

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

Rafael Rodrigues Soares de Magalhães

**INFLUÊNCIA DO MOVIMENTO RECÍPROCO NA RESISTÊNCIA À  
TORÇÃO DOS INSTRUMENTOS DE NITI: *RECIPROC*, *WAVEONE* E  
*PROTAPER UNIVERSAL***

Belo Horizonte

2014

**Rafael Rodrigues Soares de Magalhães**

**INFLUÊNCIA DO MOVIMENTO RECÍPROCO NA RESISTÊNCIA À  
TORÇÃO DOS INSTRUMENTOS DE NITI: *RECIPROC*, *WAVEONE* E  
*PROTAPER UNIVERSAL***

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito para obtenção do Grau de Doutor em Odontologia.

**Linha de pesquisa:** Endodontia

**Orientadora:** Profa. Dra. Maria Guiomar de A. Bahia

**Co-Orientador:** Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono

Belo Horizonte

2014

## Ficha Catalográfica

M188i Magalhães, Rafael Rodrigues Soares de.  
2014 Influência do movimento recíproco na resistência à  
T torção dos instrumentos de NiTi: reciproc, waveone e  
protaper universal / Rafael Rodrigues Soares de Magalhães. -  
- 2014.

112 f. : il.

Orientadora: Maria Guiomar de Azevedo Bahia.

Coorientador: Vicente Tadeu Lopes Buono.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Instrumentos odontológicos. 2. Maleabilidade. 3. Resistência de materiais. I. Bahia, Maria Guiomar de Azevedo. II. Buono, Vicente Tadeu Lopes. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047

À **Bárbara** e ao **Marcelo**, meus amores, **Lucinéa** e **Plínio**,  
meus pais, pelo apoio, compreensão e amor incondicionais.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À professora **Dr<sup>a</sup>. Maria Guiomar de Azevedo Bahia**, por ser uma referência, pela competência em transmitir os conhecimentos que foram fundamentais para o incentivo, aprendizado e a realização deste trabalho. Pela paciência e compreensão em momentos de transição, mas principalmente por acreditar e nunca desistir de seu orientado.

Ao professor **Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono**, pela grande sabedoria, conhecimento e dedicação que foram essenciais para a realização deste trabalho.

Obrigado pela paciência e gentileza demonstradas nesta orientação.

## AGRADECIMENTOS

À Deus, pela minha saúde.

Às minhas **irmãs** e **cunhados** pelo apoio e incentivo constantes.

Ao **Prof. Dr. Antônio Paulino Ribeiro Sobrinho**, pelas orientações, transmissão de conhecimentos e confiança.

À amiga, **Lígia** pelos esforços despendidos durante todo o processo de desenvolvimento deste trabalho. Obrigado pela disponibilidade e amizade.

Aos amigos, **Rodrigo, Ciça, Bebel** e **Érika**, responsáveis no auxílio imprescindível na execução deste trabalho.

Aos amigos **Leo, Ana Cristina, Caroline** e **Luíz Carlos** pela ajuda e companheirismo.

## RESUMO

As propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos são afetadas por fatores como diâmetro, design, composição química, e tratamentos termomecânicos aplicados durante o processo de fabricação. O objetivo deste trabalho foi avaliar a flexibilidade e a resistência torcional de instrumentos de NiTi *Reciproc* (RC), *Wave One* (WO) e *ProTaper Universal* (PTU), novos e após o uso clínico. A composição química dos instrumentos foi analisada por espectroscopia de energia de raios X (EDS), as fases presentes identificadas por difração de raios X (DRX) e as temperaturas de transformação determinadas por calorimetria exploratória diferencial (DSC). Imagens das seções longitudinal e transversal foram empregadas para determinar o diâmetro e a área a 3 mm da ponta (D3 e A3), posição onde as solicitações mecânicas se concentram durante o uso clínico e os instrumentos são apreendidos nos testes. O comportamento mecânico foi avaliado através de ensaios de flexão e torção até a ruptura, de acordo com a especificação ISO 3630-1. Os instrumentos RC, WO e PTU apresentaram composição química semelhante e fase  $\beta$  como principal constituinte à temperatura ambiente. No entanto, os instrumentos *Reciproc* e *WaveOne* apresentaram um aumento relevante nas temperaturas de transformação, sugerindo a presença da fase B19', coexistindo com a fase austenítica. Apesar de apresentarem D3 semelhantes, a análise estatística dos valores de A3 entre os pares de instrumentos analisados mostrou diferença significativamente menor para os instrumentos RC. Os instrumentos RC foram significativamente mais flexíveis, possivelmente devido ao tratamento termomecânico a que foram submetidos os fios utilizados na fabricação dos mesmos (*M-Wire*), além da morfologia de sua sessão transversal, seguidos por WO, que também são fabricados a partir do fio *M-Wire*, e PTU, nesta ordem. Dentre os instrumentos novos, os PTU apresentaram valores de torque máximo, quando ensaiados em torção, significativamente menores. Os instrumentos PTU apresentaram os maiores valores de deflexão angular, seguidos pelos instrumentos RC e WO, nesta ordem. Todos os sistemas após serem utilizados na prática clínica apresentaram redução da resistência torcional. Entretanto, a comparação estatística entre os valores de torque máximo para os instrumentos novos e após uso clínico, não apresentou diferença estatisticamente significativa para nenhum dos sistemas avaliados. Com relação à deflexão angular, a comparação entre instrumentos novos e após uso clínico, mostra uma redução dos valores desse parâmetro após o uso clínico, com exceção dos instrumentos RC. Entretanto, as análises estatísticas mostraram não haver diferenças significativas entre os pares de instrumentos analisados.

**Palavras-chave:** Instrumentos de NiTi, flexibilidade, resistência à torção, recíproco.

## ABSTRACT

The mechanical properties of the endodontic instruments are affected by factors such as diameter, design, chemical composition and thermo-mechanical treatments applied during the manufacturing process. The main goal of this study was to assess the flexibility and torsional resistance of the NiTi Reciproc (RC), Wave One (WO) and ProTaper Universal (PTU) instruments, new and after clinical use. The instruments chemical composition was analyzed with X-Ray energy spectroscopy (EDS), the present phases were determined by X-Ray Diffractions (DRX) and the transformation temperatures were obtained with differential scanning calorimeter (DSC). Images from the longitudinal and transversal sections were used for determining the diameter and the area at 3mm from the tip (D3 and A3), the position where the mechanical requests are focused in clinical use and where the instruments are apprehended during the tests. The mechanical behavior has been evaluated through simulation of bending and torsion until rupture according to ISO 3630-1. The RC, WO and PTU instruments have presented a similar chemical composition with the predominance of  $\beta$  phase at room temperature. However, Reciproc and Waveone instruments showed a significant increase in transformation temperatures, suggesting the presence of B19 phase, coexisting with the austenitic phase. Despite showing similar D3, statistical analysis of the values of A3 between pairs of instruments analyzed showed significantly lower difference for RC instruments. The RC instruments were significantly more flexible, possibly due to the thermomechanical treatment applied to the wire (M-Wire) used in their manufacture process in addition to their cross section design, followed by WO instruments, which are also made of M-Wire, and PTU instruments, in that order. Among the new instruments, PTU showed significantly lower maximum torque values in torsion tests. PTU instruments presented the highest angular deflection values, followed by RC and WO instruments, in that order. All systems reduced their torsional strength after clinical use. However, statistical comparison between the maximum torque values for new and after clinical use instruments, showed no statistically significant difference for any of the evaluated systems. Regarding the angular deflection, the comparison between new and after clinical use instruments demonstrated a reduction of the values of this parameter after clinical use, with the exception of RC instruments. However, statistical analysis showed no significant differences between the pairs of instruments analyzed.

**Key-words:** NiTi instruments, flexibility, torsional resistance, reciproc.

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1 -</b>	Modelo simplificado da transformação martensítica.....	<b>19</b>
<b>FIGURA 2 -</b>	Termograma teórico das temperaturas de transformação martensítica, onde: Ms é a temperatura de início da transformação da austenita em martensita; Mf é a temperatura final da transformação, onde toda a liga se encontra martensítica; As é a temperatura de início da transformação reversa e Af a temperatura final da transformação reversa onde a liga encontra-se totalmente austenítica.....	<b>20</b>
<b>FIGURA 3 -</b>	Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura onde ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas Af e Md. Abaixo da temperatura Ms, a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de Md a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento.....	<b>21</b>
<b>FIGURA 4 -</b>	Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita induzida por temperatura, e (c) martensita induzida por tensão, onde A-B é a deformação sofrida pelo material durante a transformação de fase e C-D a recuperação da forma original com a transformação reversa.....	<b>23</b>
<b>FIGURA 5 -</b>	Variação da temperatura Ms em função do conteúdo de Ni em ligas NiTi.....	<b>24</b>
<b>FIGURA 6 -</b>	Diagrama de fase do sistema NiTi onde a região destacada corresponde à localização da fase de interesse $\beta$ .....	<b>25</b>
<b>FIGURA 7-</b>	Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros r e $\alpha$ .....	<b>28</b>
<b>FIGURA 8 -</b>	Aparelho de DSC utilizado na determinação das temperaturas de transformação de fase da liga.....	<b>51</b>
<b>FIGURA 9 -</b>	Valores médios e desvios-padrão de diâmetro a cada milímetro da parte ativa determinados para instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> .....	<b>59</b>
<b>FIGURA 10 -</b>	Valores médios dos comprimentos de <i>pitch</i> de instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> .....	<b>60</b>
<b>FIGURA 11 -</b>	Imagens da seção transversal dos instrumentos <i>Reciproc</i> (a), <i>WaveOne</i> (b) e <i>ProTaper Universal</i> (c).....	<b>63</b>
<b>FIGURA 12 -</b>	Valores médios de momento de dobramento de instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> .....	<b>64</b>

<b>FIGURA 13 -</b> Valores médios de torque máximo de instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> novos, ensaiados em torção até a ruptura.....	<b>66</b>
<b>FIGURA 14 -</b> Valores médios de deflexão angular até a fratura de instrumentos novos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> ensaiados em torção até a ruptura.....	<b>68</b>
<b>FIGURA 15 -</b> Valores médios de torque máximo de instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> novos e após uso clínico, ensaiados em torção até a ruptura.....	<b>70</b>
<b>FIGURA 16 -</b> Valores médios de deflexão angular até a fratura de instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> , novos e após uso clínico, ensaiados em torção até a ruptura.....	<b>73</b>
<b>FIGURA 17 -</b> Imagens da ponta e do ângulo de corte de instrumentos RC, em aumentos diferentes, mostrando a variação geométrica e dimensional.....	<b>74</b>
<b>FIGURA 18 -</b> Imagens da ponta e do ângulo de corte de instrumentos WO, em aumentos diferentes, mostrando uma melhor estabilidade geométrica e dimensional, em relação aos instrumentos RC.....	<b>75</b>
<b>FIGURA 19 -</b> Imagens mostrando as características superficiais, decorrentes dos processos de usinagem na fabricação de instrumentos RC (a) e WO (b) novos.....	<b>76</b>
<b>FIGURA 20 -</b> Imagens mostrando trincas longitudinais (setas pretas) e transversais (setas brancas) após uso clínico dos instrumentos RC (a) e WO (b), na formatação dos canais radiculares de um molar.....	<b>77</b>
<b>FIGURA 21 -</b> Imagens mostrando os instrumentos <i>Reciproc</i> fraturados durante o uso clínico.....	<b>80</b>

## LISTA DE TABELAS

<b>TABELA 1 -</b>	Composição química de instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> obtida por análise semiquantitativa através de espectroscopia de energia de raios X (EDS).....	<b>56</b>
<b>TABELA 2 -</b>	Valores médios (desvio padrão) das temperaturas de transformação de instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>Wave One</i> e <i>ProTaper Universal</i> .....	<b>57</b>
<b>TABELA 3 -</b>	Valores médios e desvios-padrão de comprimento de parte ativa determinados para instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> .....	<b>58</b>
<b>TABELA 4 -</b>	Valores médios e desvios-padrão de diâmetro (D3) e área a 3 mm da ponta (A3) determinados para instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> .....	<b>62</b>
<b>TABELA 5 -</b>	Valores médios (desvio padrão) de torque máximo e deflexão angular até a fratura de instrumentos novos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> , ensaiados em torção até a ruptura.....	<b>66</b>
<b>TABELA 6 -</b>	Valores médios (desvio padrão) de torque máximo e deflexão angular até a fratura de instrumentos <i>Reciproc</i> , <i>WaveOne</i> e <i>ProTaper Universal</i> após uso clínico e ensaiados em torção até a ruptura.....	<b>70</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS E NOTAÇÕES

<b><math>\alpha</math></b>	Ângulo de curvatura do canal radicular
<b>ADA</b>	American Dental Association
<b>B2</b>	Austenita – fase parente com simetria cúbica de corpo centrado
<b>BR</b>	<i>BioRace</i>
<b>CPC</b>	Comprimento de Patência do Canal
<b>CT</b>	Comprimento de Trabalho
<b>CTP</b>	Comprimento de Trabalho Provisório
<b>DP</b>	Desvio Padrão
<b>D</b>	Diâmetro
<b>D3</b>	Diâmetro a 3 mm da ponta
<b>DSC</b>	<i>Differential Scanning Calorimetry</i>
<b>EMF</b>	Efeito Memória de Forma
<b>ES</b>	<i>EndoSequence</i>
<b>EDS</b>	espectroscopia de energia de raios-X
<b>Fase R</b>	Fase intermediária da transformação martensítica
<b>FIG.</b>	Figura
<b>gf.cm</b>	Grama força/centímetro
<b>°C</b>	Grau Celsius
<b>NaOCl</b>	Hipoclorito de Sódio
<b>ISO</b>	International Standards Organization
<b>B19'</b>	Martensita – fase produto com simetria tetragonal
<b>MIT</b>	Martensita Induzida por Tensão
<b>CM</b>	Memória de forma controlada
<b>MEV</b>	Microscópio Eletrônico de Varredura
<b>mg</b>	Miligrama
<b>mm</b>	Milímetro
<b>mm<sup>2</sup></b>	Milímetro quadrado
<b>NOL</b>	<i>Naval Ordnance Laboratory</i>
<b>N.cm</b>	Newton/centímetro
<b>NiTi</b>	Níquel Titânio
<b>NCF</b>	Número de Ciclos até a Fratura
<b>OS</b>	<i>One Shape</i>
<b>PMQ</b>	Preparo Mecânico-Químico

<b>PF</b>	<i>Profile</i>
<b>PTU</b>	<i>ProTaper Universal</i>
<b>r</b>	Raio de curvatura do canal radicular
<b>RC</b>	<i>Reciproc</i>
<b>rpm</b>	Rotações por Minuto
<b>SAF</b>	Self Adjusted File
<b>CCW</b>	Sentido anti-horário
<b>CW</b>	Sentido horário
<b>SCR</b>	Sistema de Canais Radiculares
<b>SE</b>	Superelasticidade
<b>TAB.</b>	Tabela
<b>Af</b>	Temperatura de final de transformação reversa
<b>Mf</b>	Temperatura de formação - Martensita final
<b>Ms</b>	Temperatura de formação - Martensita inicial
<b>As</b>	Temperatura de início de transformação reversa
<b>Md</b>	Temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão
<b>TM</b>	Transformação Martensítica
<b>TR</b>	Transformação Reversa
<b>TF</b>	<i>Twisted Filed</i>
<b>A3</b>	Valores médios de área da seção transversal a 3 mm da ponta
<b>WO</b>	<i>WaveOne</i>

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>17</b>
<b>2.1 Transformação Martensítica, Efeito Memória de Forma e Superelasticidade.....</b>	<b>17</b>
<b>2.2 Tratamento Termomecânico das Ligas NiTi.....</b>	<b>25</b>
<b>2.3 Anatomia do Sistema de Canais Radiculares.....</b>	<b>27</b>
<b>2.4 Instrumentos Endodônticos de NiTi.....</b>	<b>29</b>
<b>2.5 Flexibilidade de Instrumentos de NiTi.....</b>	<b>30</b>
<b>2.6 Fratura de instrumentos rotatórios de NiTi.....</b>	<b>33</b>
<b>2.7 Fratura por torção.....</b>	<b>35</b>
<b>2.8 Sistema <i>ProTaper Universal (PTU)</i>.....</b>	<b>39</b>
<b>2.9 Sistemas <i>Reciproc (RC)</i> e <i>WaveOne (WO)</i>.....</b>	<b>42</b>
<b>3 OBJETIVOS.....</b>	<b>49</b>
<b>3.1. Objetivo geral.....</b>	<b>49</b>
<b>3.2 Objetivos específicos.....</b>	<b>49</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>50</b>
<b>4.1 Instrumentos endodônticos analisados.....</b>	<b>50</b>
<b>4.2 Composição Química.....</b>	<b>50</b>
<b>4.3 Temperaturas de Transformação.....</b>	<b>50</b>
<b>4.4 Caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos.....</b>	<b>51</b>
<b>4.5 Análise da superfície dos instrumentos por microscópio eletrônico de varredura.....</b>	<b>52</b>
<b>4.6 Ensaio Mecânicos.....</b>	<b>53</b>
<b>4.6.1. Ensaio de flexibilidade.....</b>	<b>53</b>
<b>4.6.2 Instrumentos novos (Grupos controle).....</b>	<b>53</b>
<b>4.6.3 Instrumentos usados (Grupos experimentais).....</b>	<b>53</b>
<b>4.6.4 Ensaio de Flexão a 45°.....</b>	<b>54</b>
<b>4.6.5 Ensaio de torção.....</b>	<b>55</b>
<b>4.6.6 Análise Estatística.....</b>	<b>55</b>
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>56</b>
<b>5.1 Composição química.....</b>	<b>56</b>
<b>5.2 Temperaturas de Transformação.....</b>	<b>57</b>
<b>5.3 Caracterização Geométrica e Dimensional dos Instrumentos.....</b>	<b>58</b>
<b>5.3.1 Medida de comprimento de parte ativa e de diâmetro a cada milímetro.....</b>	<b>58</b>

5.3.2 Medidas dos Comprimentos de <i>Pitch</i> .....	60
5.3.3 Medida de Diâmetro e Área da Seção Transversal a 3 mm da ponta do Instrumento.....	61
5.4 Ensaio de Flexão a 45°.....	63
5.5 Ensaio de Torção.....	65
5.5.1 Instrumentos Novos.....	65
5.5.2 Instrumentos Usados na Prática Clínica.....	69
5.5.3 Análise da superfície dos instrumentos novos e após uso clínico.....	73
6 CONCLUSÕES.....	82
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	84
APÊNDICES.....	100

## 1 INTRODUÇÃO

A utilização de instrumentos endodônticos flexíveis confeccionados com ligas níquel-titânio (NiTi) superelásticas transformou os métodos de instrumentação do sistema de canais radiculares (SCR), reduzindo os erros de procedimento e tornando-os mais seguros e previsíveis. Estas ligas são largamente utilizadas em função de duas propriedades: a superelasticidade (SE) e o efeito memória de forma (EMF), além de possuírem elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000). As propriedades mecânicas e o comportamento das ligas NiTi variam de acordo com sua composição química e os tratamentos termomecânicos utilizados durante a sua fabricação (THOMPSON, 2000; KUHN *et al.*, 2001).

Entretanto, apesar das vantagens citadas, os instrumentos rotatórios de NiTi podem sofrer fratura inesperada, sem quaisquer sinais visíveis de deformação prévia. Quando o instrumento gira no interior de um canal curvo, tensões alternadas de tração e compressão são geradas, associadas a forças torcionais advindas da resistência dentinária ao corte. Assim, a fratura dos mesmos pode ocorrer sob duas circunstâncias: por torção e por fadiga flexural (SATTAPAN *et al.*, 2000a).

As propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos podem ser afetadas por uma variedade de fatores, como calibre, conicidade, *design*, composição química da liga, desenho da seção transversal e tratamentos termomecânicos aplicados durante o processo de fabricação (TURPIN *et al.*, 2000; SCHÄFER & TEPEL, 2001).

Todos os sistemas de NiTi que trabalham com movimento rotatório exigem um pré alargamento coronário e a exploração do trajeto do canal, a fim de minimizar o risco de fratura por torção dos instrumentos (BERUTTI *et al.*, 2004; 2009, PATIÑO *et al.*, 2005). Até então, todos os sistemas de NiTi acionados a motor, incluindo *ProTaper Universal (PTU)* (*Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland*) haviam sido projetados para serem utilizados com movimento de rotação contínua. Entretanto, em 2008, uma nova técnica de preparação, com apenas um instrumento (*PTU-F2*), utilizado com movimento oscilatório, foi proposta por Yared (2008).

Yared (2008) propôs a utilização do instrumento F2 do sistema *PTU* de uma forma distinta daquela preconizada pelo fabricante. Este instrumento que originalmente foi desenvolvido para uso em movimento rotatório e fazendo parte de uma sequência com outros instrumentos dentro do sistema, seria então, nesta nova técnica proposta, utilizado através de movimento oscilatório como instrumento único no preparo do canal radicular. Nesta nova técnica, o instrumento seria acionado através de um motor específico, que trabalharia com movimentos sequenciais nos sentidos horário (CW) e anti-horário (CCW), velocidade de 400 rotações por minuto (rpm) e contra-ângulo com redução de 16:1. O uso do movimento oscilatório foi proposto com o intuito de reduzir o número de instrumentos e a fratura dos mesmos. (YOU *et al.*, 2010; DE DEUS *et al.*, 2010).

Vieira *et al.* (2009), ao avaliarem a resistência à torção de instrumentos rotatórios do sistema *PTU*, demonstraram haver uma diminuição significativa na sua vida útil após o uso clínico em cinco molares.

Recentemente, dois novos sistemas de NiTi foram introduzidos no mercado, apresentando um novo conceito de movimento recíproco: *Reciproc (RC)* (VDW, Munich, Germany) e *WaveOne (WO)* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Segundo os fabricantes, o movimento recíproco que trabalha a partir de uma inversão periódica da direção de rotação dos instrumentos, reduziria a tensão de torção sofrida pelos mesmos (DE DEUS *et al.*, 2010; PATIÑO *et al.*, 2010). Os fabricantes recomendam o uso destes sistemas por meio de um motor elétrico, com programas específicos para cada um deles. Estes novos movimentos possuem diferentes amplitudes e velocidades (PEDULLÀ *et al.*, 2013a). Outra novidade trazida por estes novos sistemas, seria a possibilidade da realização de todo o preparo mecânico-químico (PMQ) do SCR utilizando um único instrumento. Vale a pena notar que o conceito de utilização de um único instrumento de NiTi para preparar todo o canal radicular é atraente, pois a curva de aprendizado pode ser consideravelmente reduzida, devido à simplificação da técnica (PASQUALINI *et al.*, 2012).

Até o momento, pouca informação foi disponibilizada na literatura sobre o comportamento mecânico dos instrumentos *RC* e *WO*, portanto é necessário aprofundar o conhecimento a respeito de suas características geométricas,

dimensionais, propriedades físicas, estruturais e mecânicas, no sentido de aumentar a previsibilidade e segurança no uso clínico.

Este trabalho teve como objetivo avaliar e comparar entre si o comportamento mecânico em torção dos instrumentos *RC (R25)*, *WO (Primary)* e *PTU (F2)* bem como o consumo da resistência torcional após o uso clínico.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

As ligas níquel-titânio (NiTi) foram desenvolvidas por W. F. Buehler, no início dos anos 60, para a aplicação em peças e instrumentos destinados ao programa espacial, dotadas de propriedades anti-magnéticas e resistência à corrosão. Estas ligas receberam a denominação genérica de “Nitinol” por terem sido desenvolvidas no *Naval Ordnance Laboratory* – NOL – um centro de pesquisas da marinha Norte-Americana (AURICCHIO *et al.*, 1997; THOMPSON, 2000).

As ligas NiTi são largamente utilizadas por causa de suas propriedades especiais: o efeito memória de forma (EMF) e a superelasticidade (SE), além de possuírem elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000). As propriedades mecânicas e o comportamento das mesmas variam de acordo com a composição química, características de produção e o tratamento termomecânico durante a fabricação (THOMPSON, 2000; KUHN *et al.*, 2001). Estas ligas são o protótipo dos materiais que apresentam o efeito memória de forma, embora esta propriedade também ocorra em outros sistemas binários e ternários, tais como Ni-Al, Cu-Zn, Cu-Zn-Sn, Cu-Zn-Al, Cu-Zn-Si, Au-Cd, Fe-Ni, Cu-Al, Cu-Sn, Fe-Pt, Fe-Mn-C e Mn-Cu (KENNON & DUNNE, 1981; WAYMAN, 1981).

A liga níquel titânio usada na Endodontia contém aproximadamente 56% em peso de níquel e 44% em peso de titânio, resultando em uma combinação equiatômica dos principais componentes (THOMPSON, 2000, BAHIA *et al.*, 2005).

### 2.1 Transformação Martensítica, Efeito Memória de Forma e Superelasticidade

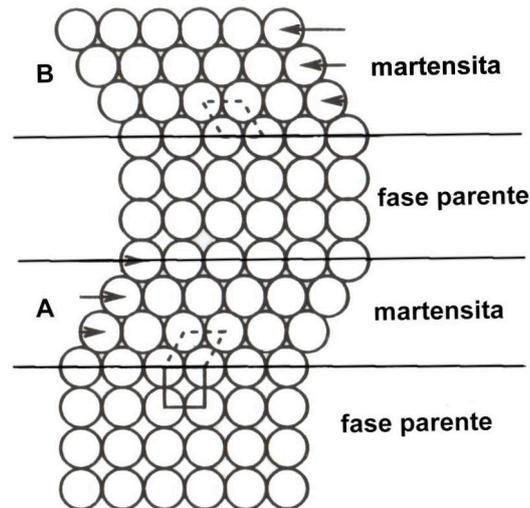
Segundo Otsuka & Wayman (1998) e Thompson (2000) o efeito memória de forma e a superelasticidade estão associados à ocorrência de uma mudança de fase no estado sólido: a transformação martensítica (TM), que pode ser induzida pela aplicação de tensão ou pela redução da temperatura. A TM ocorre entre uma fase de estrutura cristalina de alta simetria, chamada austenita ou fase parente, e uma fase de baixa simetria, chamada martensita. A austenita é estável em altas temperaturas e baixos valores de tensão. A transformação de fase entre austenita e martensita é a chave para explicar o EMF e a SE. Durante esta transformação, os átomos se movem cooperativamente por um mecanismo do tipo cisalhamento sem

alterar a composição química da matriz, e são rearranjados em uma nova estrutura cristalina mais estável.

O efeito memória de forma é a capacidade de se recuperar grandes deformações não lineares através de um aquecimento moderado, apesar de o material ter sofrido uma deformação aparentemente permanente. A superelasticidade é um caso particular do EMF em que a recuperação de forma se dá apenas com a retirada da tensão, sem necessidade de aquecimento. Nas ligas NiTi a SE está associada a uma grande deformação recuperável (até 8%) sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada. Enquanto o EMF envolve processos térmico e mecânico, na SE a força motriz para a transformação é mecânica (OTSUKA & WAYMAN, 1998).

Nas ligas NiTi a fase parente (austenita), possui uma estrutura simétrica cúbica de corpo centrado designada B2, enquanto a fase produto (martensita) possui simetria mais baixa (tetragonal, ortorrômbica, monoclínica, etc.) e é designada B19' (KENNON & DUNNE, 1981; OTSUKA & WAYMAN, 1998). Outro tipo de estrutura é chamada fase R, trigonal, que aparece em ligas ricas em Ni e recozidas em baixas temperaturas e em ligas ternárias (NiTiFe e NiTiAl). A fase R é uma fase intermediária e a transformação martensítica pode ocorrer no resfriamento de B2 para a fase R e da fase R para a martensita B19' (SABURI, 1998).

Quando um material que sofre TM é resfriado abaixo de uma certa temperatura, a transformação tem início por um mecanismo de cisalhamento, conforme mostrado na FIG. 1. As regiões martensíticas em A e B possuem a mesma estrutura cristalina, mas as orientações espaciais dos cristais são diferentes. Estas regiões são chamadas de variantes de martensita. Como a martensita apresenta simetria baixa, muitas variantes podem ser formadas a partir da mesma fase parente (KENNON & DUNNE, 1981; OTSUKA & WAYMAN, 1998).



**FIGURA 1** - Modelo simplificado da transformação martensítica

FONTE: Otsuka & Wayman, 1998

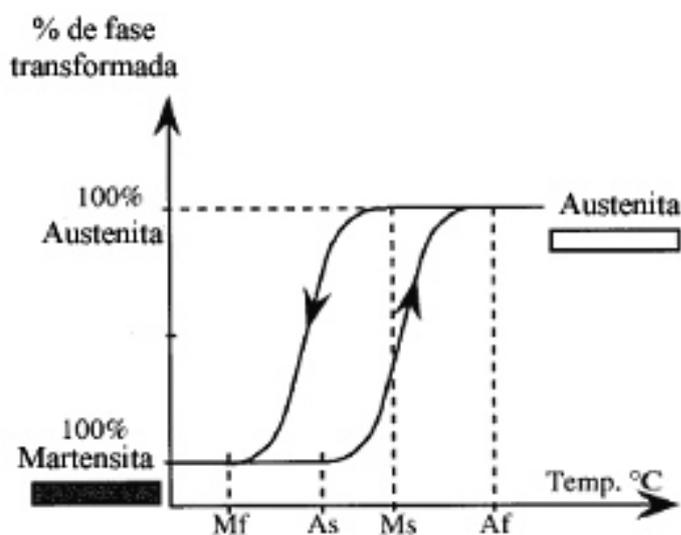
Na ausência de tensão, a martensita tira vantagem da existência de muitas direções possíveis para a transformação, formando uma série de variantes, cristalograficamente equivalentes, mas com diferentes orientações. O resultado é uma fase produto caracterizada por uma estrutura maclada, que minimiza as diferenças de forma entre a martensita e a austenita restante. Variantes diferentes têm orientações locais diferentes e as interseções de tais variantes são chamadas contornos de variantes (AURICCHIO *et al.*, 1997).

Não há mudança de forma na transformação martensítica ocasionada pelo resfriamento da amostra, uma vez que o mecanismo de transformação é de auto-acomodação. Por sua vez, se a martensita auto-acomodada for deformada, a deformação ocorrerá pelo movimento dos contornos de maclas, que é equivalente à conversão de uma variante da martensita em outra, um processo chamado demaclação (OTSUKA & REN, 2005).

Quando o material no estado martensítico é aquecido, a martensita se torna instável, e a transformação reversa (TR) ocorre, ou seja, a martensita retorna à fase austenita, portanto, esta transformação segue o caminho inverso da TM.

A TM nas ligas com EMF é usualmente termoelástica, isto é, reversível pelo aquecimento e ocorre em uma estreita faixa de temperatura. As temperaturas de transformação determinam em qual faixa de temperatura o EMF ou a SE podem ser observados (OTSUKA & REN, 2005).

No caso da TM induzida por temperatura, com resfriamento da austenita, a martensita começa a se formar em uma temperatura denominada martensita inicial ( $M_s$ ), e o material torna-se completamente martensítico abaixo da temperatura final de transformação, denominada martensita final ( $M_f$ ). Já com o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita, denominada temperatura austenita inicial ( $A_s$ ). Entre austenita inicial e austenita final ( $A_f$ ), que é a temperatura final da transformação reversa, ambas martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura  $A_f$ , a liga é totalmente austenítica (FIG. 2).

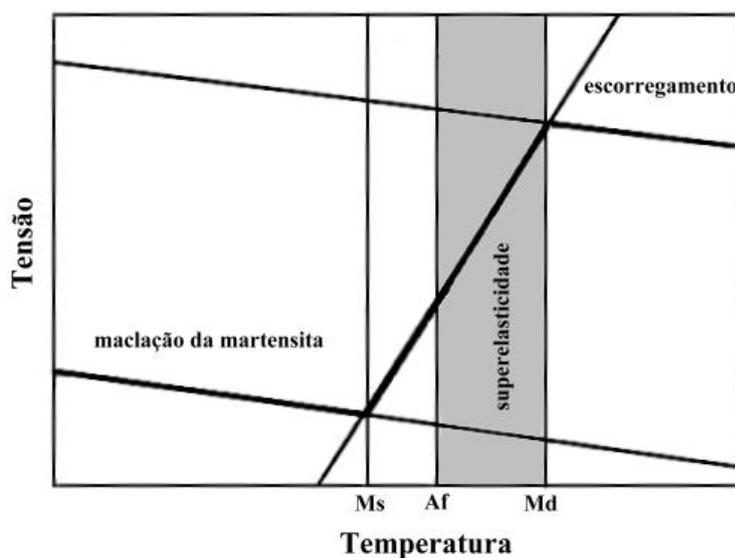


**FIGURA 2** - Termograma teórico das temperaturas de transformação martensítica, onde:  $M_s$  é a temperatura de início da transformação da austenita em martensita;  $M_f$  é a temperatura final da transformação, onde toda a liga se encontra martensítica;  $A_s$  é a temperatura de início da transformação reversa e  $A_f$  a temperatura final da transformação reversa onde a liga encontra-se totalmente austenítica.

FONTE - Kuhn *et al.*, 2001

Durante o aquecimento do material deformado, a transformação reversa ocorre entre  $A_s$  e  $A_f$ , pela contração das placas que nuclearam e cresceram durante a TM, e a recuperação da forma se dá simultaneamente de uma maneira dependente da estrutura deformada. A transformação reversa (TR) forma a estrutura de grãos original e, por isso, a forma original do material é recuperada (WAYMAN, 1980).

Em uma faixa de temperatura acima de  $M_s$ , a TM também pode ocorrer pela aplicação de tensão. A temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão é chamada  $M_d$  (FIG 3.3). A linha ascendente observada na FIG.3 representa a tensão crítica para a indução de martensita, que aumenta proporcionalmente ao aumento da temperatura (OTSUKA & REN, 2005). A martensita assim formada é chamada martensita induzida por tensão (MIT). Existe uma equivalência entre temperatura e tensão: um decréscimo na temperatura se equivale a um aumento na tensão, ambos estabilizando a martensita (WAYMAN & DUERIG, 1990; OTSUKA & WAYMAN, 1998).



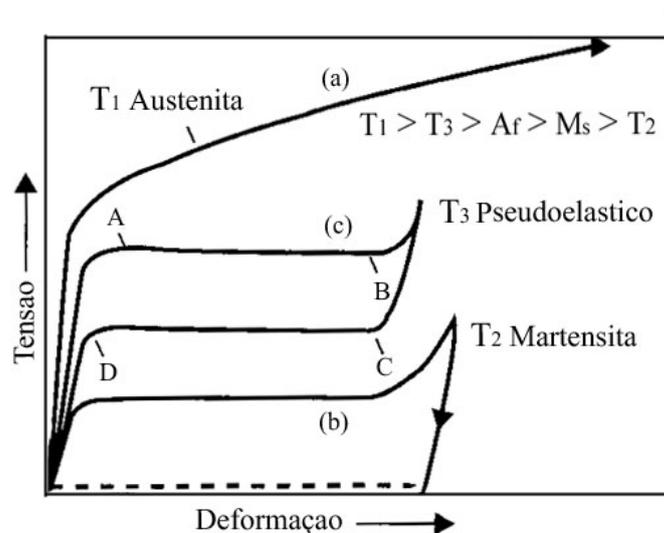
**FIGURA 3** - Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura onde ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas  $A_f$  e  $M_d$ . Abaixo da temperatura  $M_s$ , a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de  $M_d$  a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento.

FONTE: Duerig & Zadno, 1990.

A superelasticidade (SE) só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de  $M_d$  e acima de  $A_s$ . De fato, para a expressão completa da SE é necessária a aplicação de tensão em uma temperatura acima de  $A_f$  (FIG 3). Abaixo de  $M_s$ , a deformação ocorre por maclação da martensita; entre  $M_s$  e  $A_f$  a martensita é induzida por tensão, mas uma vez induzida ela é estável. Entre  $A_f$  e  $M_d$  a martensita torna-se instável durante a descarga e a SE é observada; acima de  $M_d$  se inicia uma deformação por escorregamento, uma vez que a martensita não pode mais ser induzida por tensão, levando a uma deformação plástica da liga (DUERIG & ZADNO, 1990).

A microestrutura da martensita induzida por tensão é diferente da martensita induzida por alteração de temperatura. A MIT consiste em uma única variante preferencialmente orientada de acordo com a tensão aplicada, enquanto a martensita produzida por resfriamento consiste de uma mistura aleatória de várias variantes. Uma vez que somente uma variante de martensita é formada na MIT, existe uma mudança de forma (alongamento) que é completamente recuperada sob a liberação da tensão. Esta situação é diferente da martensita térmica, onde devido à auto-acomodação não existe mudança de forma global acompanhando a formação de muitas variantes de martensita (KENNON & DUNNE, 1981; OTSUKA & WAYMAN, 1998).

Em temperaturas suficientemente acima de  $A_f$  as ligas NiTi na fase austenítica, se comportam como um metal convencional, com escoamento e deformação plástica iniciada em um nível de tensão normalmente baixo (FIG. 4-a). Em temperaturas abaixo de  $M_s$ , a austenita é instável e se transforma em variantes de martensita auto-acomodadas. Em um nível baixo de tensão, as variantes de martensita mais favoravelmente orientadas crescem às expensas das outras, resultando em uma grande deformação. Grande quantidade dessa deformação permanece após a descarga, podendo ser recuperada pelo aquecimento e consequente transformação reversa à fase austenítica (FIG. 4-b). Em temperaturas ligeiramente acima de  $A_f$  a austenita transforma-se para martensita pela aplicação de tensão, e sofre grandes deformações em uma tensão constante (A-B). Durante a descarga, martensita induzida por tensão reverte à austenita em um nível de tensão inferior, com completa recuperação da deformação, caracterizando a SE (FIG. 4-c) (WILKES & LIAW, 2000).



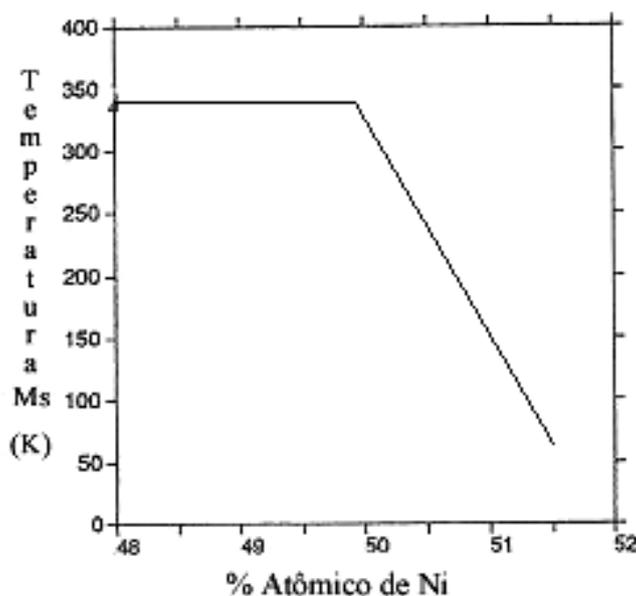
**FIGURA 4** - Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita induzida por temperatura, e (c) martensita induzida por tensão, onde A-B é a deformação sofrida pelo material durante a transformação de fase e C-D a recuperação da forma original com a transformação reversa.

FONTE - Wilkes & Liaw, 2000.

Sob condições adequadas é possível recuperar deformações de 6-8% induzidas por tração, dobramento, torção e compressão através do aquecimento a normalmente menos de 50° (WAYMAN, 1980; KENNON & DUNNE, 1981; WAYMAN, 1981). No entanto, alguma deformação plástica sempre permanece após a transformação reversa. O teor de níquel, a temperatura de teste e o tipo de ciclagem termomecânica são os principais determinantes da quantidade de deformação residual (OTSUKA & REN, 2005).

As temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas em amostras de instrumentos endodônticos de NiTi, são em média: 18,2°C para Ms; -2,3°C para Mf; 3,4°C para As e 22,9°C para Af. Verifica-se que a liga encontra-se totalmente austenítica à temperatura ambiente, conseqüentemente apresentando características de SE (BAHIA *et al.*, 2005).

No caso dos instrumentos endodônticos, a TM ocorre em função da tensão imposta pela curvatura no interior do canal radicular. Assim que a tensão cessa, a TR ocorre restaurando a forma original do mesmo. A superelasticidade associada com a transformação martensítica induzida por tensão é uma propriedade única das ligas NiTi. Em Endodontia, os instrumentos de NiTi superelásticos proporcionam a instrumentação eficiente e previsível de canais radiculares curvos (THOMPSON, 2000; MIYAI *ET AL.*, 2006). É possível variar a composição da liga para obter fios com características de EMF e SE. As diferenças entre as ligas estarão no seu conteúdo de níquel e na faixa das temperaturas de transformação. As temperaturas de transformação são muito dependentes do conteúdo de níquel da liga (FIG. 5). Na região rica em titânio, as temperaturas de transformação são quase independentes da composição, e giram em torno de 60°C. No lado rico em níquel, um aumento em seu teor leva a uma diminuição drástica nas temperaturas de transformação (OTSUKA & REN, 2005).



**FIGURA 5** – Variação da temperatura Ms em função do conteúdo de Ni em ligas NiTi.

FONTE: Adaptado de Otsuka & Ren, 2005

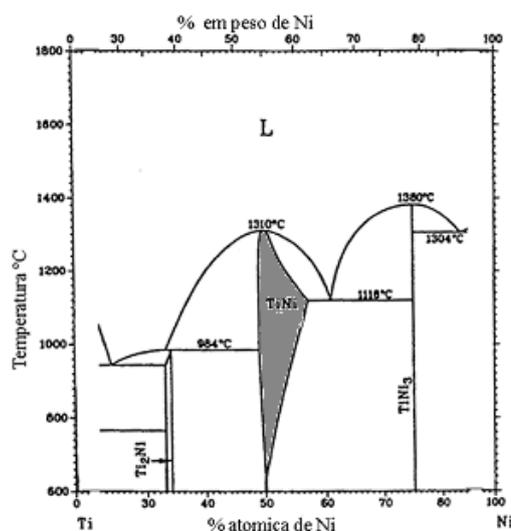
Existe um interesse pelas ligas NiTi ricas em níquel devido ao controle das temperaturas de transformação através do teor de Ni. No lado rico em Ni podem se formar precipitados de  $Ti_3Ni_4$  finamente dispersos que são muito efetivos em melhorar as características de EMF e SE. A precipitação de  $Ti_3Ni_4$  endurece a matriz

da liga, melhorando assim a capacidade de recuperação do EMF e SE (MIYAZAKI *et al.*, 1982; SABURI *et al.*, 1982). Estes precipitados são coerentes com a matriz, possuem uma forma lenticular e dão origem a campos de tensão ao seu redor (ALLAFI *et al.*, 2002).

## 2.2 Tratamento Termomecânico das Ligas NiTi

Os tratamentos termomecânicos podem implicar em quatro reações diferentes no estado sólido: (1) mudança local na composição química (precipitação), (2) reorganização dos defeitos (recuperação), (3) reparo dos defeitos (recristalização) e (4) transformação estrutural de fase. As ligas com memória de forma são materiais que podem usar estas “reações combinadas”. A aniquilação de deslocamentos pela recuperação e recristalização ou o início de formação e dissolução de precipitados são de grande importância para as propriedades estruturais (dureza) e funcionais (temperaturas de transformação).

O diagrama de fase do sistema NiTi é uma ferramenta importante para se compreender os tratamentos térmicos adequados e melhorar as características de EMF e SE. O interesse está restrito à região central, a fase NiTi ou fase  $\beta$ , limitada pelas fases  $Ti_2Ni$ ,  $TiNi_3$ , como pode ser visto na FIG. 6 (OTSUKA & REN 2005).



**FIGURA 6** - Diagrama de fase do sistema NiTi onde a região destacada corresponde à localização da fase de interesse  $\beta$  (Otsuka & Ren 1999).

O diagrama de fase da liga NiTi se caracteriza pelo limite quase vertical da fase TiNi no lado rico em Ti, onde a faixa de solubilidade é praticamente independente da temperatura. No lado rico em Ni, o limite de solubilidade deste elemento na fase  $\beta$  diminui com o abaixamento da temperatura, tornando-se desprezível em aproximadamente 500°C (OTSUKA & REN 2005). Portanto, em ligas com excesso de 50%Ni atômico, haverá a tendência da fase  $\beta$  se decompor em TiNi<sub>3</sub>. Esta decomposição geralmente envolve o aparecimento de duas fases intermediárias, Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> e Ti<sub>2</sub>Ni<sub>3</sub>.

As três fases Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub>, Ti<sub>2</sub>Ni<sub>3</sub> e TiNi<sub>3</sub> aparecem dependendo da temperatura e do tempo de recozimento. Isto é, em temperaturas mais baixas e tempos mais curtos de tratamento térmico, a fase Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> aparece, em temperaturas e tempos maiores aparece TiNi<sub>3</sub>, enquanto em temperaturas e tempos intermediários surge a fase Ti<sub>2</sub>Ni<sub>3</sub> (OTSUKA & REN 2005).

Nas ligas com excesso de Ni, a formação do composto TiNi<sub>3</sub>, durante o recozimento a baixas temperaturas, é comumente precedida pela precipitação dos compostos de transição Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> e Ti<sub>2</sub>Ni<sub>3</sub>. Quando a reação de precipitação ocorre, a formação de Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> é acompanhada por uma redução no conteúdo de Ni da matriz; como resultado, a temperatura Ms sofrerá uma elevação com o recozimento, até alcançar um valor constante que corresponde à composição de equilíbrio naquela determinada temperatura (OTSUKA & REN 2005).

Embora o Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> seja considerado uma fase de menor estabilidade, se comparada ao precipitado de equilíbrio TiNi<sub>3</sub>, ele é completamente estável em temperaturas abaixo de 600°C e sob condições adequadas de tratamento, apenas Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> é observado (OTSUKA & REN 2005). Os precipitados de Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> são conhecidos por promoverem melhorias nas características de memória de forma e superelasticidade das ligas NiTi.

O efeito do tratamento térmico nas temperaturas de transformação e propriedades mecânicas dos instrumentos rotatórios de NiTi foi avaliado por Yahata *et al.* (2009). Os autores observaram que em tratamentos térmicos com temperaturas de 440° e 500°C, houve um aumento nas temperaturas de transformação e Af sendo que o tempo do tratamento térmico apresentou menor influência que os valores das

temperaturas utilizadas. As alterações nas temperaturas de transformação resultantes de tratamentos térmicos mostraram-se efetivas no aumento da flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi.

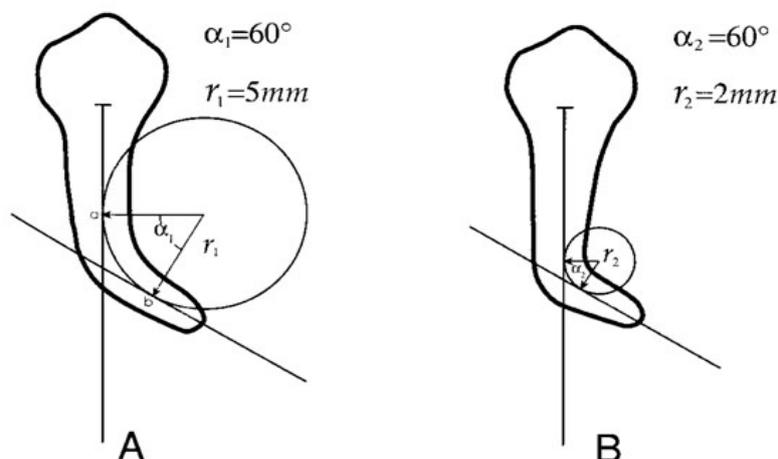
### **2.3 Anatomia do Sistema de Canais Radiculares**

Para o sucesso da limpeza e formatação dos canais radiculares, Schilder (1974) propôs um conjunto de objetivos que são alcançados através de procedimentos mecânicos. Idealmente, o canal preparado deve ter uma forma cônica afunilada e contínua em direção ao ápice, com a curvatura natural dos canais preservada e o forame em sua posição espacial original com o menor diâmetro possível, facilitando desta maneira a realização de uma obturação tridimensional e hermética. Entretanto, a anatomia dental impõe limitações ao correto preparo do sistema de canais.

A curvatura radicular é uma ocorrência frequente na dentição humana, especialmente nos molares, e introduz fatores na formatação que, se não controlados, produzem resultados técnicos indesejáveis, como transportes, formação de degraus e até perfurações. Conceitos de instrumentação têm sido desenvolvidos para lidar com esta situação, mas mesmo assim, é comum canais curvos serem alargados até um diâmetro menor do que seriam se estivessem em uma raiz reta. A justificativa para este procedimento é simplesmente o fato de que instrumentos de menor calibre causam menos transporte porque são mais flexíveis e se adaptam melhor à curvatura original do canal além de possuírem menor eficiência de corte, expressando menos efeitos indesejáveis. Entretanto, as preparações com menores diâmetros ocasionam uma limpeza química e mecânica insatisfatória do canal (ROANE, 1985).

A geometria da curvatura do canal foi definida por Pruett *et al.* (1997) através de dois parâmetros: ângulo e raio e curvatura. O raio de curvatura é o raio de um círculo que coincide com o caminho tomado pelo canal na área de curvatura mais abrupta. O ângulo de curvatura é o arco formado entre os pontos de desvio sobre o círculo, ou o ângulo formado entre as linhas perpendiculares traçadas das tangentes, que intersectam no centro do círculo. O raio de curvatura representa quão abrupto ou severo um ângulo de curvatura específico ocorre, quando o trajeto

do canal desvia de uma linha reta. Quanto menor o raio de curvatura, mais abrupto é o desvio do canal (Fig. 7).



**FIGURA 7** - Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros  $r$  e  $\alpha$ .

FONTE: Pruett *et al.* 1997

Durante a instrumentação, quanto mais abrupta a curvatura, mais concentradas serão as forças contra as paredes do canal. A importância do fator geométrico na instrumentação de canais curvos aumenta quando se considera a presença de curvaturas primária, secundária e terciária, o que torna ainda mais complexa a anatomia do sistema de canais radiculares (WILDEY *et al.*, 1992).

Podem ocorrer erros de procedimento durante a instrumentação de canais curvos que alteram a sua morfologia. Embora a técnica de instrumentação possa levar a tais erros, de um modo geral, estas iatrogenias são causadas pela força de restauração, ou seja, a tendência do instrumento em voltar à sua forma reta original quando inserido em um canal curvo, devido à rigidez do aço inoxidável comumente empregado na fabricação de instrumentos endodônticos (ROANE, 1985).

Na tentativa de superar as limitações apresentadas pelo aço inoxidável, os instrumentos confeccionados em liga NiTi foram introduzidos na Endodontia.

## 2.4 Instrumentos Endodônticos de NiTi

Walia *et al.* (1988) introduziram na Odontologia a liga NiTi como um material alternativo para a confecção de instrumentos endodônticos. Ao compararem limas #15 fabricadas em NiTi e em aço inoxidável, os autores observaram que o NiTi apresentava duas ou três vezes mais flexibilidade, assim como superior resistência à fratura por torção. Devido à sua flexibilidade aumentada, as limas de NiTi têm a vantagem de causarem menos transporte apical durante a instrumentação de canais curvos (SERENE *et al.* 1995).

A fabricação de instrumentos endodônticos de NiTi, a partir de fios superelásticos, é mais complexa que a das limas de aço inoxidável. Os instrumentos de NiTi, em razão de sua alta flexibilidade, são produzidos pelo processo de usinagem, pois a superelasticidade desta liga torna difícil a torção da haste para a produção da espiral. O lingote da liga NiTi, é submetido a vários processos termomecânicos antes de o fio ser usinado em instrumento endodôntico. Essencialmente, o lingote sofre forjamento rotativo e, em seguida, é laminado para barras de seção circular. Estas barras, são então trefiladas, recozidas, decapadas e novamente trefiladas em fios mais finos. Estes fios são novamente recozidos, decapados, finalmente bobinados e, em seguida usinados (THOMPSON, 2000).

A usinagem dos instrumentos endodônticos de NiTi é um procedimento complexo que resulta, geralmente, superfícies com alta concentração de defeitos tais quais rebarbas, cavidades, riscos de usinagem em adição a pites e bordas cortantes embotadas, que podem comprometer a habilidade de corte e, potencialmente, facilitar a corrosão do instrumento (SERENE *et al.*, 1995; MELO *et al.*, 2002; MARTINS *et al.*, 2002; BAHIA, 2004).

Quando o material é submetido à deformação ou à tensões pela usinagem, são produzidas grandes quantidades de defeitos na rede cristalina próximos à superfície, denominados deslocamentos (KUHN *et al.*, 2001). As deslocamentos presentes na matriz influenciam o processo de reorientação de variantes de martensita pela SE, sendo que ambos os defeitos e as tensões internas podem atuar como fatores negativos na mobilidade das interfaces de martensita (LIU *et al.*, 1997).

## 2.5 Flexibilidade de Instrumentos de NiTi

A instrumentação de canais radiculares curvos com limas de aço inoxidável pode promover erros de procedimento, como degraus e transporte do canal, devido à rigidez desses instrumentos (THOMPSON 2000). Os instrumentos de NiTi, ao contrário, são cerca de duas a três vezes mais flexíveis, o que permite a manutenção do trajeto original de canais curvos (WALIA *et al.*, 1988). Além disso, a grande flexibilidade desses instrumentos permite uma habilidade única de formatar canais radiculares curvos em rotação contínua, sem que haja deformação plástica permanente ou fratura, ao contrário do que ocorreria com instrumentos de aço inoxidável (GAMBARINI *et al.*, 2009).

A flexibilidade de instrumentos endodônticos (ISO 3630-1) é determinada pela fixação da ponta e haste dos instrumentos, com posterior flexão. O momento de dobramento é obtido pela força requerida para flexionar o instrumento a 45° de inclinação em relação ao seu longo eixo (SCHÄFER *et al.*, 2003).

Um baixo valor de momento de dobramento é um indicativo de que o instrumento é mais flexível, o que clinicamente é desejável. Em instrumentos desse tipo, o carregamento sofrido pelas estrias cortantes em canais curvos é reduzido, o que reduz a tensão que incide sob o instrumento, e conseqüentemente o risco de fratura (SCHÄFER *et al.*, 2003).

A habilidade dos instrumentos de NiTi de seguirem a curvatura de canais radiculares é facilitada pelas características de dobramento e resistência torcional (KIM *et al.*, 2009). Instrumentos muito flexíveis levam a menores mudanças indesejáveis no trajeto do canal radicular do que aqueles que possuem grande rigidez.

A flexibilidade de instrumentos rotatórios de NiTi é influenciada pelas propriedades metalúrgicas (composição química da liga, e tratamento termomecânico) e pelas suas características geométricas, como seção transversal (TURPIN *et al.*, 2000; SCHÄFER, *et al.*, 2003).

O aumento na flexibilidade dos instrumentos é alcançado tanto por alterações nas características de design, por exemplo, diferentes geometrias da seção transversal, como pelo uso da liga NiTi (SCHÄFER & TEPEL 2001; SCHÄFER *et al.*, 2003). Segundo Miserendino (1991) pequenas variações no *design* de instrumentos

endodônticos têm um efeito significativo nas suas propriedades mecânicas, tais como eficiência de corte, resistência torcional e flexibilidade.

A seção transversal do instrumento é muito importante, uma vez que determina suas propriedades torcionais e flexurais (BERUTTI *et al.*, 2003). A área da seção transversal e planos radiais são, na realidade, inversamente proporcionais à flexibilidade dos instrumentos de NiTi (TRIPI *et al.*, 2006; MELO *et al.*, 2008) De acordo com Schäfer & Tepel (2001), a configuração da seção transversal é o principal parâmetro a influenciar as propriedades flexurais dos instrumentos, exercendo um papel predominante sobre o número de espirais cortantes.

Foi verificado por Schäfer *et al.* (2003) uma grande correspondência entre área da seção transversal e a rigidez dos instrumentos, o que pode indicar a configuração da seção como fator importante a afetar a resistência à flexão dos mesmos. É possível supor que, quanto maior o diâmetro, a conicidade, a área e a geometria da seção transversal dos instrumentos, maior será a rigidez dos mesmos (MIYAI *et al.* 2006).

Hayashi *et al.* (2007) concluíram que o carregamento em dobramento de instrumentos de NiTi, com seção transversal de base retangular, foi menor do que os instrumentos que possuíam a geometria de base triangular. Entretanto, um tratamento térmico adicional foi efetivo em diminuir o carregamento em dobramento de instrumentos com seção transversal de base retangular, os quais normalmente exibem propriedades de flexão superiores. Kim *et al.* (2009), em um trabalho de simulação com modelo de elementos finitos, mostraram que instrumentos rotatórios de NiTi, com diferentes designs: formato em U (*ProFile*), hélice tripla (*HeroShaper*), formato em S (*Mtwo*) e base retangular modificada (*NRT*) resultaram em diferentes níveis de deformação, durante a simulação de carregamentos em flexão e torção.. Os instrumentos com seção transversal de formato em U e hélice tripla (*ProFile* e *HeroShaper*) apresentaram um nível menor de tensão residual e deformação permanente do que os instrumentos com seção transversal em S e de base retangular modificada.

Yahata *et al.* (2009) analisaram o efeito de tratamento térmico na propriedade de flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi, verificando que o tratamento térmico a 440°C foi efetivo em elevar a flexibilidade de instrumentos de NiTi. Segundo os autores, o módulo de elasticidade da liga NiTi varia dependendo de suas fases constituintes; a fase martensítica possui um módulo de elasticidade

menor do que a austenítica, e isso leva a uma mudança significativa na variação das temperaturas de transformação. As temperaturas de transformação obtidas, neste estudo, sugerem que na temperatura bucal, as amostras que sofreram tratamento térmico a 440°C eram compostas por martensita, Fase R e austenita. Essa constituição pode ser uma das explicações para a alta flexibilidade encontrada. Outra possível justificativa para esse resultado seria a de que os tratamentos térmicos são capazes de aumentar as temperaturas de transformação, e a flexibilidade é influenciada pelas temperaturas Ms e Af. Instrumentos rotatórios de NiTi com altas temperaturas de transformação apresentam menor carregamento em flexão em comparação àqueles com baixas temperaturas de transformação (YAHATA *et al.*, 2009).

Viana *et al.* (2013) avaliou a influencia do uso clínico simulado na flexibilidade de instrumentos rotatórios dos sistemas *ProTaper Universal (PTU)* (*Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland*), *K3* (*SybronEndo, Orange, CA*) e *EndoSequence (ES)* (*Brasseler, USA*). A flexibilidade foi avaliada em ensaios de flexão realizados conforme a especificação ISO 3630-1. Após obtenção da vida em fadiga (NCF) dos instrumentos avaliados, instrumentos novos foram submetidos a carregamento cíclico em fadiga flexural até 1/4 e 3/4 da sua vida em fadiga. Outro grupo de instrumentos novos foi submetido a 20 ciclos de carregamento em torção de zero a 180°. Posteriormente, todos os instrumentos tiveram sua flexibilidade reavaliada. Os instrumentos *K3* foram os menos flexíveis, seguidos pelos instrumentos *PTU* e *ES*. Embora sua composição química não tenha variado, as temperaturas de transformação de fase dos instrumentos *K3* foram mais baixas que as dos demais, possivelmente devido a diferenças nos tratamentos termomecânicos a que são submetidos. Esses instrumentos apresentaram apenas a fase austenítica à temperatura ambiente, enquanto que nos instrumentos *PTU* e *ES* havia também martensita. A presença de uma pequena quantidade de martensita favorece a transformação martensítica induzida por tensão, o que contribui para aumentar a flexibilidade do instrumento. O carregamento cíclico torcional não causou diferenças significativas no momento de dobramento dos instrumentos avaliados. Já para os ensaios de fadiga flexural interrompida, diferenças significativas na flexibilidade de alguns grupos de instrumentos foram observadas e identificadas como sendo uma melhoria na flexibilidade, que ocorreu tanto na condição de baixo quanto na de alto número prévio de ciclos. Logo, o uso clínico simulado não foi capaz de induzir efeitos deletérios na flexibilidade dos instrumentos avaliados.

Um recente estudo (NINAN *et al.* 2013) avaliou a flexibilidade de instrumentos *CM*, *M-Wire* e NiTi superelástico convencional. Os primeiros, *CM*, apresentaram maior flexibilidade quando comparados com os demais tipos de instrumentos.

## 2.6 Fratura de instrumentos rotatórios de NiTi

A fratura de instrumento no interior dos canais radiculares é um incidente ocasional no decorrer da terapia endodôntica e o seu prognóstico depende da localização da fratura, do tamanho do fragmento, do calibre do canal, do *design* da seção transversal do instrumento, dos processos de fabricação e outros fatores (PARASHOS & MESSER, 2006).

A prevenção da fratura é sempre preferível às tentativas de remoção do instrumento fraturado. As consequências da fratura são significativas, uma vez que o fragmento remanescente impede a adequada limpeza, formatação e selamento do canal, podendo levar a um desgaste excessivo da dentina durante as tentativas de remoção. Esta remoção de dentina predispõe à ocorrência de perfurações, fraturas radiculares e dificuldade de localização da trajetória original do canal mesmo após a remoção do instrumento (COHEN *et al.*, 2005).

Os instrumentos de aço inoxidável usualmente se deformam antes de fraturarem, e podem ser inspecionados pelos sinais visíveis de deformação. Um instrumento deformado, normalmente, mostra uma curvatura severa ou o destorcimento das lâminas, o que indica que o limite elástico do metal foi excedido e que o instrumento deve ser descartado. Apesar da maior flexibilidade dos instrumentos confeccionados em NiTi, sua fratura ainda é uma preocupação, porque estes instrumentos podem se romper abaixo do seu limite de elasticidade e sem qualquer sinal visível de deformação plástica. Logo, a inspeção visual não é um método confiável para avaliação dos instrumentos de NiTi usados (PRUETT *et al.*, 1997; PATIÑO *et al.*, 2005).

A recomendação mais segura seria o descarte dos instrumentos após períodos de uso específicos, que dependem do *design* e diâmetro do instrumento, forma de uso e geometria do canal radicular. Em curvaturas severas, com pequeno raio de curvatura e grande ângulo, descartar os instrumentos após um único uso pode ser o procedimento mais adequado (PRUETT *et al.*, 1997).

Segundo Ruddle (2003) existem muitos fatores que influenciarão, isoladamente ou em combinação, a fratura de instrumentos endodônticos. Entre as características relacionadas ao *design* dos instrumentos, pode-se citar a conicidade do instrumento e se esta conicidade é fixa ou variável; se o ângulo de corte é negativo, positivo ou neutro; a geometria da secção transversal do instrumento; a configuração da ponta e os valores de ângulo helicoidal e comprimento de *pitch* das lâminas cortantes. Estas características de *design* influenciarão na flexibilidade, na eficiência de corte e consequentemente na segurança dos instrumentos.

Dois mecanismos distintos de fratura foram descritos por Sattapan *et al.* (2000a) em instrumentos rotatórios: fratura por fadiga e por torção. Os instrumentos fraturados por torção geralmente apresentam características de deformação plástica, enquanto aqueles que falham por fadiga não exibem tais padrões de deformação. Quando o instrumento é girado no interior de um canal curvo, ele sofre tensões alternadas de tração e compressão, levando à nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam, podendo levar à fratura final do instrumento. Os níveis de tensão durante o carregamento cíclico são geralmente dependentes da geometria da curvatura e das cargas aplicadas, com um nível maior de tensão na área da curvatura máxima do canal radicular (SERENE *et al.*, 1995; PRUETT *et al.*, 1997; BOOTH *et al.*, 2003; BAHIA & BUONO, 2005).

A ruptura por torção de um metal dúctil ocorre por cisalhamento ao longo dos planos submetidos às tensões máximas de cisalhamento, resultando em um plano de fratura normal ao eixo longitudinal. Grandes deformações plásticas em torção podem resultar em mudanças consideráveis no comprimento da amostra (DIETER, 1986; SOUZA, 1995). A fratura por torção é um tipo de fratura muito prevalente na prática endodôntica e muitos fatores podem afetar a resistência à torção e/ou deflexão angular das limas endodônticas, tais como: diâmetro de ponta, conicidade, seção transversal, ângulo de corte, distribuição das estrias de corte, modo de fabricação dos instrumentos, a combinação de rigidez e flexibilidade, além da direção de rotação do instrumento (HILT *et al.*, 2000). Como o objeto do estudo é a avaliação da resistência torcional de instrumentos de NiTi, o processo de torção será abordado de forma mais detalhada a seguir.

## 2.7 Fratura por torção

Durante a formatação de canais curvos os instrumentos de NiTi acionados a motor são submetidos a uma tensão constante em função da anatomia do SCR e da dureza da dentina que deverá ser cortada. A fratura por torção ocorre quando o limite elástico do material é excedido e o instrumento sofre deformação plástica podendo ser seguida de ruptura, especialmente em canais atrésicos e curvos (PETERS & BARBAKOW 2002, GUILFORD *et al.*, 2005, BAHIA *et al.*, 2006b). A distribuição destas tensões ao longo do instrumento dependerá da seção transversal, comprimento de *pitchs*, área do instrumento e presença ou não de plano radial. Desta forma, os instrumentos devem ser resistentes o suficiente para suportar as tensões geradas no interior dos canais e flexíveis para evitar erros de procedimentos.

Berutti *et al.* (2003) compararam, em simulação matemática pelo método de elementos finitos, o comportamento em torção e dobramento de dois modelos com seções transversais diferentes (*ProTaper* e *ProFile*), sem contudo, levar em consideração a conicidade dos instrumentos. Nos dois modelos os valores de tensão aumentaram do centro em direção à superfície externa dos mesmos, tanto em torção, quanto em dobramento. Porém, no modelo *ProTaper* as tensões foram menores e mais uniformemente distribuídas ao longo do mesmo, mostrando melhor resistência a tensões torcionais. O modelo *ProFile* com menor seção transversal mostrou ser mais flexível que o modelo *ProTaper*, com maior seção transversal. Resultados semelhantes, relacionando seção transversal e momento de dobramento, também foram encontrados por Hayashi *et al.* (2007). Foi sugerido pelos autores que os instrumentos *ProTaper*, por serem mais resistentes a tensões torcionais, embora menos flexíveis, podem ser mais indicados para formatar canais atrésicos e curvos, na fase inicial de formatação. Já o modelo *ProFile* sendo mais flexível e menos resistente, seria indicado para formatar canais mais largos e a fase final de canais curvos. Xu & Zheng (2006) realizaram estudo semelhante utilizando seis modelos de instrumentos de NiTi com diferentes seções transversais, levando também em consideração a conicidade ao longo dos instrumentos. Os autores verificaram que as concentrações de tensão aumentaram com o aumento do comprimento de *pitchs*, e com a diminuição das áreas das seções transversais, largura do plano radial e conicidade do instrumento.

O comprimento de *pitch* pode influenciar a resistência torcional de instrumentos de NiTi acionados a motor. Os instrumentos com menores comprimentos de *pitch* apresentam uma maior tendência de se parafusar no interior do canal, bem como um torque máximo significativamente maior em relação aos instrumentos com comprimentos de *pitch* maiores (DIEMER & CALAS, 2004).

O torque aplicado ao instrumento é um entre muitos parâmetros que influenciam a incidência de travamento, deformação e fratura por torção. O torque é geralmente expresso em gf.cm ou N.cm: o produto entre uma unidade de força e uma unidade de distância. Durante a preparação do canal radicular cada instrumento pode ser submetido a níveis diferentes de torque. Em princípio, um instrumento usado com um alto torque é muito ativo e a incidência de fratura tenderia a aumentar. Se o nível do torque é igual ou maior ao torque máximo para a deformação e/ou fratura, a ocorrência de falha é significativa (YARED & SLEIMAN, 2002).

Esta tensão elevada não é clinicamente importante em canais retos, onde a resistência à remoção da dentina é baixa. No entanto, em canais curvos e calcificados, a resistência oferecida pelas paredes do canal é alta e o instrumento pode tornar-se preso próximo. Nestas situações o alto torque fornecido pelo motor pode levar imediatamente à fratura do instrumento preso, já que o profissional não tem tempo suficiente para parar o motor ou retraindo o instrumento (GAMBARINI 2001c; YARED & SLEIMAN 2002; BAHIA *et al.*, 2006b).

Segundo Bolger & Gough (1985) a avaliação da resistência à fratura das limas endodônticas costuma ser feita a partir de parâmetros estabelecidos pela American Dental Association (ADA), através das especificações número 28 e 58. A determinação da resistência à fratura por torção ocorre através das medidas de torque (resistência torcional) e deflexão angular (graus que o instrumento é girado até a fratura). A resistência torcional e o ângulo de rotação até a fratura dos instrumentos são características determinadas pelos parâmetros geométricos e dimensionais anteriormente citados, bem como quaisquer procedimentos que possam afetar negativamente estas propriedades (IVERSON *et al.*, 1985).

Peters *et al.* (2003) estabeleceram uma correlação positiva e estatisticamente significativa entre o torque gerado e a força apical aplicada durante a formatação de canais radiculares de dentes extraídos, bem como os volumes pré-operatórios destes canais. Assim, a formatação de canais constrictos submeteu os instrumentos

a maiores cargas torcionais. Ao mesmo tempo, as forças dirigidas apicalmente aumentaram de forma significativa quando canais atrésicos foram preparados. Logo, o pré-alargamento dos terços coronário e médio, e a exploração de todo o comprimento do canal com instrumentos manuais, antes da utilização dos instrumentos rotatórios de NiTi, é de suma importância, pois remove interferências nos terços citados e cria espaço adequado para o trabalho seguro dos instrumentos, reduzindo a tensão torcional sobre eles e, portanto, a fratura por torção. A maioria dos sistemas de NiTi acionados a motor, empregados atualmente, possuem ponta inativa, o que previne a formação de iatrogenias durante a formatação de canais curvos. Entretanto, uma ponta sem corte, quando encontra uma seção transversal do canal com um diâmetro menor que ela, pode se prender às paredes do canal, causando rápido aumento no torque, que pode exceder o nível crítico, deformando e/ou fraturando o instrumento (BERUTTI *et al.*, 2004).

Os valores de torque a que o instrumento é submetido durante a formatação dos canais radiculares é determinada, em parte, pela extensão da área de contato entre o instrumento e as paredes do canal. Quanto maior este contato, maior o torque gerado (BLUM *et al.*, 1999a,b; SCHRAEDER & PETERS 2005). Sendo assim, o torque gerado durante a instrumentação está relacionado diretamente com o diâmetro dos instrumentos (calibre de ponta e conicidade), bem como, com o calibre do canal. Instrumentos com maior diâmetro requerem um maior torque durante a instrumentação, sobretudo em canais constrictos. Desta forma, diferentes regiões ao longo dos instrumentos são submetidas a diferentes níveis de torque, levando em consideração os diâmetros em cada região dos mesmos. Se o nível de torque na superfície dos instrumentos é igual ou maior ao torque máximo até a fratura, a possibilidade de fratura por torção pode aumentar, se o instrumento estiver preso no canal. Uma forma de se reduzir o risco de fratura por torção é não aplicar força apical durante a instrumentação dos canais radiculares (SATTAPAN *et al.* 2000b).

Entretanto, é preciso compreender que os valores de torque máximo até a fratura, obtidos para cada instrumento, são referentes a instrumentos novos e que valores de torque significativamente menores provocariam a ruptura em torção do instrumento após um determinado número de canais preparados. Logo, os motores com baixos valores de torque podem prevenir a fratura por torção somente se os valores selecionados forem aqueles referentes ao estado de uso do instrumento (BAHIA *et al.*, 2006b).

A medida da deformação no ensaio de torção é calculada pela deflexão angular, dada pelo deslocamento de um ponto da amostra próximo à cabeça giratória, em relação a outro ponto em uma mesma linha longitudinal próximo à outra extremidade (DIETER 1986). Quando se leva em consideração a deflexão angular até a fratura, Yared (2004), Bahia *et al.* (2006a,b) e Vieira *et al.* (2009) observaram uma redução significativa neste parâmetro após deformação cíclica, ao contrário de Yared & Kulkarni (2003) e Ulmann & Peters (2005). Já a relação entre deflexão angular até a fratura e diâmetro não foi observada (SVEC & POWERS 1999; GAMBARINI 2000; ULLMANN & PETERS 2005). A medida de deflexão angular pode fornecer alguma informação sobre o risco de fratura de um instrumento, quando sua ponta estiver presa nas paredes de um canal radicular, e rotação adicional for aplicada (Bahia *et al.* 2006b). Entretanto, esse parâmetro não é, necessariamente, correlacionado com a prática clínica e, portanto, não permite adequada avaliação de instrumentos endodônticos, tendo em vista uma perspectiva clínica (GAMBARINI *et al.*, 1999).

A técnica e sequência de instrumentação também são fatores que influenciam a localização e extensão das áreas de contato entre o instrumento e as paredes do canal, bem como, a relação entre estas áreas e as forças apicais e torque gerados durante a preparação de canais radiculares. Durante a formatação de canais curvos, todos os instrumentos de NiTi acionados a motor apresentam contato com as paredes dos canais. Todavia, na técnica *step-back* existe grande contato entre as paredes do canal e toda a haste cortante do instrumento, resultando em elevados valores de força apical e torque. Na técnica *crown-down* os instrumentos responsáveis pela formatação dos terços coronário e médio do canal apresentam um maior contato com as paredes do canal ao longo das suas regiões de maior diâmetro. O torque desenvolvido nestas regiões é alto, mas estes instrumentos são resistentes o suficiente para suportar essa magnitude. Os instrumentos responsáveis pela formatação do terço apical apresentam contato maior com as paredes do canal nas regiões mais próximas da ponta e, em função do alargamento prévio dos terços coronários e médio, eles são submetidos a menores valores de torque e força apical, que na técnica *step-back*, o que resulta em maior segurança em relação à fratura por torção e fadiga (SCHARADER & PETERS 2005).

Acredita-se que o uso de lubrificantes durante a instrumentação rotatória dos canais radiculares também possa ajudar a reduzir o risco de fratura dos instrumentos através da diminuição do atrito do instrumento com as paredes do canal. Peters *et al.* (2005) demonstraram experimentalmente que soluções irrigadoras aquosas

foram as mais efetivas na diminuição do atrito gerado durante a instrumentação dos canais, e que a indicação de produtos viscosos está associada a instrumentos com maior poder de corte.

Peters *et al.* (2012) avaliaram o torque de instrumentos *Hyflex* durante o preparo radicular. Estes instrumentos demonstraram resistência torcional semelhante a instrumentos fabricados com NiTi superelástico convencional.

O efeito de múltiplos ciclos de esterilização no comportamento torcional de novos sistemas de instrumentos endodônticos rotatórios de NiTi têm sido avaliados (Casper *et al.*, 2011, King *et al.*, 2012). Repetidos ciclos de autoclave não afetaram a resistência torcional de novos instrumentos *ProFile Vortex (M-Wire)*, *Twisted Files* e instrumentos *CM*.

## **2.8 Sistema *ProTaper Universal (PTU)***

O sistema de instrumentos rotatórios *ProTaper Universal (PTU)* (*Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça*) foi desenvolvido com o objetivo de facilitar a instrumentação de canais severamente curvos e atrésicos. O sistema é composto basicamente de seis instrumentos, três limas de formatação (S1, S2, SX) e três de acabamento (F1, F2, F3), reduzindo o tempo de trabalho, com menos trocas de instrumentos (RUDDLE, 2001; CLAUDER & BAUMANN, 2004).

Os instrumentos deste sistema apresentam conicidade variada que possibilita uma maior flexibilidade em relação a instrumentos de outros sistemas de NiTi acionados a motor. A seção transversal triangular convexa, aliada à conicidade variável, permite que os instrumentos trabalhem em uma área específica do canal, durante o preparo coroa-ápice, reduzindo a extensão da área de contato entre a dentina e a haste cortante, e conseqüentemente, a tensão e o risco de fratura por torção (RUDDLE, 2001; CLAUDER & BAUMANN, 2004).

As lâminas possuem um ângulo de corte positivo e ausência de plano radial, o que proporciona uma maior capacidade de corte, ao invés de uma ação de aplainamento, comum nos instrumentos que apresentam plano radial. Além disso, o ângulo das lâminas de corte, bem como, os comprimentos de *pitch* ao longo do instrumento promove uma melhor remoção de material do interior do canal e previne

que o mesmo sofra um emparafusamento nas paredes de dentina do canal radicular. A ponta não cortante permite que os instrumentos sejam guiados pela trajetória original do canal radicular, diminuindo a chance de iatrogenias (RUDDLE, 2001; CLAUDER & BAUMANN, 2004).

Os instrumentos S1, S2 apresentam conicidade progressiva e são empregados na formação dos terços cervical e médio, respectivamente. Embora estes instrumentos realizem o preparo dos dois terços coronários, eles também promovem um alargamento progressivo do terço apical (RUDDLE, 2001; CLAUDER & BAUMANN, 2004).

O instrumento de formação auxiliar, ou SX, possui as mesmas características dos instrumentos S1 e S2, entretanto apresenta uma taxa de variação de conicidade muito maior, sendo empregado na formação adequada de canais em raízes mais curtas, mantendo os canais distantes das concavidades externas das raízes e produzindo a formação desejada nas porções coronárias de canais mais longos. Os instrumentos de formação (S1, S2 e SX) devem ser utilizados com movimento de pressão lateral nas paredes dos canais, no sentido anticurvatura (RUDDLE, 2001; CLAUDER & BAUMANN, 2004).

Os instrumentos de acabamento, F1, F2 e F3 foram produzidos com a finalidade de regularizar as variações de diâmetro nas porções apicais dos canais, para que o preparo apical adquira uma conicidade adequada. Ao contrário dos instrumentos de formação, os instrumentos de acabamento apresentam uma menor conicidade, o que proporciona uma maior flexibilidade e reduz a possibilidade de travamento do instrumento no interior do canal radicular (RUDDLE, 2001; CLAUDER & BAUMANN, 2004).

Os instrumentos F1, F2 e F3 apresentam *tapers* fixos de .07, .08 e .09, respectivamente, nos três primeiros milímetros da parte ativa. A partir de D3 (Diâmetro a 3 milímetros da ponta) o diâmetro dos instrumentos continuam aumentando, mas o *taper* diminui. (CALBERSON *et al.*, 2004; RUDDLE, 2005; LOPES & SIQUEIRA, 2010).

Os instrumentos do sistema *PTU* têm se mostrado seguros durante a formação de canais radiculares curvos, quando comparados a outros sistemas rotatórios (IQBAL *et al.*, 2004; PAQUÉ *et al.*, 2005; SCHAFFER & VLASSIS, 2004; VELTRI *et al.*, 2004;

UYANIK *et al.*, 2006; YANG *et al.*, 2006; YANG *et al.*, 2007; LOIZIDES *et al.*, 2007). Entretanto, como outros instrumentos endodônticos, sejam eles manuais ou acionados a motor, não são capazes de formatar todas as paredes do sistema de canais radiculares, deixando áreas intocadas, sendo o terço apical o mais crítico (PETERS *et al.*, 2003; BAUMANN, 2004; PAQUÉ *et al.*, 2005; SCHAFER & VLASSIS, 2004; YANG *et al.*, 2006; LOIZIDES *et al.*, 2007; YANG *et al.*, 2007). Foi demonstrado por Peters *et al.* (2003) que os instrumentos *PTU* deixam mais áreas intocadas durante a formatação de canais largos, sendo desta forma mais indicados no preparo de canais mais curvos e atrésicos.

A capacidade de corte aumentada, tamanho de ponta e conicidade variada destes instrumentos podem levar a uma maior tendência de transporte para o lado externo da curvatura na porção apical (SCHAFER & VLASSIS, 2004; YANG *et al.*, 2006; LOIZIDES *et al.*, 2007; YANG *et al.*, 2007), bem como, à maior formação de degraus e zips apicais (JAVAHERI & JAVAHERI, 2007), principalmente, se estes instrumentos permanecem por um longo período de tempo no interior do canal. Esta maior tendência de aberrações na região apical é atribuída, sobretudo, aos instrumentos F2 e F3, que possuem uma maior conicidade nos últimos 3mm, quando comparados a outros instrumentos rotatórios de NiTi com o mesmo calibre de ponta. Esta maior conicidade aumenta a resistência próxima à ponta dos instrumentos, bem como, a rigidez, o que pode levar ao transporte na região apical, em função da força de restauração sobre o instrumento (SCHAFER & VLASSIS, 2004; JAVAHERI & JAVAHERI, 2007).

Com relação à incidência de fraturas dos instrumentos *PTU*, de uma forma geral, elas ocorrem na região apical do canal radicular e, sobretudo nos instrumentos S1, F2 e F3, sem uma deformação prévia, sugerindo fratura por fadiga flexural (CHEUNG *et al.*, 2005; PATIÑO *et al.*, 2005; PENG *et al.*, 2005; WOLCOTT *et al.*, 2006; LOIZIDES *et al.*, 2007; WEI *et al.*, 2007). Entretanto, existem relatos na literatura de deformações em instrumentos *PTU* após a formatação de canais curvos, sugerindo que estes instrumentos podem falhar também por sobrecarga torcional (PENG *et al.*, 2005; VIEIRA *et al.*, 2008).

Yared *et al.* (2003) e Ullmann & Peters (2005) relataram uma redução estatisticamente significativa nos valores médios de torque máximo de instrumentos *PTU* após uso clínico simulado, quando comparados a instrumentos novos. Quanto à deflexão angular, Yared *et al.* (2003) e Ullmann & Peters (2005) não encontraram

diferenças estatisticamente significativas neste parâmetro entre os instrumentos novos e os submetidos a uso clínico simulado.

Vieira *et al.* (2009), ao avaliarem a influência de usos clínicos múltiplos no comportamento em torção de instrumentos do sistema *PTU*, concluíram que tanto a resistência à torção quanto a deflexão angular dos mesmos foram reduzidas após a utilização clínica.

Em 2008, Yared propôs a utilização do instrumento F2 do sistema *PTU* de uma forma distinta daquela preconizada pelo fabricante. Este instrumento, que originalmente foi desenvolvido para uso em movimento rotatório e fazendo parte de uma sequência com outros instrumentos dentro do sistema, seria utilizado através de movimento oscilatório e sendo o único instrumento usado no completo preparo do canal radicular. Nesta nova técnica o instrumento seria acionado através de um motor específico que trabalharia com movimentos sequenciais nos sentidos horário (CW) e anti-horário (CCW), velocidade de 400 rpm e contra-ângulo com redução de 16:1. O uso do movimento oscilatório foi proposto com o intuito de reduzir o número de instrumentos e a fratura dos mesmos (YOU *et al.*, 2010; DE DEUS *et al.*, 2010).

## **2.9 Sistemas *Reciproc (RC)* e *WaveOne (WO)***

Os tratamentos termomecânicos aplicados industrialmente podem melhorar as propriedades da liga NiTi utilizada na confecção dos instrumentos endodônticos. Os instrumentos recentemente desenvolvidos têm sido fabricados a partir de fios tratados termomecanicamente, o que proporciona uma melhoria na sua flexibilidade e resistência à fadiga. Nos últimos anos, várias tecnologias de processamento termomecânico e fabricação foram desenvolvidas para aperfeiçoar a microestrutura da liga NiTi. Um novo fio de NiTi conhecido como *M-Wire* foi introduzido no mercado em 2007 e é produzido através da aplicação de uma série de tratamentos termomecânicos na liga.

Na confecção do fio *M-Wire*, o fio de NiTi convencional é submetido a uma tração entre 1% e 10 % a fim de estabilizar sua estrutura atômica. Enquanto é submetido à tração, o fio recebe o tratamento térmico, que acontece através de ciclos de banhos frios (entre 0 e 10° C) e quentes (entre 100 e 180°C), por um mínimo de três ciclos.

Estes tratamentos térmicos aplicados proporcionam ao fio de NiTi *M-Wire* apresentar a fase martensita em sua composição, na temperatura ambiente (BERENDT, 2007)

Os instrumentos fabricados a partir do *M-Wire* incluem os sistemas *Reciproc (RC)* (VDW, Munich, Germany) e *WaveOne (WO)* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

Estes novos sistemas, que são acionados através de movimentos recíprocos, foram recentemente introduzidos no mercado. A sequência clínica sugerida pelos fabricantes inclui apenas um único instrumento para o completo preparo dos canais radiculares independentemente do comprimento, do diâmetro ou curvatura do canal (PLOTINO *et al.*, 2012). Este conceito facilita o aprendizado do profissional, pela facilidade da técnica, e reduz significativamente o tempo de trabalho. Os instrumentos dos sistemas são de uso único (descartáveis), e já vêm esterilizados, prontos para o uso clínico, eliminando também o risco de infecção cruzada entre os pacientes.

Apesar de sugerirem a utilização de um único instrumento no preparo completo dos canais radiculares, os sistemas apresentam três instrumentos cada, para canais de morfologias diferentes (canais mais estreitos, medianos e mais amplos). No sistema *WO* os instrumentos são apresentados nos diâmetros: *Small* (21/.06), *Primary* (25/.08) e *Large* (40/.08). Estes possuem duas seções transversais distintas ao longo do comprimento de suas partes ativas. De D1 a D8, os instrumentos apresentam uma secção transversal triangular côncava, e a partir de D9 até D16, apresentam uma secção transversal triangular convexa. No sistema *RC* os diâmetros dos instrumentos são: R25 (25/.08), R40 (40/.06) e R50 (50/.05). Estes apresentam secção transversal em forma de um “s” itálico em toda a extensão da parte ativa. Nos dois sistemas, os instrumentos apresentam tapers fixos apenas nos 3 primeiros milímetros, variando a partir de D4 (BERUTTI *et al.*, 2011; BURKLEIN *et al.*, 2012).

Os sistemas foram projetados para trabalhar especificamente em movimento recíproco e ambos atuam com lâminas de corte trabalhando no sentido anti-horário (CCW), sendo que as amplitudes dos movimentos nos sentidos horário (CW) e anti-horário (CCW) são diferentes para os dois sistemas. Um movimento de amplitude maior, 170° e 150°, para os sistemas *RC* e *WO* respectivamente, na direção de

corte das lâminas (CCW) permite o avanço dos instrumentos no interior do canal e o corte da dentina, enquanto que um movimento de amplitude menor, 50° e 30°, para os sistemas *RC* e *WO* respectivamente, na direção oposta (CW) permite que os instrumentos sejam imediatamente desprendidos das paredes de dentina, progredindo de forma mais segura ao longo do trajeto do canal radicular. (KIEFNER *et al.*, 2013).

A utilização de instrumentos endodônticos de NiTi trabalhando a partir de movimentos recíprocos vem sendo defendida com o argumento de que reduziria o risco de fratura tanto por torção quanto por fadiga dos mesmos durante o preparo de canais radiculares (DE DEUS *et al.*, 2010). Supõe-se que com estes novos movimentos os instrumentos trabalhariam sempre abaixo do limite elástico, ampliando assim, a vida útil dos mesmos (PATIÑO *et al.*, 2010; KIM *et al.*, 2012; PEDULLÀ *et al.*, 2013b). Estudos recentes amparam a hipótese de que a cinemática do movimento impacta diretamente na diminuição do risco de fratura dos instrumentos (DE DEUS *et al.*, 2010; PATIÑO *et al.*, 2010).

De Deus *et al.* (2013) avaliaram a capacidade dos instrumentos R25 do sistema *RC* em atingir o comprimento de trabalho (CT) de canais de molares inferiores, sem a exploração anterior do canal com o auxílio de limas manuais e/ou outros instrumentos endodônticos acionados à motor. Os resultados mostraram que os instrumentos foram capazes de atingir o CT dos canais com anatomias classificadas como retas e moderadas, no que diz respeito ao nível de curvatura. Já nos canais com curvaturas classificadas como severas, os instrumentos R25 não conseguiram atingir o CT sem a exploração prévia do canal.

A avaliação da resistência à fadiga de instrumentos *Primary* do sistema *WO* e R25 do sistema *RC*, mostrou resistência à fadiga significativamente maior para o instrumento R25 em relação ao *WO* (PLOTINO *et al.*, 2012, ARIAS *et al.*, 2012)

Gavini *et al.* (2012), com o objetivo de avaliar a resistência à fadiga de sistemas com diferentes cinemáticas de funcionamento, compararam os instrumentos R25 do sistema *RC*, usados em movimento recíproco, com instrumentos de diâmetro de ponta e taper 25/.08 usados com movimento rotatório. Os resultados apontaram que o movimento recíproco proporcionou um considerável aumento na vida em fadiga, conferindo aos instrumentos do sistema *RC* resultados significativamente melhores quando comparados aos instrumentos com movimento rotatório.

Kim *et al.* (2012) compararam as resistências à fadiga e à torção dos instrumentos R25 do sistemas *RC*, *Primary* do sistemas *WO* e *F2* do sistema *ProTaper Universal (PTU)*. Os resultados demonstraram que os instrumentos do sistema *RC* apresentaram maior vida em fadiga, enquanto os instrumentos do sistema *WO* obtiveram melhor desempenho no que diz respeito à resistência torcional. Ambos os sistemas, *RC* e *WO*, apresentaram resultados superiores, quanto à fadiga e à torção, quando comparados aos instrumentos *F2* do sistema *PTU*.

A comparação da resistência à fadiga entre os instrumentos R25 do sistema *RC* e *Primary* do sistema *WO*, utilizados através de movimento recíproco, e os instrumentos 25/.06 do sistema *Mtwo (Sweden & Martina, Padova, Italy)* e 25/.06 do sistema *Twisted Filed (TF) (SybronEndo, Orange, CA)*, utilizados através de movimento de rotação, mostrou não haver diferença significativa na resistência à fadiga entre os sistemas de movimentos recíprocos (*RC* e *WO*). De forma semelhante, não foi observada diferença significativa quando os sistemas de movimentos rotatórios (*Mtwo* e *TF*) foram comparados entre si. Entretanto, a comparação entre os sistemas de movimentos recíprocos (*RC* e *WO*) e os de movimentos rotatórios (*Mtwo* e *TF*), foi observado melhor desempenho para os primeiros (Pedullà *et al.*, 2013a). Os autores observaram ainda que a imersão dos instrumentos em NaOCl não interferiu na resistência à fadiga dos mesmos.

Os resultados da comparação da vida em fadiga dos instrumentos R25 do sistema *RC* e 25/.06 do sistema *Mtwo* confirmaram a hipótese de que o uso do movimento recíproco aumenta a resistência à fadiga, uma vez que os instrumentos do sistema *RC* apresentaram um desempenho significativamente superior (LOPES *et al.*, 2013).

Kiefner *et al.* (2013), com o objetivo de avaliar a resistência à fadiga de sistemas com diferentes cinemáticas de funcionamento, compararam os instrumentos R25 e R40 do sistema *RC*, de movimento recíproco, com instrumentos de diâmetros de ponta 25 e 40 do sistema *Mtwo*, de movimento rotatório. Os resultados mostraram que o movimento recíproco proporcionou um aumento na vida em fadiga, conferindo aos instrumentos do sistema *RC* resultados significativamente superiores quando comparados aos instrumentos *Mtwo*.

É importante avaliar a capacidade de limpeza e formatação do SCR dos instrumentos que trabalham a partir de movimento recíproco que, por utilizarem apenas um instrumento durante o preparo do canal, diminuem consideravelmente o tempo de trabalho.

Yoo & Cho (2012), ao avaliarem a capacidade de formatação de canais artificiais através dos sistemas de movimento recíproco *RC* e *WO*; e rotatórios *PTU* e *Profile (PF)* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), concluíram que os instrumentos dos sistemas *RC* e *WO* apresentaram uma maior capacidade de manutenção da trajetória original dos canais, enquanto os instrumentos dos sistemas *PTU* e *PF* tenderam a gerar algum nível de transporte na parede externa dos mesmos.

De forma semelhante, Burklein *et al.* (2012) compararam a capacidade de formatação e limpeza de canais curvos pelos sistemas rotatórios *PTU* (finalizando com F3) e *Mtwo* (finalizando com 30/.05), e pelos sistemas com movimento recíproco *RC* (R25) e *WO* (Primary). Os resultados mostraram que em todos os casos houve a manutenção do trajeto original dos canais. Os sistemas *Mtwo* e *RC* demonstraram maior capacidade de limpeza do terço apical dos canais. Nos terços médio e coronário, o sistema *PTU* mostrou menor eficiência quando comparado aos outros três sistemas. Por outro lado, a comparação da capacidade de limpeza dos sistemas de *RC* (R25), *One Shape (OS)* (*Micro-Mega, Besanc, on Cedex, France*) (25/.06), F360 (25/.04) e *Mtwo* (finalizando com o instrumento 30/.05), não apresentou diferença significativa entre eles (BURKLEIN *et al.*, 2013a).

Lim *et al.* (2013), ao avaliarem a capacidade de formatação dos instrumentos dos sistemas *RC* e *WO* com e sem a realização de exploração prévia por um instrumento manual (K#15), concluíram que os instrumentos do sistema *WO*, quando não auxiliados pela exploração, causaram desvio do trajeto original do canal.

Fatma & Ozgur *et al.* (2013) avaliaram, através de microscopia de força atômica, as alterações causadas na superfície de instrumentos dos sistemas *PTU* (F2), *WO* (Primary) e *RC* (R25) após o preparo de um canal artificial. Os instrumentos do sistema *WO* foram os que apresentaram maior nível de irregularidades ao longo da superfície após instrumentação, não havendo diferença significativa entre os outros dois sistemas.

A avaliação da incidência de defeitos dentinários em canais de dentes extraídos, após o preparo com instrumentos dos sistemas de movimento recíproco *WO* (Large) e *RC* (R40), instrumentos rotatórios *Mtwo* (finalizando com 40/.04) e *PTU* (finalizando com 40/.06), mostrou em todos os casos a geração de defeitos nas superfícies dentinárias. Entretanto, em um nível mais apical dos canais, os

instrumentos dos sistemas *WO* e *RC* geraram uma quantidade de trincas significativamente maior, quando comparados às geradas pelos instrumentos dos sistemas *Mtwo* e *PTU* (BURKLEIN *et al.*, 2013c).

Versiane *et al.* (2013), ao avaliarem a porcentagem de paredes de dentina de canais radiculares de formato oval de dentes extraídos tocadas durante a instrumentação pelos sistemas *RC*, *WO*, *Self Adjusted File (SAF)* e *PTU*, observaram que todos os sistemas apresentaram resultados semelhantes em termos de desgaste dentinário, e que nenhum deles foi capaz de tocar e preparar totalmente as paredes dos canais radiculares.

Um questionamento que surge com a introdução destes novos sistemas, refere-se a quantidade de debris gerada a partir do movimento recíproco e a extrusão dos mesmos através do forame apical.

Foi observado que a quantidade de material extruído apicalmente em canais radiculares de dentes extraídos instrumentados através de quatro sistemas diferentes: *Reciproc (R40)*, *WaveOne (Large)*, *Mtwo* (finalizando com 40/.04) e *ProTaper Universal* (finalizando com *F4*) foi significativamente maior para os instrumentos recíprocos *RC* e *WO*, quando comparados aos sistemas rotatórios *Mtwo* e *PTU* (BURKLEIN *et al.*, 2012).

Burklein *et al.* (2013b) avaliaram a quantidade de material extruído apicalmente em dentes preparados endodonticamente por instrumentos dos sistemas *RC*, *One Shape (OS)* (*Micro-Mega, Besançon Cedex, France*), *F360* e *Mtwo*. Os dentes preparados com instrumentos do sistema *RC* apresentaram significativamente mais extrusão apical de debris, quando comparados àqueles preparados com os instrumentos dos sistemas *OS*, *F360* e *Mtwo*.

Entretanto, Koçak *et al.* (2013) compararam a quantidade de material extruído apicalmente em dentes preparados endodonticamente pelos instrumentos *R25* do sistema *RC*, *F2* do sistema *PTU*, *25/.06* do sistema *Revo-S* (*MicroMega, Besançon, France*) e o instrumento *SAF*. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa na quantidade de debris extruídos apicalmente dentre os grupos de dentes instrumentados pelos quatro sistemas avaliados.

A avaliação da extrusão apical de microorganismos em canais radiculares de dentes extraídos contaminados com *Enterococcus faecalis* e preparados com os instrumentos *RC*, *WO* e *BioRace (BR)* (*FKG Dentaire, La-Chaux-de-Fonds,*

*Switzerland*) demonstrou uma menor extrusão apical de microorganismos nos canais radiculares preparados com os instrumentos recíprocos *RC* e *WO*, quando comparados aos preparados com os instrumentos rotatórios *BR* (TINOCO *et al.*, 2013).

Como os estudos disponíveis na literatura sobre os instrumentos *RC* e *WO* apresentam resultados conflitantes, a avaliação das características dimensionais e propriedades mecânicas dos mesmos se faz necessária, para que seja possível uma utilização clínica mais segura e previsível desses sistemas de movimento recíproco na prática endodôntica.

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 Objetivo geral

Avaliar a resistência à torção dos instrumentos *Reciproc* (R25), *Wave One (Primary)* e *ProTaper Universal (F2)*, utilizados em movimento recíproco.

#### 3.2 Objetivos específicos

Analisar as características químicas e físicas dos instrumentos de NiTi *Reciproc* (R25), *Wave One (Primary)* e *ProTaper Universal (F2)*, em termos de composição química e temperaturas de transformação de fase;

Avaliar as características geométricas e dimensionais dos instrumentos de NiTi *Reciproc* (R25), *Wave One (Primary)* e *ProTaper Universal (F2)*;

Avaliar a flexibilidade dos instrumentos endodônticos de NiTi já citados, sem uso, em ensaios de flexão a 45°, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1, através do momento de dobramento;

Avaliar a resistência à torção dos instrumentos endodônticos de NiTi citados, sem uso, em ensaios de torção até a ruptura, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1, através do torque máximo e deflexão angular até a fratura;

Avaliar o consumo da resistência torcional dos instrumentos endodônticos de NiTi *Reciproc* (R25), *Wave One (Primary)* e *ProTaper Universal (F2)*, após utilização clínica na instrumentação dos canais radiculares de um molar, através de movimentos recíprocos, em ensaios de torção até a ruptura, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Instrumentos endodônticos analisados

Foram utilizados neste estudo instrumentos *Reciproc/R25 (RC)* (VDW, Munich, Germany), *WaveOne/Primary (WO)* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e *ProTaper Universal/F2 (PTU)* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Os instrumentos foram adquiridos de fornecedores habituais, selecionados e analisados conforme a descrição a seguir:

### 4.2 Composição Química

A composição química da liga NiTi utilizada na confecção dos instrumentos *RC*, *WO* e *PTU* empregados neste estudo, foi analisada semi-quantitativamente por espectroscopia de energia de raios-X – EDS, realizada no microscópio eletrônico de varredura – MEV (JSM 5410, Jeol, Tóquio, Japão) em 10 diferentes áreas de amostras dos instrumentos analisados.

### 4.3 Temperaturas de Transformação

As temperaturas de transformação da liga utilizada na fabricação dos instrumentos *RC*, *WO* e *PTU* foram analisadas por calorimetria exploratória diferencial (*Differential Scanning Calorimetry – DSC, DSC 60, Shimadzu, Kyoto, Japão*) (FIG. 8). Apenas a região usinada da haste dos instrumentos foi utilizada nestas análises. Todos os instrumentos tiveram seus cabos e hastes removidas com o auxílio de uma ferramenta de corte apropriada. As partes ativas foram seccionadas cuidadosamente, com a mesma ferramenta de corte, em fragmentos em torno de 2 mm de comprimento, resultando em amostras com uma média de 30mg, que foram ensaiadas e submetidas a ciclos de resfriamento e aquecimento de  $-80$  a  $80^{\circ}\text{C}$ , com uma taxa de aquecimento/resfriamento de  $10^{\circ}\text{C}/\text{min}$ .

As temperaturas de início e fim das transformações martensítica e reversa foram determinadas a partir do desvio da curva de DSC das linhas base adjacentes, indicando liberação ou absorção de calor associada a essas transformações.



**FIGURA 8** – Aparelho de DSC utilizado na determinação das temperaturas de transformação de fase da liga.

#### **4.4 Caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos**

Previamente aos ensaios mecânicos, um grupo de 10 instrumentos ( $n = 10$ ) de cada tipo foram previamente avaliados de acordo com os seguintes parâmetros: comprimento de parte ativa, comprimento de *pitch* (distância entre as lâminas de corte ao longo da haste), medida do diâmetro a cada milímetro da parte ativa, ângulo helicoidal, geometria e medida da área da seção transversal a 3 mm da ponta.

Para executar a caracterização geométrica e dimensional, os instrumentos foram fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital *Canon EOS 20D*, (*Canon Inc.* Tóquio, Japão). Cada imagem obtida foi analisada e mensurada através do software *ImagePro Plus 6.0* (*Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA*). Entendeu-se por diâmetro a maior distância entre as extremidades do instrumento perpendicularmente ao seu longo eixo, em medidas realizadas em intervalos regulares de 1 mm a partir da ponta. Esta parte do estudo teve como objetivo avaliar a estabilidade das características dimensionais entre os instrumentos de um mesmo sistema, bem como a ocorrência de alterações nas dimensões entre instrumentos de

diferentes sistemas comerciais, além de comparar as informações obtidas com aquelas fornecidas pelo fabricante.

As características geométricas e a área da secção transversal dos instrumentos foram avaliadas, com o objetivo de se determinar a influência da área da secção transversal na flexibilidade e no comportamento em torção dos mesmos.

Para tanto os instrumentos, três de cada um dos sistemas avaliados, foram seccionados a aproximadamente 2,7 mm da ponta utilizando-se uma cortadeira metalográfica ISOMET 1000 (*Buehler, Illinois, EUA*). Após o acabamento com lixa grana 1000 atingir 3,0 mm da ponta, os instrumentos foram fotografados utilizando uma câmera fotográfica *Evolution LC (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA)* acoplada a uma lupa estereoscópica e a distância do corte à haste mensurada através do software *ImagePro Plus 6.0*. As imagens da secção transversal dos instrumentos a 3 mm da ponta do instrumento foram captadas por MEV, com um aumento de 150x.

As medidas das áreas das imagens digitalizadas de cada instrumento foram então analisadas e calculadas através do mesmo programa de análise de imagens. Cada imagem foi medida 05 vezes e considerou-se como medida final a média aritmética das cinco medições. Desta forma o valor médio da área da secção transversal de cada instrumento a 3 mm da ponta (A3) pôde ser calculado.

#### **4.5 Análise da superfície dos instrumentos por microscópio eletrônico de varredura**

As características superficiais dos instrumentos foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura - MEV, através do equipamento (*JSM 6360, Jeol, Tokyo, Japão*). Três instrumentos de cada sistema foram analisados na mesma posição e área da parte ativa antes e após o uso clínico Estas observações serviram de base para avaliar a influência do uso clínico nas características superficiais dos instrumentos.

## **4.6 Ensaios Mecânicos**

### **4.6.1 Ensaios de Flexibilidade**

### **4.6.2 Instrumentos novos (Grupos controle)**

Um grupo de doze instrumentos novos de cada tipo ( $n = 12$ ), *RC (R25)*, *WO (Primary)* e *PTU (F2)*, serviram como grupo controle e foram ensaiados em máquina de torção até a ruptura, para avaliação dos valores médios de torque máximo e deflexão angular até a fratura, seguindo a Especificação ISO 3630-1.

### **4.6.3 Instrumentos usados (Grupos experimentais)**

Doze instrumentos novos, de cada tipo *RC (R25)*, *WO (Primary)* e *PTU (F2)*, fazendo parte dos grupos experimentais, foram utilizados na prática clínica, individualmente, na limpeza e formatação dos canais radiculares de um molar (3/4 canais) por um endodontista experiente, através de movimentos recíprocos.

Os preparos dos canais radiculares foram realizados a partir de configurações padronizadas de torque e velocidade para cada um dos sistemas empregados pré determinadas no motor e obedecendo a sequência clínica, recomendada pelos fabricantes:

1. Após abertura coronária e acesso à câmara pulpar, foi realizada irrigação com Hipoclorito de Sódio a 5,25%.
2. Exploração inicial dos canais com limas tipo K #10 e #15 de maneira passiva, com movimentos oscilatórios até o comprimento de trabalho provisório (CTP), medido na radiografia de estudo.
3. Introdução do instrumento com movimento recíproco, através de movimentos de inserção e remoção, com uma amplitude média de 3 milímetros de profundidade, realizando-se pressão apical. Após 3 movimentos de inserção e remoção (ciclo), o instrumento foi removido do canal para a realização da limpeza das lâminas do mesmo em gaze estéril.

4. Nova irrigação do canal e utilização de recapitulação com uma lima tipo K #10, a fim de certificar-se que o mesmo estava livre para a realização de um novo ciclo.
5. Realização da odontometria, para obtenção do comprimento de patência do canal (CPC) e respectivo comprimento de trabalho (CT), meio milímetro aquém do CPC.
6. Novo ciclo de utilização do instrumento com movimento recíproco foi realizado até que o CT do canal fosse atingido por ele.
7. Recapitulação, até o CPC, com uma lima tipo K #10, para garantir a patência do canal e forame.

Os instrumentos *PTU (F2)* foram utilizados a partir das configurações de padronização estabelecidas para os instrumentos do sistema *RC*.

O número de ciclos empregados para o preparo completo dos canais radiculares variou entre 3 a 5, e os comprimentos de trabalho foram determinados em etapas diferentes da sequência clínica empregada para cada caso. Estas variações ocorreram devido às condições anatômicas apresentadas pelos canais preparados, levando-se em consideração o calibre e o grau de curvatura de cada um deles.

Após a limpeza e formatação dos canais radiculares, os instrumentos foram ensaiados na mesma máquina de torção até a ruptura, para avaliação do consumo da resistência torcional após o uso clínico.

#### **4.6.4 Ensaio de Flexão a 45°**

Para os ensaios de flexibilidade foi utilizado um dispositivo de bancada para testes de flexão de acordo com a especificação ISO 3630-1 (*International Organization for Standardization* 1992). O dispositivo de bancada empregado foi o mesmo utilizado nos ensaios de torção, adaptado às condições de teste descritas na especificação. Após a remoção dos cabos, cada um dos 12 instrumentos de cada tipo ( $n = 12$ ) teve 3 mm de sua ponta posicionados com o auxílio de um batente de 3 mm de profundidade, usinado na parte inferior da garra conectada à célula de carga. O momento de dobramento foi obtido pela força requerida para dobrar o instrumento a 45° de inclinação em relação ao longo eixo. Similar aos testes de torção, o aprisionamento da ponta do instrumento foi feito com o auxílio de duas chapas de cobre recozido, de 0,3 mm de espessura, posicionada entre os instrumentos e as garras. O momento de dobramento foi automaticamente registrado pela célula de carga em N.cm. O ângulo de dobramento foi medido e controlado pelo transdutor

resistivo conectado ao controlador de processo. O programa de computador, acoplado ao aparelho, ajustava a posição angular em zero, quando o braço de alavanca tocava o cabo do instrumento. Iniciado o ensaio, o instrumento era movimentado perpendicularmente ao longo do seu eixo, a uma velocidade de rotação angular de 0,5 rpm no sentido horário, até ser dobrado em 45° e, em seguida, voltava à posição inicial.

#### **4.6.5 Ensaio de torção**

Para a realização dos ensaios de torção foi empregada uma máquina de torção para teste em bancada (Analógica Ltda., Belo Horizonte, Brasil). Este dispositivo dispõe de um indicador de processo (*Eurotherm 2416*, com linearidade de 0,5%, reprodutibilidade de 0,01%), que monitora e fornece os valores correspondentes de deflexão angular. A medição de torque foi realizada utilizando uma célula de carga, que através de um braço de alavanca mede o torque sobre o eixo que suporta a ponta de fixação do instrumento. O equipamento possui uma célula de carga de até 500 gf e está conectada ao indicador de processo. A medição e controle de ângulo foram realizados através de um transdutor de posição angular, conectado ao controlador de processo. Os ensaios foram realizados a uma velocidade de 2 rpm. O dispositivo de ensaio possui, ainda, um programa para aquisição e processamento de dados, especialmente desenvolvido para comunicação com os instrumentos de leitura de carga e ângulo de rotação.

#### **4.6.6 Análise Estatística**

Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente, utilizando o teste paramétrico de Análise de Variância (ANOVA), considerando um nível de confiança de 95%, e conseqüentemente uma probabilidade de significância inferior a 5% ( $p < 0,05$ ).

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 Composição química

A análise da composição química por Espectroscopia de Energia de Raios X (EDS), realizada no microscópio eletrônico de varredura, em 10 diferentes áreas de instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal* mostrou que, em média (desvio padrão igual a 0,3%atNi), a liga utilizada tem composição química representada na Tabela 1, compatíveis com diversos sistemas disponíveis no mercado.

TABELA 1 - Composição química de instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal* obtida por análise semiquantitativa através de espectroscopia de energia de raios X (EDS).

Instrumentos	% Atômica		% Peso	
	Ni	Ti	Ni	Ti
<i>Reciproc</i>	49,1	50,9	44,1	55,9
<i>WaveOne</i>	49,7	50,3	44,6	55,4
<i>ProTaper Universal</i>	50,6	49,4	55,9	44,1

Os resultados específicos das análises químicas dos instrumentos *RC*, *WO* e *PTU* mostram que as ligas NiTi utilizadas na confecção desses instrumentos possuem composições químicas similares, com uma razão aproximadamente equiatômica entre os elementos Ni e Ti. Os valores encontrados são confirmados previamente pela literatura (THOMPSON 2000; SCHÄFER *et al.*, 2003; BAHIA *et al.*, 2005; PEIXOTO *et al.*, 2010; BRAGA *et al.*, 2012). A menor percentagem de Ni encontrada nos instrumentos *WaveOne* e *Reciproc* pode ser devida à formação de precipitados pelo tratamento térmico a que foi submetido o fio *M-Wire*, utilizado na confecção destes instrumentos (OTSUKA & REN 2005).

## 5.2 Temperaturas de transformação

Os valores médios das temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas por DSC em amostras de *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal* são mostradas na TAB. 2. As temperaturas Ms e Af dos instrumentos *ProTaper Universal* confirmam que a liga é austenítica à temperatura ambiente. Este resultado é semelhante ao estudo de Braga *et al.* (2012), onde não foi observada a ocorrência de fase R em ensaios de DSC realizados em instrumentos *RaCe*, fabricados com liga NiTi convencional.

TABELA 2 – Valores médios (desvio padrão) das temperaturas de transformação de instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal*.

Instrumentos	Temperaturas de Transformação (°C)			
	Ms	Mf	As	Af
<b><i>Reciproc</i></b>	37 (5,0)	-8 (5,0)	19 (5,0)	44 (2,0)
<b><i>Wave One</i></b>	39 (3,0)	-1 (1,0)	20 (1,0)	48 (1,0)
<b><i>ProTaper Universal</i></b>	19 (0,4)	-11 (0,8)	-4 (0,2)	26 (0,2)

No entanto, os instrumentos *Reciproc* e *WaveOne* apresentaram um aumento relevante nas temperaturas de transformação, sugerindo a presença da fase B19', coexistindo com a fase austenítica, resultado que se assemelha aos achados de Johnson *et al.* (2008) e Alapati *et al.* (2009). Pereira *et al.* (2012) ao estudar as propriedades físicas e mecânicas de fios M-Wire encontraram elevadas temperaturas de transformação e a presença de martensita B19' e fase R, que podem render aos instrumentos alta flexibilidade e maior resistência à fadiga.

Yahata *et al.* (2009) obtiveram resultados semelhantes quando avaliaram as temperaturas de transformação em fios de NiTi submetidos a tratamentos térmicos entre 440° à 500°C, através de ensaios de DSC. Foi observado que a liga NiTi tratada termicamente apresentou uma mistura de fases austenita e martensita com dois picos endotérmicos durante o aquecimento, indicando uma transformação

reversa passando pela fase R, sendo compatíveis com a ocorrência do efeito superelástico nas condições necessárias para emprego clínico do instrumento.

É possível que os maiores valores das temperaturas de transformação para os instrumentos *Reciproc* e *WaveOne* em relação aos instrumentos *ProTaper Universal* sejam devido à precipitação de  $Ti_3Ni_4$ , nos estágios iniciais do recozimento a baixas temperaturas, onde os átomos de Ni se congregam nos precipitados e os átomos de Ti se movem para a matriz de fase  $\beta$ , com conseqüente redução no conteúdo de Ni da matriz. O enriquecimento da matriz em Ti, provoca um aumento nas temperaturas de transformação (OTSUKA & WAYMAN, 1998; OTSUKA & REN, 2005).

### 5.3 Caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos

#### 5.3.1 Medida de comprimento de parte ativa e de diâmetro a cada milímetro

As medidas dos comprimentos da parte ativa dos instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal* estão relacionadas na TAB. 3. Podem ser observados valores médios de comprimento de parte ativa semelhantes para todos os instrumentos analisados.

TABELA 3 – Valores médios e desvios-padrão de comprimento de parte ativa determinados para instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal*.

Instrumentos	Comprimento da parte ativa (mm)
<i>Reciproc</i>	17,5 (0,01)
<i>WaveOne</i>	16,7 (0,03)
<i>ProTaper Universal</i>	17,81 (0,01)

As medidas de diâmetro a cada milímetro da parte ativa de 12 instrumentos de cada um dos sistemas analisados foram realizadas com o auxílio do programa *ImagePro Plus 6.0* (*Media Cybernetics, Silver Spring, MD*), conforme descrito na metodologia.

A FIG. 9 mostra os valores médios e desvios padrão do diâmetro a cada milímetro da parte ativa dos instrumentos. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice A. Todos os instrumentos avaliados apresentaram um aumento de conicidade desde a ponta até o final da parte ativa, resultando em instrumentos com maior diâmetro em sua porção próxima à haste. A conicidade encontrada está de acordo com a descrita pelos fabricantes.

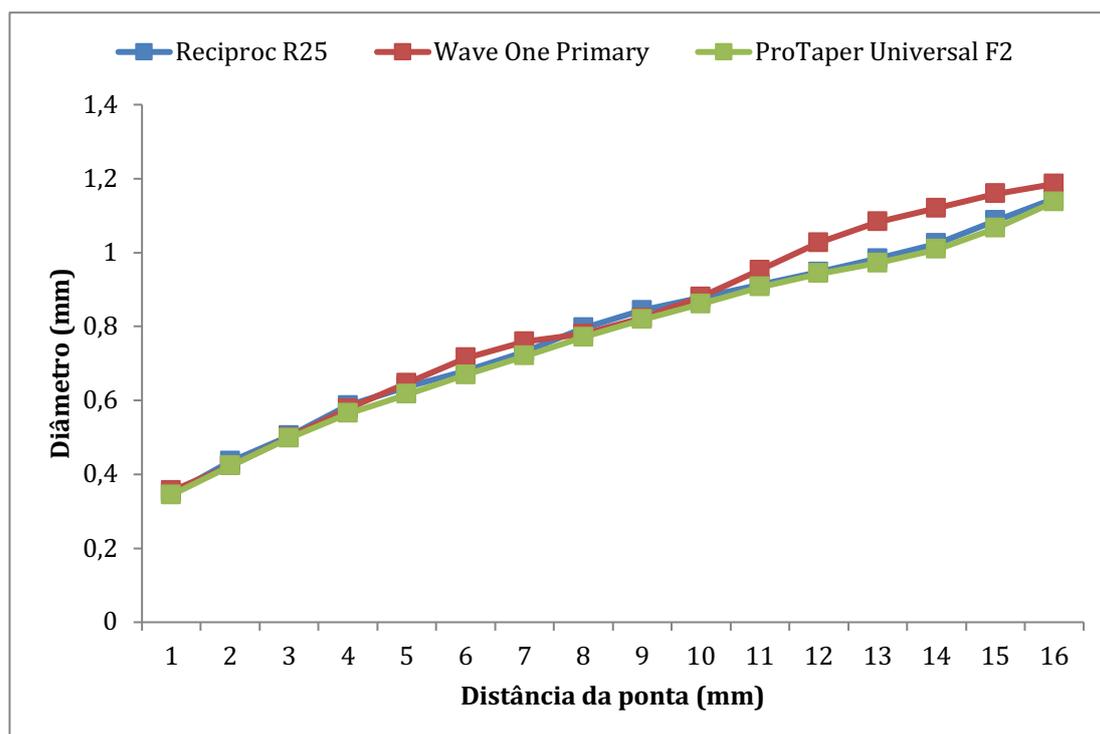


FIGURA 9 - Valores médios e desvios-padrão de diâmetro a cada milímetro da parte ativa determinados para instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal*.

Da análise da FIG. 9, pode ser observado que os diâmetros dos instrumentos analisados foram muito semelhantes ao longo da parte ativa, com *WO* apresentando maior valor médio de diâmetro a partir de 11 mm da ponta em relação aos outros dois instrumentos, o que pode estar relacionado à variação da geometria da seção transversal do instrumento ao longo da parte ativa.

### 5.3.2 Medida de comprimento de *pitch*

As medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitch*) foram realizadas em todo o comprimento da parte ativa dos 30 instrumentos analisados. Os valores médios dos comprimentos de *pitch* de instrumentos *RC*, *WO* e *PTU* analisados, estão representados na FIG. 10. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice B.

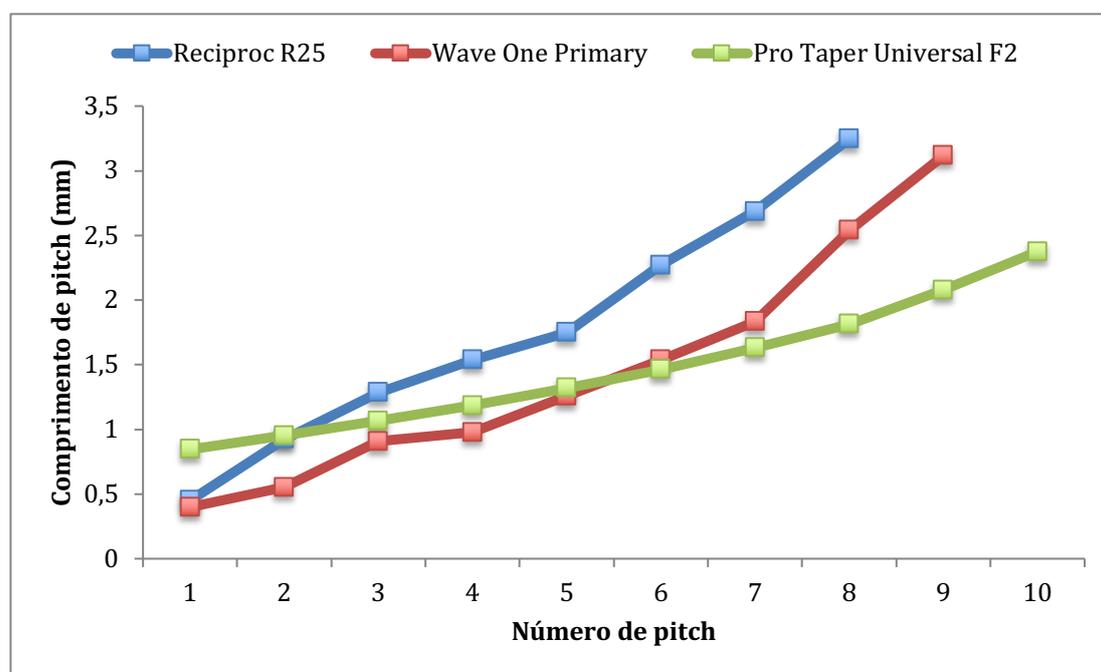


FIGURA 10 – Valores médios dos comprimentos de *pitch* de instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal*.

Ao analisar os resultados da Figura 10, observa-se uma considerável variação entre os comprimentos de *pitch*, com aumento gradativo dos mesmos ao longo da haste em todos os instrumentos analisados. Os instrumentos *ProTaper Universal* apresentaram maior número e menores comprimentos de *pitch*, quando comparados aos apresentados pelos instrumentos *Reciproc* e *WaveOne*.

Os instrumentos *RC* apresentaram menor número e maiores comprimentos de *pitch* em relação aos dois outros instrumentos analisados. Ao comparar os instrumentos *WO* e *PTU*, observa-se uma interseção nas linhas do gráfico entre o *pitch* de número 5 e 6. Comprimentos de *pitch* menores para *WO* na região anterior conferem maior resistência e maiores valores de comprimentos de *pitch* na região próxima à haste, o que favorece melhor remoção de debris do interior do canal radicular (MOUNCE, 2004).

Os instrumentos *PTU* apresentaram uma média de nove *pitchs* por instrumento, enquanto os instrumentos *WO* apresentaram uma média de oito e os instrumentos *RC* uma média de sete. Comprimentos de *pitch* maiores, aumentam a flexibilidade dos instrumentos, permitem uma melhor eficiência de corte e favorecem a remoção de debris do interior do canal. Além disto, o aumento do comprimento de *pitch* reduz o ângulo helicoidal, diminuindo a tensão torcional e a tendência de parafusamento do instrumento no interior do canal. Pode ser esperada menor necessidade de pressão axial sobre o instrumento em direção apical, por parte do operador, durante o preparo de canais (DIEMER & CALAS, 2004).

### **5.3.3 Medida de Diâmetro e Área da Seção Transversal a 3 mm da ponta do Instrumento**

Em uma análise mais detalhada, os valores médios (desvio padrão) do diâmetro a 3 mm da ponta (D3) dos instrumentos analisados podem ser observados na TAB. 4. A análise estatística dos valores médios de D3 dos três instrumentos analisados, não apresentou diferença significativa entre eles *RC* x *WO* ( $p = 0,52$ ); *RC* x *PTU* ( $p = 0,27$ ) e *WO* x *PTU* ( $p = 0,33$ ). A importância desta região é enfatizada neste trabalho, uma vez que é o local onde as solicitações mecânicas mais importantes se concentram durante o uso clínico, aliado ao fato de que esta é a região determinada pela especificação ISO 3630-1, para a realização de ensaios mecânicos de torção e flexão a 45° em instrumentos endodônticos (BAHIA & BUONO, 2005). Portanto, fica evidente a importância da semelhança entre os valores de D3 dos três instrumentos ensaiados em bancada de flexão e torção até a ruptura, na medida de que este importante parâmetro não será uma variável na avaliação da flexibilidade e resistência torcional dos diferentes instrumentos.

As imagens das seções transversais dos instrumentos, captadas por MEV, foram documentadas para posterior mensuração dos valores da área a 3 mm da ponta (A3). Os valores médios de (A3) para cada tipo de instrumento avaliado são apresentados na TAB. 4.

TABELA 4 – Valores médios e desvios-padrão de diâmetro (D3) e área a 3 mm da ponta (A3) determinados para instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal*.

Instrumentos	D3 (mm)	A3 (mm <sup>2</sup> )
<i>Reciproc</i>	0,504 (0,010)	0,112 (0,005) <sup>a</sup>
<i>WaveOne</i>	0,499 (0,020)	0,123 (0,005) <sup>b</sup>
<i>ProTaper Universal</i>	0,498 (0,006)	0,122 (0,038) <sup>b</sup>

Apesar de apresentarem D3 semelhantes, a análise estatística dos valores de A3 entre os pares de instrumentos analisados mostrou diferença significativamente menor para os instrumentos *RC*, quando comparados aos instrumentos *WO* ( $p = 0,00$ ) e aos instrumentos *PTU* ( $p = 0,00$ ). Já a comparação dos valores de A3 entre os instrumentos *WO* e *PTU* não apresentou diferença estatisticamente significativa entre eles ( $p = 0,36$ ). As diferenças dos valores médios de área podem ser explicadas pela diferença existente na geometria da seção transversal dos instrumentos.

A análise das imagens dos instrumentos mostrou seções transversais a 3 mm da ponta em forma de “S” itálico para os instrumentos *RC*, triangular côncava para os instrumentos *WO* e triangular convexa para os instrumentos *PTU* (FIG. 11). A geometria da seção transversal pode ser um fator determinante na eficiência de corte dos instrumentos, bem como nas suas propriedades mecânicas (SCHÄFER & OITZINGER, 2008).

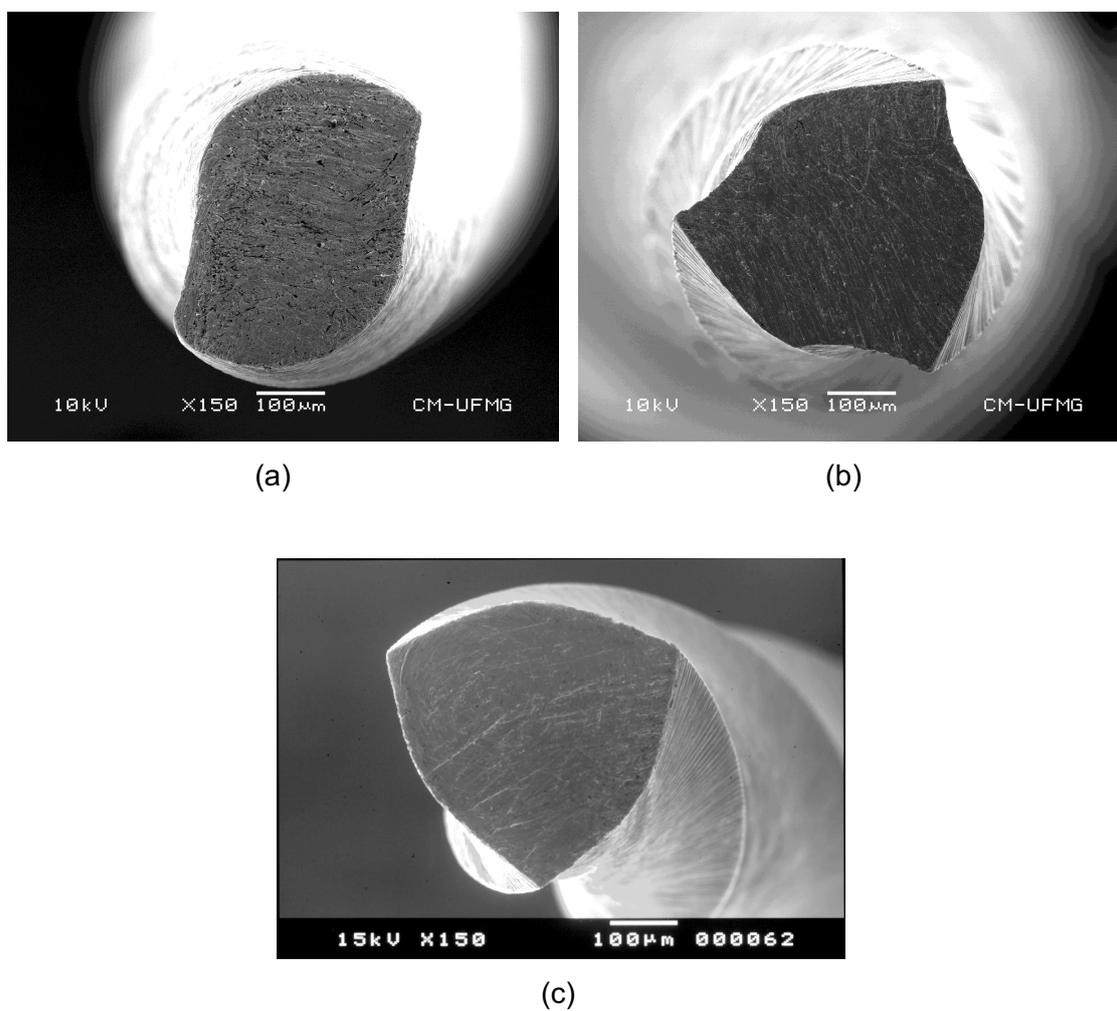


FIGURA 11 – Imagens da seção transversal dos instrumentos *Reciproc* (a), *WaveOne* (b) e *ProTaper Universal* (c).

#### 5.4 Ensaio de Flexão a 45°

A flexibilidade dos instrumentos endodônticos depende de suas propriedades metalúrgicas (composição química e tratamento termomecânico) e de suas características geométricas e dimensionais (TURPIN *et al.*, 2000; SCHÄFER *et al.*, 2003; VIANA *et al.*, 2010; BRAGA *et al.*, 2012). Os valores médios do momento de

dobramento ( $M_D$ ) e desvios padrão obtidos nos ensaios de flexão para os instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal* são apresentados na FIG. 12. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice C.

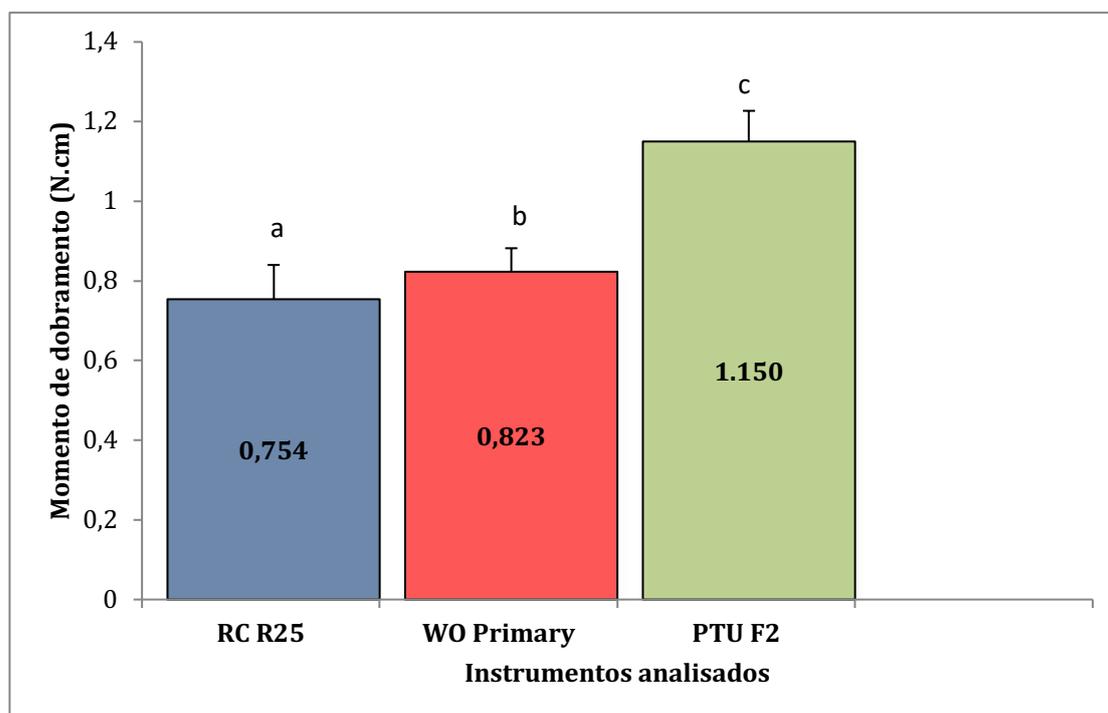


FIGURA 12 - Valores médios de momento de dobramento de instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal*.

Os instrumentos *RC* apresentaram o menor valor de momento de dobramento ( $M_D$ ), seguido por *WO* e *PTU*, nesta ordem. Na análise estatística realizada entre os pares de instrumentos, foram observadas diferenças significativas em relação aos valores de  $M_D$  em todos os pares de instrumentos analisados: *RC* x *WO* ( $p = 0,05$ ); *RC* x *PTU* ( $p = 0,00$ ) e *WO* x *PTU* ( $p = 0,00$ ). É sabido que quanto menor o momento de dobramento, maior a flexibilidade do instrumento. Espera-se que os menores valores de momento de dobramento sejam encontrados nos instrumentos com diâmetro e/ou área de seção transversal menores. Neste trabalho, os instrumentos *RC*, *WO* e *PTU* não apresentaram diferença estatisticamente significativa nos valores de  $D_3$ . Também não houve diferença estatística na comparação de  $A_3$  entre os instrumentos *WO* e *PTU*. Logo, é possível que a flexibilidade significativamente maior encontrada para os instrumentos *WO*, em relação aos instrumentos *PTU*, seja

devida ao tratamento termomecânico a que foram submetidos os fios utilizados na fabricação destes instrumentos (*M-Wire*). Entretanto, os instrumentos RC apresentaram valores de A3 significativamente menores que os outros dois instrumentos avaliados. Estas características geométricas dos instrumentos RC, associadas às características estruturais do *M-Wire*, justificam a flexibilidade significativamente maior observada para estes instrumentos em comparação aos instrumentos WO e PTU. O aumento das temperaturas de transformação, reduz as tensões necessárias à transformação martensítica da liga, rendendo maior flexibilidade aos instrumentos fabricados com *M-Wire*.

A geometria da secção transversal dos instrumentos endodônticos de NiTi tem uma influência no comportamento mecânico destes, sendo capazes de alterar as propriedades torcionais e flexurais dos mesmos (TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI *et al.*, 2003; SCHÄFER *et al.*, 2003; XU & ZENG, 2006; HAYASHI *et al.*, 2007; MELO *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2009). A área da secção transversal mostrou-se capaz de influenciar a resistência à flexão a 45°. De fato, a flexibilidade já foi citada anteriormente como inversamente proporcional à área da secção transversal (SCHÄFER *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; VIANA *et al.*, 2010). Esta observação foi corroborada pelos resultados encontrados no presente estudo.

Viana *et al.* (2013) avaliaram a influencia do uso clínico simulado na flexibilidade de instrumentos rotatórios dos sistemas *ProTaper Universal (PTU)*, *K3* e *EndoSequence (ES)*. Ao comparar os coeficientes de correlação entre momento de dobramento, D3 e A3, foi constatado que ambos os parâmetros geométricos possuem um alto coeficiente de correlação com a flexibilidade de instrumentos rotatórios de NiTi dos diferentes sistemas avaliados. Entretanto, foi verificada uma correlação mais forte entre flexibilidade e A3, uma vez que instrumentos com diâmetros semelhantes e áreas diferentes se comportaram de forma diferente entre si. Os ensaios de dobramento a 45° realizados neste trabalho revelaram a tendência da flexibilidade dos instrumentos diminuir com o aumento do diâmetro e da área da seção transversal a 3 mm da ponta e com a diminuição das temperaturas de transformação. Isto mostra que a forma geométrica e as dimensões desses instrumentos, assim como as características estruturais e as temperaturas de transformação da liga NiTi utilizada em sua confecção, influenciam a flexibilidade e portanto o comportamento clínico dos mesmos.

## 5.5 Ensaio de Torção

### 5.5.1 Instrumentos Novos

Os instrumentos *RC*, *WO* e *PTU* novos, quando ensaiados em máquina para testes de torção até a ruptura, apresentaram os valores médios de torque máximo, com seus respectivos desvios padrão, são mostrados na TAB. 5 e FIG. 13. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice D.

TABELA 5 - Valores médios (desvio padrão) de torque máximo e deflexão angular até a fratura de instrumentos novos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal*, ensaiados em torção até a ruptura.

Instrumentos Novos	Torque Máximo (N.cm)	Deflexão Angular até a fratura (°)
<i>Reciproc</i>	1,763 (0,222)	295 (35)
<i>WaveOne</i>	1,852 (0,293)	241 (28)
<i>ProTaper Universal</i>	1,418 (0,172)	427 (95)

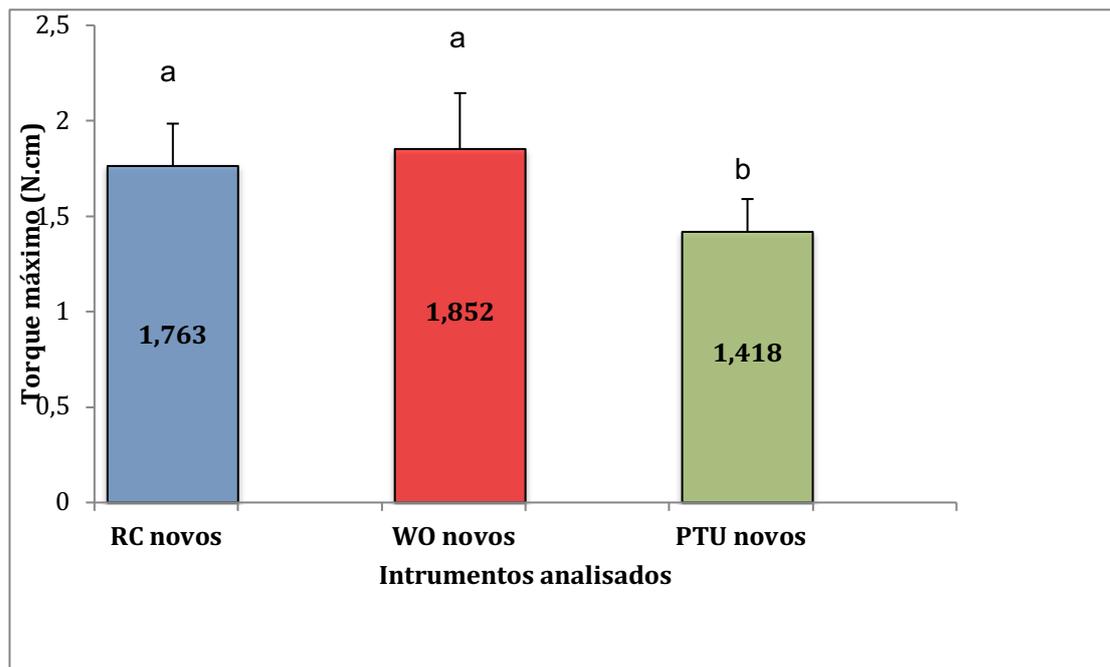


FIGURA 13 - Valores médios de torque máximo de instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal* novos, ensaiados em torção até a ruptura.

Da análise da Figura 13 pode ser verificado maiores valores de torque máximo para os instrumentos WO, quando comparados aos instrumentos RC e PTU. Os valores médios de A3 significativamente maiores de WO, em comparação aos instrumentos RC, podem ter influenciado este resultado. Entretanto, a análise estatística dos valores de torque não apresentou diferença significativa entre os pares de instrumentos ( $p = 0,41$ ). Este resultado está em acordo com os relatos da literatura, que afirmam que o comportamento em torção dos instrumentos endodônticos de NiTi é influenciado por uma variedade de fatores como: diâmetro, geometria e área da seção transversal, composição química e processo termomecânico aplicado durante a fabricação (KUHN & JORDAN, 2002; BAHIA *et al.*, 2005; MIYAI *et al.*, 2006). Existe uma forte relação entre o torque máximo que um instrumento pode suportar e o seu diâmetro (PETERS & BARBAKOW, 2002; BAHIA *et al.*, 2006b; CAMARA *et al.*, 2009). Embora o diâmetro em D3 dos três instrumentos avaliados tenha sido semelhante, diferentes valores de torque máximo foram obtidos neste estudo. É também aceito que a geometria da seção transversal dos instrumentos afeta o padrão de distribuição de tensões, bem como a resistência à torção (TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2009). Ainda de acordo com a literatura, os valores de torque máximo aumentam proporcionalmente com a área da seção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos (SCHÄFER *et*

*al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; VIANA *et al.*, 2010). Este estudo selecionou instrumentos com dimensões e geometrias semelhantes, com o objetivo de avaliar a influência do tratamento termomecânico no comportamento mecânico em torção dos instrumentos. Entretanto, apesar de valores de D3 semelhantes entre os instrumentos, foi observada uma diferença estatisticamente significativa nos valores de A3 para os instrumentos *RC*, que apresentaram valores de área menores que *WO* e *PTU*, dificultando a interpretação dos resultados.

Os instrumentos *PTU*, apesar de apresentarem valores médios de D3 semelhantes aos dos instrumentos *WO* e *RC*, e valores de A3 semelhantes a dos instrumentos *WO*, mostraram valores de torque máximo significativamente menores, quando comparados aos instrumentos *WO* e *RC* ( $p = 0.00$ ). A comparação entre os sistemas *WO* e *RC*, produzidos com fio *M-Wire*, com os instrumentos *PTU* fabricados com fio NiTi convencional, sugere que o tratamento termomecânico aplicado ao *M-Wire*, pode ter possibilitado a nucleação de precipitados coerentes de  $Ti_3Ni_4$ , favorecendo o endurecimento da matriz e aumento da resistência torcional. Estes resultados estão de acordo com trabalho realizado por Johnson *et al.* (2008), onde maior resistência torcional foi encontrada para os instrumentos fabricados com o fio *M-Wire*.

De acordo com Diemer & Calas (2004), comprimentos de *pitch* menores promovem um aumento na resistência torcional de instrumentos endodônticos. Assim os comprimentos de *pitch* menores na ponta dos instrumentos *WO* podem ter influenciado os valores de torque máximo encontrados neste estudo.

No que diz respeito à deflexão angular até a fratura, os 36 instrumentos novos ensaiados até a ruptura em dispositivo de bancada para testes de torção, apresentaram os valores médios de deflexão angular até a fratura mostrados na FIG. 14. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice D.

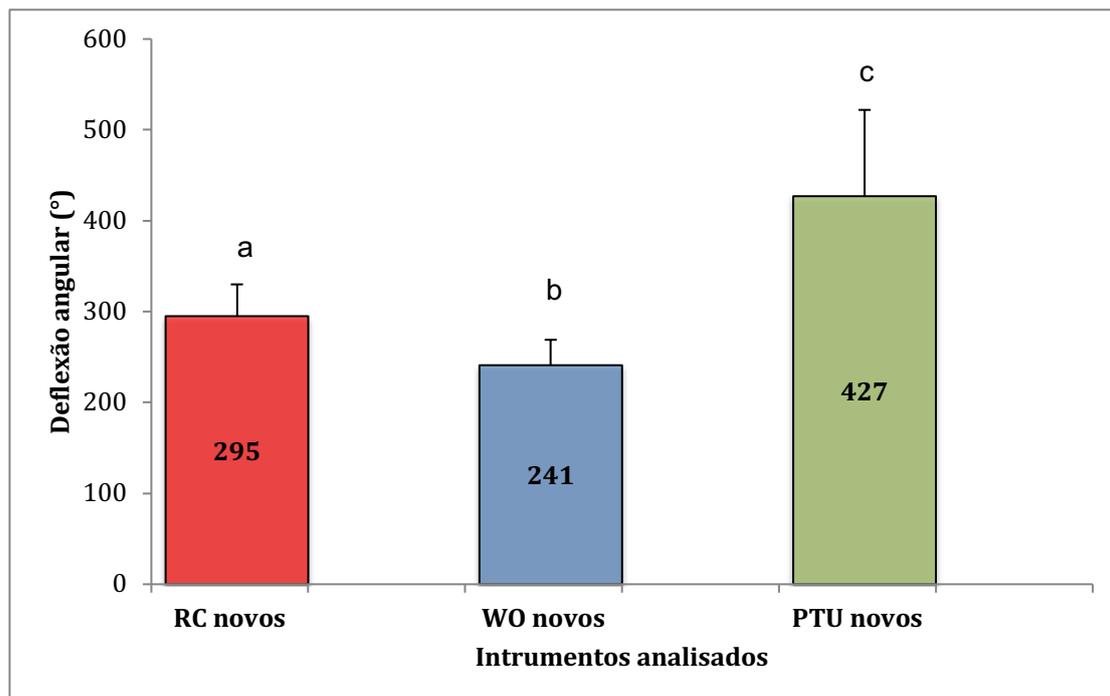


FIGURA 14 - Valores médios de deflexão angular até a fratura de instrumentos novos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal*, ensaiados em torção até a ruptura.

Da análise da FIG.14, pode ser observado que os instrumentos *PTU* apresentaram os maiores valores de deflexão angular, seguidos pelos instrumentos *RC* e *WO* nesta ordem. A comparação estatística apresentou diferenças estatisticamente significativas entre todos os pares de instrumentos novos ensaiados em torção até a ruptura: *WO* x *RC* ( $p = 0,00$ ); *WO* x *PTU* ( $p = 0,00$ ) e *RC* x *PTU* ( $p = 0,00$ ). Em estudo comparativo da resistência torcional de instrumentos *GT* e *GTX*, Kramskowski & Bahcall (2009) também encontraram valores de deflexão angular significativamente maiores para os instrumentos *GT* (fabricados com liga NiTi convencional) em relação aos instrumentos *GTX* (fabricados com *M-Wire*). A relação de aumento da deflexão angular até a fratura com o aumento de diâmetro dos instrumentos descrita por outros autores (GAMBARINI, 2000; ULLMANN & PETERS, 2005; MARTINS, 2008), não foi observada neste trabalho, já que os pares de instrumentos analisados apresentaram valores de D3 semelhantes entre si. Bahia *et al.* (2006b), avaliando instrumentos *ProFile* 0.04 e 0.06, observaram uma tendência de aumento da deflexão angular até a fratura apenas para os instrumentos de *taper* 0.04. Por outro lado, Melo *et al.* (2008), analisando instrumentos *K3* 0.04 e 0.06, observaram esta tendência apenas para os instrumentos 0.06. Fica claro que não há consenso na literatura sobre a relação entre os valores de deflexão angular e as características geométricas e

dimensionais dos instrumentos. A medida da deflexão angular fornece alguma informação sobre o ângulo de rotação que um instrumento pode realizar até a fratura. Contudo, parece que este parâmetro não se correlaciona necessariamente com o diâmetro dos instrumentos e, portanto, não permite uma avaliação adequada dos instrumentos endodônticos numa perspectiva clínica.

### 5.5.2 Instrumentos Usados na Prática Clínica

O comportamento torcional dos instrumentos endodônticos de NiTi é afetado por uma variedade de fatores, tais como diâmetro, *taper*, *design*, composição química da liga e tratamentos termomecânicos aplicados durante a fabricação (KUHN & JORDAN, 2002; BAHIA *et al.*, 2005; MIYAI *et al.*, 2006). No entanto, existe uma forte relação entre o torque máximo que um instrumento pode suportar e o seu diâmetro (PETERS & BARBAKOW, 2002, BAHIA *et al.*, 2006). Também tem sido sugerido que a forma da seção transversal dos instrumentos pode afetar o padrão de distribuição da tensão sobre o mesmo, bem como as suas propriedades de torção (TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; CAMARA *et al.*, 2009; KIM *et al.*, 2009).

Os instrumentos *RC*, *WO* e *PTU*, quando utilizados na prática clínica na limpeza e formatação dos canais radiculares de um molar e, em seguida, ensaiados na mesma máquina para testes de torção até a ruptura, apresentaram os valores médios de torque máximo e deflexão angular até a fratura e seus respectivos desvios padrão, mostrados na TAB. 6, FIG. 15 e 16. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice E.

TABELA 6 - Valores médios (desvio padrão) de torque máximo e deflexão angular até a fratura de instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal* após uso clínico e ensaiados em torção até a ruptura.

Instrumentos Usados	Torque Máximo (N.cm)	Deflexão Angular até a fratura (°)
<i>Reciproc</i>	1,590 (0,224)	318 (48)
<i>WaveOne</i>	1,692 (0,223)	220 (26)
<i>ProTaper Universal</i>	1,270 (0,139)	358 (46)

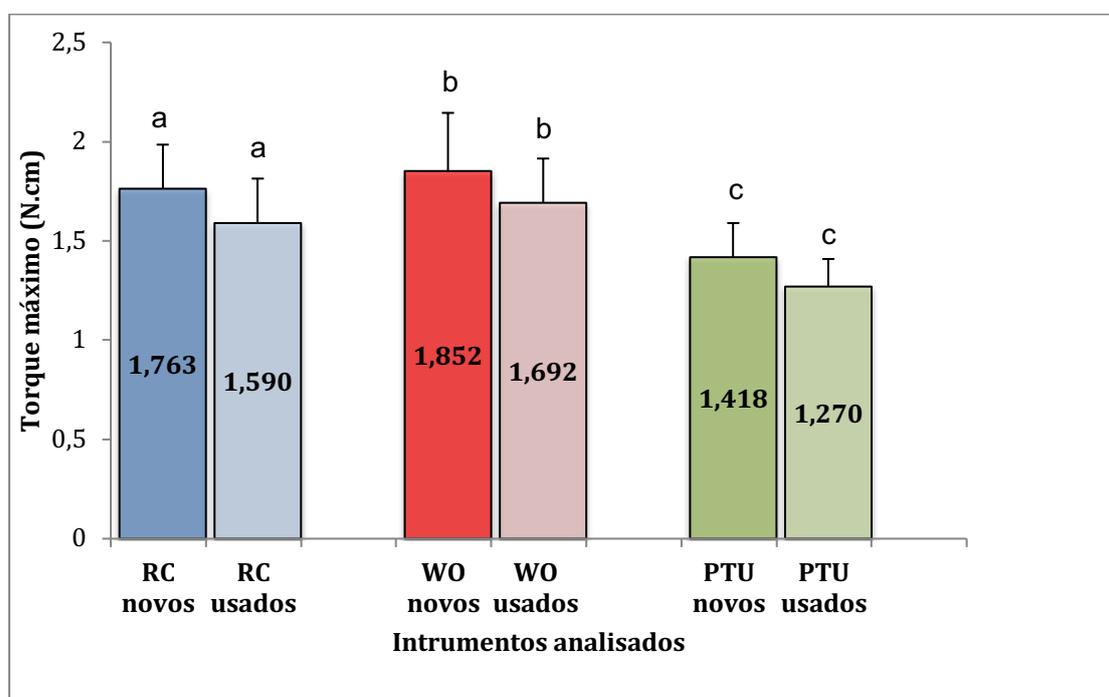


FIGURA 15 - Valores médios de torque máximo de instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal* novos e após uso clínico, ensaiados em torção até a ruptura.

Os valores mostram uma redução da resistência torcional para todos os instrumentos avaliados após a utilização na prática clínica. Entretanto, a comparação estatística entre os valores de torque máximo para os instrumentos *RC*, novos e após uso clínico, não apresentou diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,07$ ), da mesma forma que os instrumentos *WO* ( $p = 0,15$ ) e os instrumentos *PTU* ( $p = 0,06$ ).

Foi demonstrado que os instrumentos rotatórios de NiTi, utilizados durante o preparo de 5 canais, apresentaram menores valores de torque máximo quando comparados a instrumentos novos. Estes achados sugerem que a fadiga flexural ou torcional, gerada pelo uso dos instrumentos em canais curvos e pelo travamento dos mesmos no interior dos canais, poderia facilitar a propagação de trincas e, conseqüentemente, reduzir os valores de torque máximo e de deflexão angular até a fratura dos instrumentos de NiTi usados (YARED *et al.*, 2004, BAHIA *et al.*, 2006). Logo, os motores com baixos valores de torque podem prevenir a fratura por torção somente se os valores selecionados forem aqueles referentes ao primeiro uso do instrumento. O melhor seria evitar o uso clínico prolongado e utilizar instrumentos rotatórios de NiTi novos para os casos mais complexos (GAMBARINI 2001).

Peters *et al.* (2003) estabeleceram que o torque gerado nos instrumentos está correlacionado não somente com a força apical exercida no preparo de canais, mas também com o volume do canal radicular. Conseqüentemente, o preparo de canais atrésicos podem submeter os instrumentos a altos valores de forças torcionais e apicais. Ullmann & Peters (2005) relataram que o uso repetido de instrumentos *ProFile* em canais simulados diminuiu os valores de torque até a fratura, em comparação com instrumentos novos, como encontrado no presente estudo.

Bahia *et al.* (2006) observaram que a deformação cíclica de instrumentos *ProFile* até metade e três quartos de sua vida em fadiga produziu uma redução estatisticamente significativa nos valores de torque máximo em todos os instrumentos ensaiados em torção, quando comparados aos valores obtidos para instrumentos novos.

Vieira *et al.* (2009), ao avaliarem o comportamento torcional de instrumentos rotatórios de NiTi *ProTaper Universal F2* após uso clínico, observaram uma redução média de 13% em comparação ao grupo controle. Esses resultados confirmam o papel desempenhado pelo uso clínico múltiplo na redução da resistência torcional de instrumentos rotatórios de NiTi.

Entretanto, este estudo, avaliando a influência do uso clínico na formatação de um molar, através de movimento recíproco, não pôde corroborar os resultados dos estudos citados anteriormente com instrumentos rotatórios. Embora tenha sido observada uma redução na resistência torcional dos instrumentos *RC*, *WO* e *PTU* avaliados, esta não se mostrou estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ). É importante salientar que os instrumentos pesquisados tem uso clínico único, conforme

preconizado pelos fabricantes, e provavelmente as tensões torcional e flexural geradas com o movimento recíproco no preparo de um molar sejam inferiores àquelas geradas após a formatação de cinco molares em movimento rotatório. O alto custo dos instrumentos rotatórios de NiTi levam os clínicos à reutilização o que pode ocasionar um aumento na probabilidade de fratura. Iqbal *et al.* (2004) mostraram em um estudo retrospectivo a alta incidência de fratura de instrumentos rotatórios de NiTi em canais curvos, principalmente em molares inferiores.

No movimento rotatório, os instrumentos giram 360 graus, no interior do canal radicular, de maneira contínua. Já no movimento recíproco, os instrumentos, apesar de realizarem o trajeto de uma volta completa (360 graus), o fazem não de maneira contínua, mas de forma alternada, já que o movimento nos sentidos horário e anti-horário, com amplitudes diferentes, mas sempre abaixo dos valores de deflexão angular até a fratura do instrumento, reduza a possibilidade de fratura. Talvez seja esta a explicação para o menor consumo da vida em torção dos instrumentos utilizados em movimento recíproco, quando comparados aos instrumentos utilizados através de movimento rotatório. No trabalho em direções alternadas, a chance de travamento das lâminas de corte dos instrumentos nas paredes de dentina do canal é menor, levando a um menor desgaste da resistência torcional (YARED *et al.* 2008).

A FIG. 16 mostra a comparação entre os valores médios de deflexão angular até a fratura e seus respectivos desvios padrão apresentados pelos instrumentos RC, WO e PTU novos e após uso clínico. Os dados referentes a todas as medidas obtidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice E.

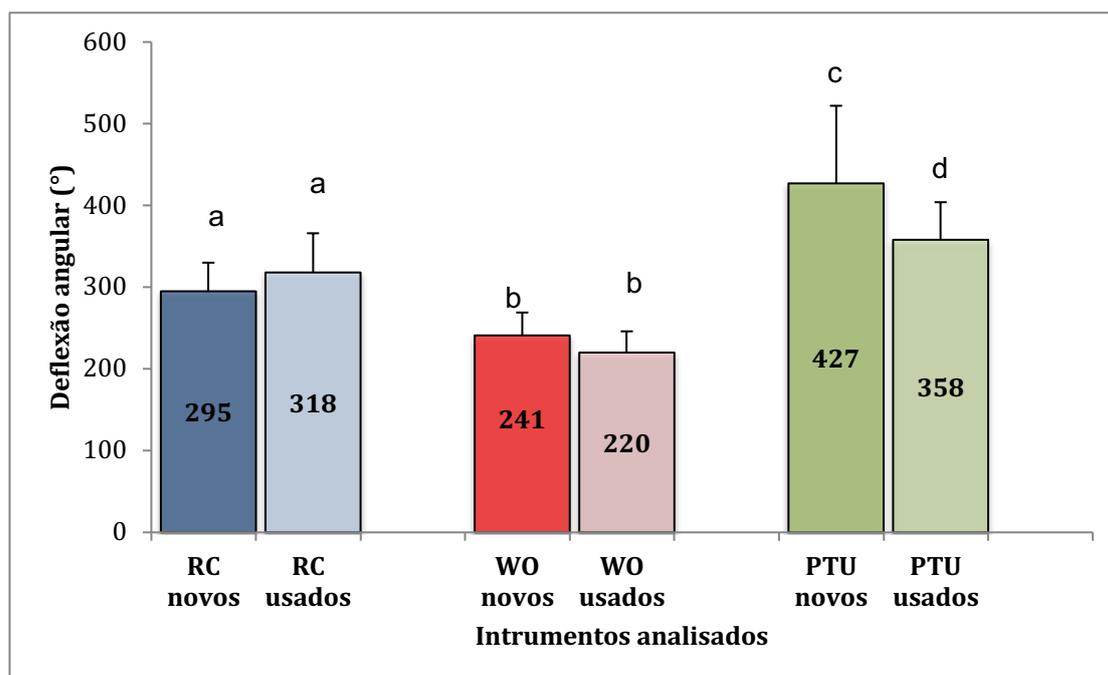


FIGURA 16 - Valores médios de deflexão angular até a fratura de instrumentos *Reciproc*, *WaveOne* e *ProTaper Universal*, novos e após uso clínico, ensaiados em torção até a ruptura

Com relação à deflexão angular, a comparação entre instrumentos novos e após uso clínico, mostra uma redução dos valores desse parâmetro após o uso clínico, com exceção dos instrumentos *RC*. Entretanto, as análises estatísticas mostraram não haver diferenças significativas entre os pares de instrumentos analisados: *WO* novos x *WO* usados ( $p = 0,07$ ) e *RC* novos x *RC* usados ( $p = 0,19$ ). Porém, para os instrumentos *PTU* novos x *PTU* usados, a análise estatística demonstrou haver uma redução significativa dos valores de deflexão angular ( $p = 0,04$ ). Como já dito anteriormente, parece que este parâmetro não se correlaciona necessariamente com o diâmetro dos instrumentos e, portanto, não permite uma avaliação adequada do comportamento dos instrumentos endodônticos numa perspectiva clínica.

### 5.5.3 Análise da superfície dos instrumentos novos e após uso clínico.

A superfície dos mesmos instrumentos sem uso e após uso clínico, selecionados de maneira aleatória, foi examinada por MEV, conforme descrito na metodologia. A estabilidade geométrica e dimensional dos instrumentos endodônticos é um importante fator na avaliação de suas propriedades mecânicas. A observação das

FIG. 17 e 18 apresenta a maior variabilidade do formato de ponta dos instrumentos RC (FIG. 17), quando comparados aos instrumentos WO (FIG. 18).

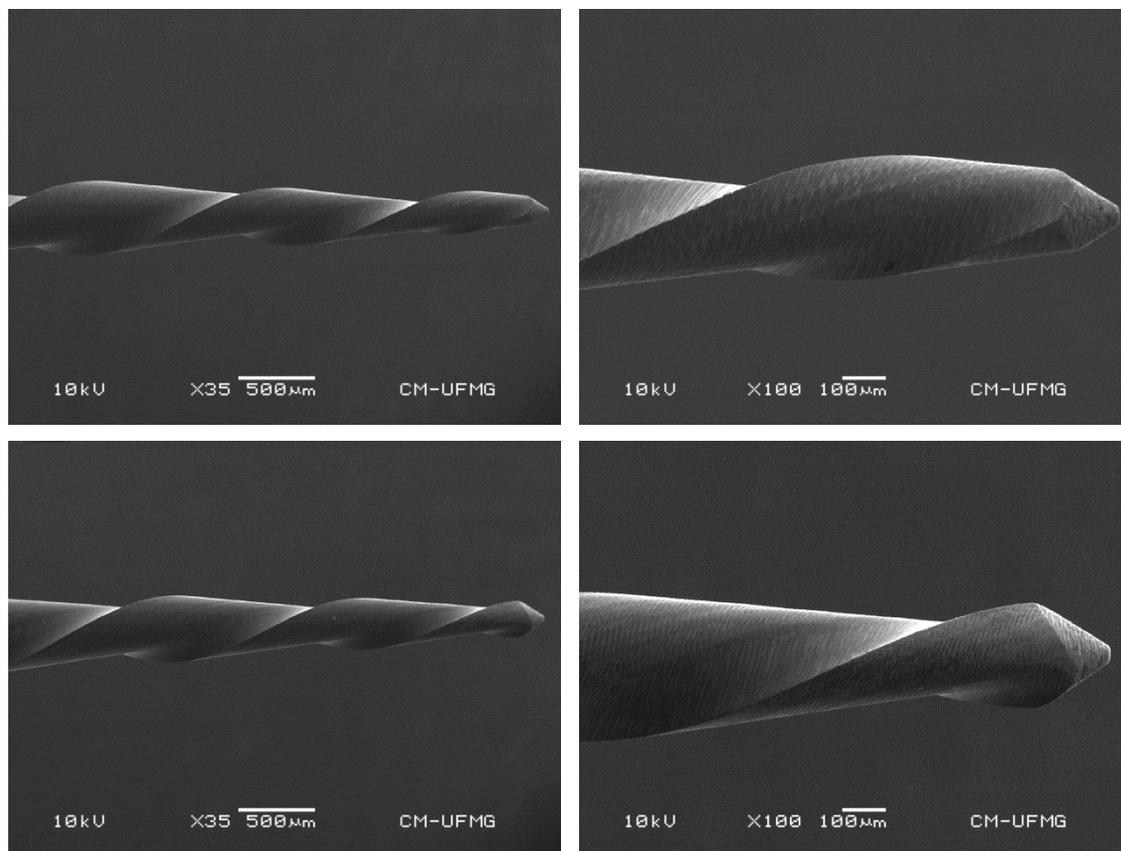


FIGURA 17 – Imagens da ponta e do ângulo de corte de instrumentos RC, em aumentos diferentes, mostrando a variação geométrica e dimensional.

Especialmente em instrumentos de NiTi de uso único, como os avaliados neste estudo, esta estabilidade da ponta merece uma atenção especial, uma vez que são necessariamente submetidos à pressão apical pelo operador, para que possam alcançar o comprimento de trabalho desejado, sem dilatação prévia dos terços coronário e médio do canal. Esta pressão apical, algumas vezes excessiva, pode levar à fratura do instrumento, principalmente se a ponta apresenta menos massa metálica e/ou comprimento de *pitch* muito longo.

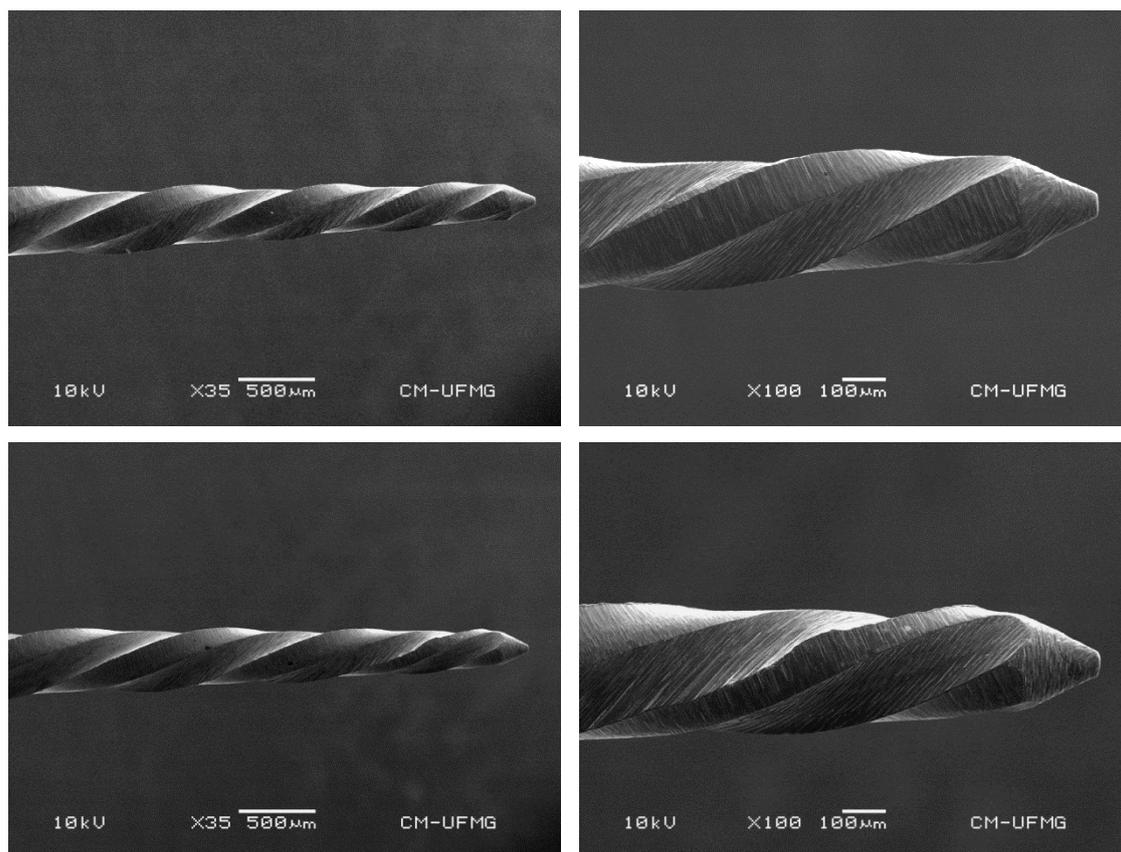


FIGURA 18 – Imagens da ponta e do ângulo de corte de instrumentos WO, em aumentos diferentes, mostrando uma melhor estabilidade geométrica e dimensional, em relação aos instrumentos RC.

A superfície dos instrumentos sem uso e após uso clínico, selecionados de maneira aleatória, foi examinada por MEV, conforme descrito na metodologia. As características da superfície dos instrumentos sem uso observadas neste trabalho (FIG. 19) são bem conhecidas e estão registradas na literatura (EGGERT *et al.*, 1999, MARTINS, 2003, BAHIA *ET AL.*, 2006, VIEIRA *et al.*, 2008, VIEIRA *et al.*, 2009). Da observação da FIG. 19, pode ser constatada a presença de sulcos de usinagem, manchas e escoamento superficial de material na união de duas faces cortantes, esta última característica observada nos instrumentos WO.

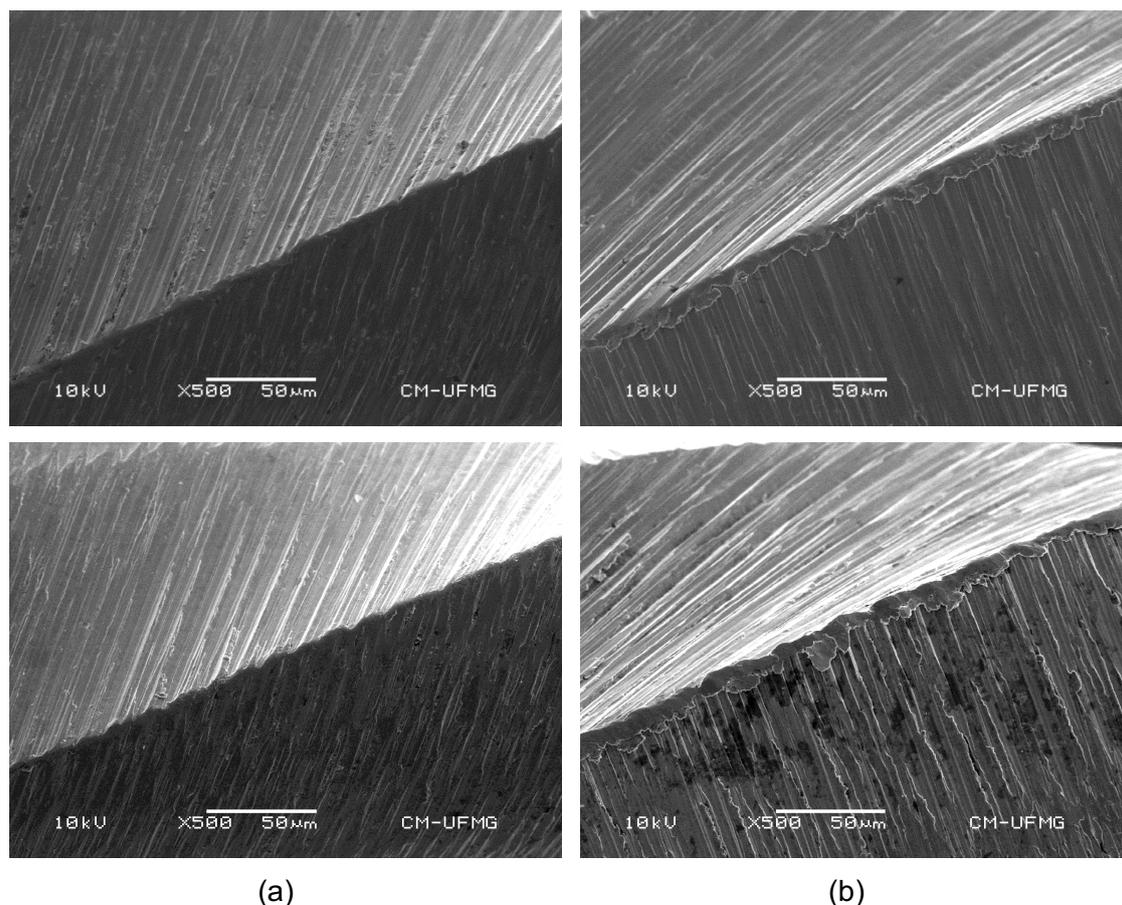
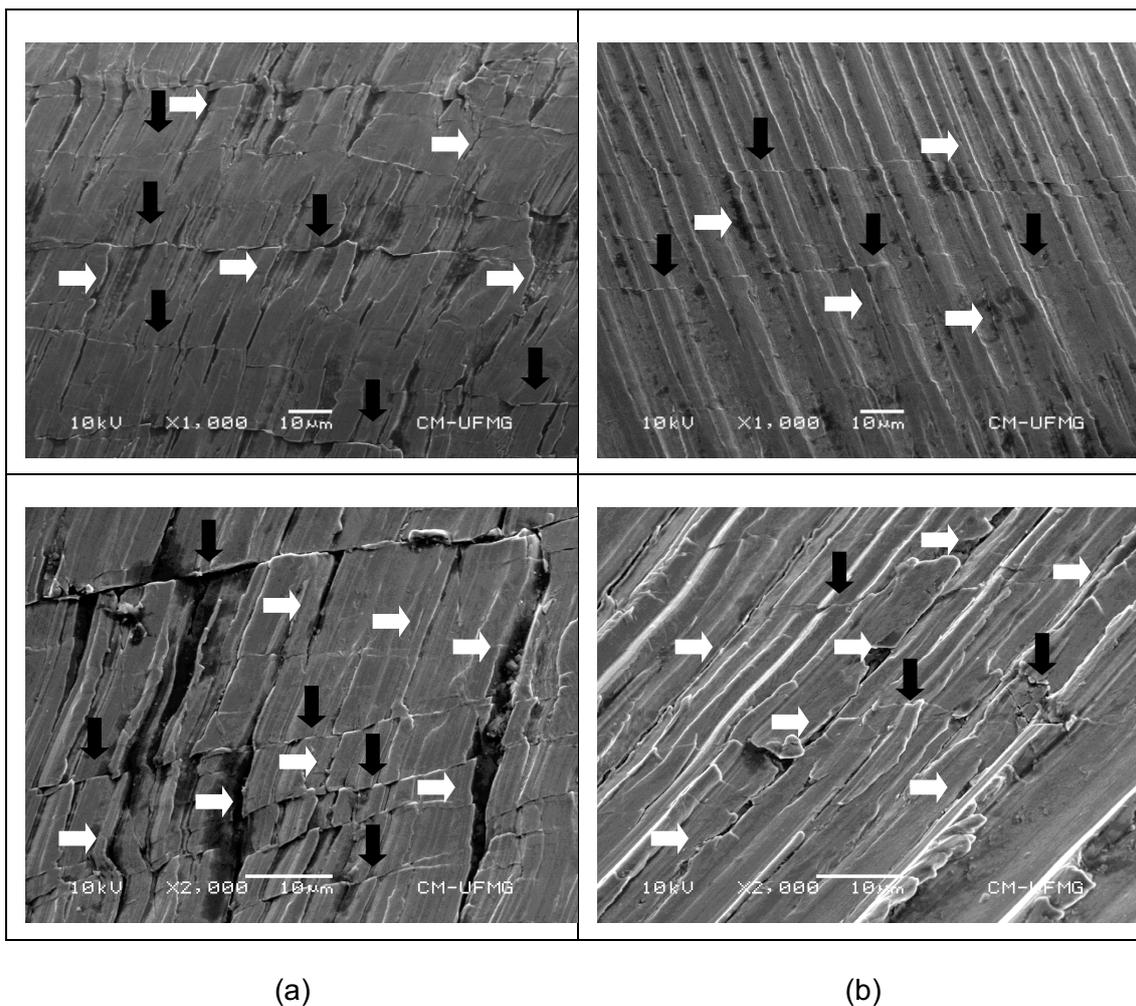


FIGURA 19 – Imagens mostrando as características superficiais, decorrentes dos processos de usinagem na fabricação de instrumentos RC (a) e WO (b) novos.

Durante o preparo de canais radiculares, os instrumentos são submetidos a tensões torcionais e flexurais. Conseqüentemente, os instrumentos usados com movimento recíproco são submetidos a tensões torcionais que geram no material a nucleação e propagação de trincas longitudinais associadas às trincas transversais decorrentes de tensões flexurais (BAHIA *et al.*, 2008, VIEIRA *et al.* 2009). Os resultados deste estudo demonstram uma predominância de trincas longitudinais compatível com a predominância de tensões torcionais geradas pela pressão apical sobre o instrumento, durante o movimento recíproco, para o instrumento único atinja o comprimento de trabalho do canal radicular (FIG. 20).



**FIGURA 20** – Imagens mostrando trincas longitudinais (setas pretas) e transversais (setas brancas) após uso clínico dos instrumentos *RC* (a) e *WO* (b), na formação dos canais radiculares de um molar.

A presença de trincas longitudinais, isto é, trincas paralelas ao eixo longo do instrumento, já foi anteriormente descrita (PENG *et al.*, 2005; TRIPI *et al.*, 2006; VIEIRA *et al.*, 2008) e acredita-se que estas possam refletir na direção da carga de torção sobre a superfície do instrumento.

Padrões de trincas semelhantes foram observados por Bahia *et al.* (2008) que avaliando o efeito da deformação cíclica em torção na resistência à fratura dos instrumentos *K3*, observaram uma redução significativa na resistência à fadiga flexural dos instrumentos. Entretanto, a resistência torcional não foi afetada. Este comportamento estaria associado às trincas longitudinais geradas durante o

carregamento cíclico, que agiriam como sítios de nucleação para as trincas de fadiga flexural.

Peters *et al.* (2003) estabeleceram que o torque foi correlacionado não somente com a força apical, mas também com o volume pré-operatório do canal radicular. Por isso, a formatação de canais atrésicos e constrictos pode submeter os instrumentos rotatórios a altas cargas torcionais e forças dirigidas no sentido apical. Assim, cada vez que o instrumento rotatório de NiTi encontra resistência, sofre carregamento torcional, cuja extensão depende da dureza da dentina e do diâmetro do canal. Atuando sobre a superfície do instrumento, este carregamento cíclico torcional pode levar à fadiga torcional (BAHIA *et al.*, 2008).

A sobrecarga torcional geralmente ocorre, quando uma área substancial do instrumento é submetida a atrito excessivo na parede do canal, quando a ponta ou outra parte do instrumento apresenta diâmetro maior que o do canal, ou quando excessiva pressão apical é aplicada sobre a peça de mão. Sob essas circunstâncias, o instrumento pode se prender e caracterizar o “*taper lock*”, levando a um grande aumento nos valores de tensão torcional, conseqüente deformação plástica e possibilidade de fratura do mesmo (BAHIA *et al.*, 2008).

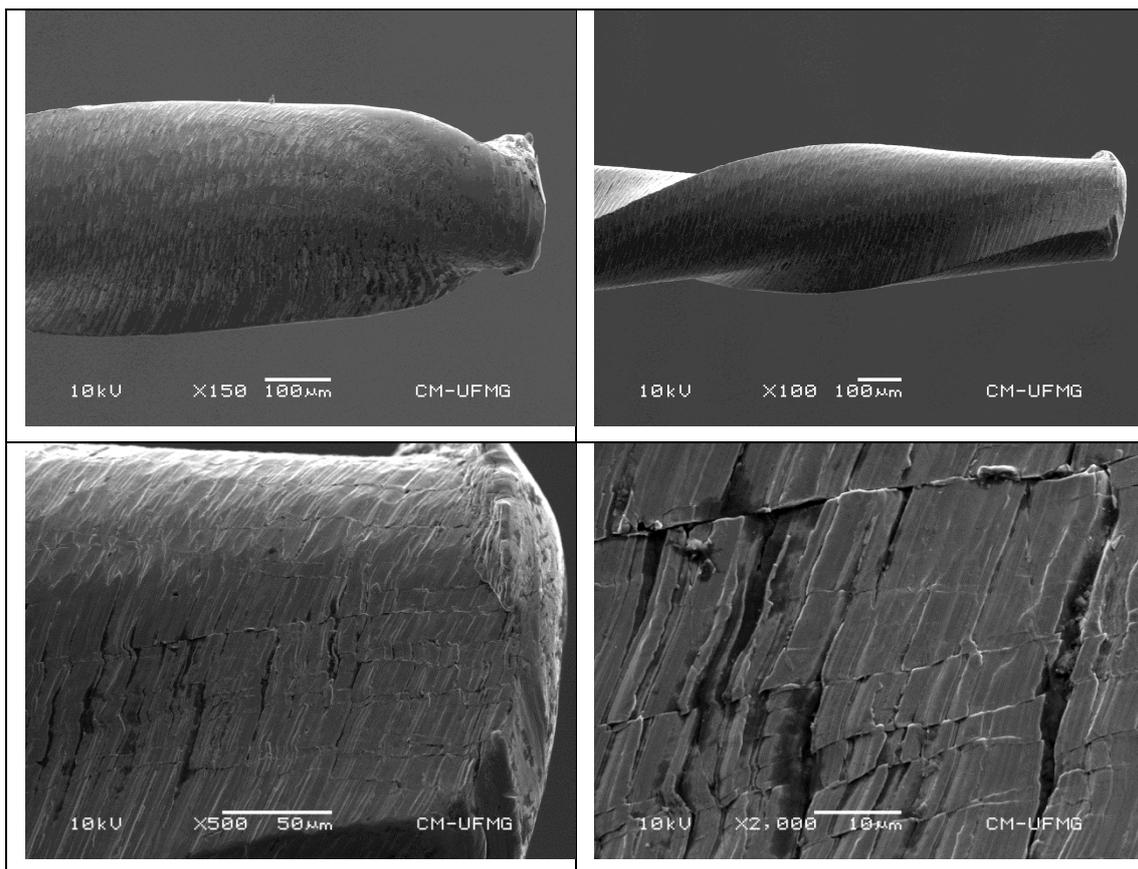
Quando um instrumento endodôntico de NiTi trabalha no interior de um canal radicular curvo, ele é submetido a ciclos de tração e compressão principalmente na região de curvatura do canal, além das tensões torcionais concomitantes. Os níveis de tensão a que são submetidos os instrumentos durante esse carregamento cíclico dependem das características geométricas apresentadas pela curvatura do canal e da geometria e dimensões do próprio instrumento. A tendência é que o maior nível de tensão seja sofrido pelo instrumento na região de curvatura máxima do canal radicular (BAHIA & BUONO, 2005, CHEUNG & DARVELL, 2007). Estas formas cíclicas de tensão geram fadiga flexural, envolvendo nucleação e crescimento trincas.

Embora a fadiga flexural parece ter um efeito cumulativo sobre os instrumentos endodônticos, causando redução da resistência ao longo do tempo, os estudos clínicos não conseguiram demonstrar a relação entre a extensão dos efeitos cumulativos, e o momento de fratura desses instrumentos. Por exemplo, Fife *et al.* (2004) não observaram diferenças estatisticamente significativas quanto a vida em fadiga remanescente de instrumentos *ProTaper* utilizados em dois ou quatro

molares, enquanto *Vieira et al.* (2008) obtiveram resultados semelhantes após a formatação de cinco ou oito molares. Além disso, o uso simulado de instrumentos *ProFile* entre 1/2 e 3/4 de sua vida em fadiga (BAHIA *et al.*, 2006) e de instrumentos *ProTaper* até 30%, 60% e 90% de sua vida fadiga (ULLMANN & PETERS, 2005) não demonstraram diferença significativa na resistência à torção dos mesmos entre si. Estes resultados foram interpretados como uma indicação de que nucleação de trincas ocorre precocemente durante a fadiga flexural de instrumentos rotatórios de NiTi, mas a propagação lenta das trincas, devido à nucleação de múltiplas trincas secundárias, leva à dissipação de energia em um sistema de trincas altamente ramificado (BAHIA & BUONO, 2005). Este pode ser o principal mecanismo responsável pela lenta propagação das trincas de fadiga nas ligas NiTi superelásticas.

Os instrumentos de uso único, ao serem utilizados na prática clínica, sofrem grandes tensões, uma vez que além de formatarem o canal radicular, trabalhando em áreas de curvatura e de anatomias complexas, por serem instrumentos únicos, não fazendo parte de um conjunto de instrumentos, são necessariamente submetidos à pressão apical, aplicada pelo operador, a fim de atingir a medida do comprimento de trabalho desejado. Essas tensões de flexão e torção agem de maneira conjunta e podem influenciar o desempenho dos instrumentos durante o uso clínico.

Durante a formatação dos canais radiculares de um molar, por cada tipo de instrumento avaliado neste estudo, totalizando 36 molares (em média 108/150 canais) ocorreu a fratura de dois instrumentos Reciproc, apresentados na FIG. 21. Nenhum dos outros dois tipos de instrumentos utilizados neste estudo, *WO* e *PTU*, sofreram fratura durante o uso clínico.



**FIGURA 21** – Imagens mostrando os instrumentos *Reciproc* fraturados durante o uso clínico.

Os instrumentos *RC* e *WO* utilizados em movimento recíproco, constituem uma nova geração de instrumentos endodônticos de NiTi. A redução da fratura por fadiga e torção constituem algumas vantagens preconizadas pelos fabricantes. O uso de um instrumento único diminui o tempo de preparo de canais, reduz o custo e a contaminação cruzada na clínica. Embora estas vantagens encorajem o uso clínico destes instrumentos, estudos adicionais clínicos e laboratoriais são necessários para se alcançar maior segurança e previsibilidade na prática clínica.

## 6 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho dão suporte às seguintes conclusões:

- Os instrumentos de NiTi avaliados apresentaram composições químicas similares, aproximadamente equiatômicas, apropriadas para o desenvolvimento da superelasticidade. As análises de DRX e de DSC confirmaram que esses instrumentos apresentaram a austenita, fase  $\beta$ , como principal constituinte à temperatura ambiente. A menor percentagem de Ni encontrada nos instrumentos *WaveOne* e *Reciproc* pode ser devida à formação de precipitados pelo tratamento térmico a que foi submetido o fio *M-Wire*, utilizado na confecção destes instrumentos. Os instrumentos *WaveOne* e *Reciproc* apresentaram também um aumento relevante nas temperaturas de transformação de fase, indicando a possível presença da fase B19' coexistindo com a austenita à temperatura ambiente.
- Todos os instrumentos avaliados apresentaram características dimensionais consistentes às exigências da especificação N° 28 da ADA e às relatadas pelos fabricantes.
- Apesar de apresentarem D3 semelhantes, a análise estatística dos valores de A3 entre os pares de instrumentos analisados mostrou diferença significativamente menor para os instrumentos *RC*, quando comparados aos instrumentos *WO* e aos instrumentos *PTU*. Já a comparação dos valores de A3 entre os instrumentos *WO* e *PTU* não apresentou diferença estatisticamente significativa entre eles. As diferenças dos valores médios de área podem ser explicadas pela diferença existente na geometria da seção transversal dos instrumentos.
- Nos ensaios de flexão a 45° os instrumentos *RC* apresentaram o menor valor de momento de dobramento ( $M_D$ ), seguido por *WO* e *PTU*, nesta ordem. Na análise estatística realizada entre os pares de instrumentos, foram

observadas diferenças significativas em relação aos valores de  $M_D$  em todos os pares de instrumentos analisados.

- Nos ensaios de torção de instrumentos novos, os instrumentos *PTU*, apesar de apresentarem valores médios de  $D_3$  semelhantes aos dos instrumentos *WO* e *RC*, e valores de  $A_3$  semelhantes a dos instrumentos *WO*, mostraram valores de torque máximo significativamente menores, quando comparados aos instrumentos *WO* e *RC*. A comparação entre os sistemas *WO* e *RC*, produzidos com fio *M-Wire*, com os instrumentos *PTU* fabricados com fio NiTi convencional, sugere que o tratamento termomecânico aplicado ao *M-Wire*, pode ter possibilitado a nucleação de precipitados coerentes de  $Ti_3Ni_4$ , favorecendo o endurecimento da matriz e aumento da resistência torcional. Os instrumentos *PTU* apresentaram os maiores valores de deflexão angular, seguidos pelos instrumentos *RC* e *WO*, nesta ordem.
- Os instrumentos *RC*, *WO* e *PTU*, quando utilizados na prática clínica na limpeza e formatação dos canais radiculares de um molar e, em seguida, ensaiados em torção até a ruptura apresentaram uma redução da resistência torcional. Entretanto, a comparação estatística entre os valores de torque máximo para os instrumentos novos e após uso clínico, não apresentou diferença estatisticamente significativa para nenhum dos sistemas avaliados.
- Com relação à deflexão angular, a comparação entre instrumentos novos e após uso clínico, mostra uma redução dos valores desse parâmetro após o uso clínico, com exceção dos instrumentos *RC*. Entretanto, as análises estatísticas mostraram não haver diferenças significativas entre os pares de instrumentos analisados.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AURICCHIO, F.; TAYLOR, R.; LUBLINER, J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, v.146, p.281-312, 1997.

ALAPATI, S. B.; BRANTLEY, W. A., IJIMA, M., CLARK, W., 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. 1589-1593, Nov. 2009.

ALLAFI, J.K.; DLOUHY, A.; EGgeler, G. Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub>-precipitation during aging of NiTi shape memory alloys and its influence on martensitic phase transformations. *Acta Materialia*, v.50, p.4255-4274, 2002.

ARIAS A.; HIGUERAS J.J.P.; 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, 2012.

BAHIA, M.G.A; BUONO, V.T.L. Decrease in fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.100, p.2249-255, 2005.

BAHIA, M.G.A. *Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos ProFile*. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas, Ciência e Engenharia de Materiais) Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte , 213p., 2004.

BAHIA, M.G.A.; GONZALES, B.M.; BUONO, V.T.L. Fatigue behavior of nickel-titanium superelastic wires and endodontic instruments. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*. v.29, p.518-523, 2006a.

BAHIA, M.G.A.; MARTINS, R.C., GONZALEZ, B.M., BUONO, V.T.L. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.38, n. 11, p. 795-801, Nov. 2005.

BAHIA, M.G.A.; MELO, M.C.C.; BUONO, V.T.L. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology & Endodontics*, v.101, p.675-680, 2006b.

BAUMANN, M.A. Nickel-titanium: options and challenges. *The Dental Clinics of North America*, v. 48, n. 1, p. 55-67, Jan. 2004.

BERENDT, C. Method of preparing Nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance. US Patent Application 20070072147, 2007.

BERUTTI E., NEGRO A., LENDINI M. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *Journal of Endodontics* 35, 408–12, 2009.

BERUTTI, B.; CHIANDUSSI, G.; GAVIGLIO, I.; IBBA, A. Comparative analysis of torsional and bending stress in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments. ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontics*, v.29, p.15-19, 2003.

BERUTTI, E.; CHIANDUSSI, G.; PAOLINO, D. S.; SCOTTI, N.; CANTATORE, G.; CASTELLUCCI, A.; PASQUALINI, D. Effect of canal length and curvature on working length alteration with WaveOne reciprocating files. *Journal of Endodontics*, v. 37, n. 12, p. 1687-1690, 2011.

BERUTTI, E.; NEGRO, A.R.; LENDINI, M.; PASQUALINI, D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.30, p. 228-230, 2004.

BLUM, J.Y.; COHEN, A.; MACHTOU, P.; MICALLEF, J.P. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using Profile NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.39, p.24-31, 1999a.

BLUM, J.Y.; MACHTOU, P.; MICALLEF, J.P. Location of contact areas on rotary ProFile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *International Endodontic Journal*, v.32, p.108-114, 1999b.

BOLGER, W.L.; GOUGH, R.W. Commentary on resistance to fracture by twisting: ANSI/ADA specification no 28 and no 58. *Journal of Endodontics*, v.11, n.6, p.245-248, 1985.

BOOTH, J.R.; SCHEETZ, J.P.; LEMONS, J.E.; ELEAZER, D. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but different radius when bound at the tip. *Journal of Endodontics*, v.29, n.1, p.55-57, Janeiro 2003.

BRAGA, L.C.; MAGALHÃES, R.S.S; NAKAGAWA, R.K.L.; PUENTE, C.G.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*, v.46, p. 458–65, 2012.

BUKRLKLEIN S.; BENTEN S.; SCHAFER E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, v. 46, p. 590-7,2013a.

BURKLEIN S. & SCHAFER E. Apically Extruded Debris with Reciprocating Single-File and Full-sequence Rotary Instrumentation Systems. *Journal of Endodontics*, v. 38, n. 6, 2012.

BURKLEIN S.; BENTEN S.; SCHAFER E. Quantitative evaluation of apically extruded debris with different single-file systems: Reciproc, F360 and OneShape versus Mtwo. *International Endodontic Journal*, p.1-5, 2013b.

BURKLEIN S.; HINSCHITZA 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. *International Endodontic Journal*, V. 45, 449–61, 2012.

BURKLEIN S.; TSOTSIS P.; SCHAFER E. Incidence of Dentinal Defects after Root Canal Preparation: Reciprocating versus Rotary Instrumentation. *Journal of Endodontics*, V. 39, n. 4, 2013c.

CALBERSON FLG, DEROOSE CAJG, HOMMEZ GMG, DE MOOR RJG. Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J* v. 37(9):613- 23. 2004.

CAMARA 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, p.113-116, 2009.

CASPER, R.B.; ROBERTS, H.W.; ROBERTS, M.D.; et al. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *Journal of Endodontics*, v.37, p. 1572-1575, 2011.

CHEUNG, G.S.P.; DARVELL, B.W. Low cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross sectional shapes. *International Endodontic Journal*, v.40, n. 8, p. 626 632, Ago. 2007.

CHEUNG, G.S.P.; PENG, B., BIAN, Z., SHEN, Y., DARVELL, B.W. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *International Endodontic Journal*, v. 38, n. 11, p. 802-809, Nov. 2005.

CLAUDER, T.; BAUMANN, M. A. ProTaper NT system. *Dent. Clin. North America*, v. 48, n. 1, p. 87-111, Jan. 2004.

COHEN, S. J.; GLASSMAN, G.D.; MOUNCE, R. The mind set: "between a rock and a hard place". *Oral Health Journal*, Millwood, v.25, n.6, p.1548-55, 2005.

DE DEUS G.; ARRUDAT. E. P.; SOUZA E. M.; NEVES A.; MAGALHÃES K.; THUANNE E.; FIDEL R. A. S. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. *International Endodontic Journal*, v. 46, p. 993–8, 2013.

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.

DIEMER, F.; CALAS, P. Effect of Pitch Length on the Behavior of Rotary Triple Helix Root Canal Instruments. *Journal of Endodontics*, v.30, p.716-719, 2004.

DIETER. G.E. *Mechanical Metallurgy*. 3. ed. New York: McGraw-Hill, 1986.

DUERIG, T.; ZADNO, G.R. An engineer's perspective of pseudoelasticity. *Engineering aspects of shape memory alloys*, eds. T.W. Duerig et al., London: Butterworth-Heinemann, p.369-393, 1990.

EGGERT, C.; PETERS, O.; BARBAKOW, F. Wear of Nickel-Titanium Lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J. Endod.*, v. 25, p. 494-497, 1999.

FATMA Y. & OZGUR U. Evaluation of Surface Topography Changes in Three NiTi File Systems Using Rotary and Reciprocal Motion: An Atomic Force Microscopy Study. *Microscopy Research and Technique*, p. 1-6, Dez., 2013.

GAMBARINI, G. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Australian Endodontic Journal*, v.27, p.99-104, 2001c.

GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high torque endodontic motors. *Journal of Endodontics*, v.27, p.772-774, 2001b.

GAMBARINI, G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endodontics Dental Traumatology*, v.16, p.95-100, 2000.

GAMBARINI, G. Torsional and cyclic fatigue testing of ProFile NiTi rotary instruments. *Smile Journal of Evolutionary Dentistry*, v. 2, p. 4-14, 1999.

GAMBARINI, G.; POMPA, G.; CARLO, S.D.; LUCA, M.D.; TESTARELLI, L. An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Australian Endodontic Journal*, v.35, p. 70-72, 2009.

GAVINI G.; CALDEIRA C.L.; AKISUE E.; CANDEIRO G.T.M.; KAWAKAMI D.A.S. Resistance to Flexural Fatigue of Reciproc R25 Files under Continuous Rotation and Reciprocating Movement. *Journal of Endodontics*, v. 38, n. 5, 2012.

GUILFORD, W.L.; LEMONS, J.E.; ELEAZER, P.D. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *Journal of Endodontics*, v.31, p.468-470, 2005.

HAYASHI, Y.; YONEYAMA, T.; YAHATA, Y.; MIYAI, K.; DOI, H.; HANAWA, T.; EBIHARA, A.; SUDA, H. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v. 40, p. 247–253, 2007.

HILT, B.R.; CUNNINGHAM, C.J.; SHEN, C.; RICHARDS, N. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *Journal of Endodontics*, v.26, p.76-80, 2000.

IQBAL, M.K.; FIRIC, S., TULCAN, J., KARABUCAK, B., KIM, S. Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v. 37, n. 6, p. 359-364, Jun. 2004.

IVERSON, G.W.; FRAUNHOFER, J.A.; HERRMANN, J.W. The effects of various sterilization methods on the torsional strength of endodontic files. *Journal of Endodontics*, v.11, p.266-268, 1985.

JAVAHERI, H.H.; JAVAHERI, G.H. A comparison of three NiTi rotary instruments in apical transportation. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 3, p. 284-286, Mar. 2007.

JOHNSON, E.; LLOYD, A., KUTTLER, S., NAMEROW, K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 Nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 34, n. 11, p. 1406-1409, Nov. 2008.

KENNON, N.F.; DUNNE, D.P. Shape memory behaviour. *Metals forum*, v.4, n.3, p.130-134. 1981.

KIEFNER P.; BAN M.; DE DEUS G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *International Endodontic Journal*, p. 1-7, 2013.

KIM H.C.; KWAK S.W.; CHEUNG G.S.P.; KO D.H.; CHUNG S.M.; LEE W.C. 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.541-4, 2012.

KIM, H.C.; KIM, H.J.; LEE, C.J.; KIM, B.M.; PARK, J.K.; VERSLUIS, A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, v.42, p.593-602, 2009.

KING, J.B.; ROBERTS, H.W.; BERGERON, B.E. et al. The effect of autoclaving on torsional moment of two nickel-titanium endodontic files. *International Endodontic Journal*, v.45, p.156-161, 2012.

KOÇAK S.; KOÇAK M.M.; SAGLAM B.C.; TURKER S.A.; SAGSEN B.; ER O. Apical Extrusion of Debris Using Self-Adjusting File, Reciprocating Single-file, and 2 Rotary Instrumentation Systems. *Journal of Endodontics*, v. 39, n. 10, 2013.

KRAMKOWSKI, T. R.; BAHCALL, J. An in vitro comparison of *ProFile* GT and *ProFile* GT Series X rotary nickel-titanium files. *J. Endod.*, v. 35, n. 3, p. 404-407, 2009.

KUHN, G.; JORDAN, L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontics instruments. *Journal of Endodontics*, v.28, p.716-720, 2002.

KUHN, G.; TAVERNIER, B.; JORDAN, L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, v.27, p.516-520, 2001.

LIM Y.J.; PARK S.J.; KIM H.C.; MIN K.S. Comparison of the centering ability of WaveOne and Reciproc nickel-titanium instruments in simulated curved canals. *Restorative Dentistry & Endodontics*, p. 21-5, Nov., 2013.

LIU, Y.; VAN HUMBEECK, J.; STALMANS, R.; DELAEY, L. Some aspects of the properties of NiTi shape memory alloy. *Journal of Alloys and Compounds*, v.247, p. 115-121, 1997.

LOIZIDES, A.L.; KAKAVETSOS, V.D., TZANETAKIS, G.N., KONTAKIOTIS, E.G., ELIADES, G. A comparative study of the effects of two nickel-titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 12, p. 1455-1459, Dez. 2007.

LOPES H.P.; ELIAS C.N.; VIEIRA M.V.B.; SIQUEIRA J.F.; MANGELLI M.; LOPES W.S.P.; VIEIRA V.T.L.; ALVES F.R.F.; OLIVEIRA J.C.M.; SOARES T.G. Fatigue Life of Reciproc and Mtwo Instruments Subjected to Static and Dynamic Tests. *Journal of Endodontics*, v. 39, n. 5, 2013.

LOPES HP, SIQUEIRA JR JF. *Endodontia: biologia e técnica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2010.

MARTINS, R.C. *Características físicas, estruturais e mecânicas de instrumentos endodônticos de NiTi ProTaper*. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Minas) Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 281p., 2008.

MARTINS, R.C., BAHIA, M.G.A., BUONO, V.T.L. Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray dispersive energy spectroscopy. *International Endodontic Journal*, v. 35, p.848-853, 2002.

MELO, M.C.C.; BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, New York, v.28, n.11, p.765-769. Novembro 2002.

MELO, M.C.C.; PEREIRA, E.S.J.; VIANA, A.C.D.; FONSECA, A.M.A.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Dimensional characterization and mechanical behaviour of K3 rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.41, p.329-338, 2008.

MISERENDINO, L.J. *Instruments, materials and devices*. In: Cohen S., Burns R.C., eds *Pathway of the pulp*. 5 ed. St. Louis: Mosby Year book, 1991 . p.377-413.

MIYAI, K.; EBIHARA, A.; HAYASHI, Y.; DOI, H.; SUDA, H.; YONEYAMA, T. Influence of phase transformations on the torsional and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v. 39, p. 119-126, 2006.

MIYAZAKI, S.; OHMI, Y.; OTSUKA, K.; SUZUKI, Y. Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in Ti-Ni alloys. *Journal of Physique*, Supplement 12, v.43, p.255-260, 1982.

MOUNCE, R. E. The K3 rotary nickel-titanium file system. *Dent. Clin. North Am.*, v. 48, p. 137-157, jan. 2004.

NINAN E.; BERZINS D. Torsion an Bending Properties of Shape Memory and Superelastic Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, v. 39, p.101-104, 2013.

OTSUKA, K.; REN, X. Martensitic transformations in nonferrous shape memory alloys. *Materials Science and Engineering*, A273-275, p.89-105, 1999.

OTSUKA, K.; REN, X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*, v.50, p. 511-678, 2005.

OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. *Shape Memory Materials*, Cambridge: Cambridge Univ. Press,1998, UK, cap 1, p.1-26.

PAQUÉ, F.; MUSCH, U., HÜLSMANN, M. Comparison of root canal preparation using Race and ProTaper rotary NiTi instruments. *International Endodontic Journal*, v. 38, n. 1, p. 8-16, Jan. 2005.

PARASHOS P.; MESSER.; H. Rotary Niti Instrument Fracture and its Consequences. *Journal of Endodontics*, v. 32, n.11, p.1031-43, 2006.

PASQUALINI D.; BIANCHI C.C.; PAOLINO D.S. Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel- titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. *Journal of Endodontics* 38, 389–93, 2012.

PATIÑO P. V.; IBANEZ P.; RIVAS M.; CANTATOREG; OTEROXL; MARTIN B. B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *Journal of Endodontics* v.36, p. 157–9, 2010.

PATIÑO P.V.; BIEDMA B.; LIEBANA C.; CANTATORE G.; BAHILLO J. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics* 31, 114–6, 2005.

PEDULLÀ E.; GRANDE N.M.; PLOTINO G.; GAMBARINI G.; RAPISARDA E. Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*. V. 39, n. 2, 2013a.

PEDULLÀ E.; GRANDE N.M.; PLOTINO G.; PALERMO F.; GAMBARINI G.; RAPISARDA E. Cyclic fatigue resistance of two reciprocating nickel–titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *International Endodontic Journal*. V. 46, p.155–9, 2013b.

PEIXOTO, I.F.C.; PEREIRA, E.S.J.; SILVA, J.G.; VIANA, A.C.D.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *Journal of Endodontics*, v. 36, p.741-744, 2010.

PENG, B.; SHEN, Y., CHEUNG, G.S.P., XIA, T.J. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International Endodontic Journal*, v. 38, n. 8, p. 550-527, Ago. 2005.

PEREIRA, E.S.J.; PEIXOTO, I.F.C.; VIANA, A.C.D. et al. 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.

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.379-389, 2002.

PETERS, O.A.; BOESSIER, C.; ZEHNDER, M. Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *International Endodontic Journal*, v.38, p.223-229, 2005.

PETERS, O.A.; GLUSKIN, A.K.; WEISS, R.A.; HAN, J.T. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v. 45, p.1027-34, 2012.

PETERS, O.A.; PETERS, C.I.; SCHÖNENBERGER, K.; BARBAKOW, F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *International Endodontic Journal*, v.36, p.93-99, 2003.

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

PRUETT, J.P.; CLEMENT, D.J.; CARNES, D.L. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.23, n.2, p.77-85, 1997.

ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON, M.G.JR. The "Balanced Force" concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, v.11, p.203-211, 1985.

Ruddle CJ. The ProTaper technique. *Endod Topics* 2005;10:187-90.

RUDDLE, C. J. The ProTaper Endodontic System: geometries, features, and guidelines for use. *Dent. Today*, v. 20, n. 10, p. 60-67, out. 2001.

RUDDLE, C.J. Nickel-Titanium rotary instruments: current concepts for preparing the root canal system. *Australian Endodontic Journal*, v.29, p.87-98, 2003.

SABURI, T. TiNi shape memory alloys. In: OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M., *Shape Memory Materials*, Cambridge: Cambridge Univ. Press, 1998, UK, 289P., 1998.

SABURI, T.; TATSUMI, T.; NENNO, S. Effects of heat treatment on mechanical behavior of Ti-Ni alloys. *Journal of Physique*, Supplement 12, v.43, p.261-266, 1982.

SATTAPAN, B.; NERVO, G.J.; PALAMARA, J.E.; MESSER, H.H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, v.26,p.161-165. 2000a.

SATTAPAN, B.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, v.25, p.156-160, 2000b.

SCHÄFER E.; OITZINGER M. Cutting efficiency of rotary Nickel-Titanium instruments. *J. Endod.*, v. 34, n. 2, p. 198-200, 2008.

SCHAFER, E; VLASSIS, M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, v. 37, n. 4, p. 229-238, Abr. 2004.

SCHAFER, E.; DZEPINA, A.; DANESH, G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v.96, p.757-763, 2003.

SCHAFER, E.; TEPEL, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *Journal of Endodontics*, v. 27, 299–303, 2001.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, Philadelphia, v.18, p.269-296, 1974.

SCHRADER, C.; PETERS, O.A. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of Endodontic*, v.31, p.120-123, 2005.

SERENE, T.P. et al. *Nickel-titanium Instruments: Applications in Endodontics*. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica, 1995. 112p.

SOUZA, S.A , *Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos*, 5a edição, Editora Edgard Blücher Ltda., 1995.

SVEC, T.A.; POWERS, J.M. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v.25, p.759-760, 1999.

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

TINOCO J.M.; DE DEUS G.; TINOCO E.M.B.; SAAVEDRA F.; FIDEL R.A.S.; SASSONE L. M. Apical extrusion of bacteria when using reciprocating single-file and rotary multifile instrumentation systems. *International Endodontic Journal*, p. 1-7, ago. 2013.

TRIPI, T.R.; BONACCORSO, A.; CONDORELLI, G.G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v.102, p.106-114, 2006.

TURPIN, Y.L.; CHAGNEAU, F.; VULCAIN, J.M. Impact of theoretical cross-sections on torsional and bending stress of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontics*, v.26, p. 414-417, 2000.

ULMANN, C.J.; PETERS, O.A. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.31, p.183-186, 2005.

UYANIK, M.O.; CEBRELI, Z.C., MOCAN, B.O., DAGLI, F.T. Comparative evaluation of three nickel-titanium instrumentation systems in human teeth using computed tomography. *Journal of Endodontics*, v. 32, n. 7, p. 668-671, Jul. 2006.

VELTRI, M.; MOLLO, A., PINI, P.P., GHELLI, L.F., BALLERI, P. In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. *Journal of Endodontics*, v. 30, n. 3, p. 163-166, Mar. 2004.

VERSIANI M.A.; LEONI G.B.; STEIER L.; DE DEUS G.; TASSANI S.; PECORA J.D.; SOUSA NETO M.D. Micro-computed Tomography Study of Oval-shaped Canals Prepared with the Self-adjusting File, Reciproc, WaveOne, and ProTaper Universal Systems. *Journal of Endodontics*, V. 39, n. 8, 2013.

VIANA A. C. D.; PEREIRA E. S. J.; BAHIA M. G. A.; BUONO V. T. L. The influence of simulated clinical use on the flexibility of rotary ProTaper Universal, K3 and EndoSequence nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*, v.46, p.855–62, 2013.

VIANA, A.C.D.C. *Influência do uso clínico simulado sobre a flexibilidade de diferentes sistemas endodônticos de NiTi*. Tese (Doutorado em Odontologia) Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 160p., 2010.

VIEIRA E.P.; FRANÇA E.C., MARTINS R.C., BUONO V.T.L., BAHIA, M.G.A. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal*, v. 41, n. 2, p. 163-172, Fev. 2008.

VIEIRA, E.P.; NAKAGAWA, R.K.L.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Torsional behaviour of rotary NiTi ProTaper Universal instruments after multiple clinical use. *International Endodontic Journal*, v.42, p.947-953, 2009.

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, p.346-351, 1988.

WAYMAN, C.M. Some applications of shape-memory alloys. *Journal of Metals*, p.129-137, 1980.

WAYMAN, C.M. The shape memory effect. *Metal forum*, v.4, n.3, p. 135-141. 1981.

WAYMAN, C.M.; DUERIG, T.W. An introduction to martensite and shape memory. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, p.3-20, 1990.

WEI, X.; LING, J., JIANG, J., HUANG, X. Modes of failure of ProTaper nickeltitanium rotary instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 3, p. 276-279, Mar. 2007.

WILDEY, W.; SENIA, S.; MONTGOMERY, S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.74, p.499-507, 1992.

WILKES, K.E.; LIAW, P.K. The fatigue behavior of shape-memory alloys. *JOM*, v.52, n.10, p.45-51, 2000.

WOLCOTT, S.; WOLCOTT, J., ISHLEY, D., KENNEDY, W., JOHNSON, S., MINNICH, S., MEYERS, J. Separation incidence of ProTaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of Endodontics*, v. 32, n. 12, p. 1139-1141, Dez. 2006.

XU, X. & ZHENG, Y. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *Journal of Endodontics*, v.32, p. 372-375, 2006.

YAHATA, Y.; YONEYAMA, T.; HAYASHI, Y.; EBIHARA, A.; DOI, H.; HANAWA, T.; SUDA, H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.42, p.621-626. 2009.

YANG, G.B.; ZHOU, X.D., ZHANG, H., WU, H.K. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. *International Endodontic Journal*, v. 39, n. 10, p. 791-799, Out. 2006.

YANG, G.B.; ZHOU, X.D., ZHENG, Y.L., ZHANG, H., SHU, Y., WU, H.K. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, v. 40, n. 9, p. 707-714, Set. 2007.

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

YARED, G. In vitro study of torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v.6, p.410-412, 2004.

YARED, G.; BOU DAUGHER, F.; KULKARNI, K. Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology & Endodontics*, v.96, p.229-233, 2003.

YARED, G.; SLEIMAN, P. Failure of ProFile instruments used with air, high torque control and low torque control motors. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, v.93, p.92-96, 2002.

YOO Y.S. & CHO Y.B. A comparison of the shaping ability of reciprocating NiTi instruments in simulated curved canals. *Restorative Dentistry & Endodontics*, p. 220-7, Nov., 2012.

YOU S.Y.; BAE K.S.; BAEK S.H.; KUM K.Y.; SHON W.J.; LEE W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *Journal of Endodontics*, v.36, p.1991-4, 2010.

## APÊNDICE A - Medidas de diâmetro dos instrumentos

Medidas de diâmetro de instrumentos *Reciproc (R25)*

<i>Mm</i>	<i>Reciproc (R25)</i>										<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
	<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>		
1	0,343	0,322	0,343	0,329	0,350	0,357	0,364	0,357	0,350	0,350	<b>0,347</b>	0,01
2	0,421	0,429	0,429	0,457	0,436	0,450	0,450	0,429	0,429	0,421	<b>0,435</b>	0,01
3	0,500	0,514	0,507	0,507	0,507	0,507	0,500	0,500	0,507	0,493	<b>0,504</b>	0,01
4	0,593	0,593	0,586	0,564	0,600	0,593	0,593	0,586	0,579	0,571	<b>0,586</b>	0,01
5	0,650	0,636	0,643	0,650	0,636	0,664	0,621	0,607	0,636	0,614	<b>0,636</b>	0,02
6	0,693	0,664	0,679	0,700	0,693	0,707	0,657	0,643	0,693	0,671	<b>0,680</b>	0,02
7	0,743	0,721	0,729	0,736	0,736	0,721	0,729	0,721	0,729	0,743	<b>0,731</b>	0,01
8	0,786	0,800	0,800	0,793	0,800	0,772	0,829	0,800	0,793	0,786	<b>0,796</b>	0,01
9	0,843	0,843	0,850	0,843	0,843	0,843	0,879	0,821	0,843	0,829	<b>0,844</b>	0,01
10	0,879	0,893	0,886	0,871	0,871	0,879	0,879	0,879	0,886	0,857	<b>0,878</b>	0,01
11	0,914	0,929	0,914	0,900	0,907	0,907	0,893	0,929	0,921	0,907	<b>0,912</b>	0,01
12	0,929	0,957	0,957	0,936	0,943	0,950	0,936	0,964	0,957	0,943	<b>0,947</b>	0,01
13	0,971	0,986	0,993	0,964	0,979	0,979	0,972	0,993	1,007	0,986	<b>0,983</b>	0,01
14	0,993	1,029	1,036	0,986	1,014	1,014	1,021	1,029	1,086	1,029	<b>1,024</b>	0,03
15	1,042	1,086	1,086	1,050	1,078	1,086	1,100	1,093	1,157	1,079	<b>1,086</b>	0,03
16	1,100	1,129	1,136	1,092	1,150	1,136	1,171	1,179	1,200	1,164	<b>1,146</b>	0,03

Medidas de diâmetro de instrumentos *Wave One (Primary)*

<i>Mm</i>	<i>Wave One (Primary)</i>										<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>	<i>5</i>	<i>6</i>	<i>7</i>	<i>8</i>	<i>9</i>	<i>10</i>		
1	0,350	0,358	0,365	0,385	0,340	0,321	0,349	0,355	0,353	0,375	<b>0,355</b>	0,02
2	0,432	0,399	0,412	0,439	0,413	0,397	0,434	0,434	0,426	0,441	<b>0,423</b>	0,02
3	0,507	0,480	0,500	0,527	0,467	0,480	0,480	0,513	0,507	0,533	<b>0,499</b>	0,02
4	0,581	0,574	0,554	0,581	0,560	0,564	0,592	0,572	0,593	0,605	<b>0,578</b>	0,02
5	0,649	0,628	0,601	0,662	0,647	0,628	0,658	0,657	0,667	0,664	<b>0,646</b>	0,02
6	0,716	0,723	0,689	0,736	0,707	0,699	0,704	0,717	0,740	0,717	<b>0,715</b>	0,02
7	0,777	0,784	0,743	0,757	0,740	0,744	0,724	0,776	0,767	0,776	<b>0,759</b>	0,02
8	0,784	0,791	0,736	0,797	0,780	0,769	0,750	0,803	0,780	0,802	<b>0,779</b>	0,02
9	0,757	0,818	0,797	0,845	0,827	0,827	0,829	0,823	0,847	0,855	<b>0,823</b>	0,03
10	0,804	0,872	0,858	0,892	0,867	0,891	0,908	0,882	0,893	0,928	<b>0,880</b>	0,03
11	0,865	0,959	0,926	0,946	0,940	0,962	0,980	0,967	0,973	1,000	<b>0,952</b>	0,04
12	0,980	1,061	1,007	1,027	1,000	1,000	1,066	1,033	1,033	1,053	<b>1,026</b>	0,03
13	1,088	1,101	1,068	1,088	1,060	1,051	1,092	1,086	1,094	1,099	<b>1,083</b>	0,02
14	1,108	1,142	1,108	1,122	1,093	1,090	1,138	1,125	1,140	1,132	<b>1,120</b>	0,02
15	1,115	1,196	1,142	1,149	1,147	1,141	1,184	1,151	1,187	1,171	<b>1,158</b>	0,03
16	1,108	1,230	1,182	1,182	1,180	1,167	1,191	1,191	1,213	1,211	<b>1,186</b>	0,03

Medidas de diâmetro de instrumentos *ProTaper Universal (F2)*

<i>Mm</i>	<i>ProTaper Universal (F2)</i>										<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
	<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>		
1	0,335	0,340	0,350	0,345	0,350	0,335	0,342	0,352	0,347	0,343	<b>0,344</b>	0,005
2	0,420	0,420	0,420	0,430	0,420	0,420	0,438	0,428	0,418	0,424	<b>0,423</b>	0,005
3	0,485	0,495	0,505	0,495	0,500	0,490	0,500	0,510	0,500	0,500	<b>0,498</b>	0,006
4	0,555	0,560	0,570	0,565	0,565	0,560	0,566	0,566	0,566	0,565	<b>0,564</b>	0,004
5	0,605	0,615	0,615	0,610	0,615	0,615	0,627	0,627	0,617	0,616	<b>0,616</b>	0,006
6	0,660	0,665	0,670	0,670	0,665	0,670	0,678	0,673	0,673	0,671	<b>0,669</b>	0,005
7	0,710	0,720	0,725	0,720	0,710	0,715	0,734	0,729	0,719	0,727	<b>0,720</b>	0,007
8	0,770	0,765	0,780	0,775	0,760	0,765	0,790	0,780	0,770	0,772	<b>0,771</b>	0,008
9	0,810	0,825	0,825	0,825	0,805	0,810	0,826	0,841	0,811	0,813	<b>0,818</b>	0,010
10	0,865	0,865	0,870	0,870	0,840	0,850	0,872	0,882	0,852	0,863	<b>0,861</b>	0,012
11	0,905	0,910	0,920	0,910	0,885	0,905	0,923	0,913	0,898	0,904	<b>0,906</b>	0,011
12	0,930	0,955	0,960	0,940	0,920	0,945	0,954	0,964	0,933	0,944	<b>0,943</b>	0,014
13	0,960	0,980	0,990	0,970	0,940	0,965	0,984	0,995	0,969	0,974	<b>0,971</b>	0,016
14	0,995	1,000	1,035	1,020	0,990	1,005	1,020	1,020	1,010	1,005	<b>1,008</b>	0,013
15	1,060	1,055	1,075	1,090	1,050	1,065	1,061	1,066	1,082	1,071	<b>1,065</b>	0,012
16	1,125	1,140	1,145	1,155	1,125	1,140	1,133	1,133	1,148	1,131	<b>1,137</b>	0,009

## APÊNDICE B - Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitch*) dos instrumentos

Medidas de comprimento de *pitch* dos instrumentos *Reciproc (R25)*

<i>mm</i>	<b>Comprimento de <i>pitch</i> Reciproc (R25)</b>										<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</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>		
1	0,393	0,500	0,366	0,689	0,379	0,528	0,279	0,544	0,343	0,479	<b>0,450</b>	0,12
2	1,121	0,789	1,042	1,160	1,057	1,097	0,985	0,645	0,564	0,796	<b>0,926</b>	0,21
3	1,307	1,282	1,268	1,361	1,293	1,299	1,272	1,316	1,214	1,254	<b>1,287</b>	0,04
4	1,557	1,585	1,535	1,660	1,521	1,500	1,507	1,500	1,443	1,563	<b>1,537</b>	0,06
5	1,893	1,761	1,083	1,903	1,850	1,896	1,836	1,899	1,643	1,732	<b>1,750</b>	0,25
6	2,321	2,296	2,254	2,458	2,243	2,313	2,193	2,217	2,121	2,282	<b>2,270</b>	0,09
7	2,814	2,662	2,620	2,826	2,664	2,660	2,736	2,754	2,479	2,641	<b>2,686</b>	0,10
8	3,357	3,423	3,275	2,861	3,343	3,319	3,207	3,297	3,043	3,331	<b>3,246</b>	0,17

Medidas de comprimento de *pitch* dos instrumentos *Wave One (Primary)*

<i>mm</i>	<b>Comprimento de <i>pitch</i> Wave One (Primary)</b>										<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</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>		
1	0,271	0,428	0,293	0,520	0,455	0,377	0,500	0,357	0,347	0,439	<b>0,399</b>	0,08
2	0,697	0,638	0,427	0,767	0,695	0,532	0,507	0,403	0,420	0,426	<b>0,551</b>	0,14
3	0,928	1,053	0,853	0,907	1,013	0,883	0,860	0,825	0,840	0,919	<b>0,908</b>	0,07
4	0,98	1,033	0,84	1,06	1,045	0,987	0,867	0,994	0,920	1,041	<b>0,977</b>	0,08

5	1,303	1,138	1,367	1,407	1,143	1,149	1,447	1,130	1,340	1,149	<b>1,257</b>	0,13
6	1,421	1,717	1,647	1,553	1,721	1,571	1,427	1,455	1,333	1,534	<b>1,538</b>	0,13
7	2,013	1,757	2,293	1,927	1,851	1,656	1,740	1,610	1,720	1,777	<b>1,834</b>	0,20
8	2,395	2,757	2,913	2,787	2,721	2,396	2,687	2,039	2,353	2,345	<b>2,539</b>	0,27

Medidas de comprimento de *pitch* dos instrumentos *ProTaper Universal (F2)*

mm	Comprimento de <i>pitch</i> <i>ProTaper Universal (F2)</i>										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,755	0,887	0,879	0,809	0,908	0,769	0,849	0,807	0,894	0,833	0,845	0,050
2	0,918	0,938	0,969	0,969	1,020	0,939	0,959	0,929	0,989	0,901	0,951	0,034
3	1,040	1,081	1,089	1,059	1,091	1,059	1,059	1,039	1,139	0,999	1,066	0,031
4	1,173	1,193	1,219	1,179	1,244	1,179	1,179	1,109	1,239	1,127	1,183	0,038
5	1,316	1,295	1,379	1,339	1,367	1,249	1,329	1,289	1,409	1,254	1,321	0,046
6	1,449	1,499	1,479	1,469	1,550	1,429	1,459	1,409	1,549	1,382	1,463	0,049
7	1,601	1,652	1,669	1,619	1,703	1,599	1,639	1,539	1,739	1,548	1,632	0,055
8	1,816	1,816	1,889	1,799	1,887	1,769	1,819	1,729	1,939	1,715	1,814	0,063

### APÊNDICE C – Valores dos ensaios de flexão a 45 °

Valores dos ensaios de flexão a 45 ° dos instrumentos *Reciproc (R25)*

<i>Reciproc (R25)</i>	Momento de dobramento
1	0,740
2	0,886
3	0,759
4	0,765

5	0,625
6	0,712
7	0,665
8	0,802
9	0,884
10	0,701
Média	<b>0,754</b>
Desvio Padrão	0,0857

Valores dos ensaios de flexão a 45 ° dos instrumentos *Wave One (Primary)*

<i>Wave One (Primary)</i>	Momento de dobramento
1	0,820
2	0,778
3	0,779
4	0,833
5	0,811
6	0,884
7	0,809
8	0,914
9	0,905
10	0,777
Média	<b>0,739</b>
Desvio Padrão	0,823

Valores dos ensaios de flexão a 45 ° dos instrumentos *ProTaper Universal (F2)*

<i>PTU (F2)</i>	Momento de dobramento
1	1,044
2	1,171

3	1,176
4	1,273
5	1,236
6	1,121
7	1,016
8	1,14
9	1,161
10	1,156
Média	<b>1,149</b>
Desvio Padrão	0,0774

#### APÊNDICE D – Valores dos ensaios de torção de instrumentos novos

Valores dos ensaios de torção de instrumentos *Reciproc (R25)* novos

	<b><i>Reciproc (R25)</i></b>	
	<b>Torque Máximo</b>	<b>Deflexão Angular</b>
1	1,505	284
2	1,540	383
3	1,535	270
4	2,207	282
5	2,127	329
6	1,682	301
7	1,902	252
8	1,798	296
9	1,706	318
10	1,662	284

11	1,705	275
12	1,781	272
Média	<b>1,706</b>	<b>284</b>
Desvio Padrão	0,222	35

Valores dos ensaios de torção de instrumentos *Wave One (Primary)* novos

	<b><i>Wave One (Primary)</i></b>	
	<b>Torque Máximo</b>	<b>Deflexão Angular</b>
1	1,421	198
2	1,428	192
3	1,552	211
4	2,070	258
5	2,330	239
6	1,827	259
7	2,220	240
8	2,032	246

9	1,708	277
10	1,887	241
11	1,974	271
12	1,775	264
Média	<b>1,857</b>	<b>244</b>
Desvio Padrão	0,293	28

Valores dos ensaios de torção de instrumentos *ProTaper Universal (F2)* novos

	<i>ProTaper Universal (F2)</i>	
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	1,589	349
2	1,430	529
3	1,288	534
4	1,389	390
5	1,305	347
6	1,459	373

7	1,590	529
8	1,430	375
9	1,429	611
10	1,589	391
11	0,981	336
12	1,539	360
Média	<b>1,430</b>	<b>383</b>
Desvio Padrão	0,172	95

**APÊNDICE E – Valores dos ensaios de torção de instrumentos após uso clínico**

Valores dos ensaios de torção de instrumentos *Reciproc (R25)* após uso clínico

	<b><i>Reciproc (R25)</i></b>	
	<b>Torque Máximo</b>	<b>Deflexão Angular</b>
1	1,841	251
2	1,403	302
3	1,271	258
4	1,855	408
5	1,157	300

6	1,695	337
7	1,636	390
8	1,475	355
9	1,696	318
10	1,719	319
11	1,553	295
12	1,783	289
Média	<b>1,666</b>	<b>310</b>
Desvio Padrão	0,224	48

Valores dos ensaios de torção de instrumentos *Wave One (Primary)* após uso clínico

	<b><i>Wave One (Primary)</i></b>	
	<b>Torque Máximo</b>	<b>Deflexão Angular</b>
1	1,739	246
2	1,576	199
3	1,925	239

4	1,803	197
5	1,468	194
6	1,255	216
7	1,917	169
8	1,435	226
9	1,873	241
10	1,963	223
11	1,692	248
12	1,653	245
Média	<b>1,716</b>	<b>225</b>
Desvio Padrão	0,223	26

Valores dos ensaios de torção de instrumentos *ProTaper Universal (F2)* após uso clínico

	<i>ProTaper Universal (F2)</i>	
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	1,401	354
2	1,407	402

3	1,346	397
4	1,290	300
5	1,318	336
6	1,017	348
7	1,101	390
8	1,324	282
9	1,459	433
10	1,154	342
11	1,123	317
12	1,294	401
Média	<b>1,306</b>	<b>351</b>
Desvio Padrão	0,139	46