

**Universidade do Grande Rio "Prof. José de Souza Herdy"
UNIGRANRIO**

Janaina Folly Nunes Giraldes

**Avaliação da fratura por torção de instrumentos de NiTi tratados e não tratados
termicamente**

**Duque de Caxias
2017**

Janaina Folly Nunes Giraldes

Avaliação da fratura por torção de instrumentos de NiTi tratados e não tratados termicamente

Dissertação apresentada à Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Endodontia

Orientadores: Prof. Dr. Henrique dos Santos Antunes
Prof. Dr. Edson Jorge Lima Moreira

Duque de Caxias
2017

CATALOGAÇÃO NA FONTE/BIBLIOTECA - UNIGRANRIO

G516a Giraldes, Janaína Folly Nunes.

Avaliação por fratura da torção de instrumentos NiTi tratados e não tratados termicamente / Janaína Folly Nunes Giraldes. - Duque de Caxias, 2017.

43 f. : il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado em Odontologia/Endodontia) – Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”, Escola de Ciências da Saúde, 2017.

“Orientador: Prof. Dr. Henrique dos Santos Antunes”.

“Orientador: Prof. Dr. Edson Jorge Lima Moreira”.

Bibliografia: 35-43.

1. Odontologia. 2. Endodontia. 3. Tratamento térmico. 4. Materiais dentários. 5. Fraturas. I. Antunes, Henrique dos Santos. II. Moreira, Edson Jorge Lima. III. Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”. IV. Título.

CDD – 617.6

Janáina Folly Nunes Giraldes

**AVALIAÇÃO DA FRATURA POR TORÇÃO DE INSTRUMENTOS NITI TRATADOS
E NÃO TRATADOS TERMICAMENTE**

Dissertação apresentada à Universidade do Grande Rio "Prof. José de Souza Herdy" UNIGRANRIO para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

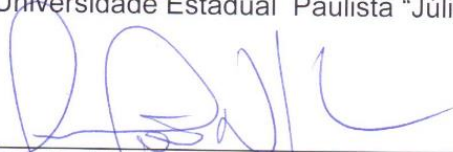
Área de Concentração:
Endodontia

Aprovada em 06 de março de 2017.

Banca Examinadora



Prof. Dr. Alexandre Sandri Câmara
UNESP – Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"



Prof. Dr. Emmanuel João Nogueira Leal da Silva
UNIGRANRIO – Universidade do Grande Rio



Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira
UNIGRANRIO – Universidade do Grande Rio

Aos meus pais, irmão e meu filho
Henrique

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus, que ilumina e guia o meu caminho, protege e mantém a minha saúde e dos meus familiares e amigos.

Agradeço aos meus pais, Raquel e Fernando, que me cercam desde a minha concepção de um amor puro e incondicional, me educando dentro dos princípios do amor, respeito ao próximo, humildade, determinação e perseverança diante dos obstáculos da vida.

Agradeço ao meu irmão, Giovanni, por estar sempre ao meu lado me ajudando e incentivando em todos os momentos da minha vida.

Agradeço ao grande amor da minha vida, meu filho Henrique, que é o meu maior incentivo de estar concluindo mais esta etapa da minha vida profissional.

Agradeço à Prefeitura do Rio de Janeiro por possibilitar a realização do Mestrado.

Agradeço aos professores da Equipe de Endodontia da Unigranrio Duque de Caxias, Dr. Edson Jorge Lima Moreira, Dr. Henrique dos Santos Antunes, Dr. Emmanuel João Nogueira Leal Silva, Dr. Victor Talarico Leal Vieira e Dra. Thais Accorsi Mendonça.

Agradeço em especial, ao meu orientador, Dr. Henrique dos Santos Antunes que me orientou e se dedicou na elaboração da minha dissertação com muito profissionalismo e amizade.

Agradeço aos meus amigos de Turma por compartilharmos momentos memoráveis no decorrer do curso.

Muito Obrigada!

"Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um tem o direito de fazer mudanças, recomeçar, e, fazer um novo fim."

Chico Xavier

RESUMO

O objetivo deste estudo, foi avaliar a influência do tratamento térmico em instrumentos de liga de NiTi sem e com tratamento térmico de cinemática recíproca na resistência à fratura por torção. Foram selecionados 20 instrumentos de NiTi (n=20), sendo 10 instrumentos ProDesing R (PR) e 10 instrumentos ProDesing R sem tratamento térmico (PRNT). Todos os instrumentos com 25mm de comprimento, diâmetro da ponta ISO 25 e taper 0,06 e realizados os testes para resistência à torção. Após a seleção das amostras, os instrumentos foram testados em um torquímetro TT100, aplicando-se uma carga de torção até o momento da fratura com a função de estimar a força máxima do ângulo de rotação dos instrumentos. Os instrumentos foram medidos com um paquímetro digital (Mitutoyo Digimatic Caliper) à 3mm da sua ponta (Do) e fixados nesta medida à um mandril conectado à célula de carga do equipamento e a sua haste fixada em um mandril do lado oposto da ponta e foram rotacionados em sentido anti-horário, a uma velocidade de 3 rpm até a fratura. A carga de torque (Ncm) e a rotação angular (o) foram monitorados e registrados no software Analysis TT100 (Odeme Dental Research, Luzerna, Brasil) até o momento da fratura. A análise estatística foi realizada utilizando métodos paramétricos (teste t. de Student). Os resultados mostraram que a força de torção máxima até a fratura dos instrumentos PR foi menor que o dos instrumentos PRNT ($P < 0,05$). Os instrumentos PR apresentaram maior rotação angular até a fratura quando comparados aos instrumentos PRNT ($P < 0,05$). A microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura evidenciou características de fratura por torção semelhantes para os dois instrumentos testados, como marcas de deformação plástica concêntricas e microcavidades no centro de rotação. Conclui-se que o tratamento térmico dos instrumentos de níquel titânio (NiTi) tem influência na resistência à torção.

Palavras-Chave – Endodontia, fratura, tratamento térmico.

ABSTRACT

The objective of this study was to compare the resistance to fracture by torsion of the nickel titanium (NiTi) instruments without and with heat treatment in reciprocating movement. Twenty NiTi instruments were selected (n=20): ten ProDesing R instruments with thermal treatment and ten ProDesing R instruments without treatment, all 25 mm long, tip size ISO 25 and taper 0.06. After the selection of the samples, the instruments were tested on a TT100, applying a torque load until the moment of the fracture with the function of measuring the maximum final force of the angle of rotation of the instruments. The instruments were measured with a digital caliper (Mitutoyo Digimatic Caliper). The instruments were measured with a digital caliper 3mm from its tip (Do) and fixed to this measure to a mandrel connected to the load cell of the equipment and its rod fixed in a mandrel on the opposite side of the tip and were rotated in a counterclockwise direction, a speed of 3rpm until fracture. The torque load (Ncm) and the angular rotation (o) were monitored and recorded in software analysis TT100 (Odeme Dental Research, Luzerna, Brasil) until the moment of the fracture. Statistical data were performed using parametric methods (test t. de Student). The results showed that the maximum torsional force up to the fracture of the PR instruments was lower than the PRNT instruments ($P < 0.05$). The PR instruments presented a greater angular rotation until the fracture when compared to PRNT ($P < 0.05$). The scanning electron microscopy of the fracture surface showed similar torsional fracture characteristics for the two instruments tested, such as concentric abrasion marks and fibrous undulations in the center of rotation. It is concluded that the heat treatment of nickel titanium (NiTi).

Keywords: Endodontics, fracture, heat treatment.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES E TABELAS

- Figura 1. Instrumentos de NiTi ProDesing R (PR) (a) e ProDesing R sem tratamento térmico (PRNT) (b)..... 25
- Figura 2. Paquímetro Digital (Mitutoyo Digimatic Caliper).....26
- Figura 3. Equipamento de torque TT100 (Odeme Dental Research).....27
- Figura 4. Microscopia Eletrônica de varredura (MEV) com aumento de:(A) 250X; (B) 500X ; (C) 1000X para os instrumentos ProDesing R(1) e com tratamento térmico(2)29
- Tabela 1. Média e desvio padrão da força de torção máxima e da rotação angular para os instrumentos ProDesing R com e sem tratamento térmico.....28

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA	Associação Dental Americana
As	Temperatura inicial de transformação da austenita
Af	Temperatura final de transformação da austenita
cm	Centímetro
CM	Memória controlada
gf	Grama força
ISO	International Standardization Organization
kgf	Kilograma força
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
mm	Milímetro
MOE	Módulo de elasticidade
Ms	Temperatura inicial de transformação da martensita
Mf	Temperatura final de transformação da martensita
MF	Memória de forma
n	Número
Ncm	Newton por centímetro
NiTi	Liga de níquel titânio
PR	Instrumento ProDesing R com tratamento térmico
PRNT	Instrumento ProDesing R sem tratamento térmico
SE	Superelasticidade

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1	Ligas de níquel-titânio (NiTi).....	16
2.2	Fratura por torção dos instrumentos de NiTi.....	20
2.3	Movimento recíprocante.....	22
3	OBJETIVO	25
4	MATERIAL E MÉTODOS	26
4.1	Análise estatística.....	28
5	RESULTADOS	29
6	DISCUSSÃO	31
7	CONCLUSÕES	34
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	35

1 INTRODUÇÃO

O preparo químico-mecânico adequado dos sistemas de canais radiculares é uma das etapas mais importantes para que seja alcançada a cura ou a prevenção de uma lesão perirradicular. Vários métodos têm sido propostos para essa finalidade, desde a utilização de instrumentos de aço inoxidável até os instrumentos de liga de níquel-titânio (NiTi). A liga de NiTi dos instrumentos possibilitou a sua utilização de forma mecanizada com o seu acionamento realizado a partir de motores em movimentos de rotação contínua ou de rotação alternada, movimento este chamado de reciprocante. A inserção dos instrumentos de liga de NiTi na Endodontia permite um preparo mecânico mais fácil, rápido e causa um número menor de alterações iatrogênicas na modelagem dos canais, quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável (Yared G, 2008). Embora modificações nas ligas e no desenho dos instrumentos tenham sido realizadas, na tentativa de aumentar a flexibilidade e a resistência à fratura por fadiga ou por torção, esses instrumentos continuam sujeitos às fraturas durante o uso clínico (Paraskos & Messer, 2006; Cheung, 2007; Oh *et al.*, 2017). Inúmeros estudos têm sido realizados para avaliar os tipos de fraturas que ocorrem nos instrumentos endodônticos de liga de NiTi acionados a motor (Cheung, 2007; Cheung *et al.*, 2007; Ha *et al.*, 2015; Kramkowski & Bahcall, 2009; Yum *et al.*, 2011). Diversas inovações têm sido propostas no intuito de aumentar a resistência à fratura destes instrumentos através de mudanças no desenho e no processo de fabricação dos mesmos (Gambarini *et al.*, 2008; Gutmann & Gao, 2012; Choi *et al.*, 2016). Uma dessas modificações diz respeito ao tratamento térmico aplicado nas ligas de NiTi. Este tratamento aumenta a temperatura da fase de transformação austenítica acima dos 37°C, permitindo que o instrumento permaneça na fase martensítica na temperatura de acionamento (Shen *et al.*, 2011). Este tratamento permite um melhor arranjo da estrutura cristalina, melhorando dessa forma a flexibilidade do instrumento e diminuindo a tendência de um instrumento se retificar durante a sua utilização (Shen *et al.*, 2011 a,b; Testarelli *et al.*, 2011). Durante a fabricação dos instrumentos de liga de NiTi por considerarem que este tratamento aumenta a resistência à fratura desses instrumentos (Shen *et al.*, 2013).

Recentemente, foi lançado no mercado o instrumento ProDesing R (Easy Equipamentos Odontológicos, Belo Horizonte, Brasil) que, de acordo com o fabricante, tem o diâmetro ISO 25, uma conicidade de 0,06 mm/mm, seção transversal em forma de “S” e corte no sentido anti-horário. Este instrumento é fabricado a partir de um fio de liga de NiTi tratado termicamente, produzindo assim uma melhor disposição na estrutura cristalina, resultando num aumento da flexibilidade, da resistência à fratura por flexão rotativa (Silva *et al.*, 2016). No entanto, até o presente momento não existem estudos avaliando a influência do tratamento térmico na fratura por torção dos instrumentos ProDesing R com e sem tratamento térmico.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Ligas de níquel titânio (NiTi)

As ligas de níquel-titânio (NiTi) foram introduzidas por Walia *et al*, em 1988 com a utilização de instrumentos tamanho ISO 15 produzidos a partir de fios ortodônticos compostos por liga de níquel-titânio (NiTi). As ligas de NiTi possuem grande elasticidade e alta resistência à deformação plástica e fratura. Os instrumentos de liga de NiTi possuem maior resistência à fratura por torção em comparação com os instrumentos de aço inoxidável. Em adição, as ligas de NiTi possuem maior módulo de elasticidade, e uma maior de deformação elástica e maior resistência.

Em definição, Lopes. (2013) descreveu que a deformação plástica (permanente ou residual) ocorre quando o corpo permanece deformado após a retirada da força aplicada. Elasticidade é a propriedade que indica a capacidade do material de sofrer grandes deformações elásticas. O comportamento dos materiais na região elástica pode ser determinado pela elasticidade em torção, flambagem e flexão.

Lopes *et al*. (2013) relataram que a flexibilidade dos instrumentos rotatórios de liga de NiTi é uma importante propriedade, porque melhora o desempenho e o comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos durante a instrumentação de canais radiculares curvos.

Thompson SA. (2000) descreveu que as ligas de NiTi utilizadas nos instrumentos endodônticos contêm aproximadamente 56% (wt) de níquel e 44% (wt) de titânio. Em algumas ligas de Niti uma pequena porcentagem (<2% wt) de níquel pode ser substituída por cobalto. A combinação resultante é uma relação atômica de 1:1 (equiatômica) dos componentes principais. O termo genérico para esta liga é 55-nitinol e como outros sistemas metálicos, a liga pode existir em outras formas cristalográficas. As ligas de NiTi têm a capacidade inerente de memória de forma (MF) e superelasticidade (SE) que resultam da capacidade de alterar o tipo de ligação atômica que provoca alterações únicas e significativas nas propriedades mecânicas e na disposição cristalográfica da liga; a transição entre as fases “austenita” e “martensita” das ligas de NiTi são em função da temperatura e da tensão. Em conjunto com o EMF, a

liga de NiTi também apresenta SE que lhe permite retornar a sua forma original após uma grande deformação. SE é uma consequência da fase de transformação reversível entre as fases austenita e martensita e tem uma influência crítica sobre as propriedades mecânicas da liga, que podem ser facilmente alteradas por pequenas alterações na sua composição, impurezas e tratamento térmico. Esta propriedade distinta da liga de NiTi causou uma revolução na fabricação de instrumentos endodônticos.

Ölander A. (1932) foi o primeiro pesquisador a descrever o conceito de Memória de forma (MF) durante a avaliação de uma liga de cádmio-ouro.

Yoneyama T *et al.* (2009) descreveram que as ligas de NiTi tem características especiais de superelasticidade (SE) e efeito memória de forma (EMF). Porque é um metal superelástico, e a aplicação do esforço não resulta na tensão usual apresentada no aço inoxidável. A superelasticidade das ligas de NiTi lhes proporcionam a capacidade de deformação de até 8% para ser recuperável em comparação com menos de 1% de deformação do aço inoxidável. Esta propriedade incomum é o resultado da martensita induzida por tensão. A tensão externa transforma a forma cristalina austenita da liga de NiTi em uma estrutura cristalina martensita, que pode acomodar maior tensão sem aumentar a deformação. Como resultado de sua estrutura cristalina única, os instrumentos NiTi possuem superelasticidade. As temperaturas de transformação têm influência crítica nas propriedades mecânicas e no comportamento do NiTi, que pode ser alterado por pequenas mudanças na composição, impurezas e tratamentos térmicos durante o seu processo de fabricação.

Walia H *et al.* (1988) relataram que as ligas de NiTi usadas nos instrumentos endodônticos são consideradas um metal fora do padrão normal das normas da Metalurgia.

Y. Shen *et al.* (2013) relataram que as ligas de NiTi possuem três diferentes fases microestruturais de acordo com a temperatura: “austenita”, “martensita” e “ Fase R”, que possuem propriedades diferentes. A fase Austenita ocorre em uma temperatura mais elevada, enquanto que a fase martensita ocorre em temperaturas mais baixas. A liga de NiTi na fase austenita apresenta-se mais forte e dura, enquanto que na fase martensita a liga de NiTi pode ser facilmente deformada. A liga de NiTi na Fase-R apresenta-se em uma fase intermediária, presente em uma gama de temperaturas muito pequenas entre as fases austenita e martensita com uma estrutura romboédrica.

As propriedades mecânicas das ligas de NiTi são determinadas por proporções e características das fases microestruturais. Ligas convencionais de NiTi apresentam a fase austenita em temperatura ambiente, mas quando a temperatura de transição de fase se altera por tratamento térmico, a fase martensita, fase -R ou mais de uma fase podem estar presentes à temperatura ambiente.

Powers JM *et al.* (2006) e Anusavice JM *et al.* (2013) descreveram que a “Fase Austenita” apresenta-se como uma estrutura cúbica complexa de corpo centrado, e está presente em temperaturas mais altas e pressões mais baixas. Inversamente, a “Fase Martensita” apresenta-se como uma estrutura cristalina monoclinica e está presente em temperaturas mais baixas e pressões mais altas.

Bueler *et al.* (1967) e Thompson AS *et al.* (2000) descreveram que as ligas de Memória de Forma de NiTi podem existir em duas temperaturas diferentes, e dependendo da sua estrutura cristalina (fases), denominamos martensita (fase de baixa temperatura e com estrutura monoclinica B19') e austenita (alta temperatura ou fase mãe, com estrutura cristalina B2 cúbica). Quando a liga de NiTi na fase martensita é aquecida, ela começa a se transformar em austenita. A temperatura inicial deste fenômeno é denominada de Temperatura de Início de Transformação da Austenita (A_s) e a temperatura que finaliza a transformação é denominada de Temperatura Final da Austenita (A_f). Isto significa, que em uma temperatura acima desta temperatura, a liga finaliza a sua transformação de Memória de forma e apresenta a característica de SE. Quando a liga de NiTi na fase austenita é arrefecida, inicia-se a sua transformação em martensita. A temperatura a que este fenômeno se inicia é denominada de Temperatura de Início da transformação martensítica (M_s). A temperatura na qual a martensita é novamente revertida é denominada de Temperatura Final de transformação em martensita (M_f).

Otsuka K *et al.* (1998) descreveram que a temperatura A_f para maioria dos instrumentos de liga de NiTi SE convencionais estão na temperatura ambiente ou abaixo, enquanto que a A_f dos novos instrumentos de Memória Controlada (CM) estão nitidamente acima da temperatura corporal. Como resultado, os instrumentos de liga de NiTi convencionais estão sempre em fase austenítica durante o uso clínico, enquanto os instrumentos com Memória Controlada (CM) estão na fase martensítica.

Quando a liga de NiTi está na fase martensita, ela é macia e dúctil e pode ser facilmente deformada. A Liga de NiTi SE é altamente elástica, enquanto a liga de NiTi na fase austenita é bastante forte e rígida.

Bhueler WJ *et al.* (2002) relataram que a temperatura A_f dos instrumentos rotatórios convencionais estão próximos a 25° C à temperatura ambiente. Portanto, esses instrumentos apresentariam o comportamento da SE durante o uso clínico.

Hombogeu E *et al.* (2001) descreveram que a transformação da austenita em martensita ocorre reversivelmente quando a temperatura e a pressão se alteram. Além disso, a “Fase R” é uma fase intermediária entre a austenita e a martensita. A liga de NiTi é sensível ao tratamento térmico mecânico, podendo o tratamento térmico provocar alterações nas suas propriedades mecânicas.

Liu Y *et al.* (1994) descreveram que o comportamento mecânico da liga de NiTi é determinada pelas proporções relativas e características das fases microestruturais. O tratamento térmico é uma das abordagens para o ajuste das temperaturas de transição das ligas de NiTi e influenciam na resistência à fadiga dos instrumentos endodônticos de liga de NiTi.

Gutmann JL *et al.* (2012) e Shen Y *et al.* (2013) descreveram que o tratamento térmico é uma abordagem para o ajuste das temperaturas de transição dessas ligas de NiTi, com o objetivo de controlar a microestrutura da liga e assim influenciar seu comportamento mecânico.

Pereira ES *et al.* (2013) descreveram que com o objetivo de melhorar as propriedades das ligas de NiTi, desenvolveu-se um método próprio de tratamento termomecânico do fio 508 de nitinol (Dispositivos e Componentes de Nitinol, Inc.), resultando em um material que inclui tanto a martensita na Fase-R quanto na fase B19'. Vários instrumentos estão atualmente sendo fabricados com este fio de liga de NiTi, que é denominado M-Wire.

Instrumentos de liga de NiTi manufacturados M-wire foram introduzidos em 2007 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e conforme E.S.J.Pereira *et al.* (2012) esta liga é fabricada através de tratamentos térmicos em ligas de NiTi com espaços vazios, apresentando uma flexibilidade melhorada em comparação com as ligas de NiTi convencionais

E.S.J.Pereira *et al.* (2012) relataram que as ligas M-wire, são fabricadas através de uma série de tratamentos térmicos das ligas de NiTi, e isso ocasiona uma maior flexibilidade em comparação com as ligas convencionais de NiTi.

Plotino G *et al.* (2014) relataram que outros instrumentos (Ex.: Vortex Blue Rotary files, Dentsply Tulsa Dental Specialties) estão sendo produzidos com o nitinol 508, que após a usinagem, são submetidos a um tratamento complexo de aquecimento e resfriamento, obtendo-se uma liga de Memória de Forma com propriedades de tratamentos termomecânicas próprios para aumentar a sua resistência a fadiga.

Shen Y *et al.* (2013) e Santos LA *et al.* (2013) descreveram que a Vortex Blue e as tecnologias de Memória de Forma usam um processo térmico especial para controlar as transições de temperatura, produzindo instrumentos extremamente flexíveis à temperatura ambiente por causa da presença da martensita.

Ye J *et al.* (2012) e Gao Y *et al.* (2012) descreveram que alguns autores encontraram resistência significativamente maior na fadiga de flexão de instrumentos rotativos feitos de M-Wire em comparação com os de liga de NiTi convencionais.

Shen Y *et al.* (2011) e Braga LC *et al.* (2014) realizaram estudos analisando o comportamento mecânico dos instrumentos de liga de NiTi fabricados com a tecnologia Memória de Forma e descobriram que tinham significativamente maior resistência a fadiga, força de torção, flexibilidade e maior deformação antes da fratura, em comparação com os instrumentos convencionais de liga de NiTi.

Yum J. *et al.* (2011) e Wycoff RC *et al.* (2012) relataram que os instrumentos que receberam tratamento térmico específicos apresentaram comportamento mecânico semelhantes em carga por torção em comparação com os instrumentos fabricados com liga convencional superelástica de NiTi.

Y Shen *et al.* (2013) relataram que a liga CM wire é uma nova liga de NiTi introduzida em 2010. Ela é fabricada através de um tratamento térmico especial e controle de memória da liga, tornando-a extremamente flexível em comparação com outros instrumentos de liga de NiTi.

2.2 Fratura por torção dos instrumentos de NiTi

Peters OA *et al.* (2004); Schafer E *et al.* (2004); Chen JL *et al.* (2002) relataram que os instrumentos de liga de NiTi têm muitas vantagens em relação aos instrumentos de aço inoxidável, como maior flexibilidade e eficiência de corte. A superelasticidade dos instrumentos rotatórios de liga de NiTi preservam a anatomia do canal radicular enquanto conservam mais a estrutura da raiz. Apesar dessas vantagens, os instrumentos de liga de NiTi são mais vulneráveis à fratura devido ao acionamento por motor.

Park SY *et al.* (2010) e Ha JH *et al.* (2013) relataram que as características geométricas, tratamentos térmicos e tratamentos de superfície dos instrumentos de liga de NiTi têm um considerável efeito sobre as propriedades mecânicas e clínicas.

Sattapan B *et al.* (2000) e Cheung GPS *et al.* (2007) denominaram e descreveram dois mecanismos que podem ocasionar a fratura dos instrumentos rotatórios de liga de NiTi, fratura em flexão rotativa e fratura por torção. A Flexão rotativa ocorre como resultado da rotação em torno de uma curva por tensão e compressão repetidas do metal, e finalmente, o aumento do trabalho seguido por fratura. A fratura por torção ocorre quando a ponta do instrumento se fixa no interior do canal enquanto o motor continua a girar.

Parashos P *et al.* (2004); Park SK *et al.* (2014) ; Pedullà E *et al.* (2014) relataram que a análise por microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura por torção do instrumento mostrou aparências fractográficas típicas, como marcas de abrasão circulares e microcavidades próximas do centro de rotação da superfície fraturada como evidência de falha por torção, enquanto que a fratura por flexão rotativa é caracterizada por microcavidades em toda a superfície da fratura.

Martin B *et al.* (2003) relataram que a fratura por torção ocorre quando as pontas dos instrumentos eram fraturadas em decorrência do torque exceder o limite de plasticidade do metal.

Shen Y *et al.* (2009) descreveram que a fratura por torção ocorre quando a resistência final do material é excedida. Assim, um instrumento precisa ser resistente à flexão rotativa e ter flexibilidade suficiente para a preparação de sistemas de canais

radiculares curvos, mas também força de torque suficiente para que a fratura do instrumento não ocorra.

Sung SY *et al.* (2014) relataram que a resistência a fratura por torção foi determinada medindo a resistência máxima ao torque do instrumento e a deflexão angular do movimento durante a rotação do instrumento enquanto a sua ponta era travada.

Jung-Hong Ha *et al.* (2016) realizaram uma pesquisa para avaliar a diferença da resistência a fratura por torção com diferentes velocidades do eixo rotacional. A hipótese nula foi que não havia diferença na resistência por torção com um aumento na velocidade do eixo. Diferentes velocidades de rotação (ex.: 2, 60, 350 e 600 rpm) não alteram a resistência rotacional dos instrumentos rotatórios de liga de NiTi, independentemente da liga ou do tratamento térmico dos instrumentos.

Ha JH *et al.* (2013) e Sung SY *et al.* (2014) descreveram que o teste de flexão rotativa tem sido realizado com a utilização de canal radicular artificial numa tentativa de simular um canal curvo. A maioria dos instrumentos têm sido rotacionados nos canais manufaturados com uma velocidade recomendada de 300 rpm. Contudo, quando pesquisamos testes para resistência por torção, a velocidade de rotação geralmente utilizada é de 2 rpm, e o instrumento é fixado à 3 ou 5 mm da sua ponta.

ANSI/ADA (2008) regulamenta que métodos experimentais para testes de resistência por torção são baseados na especificação No. 101 da Associação Dental Americana (ADA). Essas regulamentações foram alteradas por serem antigas e somente indicadas para instrumentos de aço inoxidável manuais e não para instrumentos rotatórios de liga de NiTi.

O ensaio realizado com os instrumentos ProDesing R com e sem tratamento térmico avaliou a deformação por torção, que é definida por (Lopes HP, 2013) como elasticidade em torção rotacional, que é a deformação elástica apresentada por um instrumento mantendo uma de suas extremidades imobilizada e na outra aplica-se um torque.

2.3 Movimento recíprocante

A utilização de instrumentos com movimentos recíprocantes iniciou-se com Roane *et al.* (1985), que definiram o conceito de “forças balanceadas” utilizando instrumentos manuais, movimentando-os no sentido horário para corte de dentina em direção apical e anti-horário para aliviar o instrumento no interior do canal radicular, diminuindo o risco de fraturas por fadiga durante a instrumentação de canais curvos.

Posteriormente, De-Deus *et al.* (1992) descreveram o conceito de técnica de “movimentos oscilatórios” que se baseia nos movimentos alternados da direita para esquerda com o objetivo de propiciar melhor limpeza do canal radicular através do contato do instrumento ao longo das paredes, mantendo a centralização do instrumento com menor desvio apical e maior ampliação, conservando o formato original do canal.

Yared G. (2008) relatou que o sistema de instrumentação recíprocante tem a proposta de utilizar um único instrumento e de uso único para o preparo do canal radicular. Em consequência, a instrumentação do canal radicular torna-se mais rápida, diminuindo a flexão rotativa e eliminando a contaminação cruzada.

De-Deus *et al.* (2010) recomendaram o uso do movimento recíprocante para aumentar a resistência a fratura dos instrumentos endodônticos durante a instrumentação dos canais radiculares.

Kim HC *et al.* (2008) ; Gutman JL, Gao Y. (2012) ; Pedullà E *et al.* (2013) mencionaram que no ano de 2010 a empresa VDW (Munique, Alemanha) lançou no mercado o sistema Reciproc com movimentação recíprocante, fabricados com liga de NiTi denominadas M-Wire, que são fabricadas por um processo especial de tratamento térmico que proporciona maior flexibilidade e resistência a flexão rotativa que as ligas convencionais de NiTi.

Ninan e Berzins, (2013); Pedullà *et al.* (2016) relataram que os instrumentos de NiTi convencionais e M-Wire possuem maior resistência ao torque, mas menor ângulo de rotação antes da fratura que os instrumentos com memória controlada.

De-Deus G *et al.* (2010) relataram que os instrumentos recíprocantes possuem efeito de corte no sentido anti-horário e desrosqueamento no sentido horário.

Esse movimento alternado evita o rosqueamento do instrumento no interior do canal radicular, reduzindo o risco de fratura cíclica e por torção.

Buklein S *et al.* (2012) relataram que o movimento recíprocante libera o estresse do instrumento alternando os movimentos no sentido anti-horário (150°) e horário (30°) até completar três ciclos de 360°, reduzindo o risco de flexão rotativa causada pelo movimento de tensão e compressão, principalmente em canais radiculares curvos.

Pedullà E *et al.* (2013) descreveram que o grau de rotação no sentido horário é diferente do anti-horário. A maior rotação ocorre no sentido anti-horário, que corresponde ao sentido do corte, provocando o avanço do instrumento no canal radicular e remoção da dentina. Entretanto, o instrumento gira num ângulo de rotação menor no sentido horário, desbloqueando e movimentando com segurança o instrumento através do canal radicular, reduzindo o risco de fraturas.

Kim HC *et al.* (2012) relataram que os fabricantes afirmam que o movimento recíprocante resultará na diminuição da flexão rotativa e força por torção, revertendo periodicamente os sentidos de rotação com movimentos mínimos na direção de corte.

Kim JW *et al.* (2014) relataram que o ângulo pré-determinado (250°) do ângulo definido (170°) para o sistema recíprocante era inferior ao ângulo inicial de formação plástica, que era apenas para o modo de rotação contínua e movimento único.

Silva EJ *et al.* (2016) relataram que recentemente um novo instrumento de sistema recíprocante de lima única começou a ser comercializado. O instrumento é o ProDesing R (Easy Equipamentos Odontológicos, Belo Horizonte, Brasil). De acordo com o fabricante, os instrumentos ProDesing R possuem Tamanho ISO 25 e taper 0,06, com seção transversal em forma de "S", ângulos helicoidais variáveis e com corte no sentido anti-horário. Os instrumentos são produzidos com liga de NiTi submetidas à processo próprio termomecânico, que aumenta a temperatura de transformação Austenítica acima de 37°C, deixando os instrumentos de liga de NiTi na fase martensítica funcionando em temperatura similar ao processo de memória controlada. Este tratamento térmico melhora a disposição da estrutura cristalina da liga, aumentando a sua flexibilidade.

3 Objetivo

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à torção dos instrumentos de liga de níquel titânio (NiTi) ProDesing R sem tratamento térmico e com tratamento térmico em movimento recíprocante. Até o momento, só há estudos de resistência a flexão rotativa e a flexão em 45° dos instrumentos ProDesing R com e sem tratamento térmico.

MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção das Amostras

Um total de 20 instrumentos de NiTi (todos com 25 mm de comprimento) foram testados [10 instrumentos ProDesenho R (PR) e 10 instrumentos ProDesing R sem tratamento térmico (PRNT)] como demonstrado na fig.1. Todos esses instrumentos possuíam tamanho nominal de 0.25mm em Do e conicidade de 0,06 mm/mm. Todos os instrumentos foram checados previamente em um estereomicroscópio para a verificação de defeitos ou deformações, previamente aos ensaios, sendo que nenhum dos instrumentos foram descartados. Após, os instrumentos foram medidos à 3mm da ponta (Do) com um Paquímetro digital (Mitutoyo Digimatic Caliper) e marcados com caneta Pilot marcação permanente tinta azul. (Fig.2)



Figura 1 Instrumentos ProDesing R com tratamento térmico (a) e sem tratamento térmico (b)



Figura 2 Paquímetro Digital (Mitutoyo Digimatic Caliper)

4.2 Ensaio de fratura por torção

Após a seleção das amostras, a carga de torção foi aplicada até o momento da fratura com o objetivo de estimar o torque máximo e o ângulo de rotação dos instrumentos testados utilizando o torquímetro TT100 (Odeme Dental Research, Luzerna, Brasil) produzido de acordo com a ISO 3630-1 (Pedullà E et al, 2015) como demonstrado na fig.3. Para isso, cada instrumento foi fixado a 3 mm de sua ponta, utilizando um mandril conectado a célula de carga do equipamento de torque. Em seguida, o cabo do instrumento foi fixado em outro mandril acoplado a um motor com ajuste de velocidade, capaz de ser rotacionado, oposto ao qual foi fixado a ponta do instrumento. Os instrumentos foram rotacionados em sentido anti-horário a uma velocidade de 3 rotações por minuto até a fratura do instrumento. O torque (Ncm) e a rotação angular (θ) foram monitoradas continuamente no software Analysis TT100 (Odeme Dental Research, Luzerna, Brasil) e a resistência a torção e ângulo de rotação no momento da falha foram registrados. Todos os experimentos foram realizados sob temperatura controlada ($21^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$). Após o ensaio de fratura por torção, os instrumentos fraturados foram analisados por microscopia eletrônica de varredura (MEV) no JEOL JMF 5800 (JEOL, Tóquio, Japão). A inspeção como recebido foi para verificar o acabamento final oriundo do processo de fabricação, e detectar possíveis defeitos existentes e avaliar a superfície de fratura para verificar se

ocorreu deformação plástica importante, que poderiam interferir no resultado do ensaio de fratura por torção.

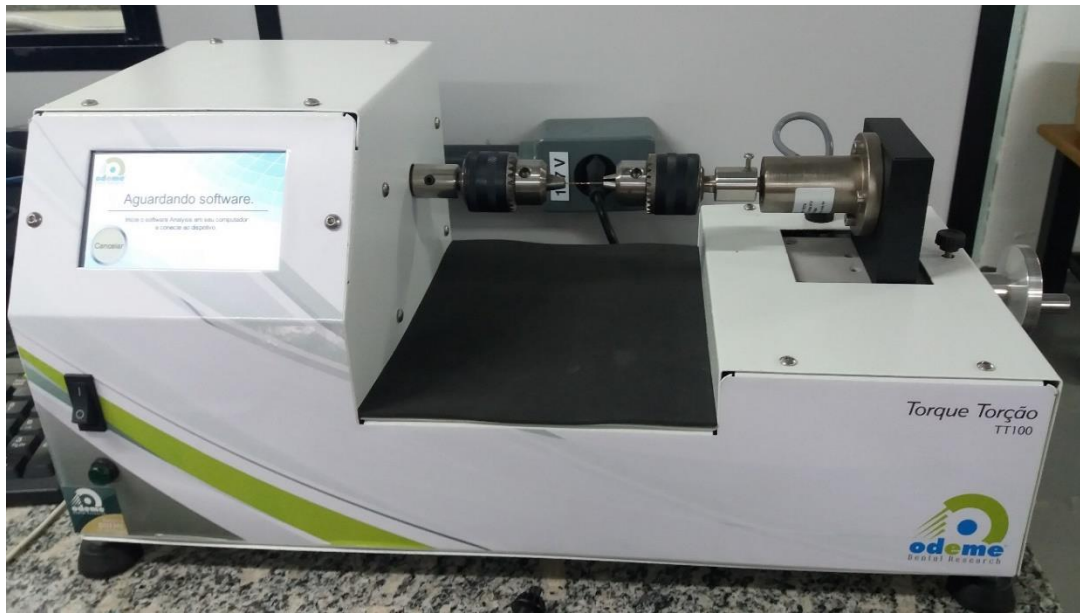


Figura 3 Equipamento de torque TT100 (Odeme Dental Research, Luzerna, Brasil)

4.3 Análise estatística

Como a avaliação preliminar dos dados revelou uma distribuição normal (Teste de normalidade de Shapiro-Wilk), a análise estatística foi realizada utilizando métodos paramétricos (Teste t de Student). O erro tipo alpha foi estabelecido em 0,05. O programa Biostat (Instituto Mamirauá, Tefé, Brasil) foi utilizado como ferramenta analítica.

5 Resultados

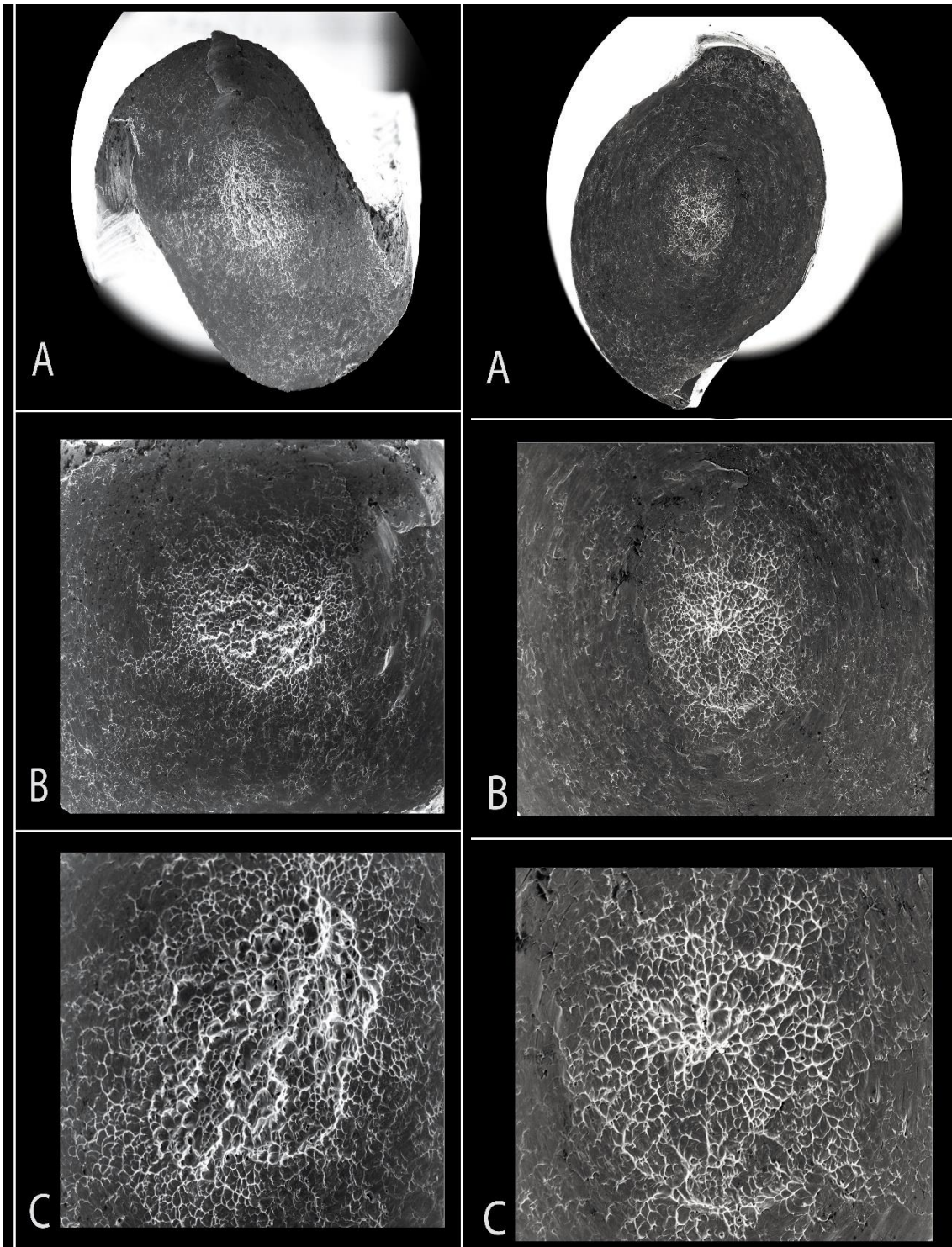
O torque máximo até a fratura do instrumento PR foi menor do que a do instrumento PRNT ($P < 0,05$). O instrumento PR mostrou maior rotação angular até a fratura quando comparado ao instrumento PRNT ($P < 0,05$). A tabela 1, apresenta a média e o desvio padrão do torque máximo e da rotação angular para cada um dos instrumentos.

A microscopia eletrônica de varredura da superfície de fratura mostrou características semelhantes e típicas de fratura por torção para os 2 instrumentos testados. As marcas de abrasão concêntricas e as marcas de ondulações fibrosas no centro de rotação são mostradas na Figura 4.

Tabela 1. Média e desvio padrão do torque máximo (Ncm) e do ângulo de rotação ($^{\circ}$) até o momento de fratura dos instrumentos testados.

Instrumento	Torque (Ncm)	Ângulo de rotação ($^{\circ}$)
ProDesenho R	2,04±0,55 ^A	422±83 ^A
ProDesenho R Não tratada	3,02±0,85 ^B	248±40 ^B

Letras diferentes numa mesma coluna indicam diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p < 0,05$).



(1) MEV da PR

(2) MEV da PRNT

(A) Aumento de 250X

(B) Aumento de 500X

(C) Aumento de 1000 X

6 DISCUSSÃO

Inúmeros fatores, como a secção transversal, a composição química da liga e a tecnologia de fabricação do instrumento, tem efeito significativo na resistência à fratura dos instrumentos endodônticos (XU et al., 2006; Park et al., 2010). Recentemente, com o emprego do movimento recíprocante, movimento este, que diminui a tensão sofrido pelos instrumentos, foram introduzidos no mercado os sistemas recíprocantes que utilizam instrumentos únicos para o preparo dos canais (Bürklein et al., 2013; De-Deus et al., 2010). Apesar da diminuição do tensão, possibilitada pela utilização do movimento recíprocante, esses instrumentos ainda estão sujeitos a um alto carregamento durante o preparo dos canais, o que leva à necessidade de apresentarem boa resistência à fratura (Kim et al., 2012).

A fratura por torção ocorre quando a força de rotação, empregada sobre um instrumento com sua ponta travada, excede o torque máximo e quando a deformação, sofrida pelo instrumento, excede ao ângulo de rotação para a fratura (Choi JW et al., 2016).

Este estudo avaliou a fratura por torção de instrumentos de NiTi tratados e não tratados termicamente. Os resultados demonstraram que o tratamento térmico influenciou na resistência à torção. Estudos anteriores, também demonstraram esta influência, comparando diversos sistemas (Elsaka et al., 2015; Choi JW et al., 2016). Os fabricantes afirmam que o tratamento térmico aumenta a elasticidade dos instrumentos (Webber, 2015; Ozyürek, 2016).

Analisando os valores médios de torque máximo dos instrumentos, observa-se que os instrumentos PRNT apresentaram resistência à torção estatisticamente significativa superior ($p < 0,05$) aos instrumentos PR. Esta diferença mostra que o tratamento térmico influencia no comportamento em torção dos instrumentos endodônticos.

A medida da deflexão angular fornece alguma informação sobre o risco de fratura que um instrumento sofre quando a ponta se encontra presa às paredes do canal e rotação adicional é aplicada. Para a execução do teste de torção, fixou-se a extremidade (ponta) do instrumento e aplicou-se um movimento de rotação (torque)

na extremidade oposta. Durante o ensaio, o movimento de rotação foi de 2 rpm até a fratura do instrumento, sendo assim, o mesmo pode ser considerado estático e destrutivo. Isto está de acordo com o proposto por BATISTA (2005) e ELIAS & LOPES (2007).

A variação do estado termomecânico final do instrumento determina a estrutura cristalina presente (austenita, martensita ou fase R) que possui propriedades mecânicas diferentes. Isto pode justificar o fato dos instrumentos PR apresentarem valores de torque máximo significativamente inferior aos instrumentos PRNT, apesar dos mesmos terem secções transversais iguais.

O instrumento PR é produzido por um fio de NiTi que apresenta a fase R durante o processo de fabricação, tornando-o mais flexível e com módulo de elasticidade menor do que os produzidos com fio austenítico convencional (MIYAI *et al.*, 2006; HAYASHI *et al.*, 2007). Assim, poderíamos dizer que um instrumento que é elaborado com fio que apresenta a fase R tende a ser mais flexível, permitindo uma maior quantidade de deformação elástica e plástica quando submetido a um torque similar, em comparação a um instrumento produzido por fio de NiTi convencional. Este fato é corroborado pelos resultados de outros autores (GAMBARINI *et al.*, 2008; GAMBARINI *et al.*, 2009; PARK SY *et al.*, 2010).

Com relação aos ângulos de torção, os resultados deste estudo evidenciaram que os instrumentos PR apresentaram ângulos significativamente maiores que os instrumentos PRNT. Muitos sugerem que a resistência à torção deve ser avaliada pelo ângulo de torção e não pelo torque máximo (SETO *et al.*, 1990; J. WOLCOTT & HIMEL, 1997; ELIAS & LOPES 2007; KELL *et al.*, 2009). Isto ocorre porque durante o uso clínico, o ângulo de torção (medida em graus ou em número de voltas) pode servir como um fator de segurança no que diz respeito à fratura. Todavia, é preciso ressaltar que o ângulo de torção funciona como fator de segurança quando o instrumento é acionado manualmente. Nesta condição, ocorrendo a imobilização da ponta do instrumento endodôntico no interior de um canal radicular, o profissional possui condição técnica de aplicar no cabo do mesmo, um torque com ângulo de rotação menor que o valor do ângulo máximo em torção, impedindo assim a fratura por torção. Considerando os mesmos procedimentos para instrumentos acionados a motor com giro contínuo, torna-se impossível o controle, sendo o valor do torque máximo o principal fator

de segurança adotado pelos fabricantes para evitar a fratura. Os motores estabelecem o valor do torque máximo a fim de evitar a fratura e não o ângulo de torção (PETERS et al., 2003; ULLMANN & PETERS 2005; MIYAI et al., 2006; PARK SY et al., 2010).

Os resultados obtidos no presente trabalho mostraram que existe uma relação inversa entre a resistência à torção e o ângulo máximo de torção até a fratura. Neste estudo, o instrumento PRNT apresentou maior resistência à torção e menor ângulo de torção. Por outro lado, o instrumento PR evidenciou menor resistência à torção, e maior ângulo de torção.

Deste modo, é possível compreender que quanto mais flexível for o instrumento, maior é o ângulo de torção que o mesmo é capaz de suportar antes da fratura e menor o torque máximo resistido pelo instrumento.

O ensaio realizado com os instrumentos ProDesing R com e sem tratamento térmico avaliou a deformação por torção, que é como elasticidade em torção rotacional, que é a deformação elástica apresentada por um instrumento tendo uma de suas extremidades imobilizadas e na outra aplica-se um torque. As ligas de NiTi possuem um limite de resistência que é definida como a tensão máxima suportada pelo instrumento antes da fratura e o ensaio com os instrumentos ProDesing R foi para determinar o limite de resistência á torção.

7 CONCLUSÕES

De acordo com o presente estudo, foi observado que existe uma relação inversa entre a resistência à torção e o ângulo máximo de torção até a fratura. Sendo assim, os instrumentos ProDesing R (PR) apresentaram a força de torção máxima até a fratura menor que os instrumentos ProDesing R sem tratamento térmico (PRNT) ($P < 0,05$) e os instrumentos ProDesing R (PR) apresentaram maior ângulo de rotação até a fratura em relação aos instrumentos ProDesing R sem tratamento térmico (PRNT) ($P < 0,05$). Pode-se então concluir, que o tratamento térmico influenciou na resistência à torção dos instrumentos PR e PRNT avaliados, porque quanto mais flexível a liga de NiTi do instrumento maior é o ângulo de torção e menor o torque máximo para a fratura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANSI/ADA specification no 28-2008. Root canal files and reames, type K. Chicago: American Dental Association; 2008.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips` Science of Dental Materials. 12th ed. St.Louis: Elsevier Health Sciences; 2013.

Bolger, W.L.; Gough, R.W. Commentary on resistance to fracture by twisting: ANSI/ADA specification no 28 and no 58. J Endod 1985; 245-248.

Braga LC, Silva AC, Buono VT, Bahia MG. Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel - titanium instruments. J Endod 2014; 40: 562-5.

Brantley WA, Svec TA, Iijima M, *et al.* Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments. J Endod 2002; 28: 567-72.

Bürklein S, Bentem S, Schäfer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. Inter Endod J 2013; 46: 590-7.

Bürklein S, Hinchita K, Dammaschke T, Schafer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. Inter Endod J 2012; 45(5):449-61.

Chen JL, Messer HH. A comparison of stainless steel hand and rotary nickel-titanium instrumentation using a silicone impression technique. Aust Dent J 2002; 47: 12-20.

Cheung GPS. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. Endod Topics 2007; 16: 1-26.

Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Topics*. 2009; 16: 1-26.

Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod* 2007; 33: 1433-7.

Choi JW, Oh S, Kim YC, Chang SW. Fracture Resistance of K3 Nickel-Titanium files Made from Different Thermal Treatments. *Bioinorganic Chemistry and Applications*. 2016; 6 pages: <http://dx.doi.org/10.1155/2016/6374721>.

De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010; 43: 1063-8.

De Deus QD. *Endodontia*. 5^o ed., Rio de Janeiro: Medsi ; 1992. p.665.

Elias CN, Lopes HP. *Materiais dentários. Ensaio mecânicos*. São Paulo: Livraria Santos, 2007.

Elsaka SE, Elnaghy AM Cyclic fatigue resistance of OneShape and WaveOne instruments using different angles of curvature. *Dental Materials Journal* 2015; 34: 358-63.

E.S.J. Pereira, I. F. C. Peixoto, A. C. D. Viana *et al.* "Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments." *Int Endod J* 2009;42: 469-474.

Gambarini G, Grande MN, Plotino G *et al.* "Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods". *J Endod* 2008; 34: 1003-05.

Gambarini G, Pompa G, De Carlo S, *et al.* An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Aust Endod J* 2009; 35: 70-2.

Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, *et al.* Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of Profile Vortex rotary instruments. *J Endod* 2012; 38: 398-401.

Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2012; 45: 113-128.

Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod* 2013; 39: 389-93.

Ha JH, kim SK, Cheung GS, *et al.* Effect of alloy type on the life-time of torsion-pre-loaded nickel-titanium endodontic instruments. *Scanning* 2015; 37: 172-8.

Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y *et al.* Phase transformation behavior and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2007; 40: 913-5.

Hornbogen E, Mertinger V, Wurzel D. Microstructure and tensile properties of two binary NiTi-alloys. *Scr Mater* 2001; 44: 171-8.

IVERSON, G.W.; Von Fraunhofer, J.A., Herrmann, J.W. The effects of various sterilization methods on the torsional strength of endodontic files. *J Endod* 1985; 11: 266-268.

Jung-Hong Ha, Sang WK, Sung KK, Asgeir S, Hyeon-Cheol K. Effect from rotational speed on torsional resistance of the nickel-titanium instruments. *JOE* 2016: 1-4.

J. Wolcott and T. Van Himel, "Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files", *J Endod* 1997; vol. 23, n° 4, pp, 217-220.

Kell T, Azarpazhooh A, Peters OA, *et al.* Torsional profiles of new and used 20/.06 GT Series X and GT rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009; 35: 1278-81.

Kim HC, Kwak SW, Cheung SGP, Ko DH, Chung MF, Lee WC. Cyclic Fatigue and Torsional Resistance of Two New Nickel-Titanium Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproc versus WaveOne. *J Endod* 2012; 38: 541-544.

Kim YY, Yoon MS, Cheung GS, *et al.* Safety of the factory preset rotation angle of reciprocating instruments. *J Endod* 2014; 40 :1671-5.

Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional tensão and cyclic fatigue resistance of Profile GT and Profile GT Series X Rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2009; 35: 404-7.

Liu Y, McCormick PG. Thermodynamic analysis of the martensitic transformation in NiTi-II: effect of transformation cycling. *Acta Mater* 1994; 7: 2407-13.

Lopes HP. *Endodontia: biologia e técnica*. 3o ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2013, p. 312-3; p. 484-485

Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN *et al.* Comparison of the mechanical properties fase. *J Endod* 2013; 39: 516-520.

Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S *et al.* Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003; 36: 262-266.

Miyai K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006; 39: 119-26.

Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013; 39: 101-104.

Oh SH, Ha JH, Kwak SW, Ahn SW, Lee W, Kim HC. The effects of torsional preloading on the torsional resistance of Nickel-titanium instruments. *J Endod* 2017; 43: 157-62.

Ölander A. An electrochemical investigation of solid cadmium-gold alloys. *Journal of the American Chemical Society*. 1932; 54(10): 3819-33.

Otsuka K, Wayman CM. *Shape Memory Materials*. 1st ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press; 1998.

Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *J Endod* 2016; 42: 1536-9.

Parashos P, Gordon I, Messes HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004; 30: 772-5.

Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 2006; 32: 1031-43.

Park SK, Kim YJ, Shon WJ, et al. Clinical efficiency and reusability of the reciprocating nickel-titanium instruments according to the root canal anatomy. *Scanning* 2014; 36: 246-51.

Park SY, Cheung GS, Yum J, Hur B, Park JK, Kim HC. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010; 36, 1200-4.

Pedullà E, Franciosi G, Ounsi HF, et al. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments after immersion in irrigant solutions with or without surfactants. *J Endod* 2014; 40: 1245-9.

Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium Rotary instruments. *J Endod* 2013; 39, 258-261.

Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, et al. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 2015; 48: 1043-50.

Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, et al. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod* 2016; 42: 156-159.

Pereira ES, Gomes RO, Leroy AM, et al. Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dent Mater* 2013; 29: e 318-24.

Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, et al. 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.

Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003; 36: 93-9.

Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004; 30: 559-67.

Plotino G, Grande NM, Ccotti E, et al. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of Vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2014; 40: 1451-3.

Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials*. 12th ed. St. Louis: Mosby; 2006: 60-4.

Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The 'balanced force' concept for instrumentation of curved canals. *J Endod* 1985; 11(5): 203-11.

Santos LA, Bahia MG, Las Casas EB, Buono VT. Comparison of the mechanical behavior between controlled memory and superelastic nickel-titanium files via finite elements analysis. *J Endod* 2013; 39: 1444-7.

Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000; 26: 161-5.

Seto BG, Nicholls JI, Harrington GW. Torsional properties of twisted and machined endodontic files. *J Endod* 1990; 16: 355-60.

Schafer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel-titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod* 2004; 30: 432-5.

Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011; 37: 997-1001.

Shen Y, Zhou H, Zheng Y, et al. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2011; 37: 1566-71.

Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. "Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments". *J Endod* 2013; 39: 163-172.

Silva EJNL, Rodrigues C, Vieira VTL, Belladonna FG, De-Deus G, Lopes HP. Bending resistance and cyclic fatigue of a new heat-treated reciprocating instrument. *Scanning* 2016; <http://dx.doi.org/10.1002/2016/sca.21333>.

Sung SY, Ha JH, Kwak SW, et al. Torsional and cyclic fatigue resistances of glide path preparation instruments: G-file and PathFile. *Scanning* 2014; 36: 500-6.

Testarelli L, Plotino G, Al-Sudni D, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod* 2011; 37: 1293-95.

Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000; 33: 297-310.

Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2005; 31: 183-6.

Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* 1988; 14: 346-51.

Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne Gold single-file reciprocating system. *Roots* 1 2015; 34-40.

Wycoff RC, Berzins DW. An in vitro comparison of torsional tensão properties of three different rotary nickel-titanium files with a similar cross-sectional desing. *J Endod* 2012; 38: 1118-20.

Yared G. Canal preparation using only one NiTi rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J* 2008; 41: 339-44.

Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod* 2012; 38: 105-7.

Yoneyama T, Kobayashi C. Endodontic instruments for root canal treatment using NiTi shape memory alloys. In: Yoneyama T, Miyazaki S, eds. *Shape Memory Alloys for Biomedical Applications*. Cambridge: Woodhead Publishing Limited; 2009: 297-305.

Yum J, Cheng GS, Park JK, et al. Torsional strength and toughness of nickel-titanium Rotary files. *J Endod* 2011; 37: 382-6.

Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod* 2006; 37:105-7.