of interest was to clarify whether the kinematics and the number of instruments employed in each technique would influence the results. As shown in Figure 3 and Table 1, all systems analysed had their torsional resistance maintained after use. Thus, the effect of the kinematics of use seems to be balanced,

because in the case of the PTN rotary technique, two instruments were used to shape the canals and the total load was divided between them, while in the WO and WOG reciprocating techniques, only one instrument was responsible for all instrumentation.

According to the literature, reciprocating motion reduces torsional overload, avoiding taper lock, and consequently decreasing the possibility of torsional failure (You *et al.* 2010). In fact, previous studies employing rotating instruments (Alapati *et al.* 2003, Bahia *et al.* 2008, Vieira *et al.* 2008) revealed the presence of both transverse and longitudinal cracks on the surface of NiTi instruments after torsional load cycles. In the present study, the instruments were carefully examined by SEM for the presence of these two types of cracks, but none was found. You *et al.* 2010, evaluate the use of one rotatory file in reciprocating motion and concluded that it is safe in under six times. Recently, Bueno *et al.* 2017 analysed the use of two different reciprocating systems in three teeth and found a low incidence of fracture after multiple use. Taking these findings into consideration, the results of the present work suggest that although the instruments undergone higher stresses (Yared 2008, Plotino *et al.* 2012, de Deus *et al.* 2014), their torsional resistance was not significantly reduced and they can be used more than one time without an increased risk of failure caused by torsional overload.

## **Conclusions**

Within the limitations of this study, it was concluded that the geometrical characteristics of the ProTaper Next, WaveOne Primary and WaveOne Gold Primary instruments had more influence on their torsional resistance than thermomechanical treatments. The use in one teeth with curved canals is safe and did not consume the torsional resistance of the instruments analysed.

## References

- Acosta ECP, Resende PD, Peixoto IFC *et al.* (2017) Influence of cyclic flexural deformation on the torsional resistance of controlled memory and conventional nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics* 43, 613-18.
- Alapati SB, Brantley WA, Svec AT, *et al.* (2003) Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics* 29, 667-9.
- Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, *et al.* (2009) Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 35, 1589-93.
- Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC (2014) Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *International Endodontic Journal* 47, 257–63.
- Arruda LA, Resende PD, Bahia MGA, Buono VTL (2016) Effects of R-phase on mechanical responses of a nickel-titanium endodontic instrument: structural characterization and finite element analysis. *Scientific World Journal* Volume 2016, Article ID 7617493, 11 pages.
- Bahia MGA, Buono VTL (2005) Decrease in the fatigue resistance of nickel–titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* 100, 249–55
- Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL (2006) Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* 101, 675-80

- Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL (2008) Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. *International Endodontic Journal* 41, 883–91
- Bueno CSP, de Oliveira DP, Pelegrine RA, *et al.* (2017) Fracture Incidence of WaveOne and Reciproc Files during Root Canal Preparation of up to 3 Posterior Teeth: A Prospective Clinical Study. *Journal of Endodontics* 43, 705-8.
- Câmara AS, Martins RC, Viana ACD, *et al.* (2009) Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *Journal of Endodontics* 35, 113-16.
- De-Deus G, Moreira EJJ, Lopes HP, Elias CN (2010) Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *International Endodontic Journal* 43, 1063–8.
- Elnaghy AM, Elsaka SE (2015) Mechanical properties of ProTaper Gold nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal* 49, 1073-1078.
- Elnaghy AM, Elsaka SE (2016) Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*. In press. doi:10.1111/iej.12712.
- Elsaka SE, Elnaghy AM, Badr AE (2016) Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *International Endodontic Journal*. In press. doi:10.1111/iej.12728.
- Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, *et al.* (2015) Evaluation of the shaping characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper universal in curved canals. *Journal of Endodontics* 41, 1718-24.

- Hieawy A, Haapsalo M, Zhou H, *et al.* (2015) Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *Journal of Endodontics* 41, 1134-38
- Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS (2006) A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *Journal of Endodontics* 32:1048–52.
- Kiefner P, Ban M, De-Deus G (2014) Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *International Endodontic Journal* 47, 430-36.
- Kim H, Kwak S, Cheung GS, *et al.* (2012) Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *Journal of Endodontics* 38, 541-44.
- Magalhães RRS, Braga LCM, Pereira ESJ, *et al.* (2016) The impact of clinical use on the torsional behavior of Reciproc and WaveOne instruments. *Journal of Applied Oral Science* 24(4):310-6.
- Park SY, Cheung GS, Yum J, *et al.* (2010) Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 36, 1200–4.
- Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, *et al.* (2012) Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal* 45, 469-74
- Pereira ESJ, Viana ACD, Buono VTL, *et al.* (2015) Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics* 41, 67-71

- Perez-Higueras JJ, Arias A, de la Marroca JC, Peters OA (2014) Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper universal instruments at different levels. *Journal of Endodontics* 40, 1477-81.
- Peters OA, Schönenberger K, Laib A (2001) Effects of four Ni–Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal* 34, 221-30.
- Plotino G, Grande N, Testarelli L, Gambarini G (2012) Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International Endodontic Journal* 45, 614–8.
- Pruett J, Clement D, Carnes DJ (1997) Cyclic fatigue testing of titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* 97, 77–85.
- Sattapan, B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH (2000) Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics* 26, 161-65.
- Shen Y, Qian W, Abtin H, *et al.* (2011) Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 37, 997-1001.
- Vieira EP, França EC, Martins RC *et al.* (2008) Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal* 41, 163–172.
- Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D (2006) Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *Journal of Endodontics* 32, 372–5.
- You S, Bae K, Baek S, *et al.* (2010) Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating Motion in Curved Root Canals. *Journal of Endodontics* 36, 1991-94.



Yared G (2008) Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal* 41, 339–44.

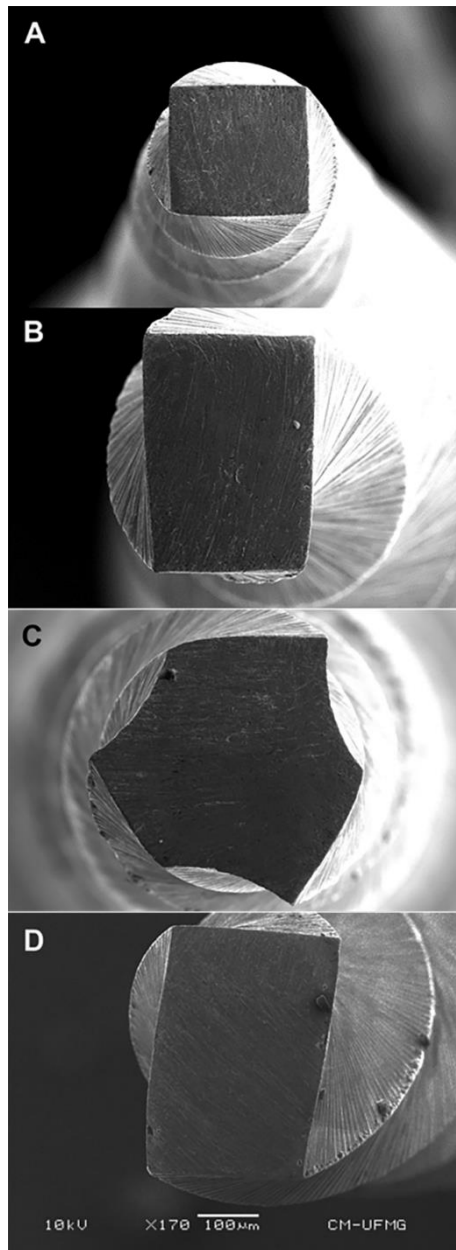
**Figure Legends**

**Figure 1** - SEM images of the cross section of the instruments at 3 mm from the tip: (A) PTN X1, (B) PTN X2, (C) WO, and (D) WOG.

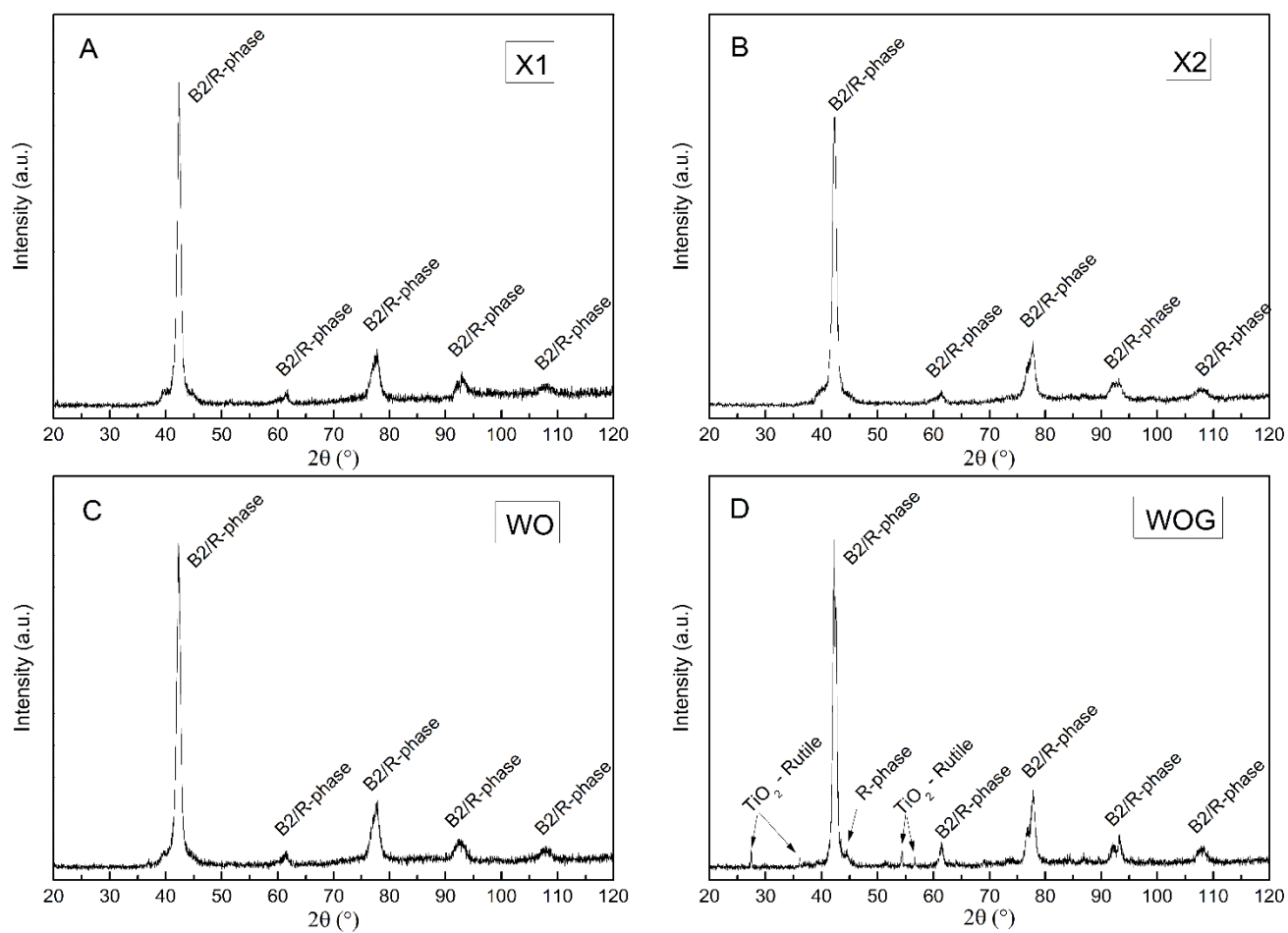
**Figure 2** - XRD patterns of the instruments: (A) X1, (B) X2, (C) WO, and (D) WOG.

**Figure 3** – Average curves of torque versus angular deflection for the instruments: (A) X1, (B) X2, (C) WO, and (D) WOG.

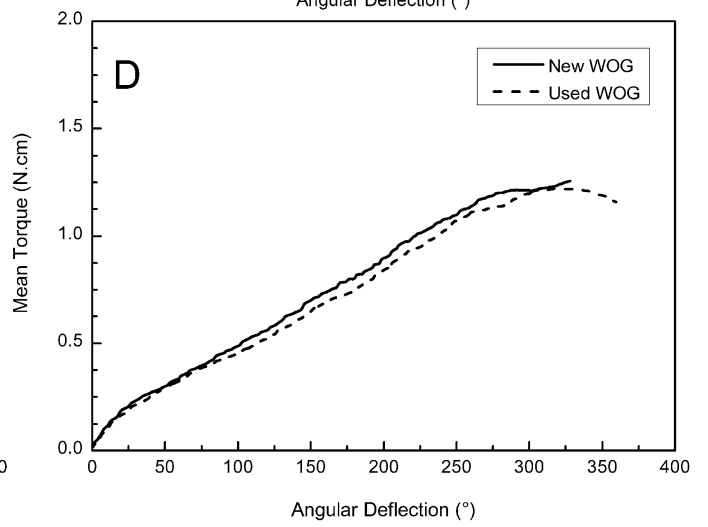
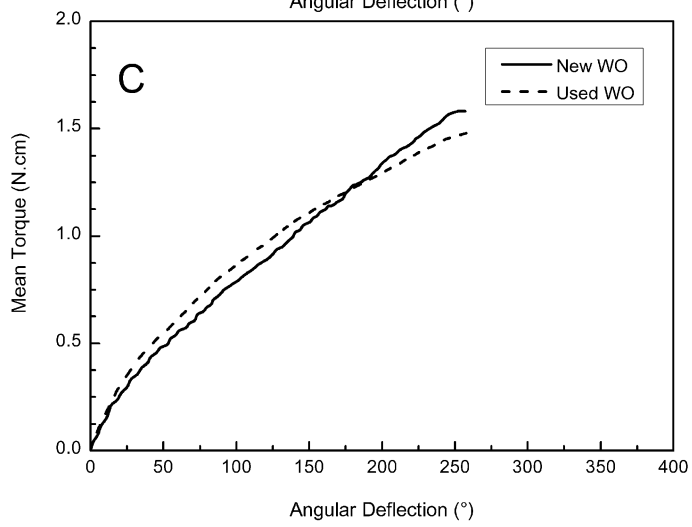
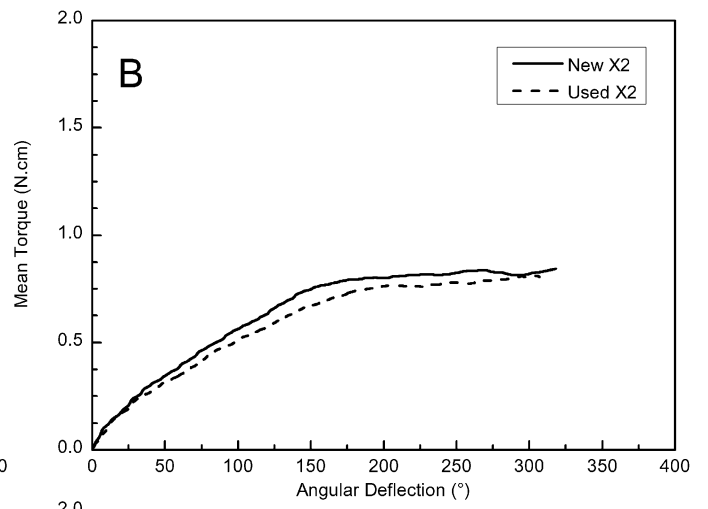
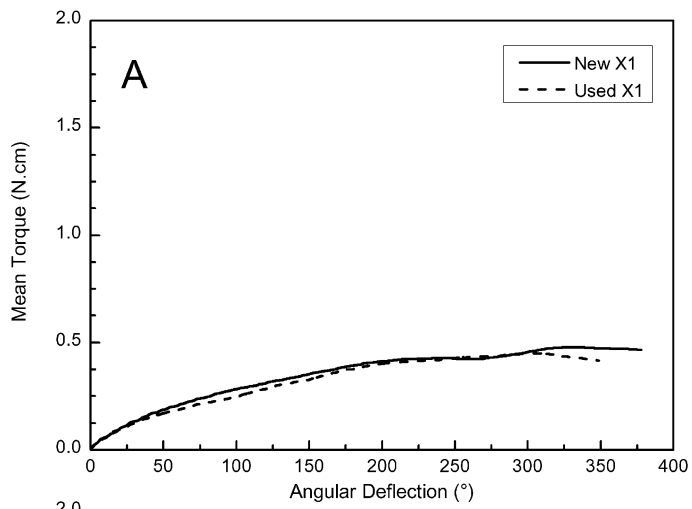
1.



2.



3.



**Table 1** – Mean values of diameter (D3) and area (A3) at 3mm from the tip and of maximum torque of the control group (CG) and the experimental group (EG).

Instrument	D3 (mm)	A3 (mm <sup>2</sup> )	Maximum Torque (N.cm)	
			CG	EG
X1	0.317 ± 0.091	0.045 ± 0.001	0.435 ± 0.054	0.416 ± 0.050
X2	0.431 ± 0.076	0.069 ± 0.001	0.804 ± 0.070	0.792 ± 0.104
WO	0.496 ± 0.088	0.130 ± 0.001	1.415 ± 0.208	1.520 ± 0.144
WOG	0.465 ± 0.090	0.112 ± 0.001	1.194 ± 0.080	1.223 ± 0.063

# CONSIDERAÇÕES FINAIS

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos nesse trabalho dão suporte às seguintes considerações:

As análises por difração de raios X mostraram que instrumentos WaveOne e ProTaper Next apresentam, à temperatura ambiente, frações semelhantes das fases austenita (B2) e fase R. Isto se deve ao fato de estes dois sistemas serem fabricados com NiTi submetido ao mesmo tratamento termomecânico (M-Wire). Os resultados desta análise para instrumentos WOG apresentaram as mesmas fases presentes, porém com uma fração maior de fase R em comparação aos outros sistemas. Este achado pode explicar a flexibilidade aumentada, relatada na literatura, quando estes sistemas submetidos estes mesmos tratamentos termomecânicos foram comparados. No interior do canal radicular, devido à tensão imposta pela curvatura, a TM ocorre. Instrumentos com maior quantidade de fase R tem maior tendência a formar martensita B19' e trabalhar nesta fase, caracterizada por maior flexibilidade que a fase parente, austenita (B2).

Foi verificado um aumento da resistência torcional, em ambos os grupos (controle e experimental) de cada sistema, diretamente proporcional às características geométricas de área da seção transversal e diâmetro, ambos a 3mm da ponta. Desta forma, instrumentos mais calibrosos e com mais massa se mostraram mais resistentes à torção. Esta associação é um resultado esperado e bastante descrito na literatura. Apesar de os tratamentos termomecânicos promoverem modificações nos instrumentos, em relação ao comportamento em torção, o fator determinante foi a geometria.

Após a instrumentação de dois canais mesiais de molares inferiores, nenhum dos três sistemas analisados apresentou redução da resistência torcional independente da técnica utilizada preconizar o uso de um único instrumento para toda a formatação, em cinemática recíprocante (WO e WOG), ou da formatação dividida por dois instrumentos em cinemática rotatória (PTN). Também não foram encontradas trincas transversais ou longitudinais visíveis em MEV para nenhum dos sistemas. Estes resultados estão de acordo com estudos que avaliaram o



uso destes instrumentos em mais de um dente e obtiveram um índice reduzido de fraturas.

Dentro das limitações deste estudo, concluiu-se que as características geométricas dos instrumentos ProTaper Next, WaveOne Primary e WaveOne Gold Primary tiveram maior influência na resistência à torção do que os tratamentos termomecânicos. Apesar da sobrecarga dos instrumentos, sofrida nas técnicas onde um único instrumento realiza toda a formatação, não houve deterioração da resistência torcional após o uso único. O uso em um dente com canais curvos é seguro e não consumiu a resistência torcional dos instrumentos analisados.

# REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALAPATI S.B.; BRANTLEY W.A.; IJIMA M.; CLARCK W.A.T.; PHIL D.; KOVARIK L; BUIE C.; LIU J.; JOHNSON W. B. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.35, n.11, p.1589-93, 2009.

ARIAS A.; PEREZ-HIGUERAS J.J.; DE LA MACORRA J. C. Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and WaveOne new files. *Journal of Endodontics*, v.38, n.9, p.1244-48, 2012.

BAHIA M.G.A.; BUONO V.T.L. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* 100, p. 249–55, 2005.

BAHIA M.G.A.; MARTINS C.R.; GONZALEZ B.M. 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.

BAHIA M.G.A.; MELO M.C.C.; BUONO V.T.L. Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. *International Endodontic Journal* v.41, p.883–91, 2008.

BUENO C.S.P.; OLIVEIRA D.P.; PELEGRINE R.A.; FONTANA C.E.; ROCHA D.G.P.; BUENO C.E.S. Fracture incidence of WaveOne and Reciproc files during root canal preparation of up to 3 posterior teeth: a prospective clinical study. *Journal of Endodontics*, v.43, n.5, p.705-708, 2017.

CÂMARA A.S.; MARTINS R.C.; VIANA A.C.D. LEONARDO R.T.; BUONO V.T.L.; BAHIA M.G.A. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *Journal of Endodontics*, v.35, n.1, p.113-116, 2009.

CAPAR I.D.; ARSLAN H.; AKCAY M.; UYSAL B. Effects of ProTaper universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *Journal of Endodontics*, v.40, n.9, p.1482-1484, 2014.

DE-DEUS G.; Moreira E.J.L.; Lopes H.P. Elias C.N. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *International Endodontic Journal* v.43, p.1063–8, 2010.

ELNAGHY A.M.; ELSAKA S.E. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *International Endodontic Journal*, in press 2016.  
doi:10.1111/iej.12712.

ELSAKA S.E.; ELNAGHY A.M.; BADR A.E. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *International Endodontic Journal*, in press 2016. doi:10.1111/iej.12728

HIEAWY A.; HAAPSALO M.; ZHOU H. Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. *Journal of Endodontics*, v.41, n.7, p.1134-38, 2015.

KIM H.; KWAK S.; CHEUNG G.S.; KO D.; CHUNG S.; LEE W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. *Journal of Endodontics*, v.38, n.4, p.541-44, 2012.

NAKAGAWA R.K.L. Influência de diferentes instrumentos de exploração no comportamento em torção dos instrumentos Mtwo após uso clínico múltiplo (Tese de Doutorado em Odontologia). Belo Horizonte, Brasil: Universidade Federal de Minas Gerais, 2015).

PEREIRA E.S.J.; PEIXOTO I.F.C.; VIANA A.C.D.; GONZALEZ B.M.; BUONO V.T.L.; BAHIA M.G.A. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.45, p.469-74, 2012.

PEREIRA E.S.J.; PEIXOTO I.F.C.; VIANA A.C.D.; GONZALEZ B.M.; BAHIA M.G.A.; BUONO V.T.L. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dental Materials*, v.29, p.e318-e324, 2013.

PETERS O.A.; SCHÖNENBERGER K.; LAIB A.; Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal*, v.34, p.221-230, 2001.

PETERS O.A.; BARBAKOW F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *International Endodontic Journal*, v.35, p.379-89, 2002.

PETERS O.A.; Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of Endodontics*, v.30, n.8, p.559-67, 2004

PLOTINO G.; GRANDE N.; TESTARELLI L.; GAMBARINI G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *International Endodontic Journal* v.45, p.614-8, 2012

PRUETT J.; CLEMENT D.; CARNES D.J. Cyclic fatigue testing of titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.97, p.77-85, 1997.

RUDDLE, C.J.; MACHTOU, P.; WEST, J.D. The Shaping Movement 5th Generation Technology. *Advanced Endodontics*, 2013

SANTOS L.A.; RESENDE P.D.; BAHIA M.G.A.; BUONO V.T.L. Effects of R-Phase on mechanical responses of a nickel-titanium endodontic instrument: structural characterization and finite element analysis. *The Scientific World Journal*, v. 2016, ID 7617493, 11 pages.

SATTAPAN B.; PALAMARA J.E.A.; MESSER H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files, v.26, n.3 p.156–60, 2000.

SATTAPAN B.; NERVO G.J.; PALAMARA J.E.A.; MESSER H.H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, v.26, p.161–65, 2000.

THOMPSON, S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, v.33, p.297-310, 2000.

TOBUSHI H.; IKAY A.; YAMADA S.; TANAKA K.; LEXCELLENT C. Thermomechanical Properties of TiNi Shape Memory Alloy. *Journal de Physique IV*, v.6, p. C1-385-393, 1996.

VIANA A.C.D.; MELO M.C.C.; BAHIA M.G.A.; BUONO V.T.L. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* v.110, n.4, p.527–33, 2010.

WALIA H.; 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.346-51 1988.

YARED G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal* v.41, p.339–44, 2008.

# APÊNDICES

## APÊNDICES

## APÊNDICE A - RESULTADOS DAS MEDIDAS DE DIÂMETRO A 3mm DA PONTA (mm)

<b>Ø3mm</b>	<b>#1</b>	<b>#2</b>	<b>#3</b>	<b>#4</b>	<b>#5</b>	<b>#6</b>	<b>#7</b>	<b>#8</b>	<b>#9</b>	<b>#10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>D.P.</b>
<b>X1</b>	0,316	0,317	0,318	0,318	0,318	0,315	0,317	0,318	0,316	0,316	0,317	0,091
<b>X2</b>	0,430	0,430	0,431	0,432	0,432	0,430	0,431	0,431	0,431	0,431	0,431	0,076
<b>WOG</b>	0,465	0,466	0,468	0,465	0,465	0,465	0,466	0,466	0,466	0,464	0,466	0,090
<b>WO</b>	0,498	0,496	0,498	0,496	0,496	0,495	0,496	0,495	0,495	0,500	0,496	0,088

**APÊNDICE B - RESULTADOS DAS MEDIDAS DE ÁREA DA SEÇÃO TRANVERSAL A 3mm DA PONTA (mm<sup>2</sup>)**

Área (3mm)	Medida 1	Medida 2	Medida 3	MÉDIA	D.P.
X1	0,04523	0,04556	0,04560	0,045	0,001
X2	0,06923	0,06929	0,06960	0,069	0,001
WOG	0,11222	0,11241	0,11232	0,112	0,001
WO	0,13023	0,13045	0,13069	0,130	0,001

**APÊNDICE C - RESULTADOS DE TORQUE E DEFLEXÃO ANGULAR**

X1

	GRUPO CONTROLE		GRUPO EXPERIMENTAL	
	DEFLEXÃO ANGULAR	TORQUE	DEFLEXÃO ANGULAR	TORQUE
X1	(°)	(N.cm)	(°)	(N.cm)
1	378	0,462	300	0,427
2	239	0,437	271	0,326
3	342	0,536	240	0,378
4	282	0,404	229	0,423
5	294	0,416	319	0,45
6	337	0,428	318	0,431
7	300	0,362	317	0,482
MÉDIA	310,3	0,435	284,9	0,417
D.P.	54,0	0,052	38,40	0,050



X2

	<b>GRUPO CONTROLE</b>		<b>GRUPO EXPERIMENTAL</b>	
	<b>DEFLEXÃO ANGULAR</b>	<b>TORQUE</b>	<b>DEFLEXÃO ANGULAR</b>	<b>TORQUE</b>
<b>X2</b>	<b>(°)</b>	<b>(N.cm)</b>	<b>(°)</b>	<b>(N.cm)</b>
<b>1</b>	318	0,83	276	0,859
<b>2</b>	276	0,91	306	0,83
<b>3</b>	295	0,85	241	0,695
<b>4</b>	294	0,71	288	0,64
<b>5</b>	258	0,83	317	0,726
<b>6</b>	301	0,77	307	0,892
<b>7</b>	264	0,73	318	0,907
<b>MÉDIA</b>	<b>286,6</b>	<b>0,80</b>	<b>293,3</b>	<b>0,793</b>
<b>D.P.</b>	<b>21,45</b>	<b>0,07</b>	<b>27,63</b>	<b>0,104</b>

WOG

	<b>GRUPO CONTROLE</b>		<b>GRUPO EXPERIMENTAL</b>	
	<b>DEFLEXÃO ANGULAR</b>	<b>TORQUE</b>	<b>DEFLEXÃO ANGULAR</b>	<b>TORQUE</b>
<b>WOG</b>	<b>(°)</b>	<b>(N.cm)</b>	<b>(°)</b>	<b>(N.cm)</b>
<b>1</b>	296	1,25	342	1,223
<b>2</b>	307	1,21	360	1,123
<b>3</b>	312	1,29	323	1,179
<b>4</b>	258	1,05	361	1,296
<b>5</b>	317	1,14	269	1,198
<b>6</b>	328	1,24	313	1,248
<b>7</b>	319	1,18	308	1,3
<b>MÉDIA</b>	<b>305,3</b>	<b>1,19</b>	<b>325,1</b>	<b>1,224</b>
<b>D.P.</b>	<b>23,14</b>	<b>0,080</b>	<b>32,616</b>	<b>0,064</b>

WO

WO	GRUPO CONTROLE		GRUPO EXPERIMENTAL	
	DEFLEXÃO ANGULAR (°)	TORQUE (N.cm)	DEFLEXÃO ANGULAR (°)	TORQUE (N.cm)
1	211	1,47	229	1,48
2	227	1,5	222	1,761
3	216	1,49	258	1,478
4	204	1,06	222	1,413
5	228	1,19	223	1,67
6	246	1,6	211	1,349
7	257	1,6	227	1,522
<b>MÉDIA</b>	227	1,42	227,43	1,525
<b>D.P.</b>	19,010	0,209	14,639	0,144

ANEXOS

**ANEXOS****ANEXO A - Decisão do Comitê de ética em pesquisa – COEP/UFMG**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 60684816.2.0000.5149

Interessado(a): **Profa. Ana Cecília Diniz Viana De Castro**  
Departamento de Odontologia  
Restauradora  
Faculdade de Odontologia- UFMG

**DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 09 de novembro de 2016, o projeto de pesquisa intitulado **“Influência do tratamento termomecânico e da geometria na nucleação de trincas em instrumentos de NiTi WaveOne e WaveOne Gold após o uso único”** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto através da Plataforma Brasil.

Prof. Dra. Vivian Resende  
Coordenadora do COEP-UFMG