

**Lígia Carolina Moreira Braga**

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DIMENSIONAL,  
FLEXIBILIDADE E RESISTÊNCIA À TORÇÃO DE  
INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI  
*TWISTED FILE E RACE***

BELO HORIZONTE  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
2010

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Lígia Carolina Moreira Braga

**AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE DIMENSIONAL,  
FLEXIBILIDADE E RESISTÊNCIA À TORÇÃO DE  
INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS DE NITI  
*TWISTED FILE E RACE***

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

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Maria Guiomar de Azevedo Bahia  
Co-orientador: Prof. Vicente Tadeu Lopes Buono

## **Dedicatória**

A **Deus** e aos meus pais **Jorge** e **Maria**. Por todo apoio e confiança depositados em mim durante toda a vida.

## **Agradecimentos Especiais**

À minha orientadora, **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Guiomar de Azevedo Bahia**, a quem tenho como exemplo profissional. Pela confiança dedicada desde os tempos da graduação. Por apresentar-me a vida acadêmica, fazendo com que eu acreditasse que poderia fazer parte dela. Por toda sua atenção, paciência e ensinamentos.

Minha eterna gratidão.

Ao meu co-orientador, **Prof.Dr.Vicente Tadeu Lopes Buono**. Por transmitir uma parte de seus conhecimentos relacionados à Engenharia de Metalúrgica de Materiais de forma mais simplificada. Por toda atenção e gentileza.

## **Agradecimentos Especiais**

Ao **Ueliton**. Por todo cuidado, carinho, preocupação, companheirismo e amor.

Ao meu irmão **Lucas**. Obrigada por toda ajuda.

À minha família. Meu maior exemplo de superação.

## **Agradecimentos**

Ao **Prof. Antônio Paulino Ribeiro Sobrinho**, pelas orientações desde o início do mestrado.

À **Prof<sup>a</sup> Efigênia Ferreira e Ferreira**, por todo o conhecimento transmitido e convivência agradável durante o período do curso.

Ao **Prof. Dagoberto Brandão Santos**, por permitir a utilização de laboratórios na EEUFMG.

À **Elizete Maria Rita Pereira**. Companheira desde a graduação, por dividir comigo momentos difíceis, e me fazer dar risadas.

Aos meus amigos, **Marcel Leonardo Torres Costa** e **Bruna Silva Marcondes**, por todo apoio que me deram antes e durante o mestrado.

Aos **colegas do Mestrado e Doutorado em Endodontia**, em especial Rafael, Marília, Érika e Bebel. Por todo apoio, e amizade.

Aos **funcionários da EEUFMG**, especialmente Andréia Bicalho Henriques e Patrícia Mara Trigueiro de Azevedo, pela boa vontade sempre demonstrada.

Ao **Bruno Lourenço**, por sua eterna disponibilidade.

A aluna **Isabela Oliveira**, pela importante ajuda e boa vontade.

A todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

O caminho se faz caminhando...



## 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 *Twisted File* (TF) e *RaCe*, com mesmo desenho de seção transversal, mas fabricados por processos diferentes. 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 TF e RaCe apresentaram composição química semelhante e apenas a fase  $\beta$  à temperatura ambiente. Os pares de instrumentos TF 25/0.06, RaCe 25/0.04 e TF 25/0.08, RaCe 25/0.06 apresentaram D3 semelhantes. Foi verificada semelhança nos valores de A3 entre os instrumentos TF 25/0.06 e RaCe 25/0.04, mas diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos TF 25/0.08 e RaCe 25/0.06. Os instrumentos TF foram significativamente mais flexíveis, possivelmente devido aos tratamentos térmicos a que foram submetidos durante a fabricação, resultando em amaciamento da liga. Os instrumentos TF 25/0.06 apresentaram valores de torque máximo significativamente superiores àqueles dos instrumentos RaCe 25/0.04, apesar de valores de D3 e A3 semelhantes. Entretanto, os instrumentos TF 25/0.08 e RaCe 25/0.06 não apresentaram diferença estatisticamente significativa na resistência à torção, embora os valores de A3 de RaCe sejam significativamente superiores aos de TF. As diferenças nas características dimensionais podem ter influenciado na redução da resistência torcional dos instrumentos RaCe.

**Palavras-chave:** Instrumentos endodônticos de NiTi, características geométricas, propriedades estruturais, flexibilidade, resistência à torção.

## ABSTRACT

### EVALUATION OF DIMENSIONAL STABILITY, FLEXIBILITY AND RESISTANCE TO TORSION ROTARY NITI TWISTED FILE AND RACE

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 work was to assess the flexibility and torsional resistance of the NiTi Twisted File (TF) and RaCe instruments with similar transversal section designs, however produced using different processes. The chemical components have all been analyzed with X-Ray energy spectroscopy (EDS), the present phases determined by X-Ray Diffractions (DRX) and the transformation temperatures obtained with differential scanning calorimeter (DSC). Images from the longitudinal and transversal sections were used for determining the diameter and the area 3mm away from the tip (D3 and A3), the position where the mechanical requests are focused on during the clinical use and the instruments are apprehended in the tests. The mechanical behavior has been evaluated through simulation of flexion and torsion until rupture accordingly to the ISO 3630-1. The TF and RaCe instruments have presented an alike chemical composition and only the  $\beta$  phase to the environment temperature. The pairs of instruments, TF 25/0.06, RaCe 25/0.04 and TF 25/0.08, RaCe 25/0.06 have presented similar D3. A similarity of A3 values in TF 25/0.06 and RaCe 25/0.04 has been verified, as well as a substantial statistic difference between the instruments TF 25/0.08 and RaCe 25/0.06. The TF instruments have been shown to be more flexible, possibly due to thermal treatment they have undergone resulting in a softening of the alloy. The instruments TF 25/0.06 have presented values of maximum torque significantly superior to those from the instruments RaCe 25/0.04 despite their corresponding D3 and A3 values. Nonetheless, the instruments TF 25/0.08 and RaCe 25/0.06 have not shown any significant statistic differences regarding the resistance to torsion, even though the values of A3 of RaCe are considerably higher than the ones of TF. The disparities in dimensional characteristics might have influenced the reduction of the torsional resistance in RaCe instruments.

**Key-words:** NiTi endodontic instruments, geometric characteristics, structural properties, flexibility, resistance to torsion.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>FIGURA 1</b>	Representação esquemática da Transformação Martensíticas e da Transformação Reversa.....	21
<b>FIGURA 2</b>	Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita térmica, e (c) martensita induzida por tensão.....	23
<b>FIGURA 3</b>	Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura onde ocorre a superelasticidade.....	24
<b>FIGURA 4</b>	Diagrama de fase do sistema NiTi, onde a região marcada corresponde à localização da fase $\beta$ .....	27
<b>FIGURA 5</b>	Aparelho de DSC utilizado para identificação das temperaturas de transformação de fase da liga.....	52
<b>FIGURA 6</b>	Microdurômetro utilizado na realização os ensaios de Microdureza Vickers.....	53
<b>FIGURA 7</b>	Fotografia de instrumentos utilizada na mensuração de diâmetro a cada milímetro da ponta.....	54
<b>FIGURA 8</b>	Dispositivo de bancada para teste de flexão a 45.....	56
<b>FIGURA 9</b>	Dispositivo de bancada para teste de torção.....	57
<b>FIGURA 10</b>	Espectro de energia de raios X (EDS) obtido em uma área de um instrumento <i>Twisted File</i> 25/0.08 e análise correspondente.....	58
<b>FIGURA 11</b>	Difratogramas obtidos por DRX em instrumentos <i>Twisted File</i> (a) e <i>RaCe</i> (b), mostrando os picos de maior intensidade da austenita, fase $\beta$ .....	60
<b>FIGURA 12</b>	Curvas de DSC mostrando picos associados às temperaturas de transformação martensítica em amostras de 30 mg de instrumentos <i>Twisted File</i> (a) e <i>RaCe</i> (b).....	62
<b>FIGURA 13</b>	Parte ativa e ponta de dois instrumentos <i>TF</i> 25/0.06 distintos, representando a ausência de estabilidade dimensional destes instrumentos.....	65
<b>FIGURA 14</b>	Parte ativa e ponta de dois instrumentos <i>TF</i> 25/0.08 distintos, representando a ausência de estabilidade dimensional dos instrumentos.....	66

<b>FIGURA 15</b>	Imagens de instrumentos <i>TF</i> 25/0.06 (a) e 25/0.08 (b) mostrando defeitos de superfície como estrias longitudinais e cavidades.....	67
<b>FIGURA 16</b>	Imagens da parte ativa e ponta de dois instrumentos <i>RaCe</i> 25/0.04 (a) e 25/0.06 (b), mostrando as características geométricas e a estabilidade dimensional dos instrumentos.....	68
<b>FIGURA 17</b>	Imagens de instrumentos <i>RaCe</i> 25/0.04, ilustrando as boas características de acabamento superficial e pequena quantidade de material aderido.....	69
<b>FIGURA 18</b>	Valores médios de diâmetro a cada milímetro da parte ativa determinados em instrumentos <i>TF</i> 25/0.06 e <i>RaCe</i> 25/0.04 (a) e <i>TF</i> 25/0.08 e <i>RaCe</i> 25/0.06 (b).....	71
<b>FIGURA 19</b>	Valores médios de comprimentos de <i>pitch</i> de instrumentos <i>Twisted File</i> 25/0.06 e 0.08 e <i>RaCe</i> 25/0.04 e 0.06 analisados.....	74
<b>FIGURA 20</b>	Imagens da seção transversal dos instrumentos <i>Twisted File</i> 25/0.06 e 0.08 (a) e <i>RaCe</i> 25/0.04 e 0.06 (b).....	77
<b>FIGURA 21</b>	Valores médios de Momento de Dobramento de instrumentos novos <i>Twisted File</i> 25/0.06 e 0.08 e <i>RaCe</i> 25/0.04 e 0.06. As colunas assinaladas com a mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ( $p > 0,05$ ).....	78
<b>FIGURA 22</b>	Valores médios de torque máximo de instrumentos novos <i>Twisted File</i> 25/0.06 e 0.08 e <i>RaCe</i> 25/0.04 e 0.06 novos, ensaiados em torção até a ruptura. As colunas assinaladas com a mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ( $p > 0,05$ ).....	81
<b>FIGURA 23</b>	Medidas a 3 mm da ponta (linha transversal vermelha) de instrumentos <i>Twisted File</i> 25/0.06 (a), <i>RaCe</i> 25/0.04 (b) e <i>Twisted File</i> 25/0.08 (c) e <i>RaCe</i> 25/0.06 (d).....	84
<b>FIGURA 24</b>	Valores médios e desvios padrão de deflexão angular até a fratura de instrumentos <i>Twisted File</i> 25/0.06 e 0.08 e <i>RaCe</i> 25/0.04 e 0.06 novos, ensaiados em torção. As colunas assinaladas com a mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ( $p > 0,05$ ).....	86

## LISTA DE TABELAS

<b>TABELA 1</b>	Composição química de instrumentos rotatórios de NiTi, obtida por análise semiquantitativa através de espectroscopia de energia de raios X (EDS).....	59
<b>TABELA 2</b>	Valores médios (desvio padrão) das temperaturas de transformação martensítica e reversa de instrumentos <i>Twisted File</i> e <i>RaCe</i> determinados por DSC.....	63
<b>TABELA 3</b>	Valores médios (desvios padrão) de microdureza Vickers determinados em instrumentos <i>Twisted File</i> 25/0.08 e <i>RaCe</i> 25/0.06.....	64
<b>TABELA 4</b>	Valores médios e desvios-padrão de diâmetro a 3 mm da ponta (D3) e de comprimento de parte ativa determinados para instrumentos <i>Twisted File</i> 25/0.06 e 0.08 <i>RaCe</i> 25/0.04 e 0.06.....	73
<b>TABELA 5</b>	Valores médios (desvio padrão) de área da seção transversal a 3 mm da ponta (A3) de instrumentos <i>Twisted File</i> 25/0.06 e 0.08 e <i>RaCe</i> 25/0.04 e 0.06.....	76
<b>TABELA 6</b>	Valores médios (desvio padrão) de torque máximo e deflexão angular até a fratura de instrumentos <i>Twisted File</i> e <i>RaCe</i> ensaiados em torção até a ruptura.....	80

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>Af</b>	Temperatura de final de transformação reversa
<b>As</b>	Temperatura de início de transformação reversa
<b>A3</b>	Área da seção transversal a 3 mm da ponta
<b><math>\beta</math></b>	Fase parente da liga NiTi, com estrutura cúbica de corpo centrado
<b>B19'</b>	Fase produto da liga NiTi, com estrutura monoclinica
<b>D3</b>	Diâmetro a 3 mm da ponta do instrumento endodôntico
<b>D</b>	Diâmetro do instrumento endodôntico
<b>DP</b>	Desvio-padrão
<b>DSC</b>	Calorimetria Exploratória Diferencial
<b>DRX</b>	Difração de raios X
<b>EDS</b>	Espectroscopia de energia dispersiva de raios X
<b>EMF</b>	Efeito memória de forma
<b>ISO</b>	<i>International Standards Organization</i>
<b>Md</b>	Temperatura máxima para formar a martensita induzida por tensão
<b>M<sub>D</sub></b>	Momento de Dobramento
<b>MEV</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura
<b>Mf</b>	Temperatura final de transformação martensítica
<b>NiTi</b>	Níquel-titânio
<b>rpm</b>	Rotações por minuto
<b>SCR</b>	Sistema de canais radiculares
<b>SE</b>	Superelasticidade
<b>TF</b>	<i>Twisted File</i>
<b>TM</b>	Transformação martensítica
<b>TR</b>	Transformação reversa

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	16
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	18
2.1	Propriedades das Ligas NiTi.....	18
2.2	Tratamento Termomecânico.....	25
2.3	Instrumentos Endodônticos de NiTi.....	31
2.3.1	O sistema <i>Twisted File</i> .....	33
2.3.2	O sistema <i>RaCe</i> .....	37
2.4	Flexibilidade de Instrumentos de NiTi.....	39
2.5	Resistência torcional de Instrumentos de NiTi.....	42
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	49
3.1	Objetivo Geral.....	49
3.2	Objetivos Específicos.....	49
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	50
4.1	Instrumentos endodônticos analisados.....	50
4.2	Caracterização do material.....	51
4.3	Ensaio de microdureza.....	52
4.4	Caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos.....	53
4.5	Ensaio de Flexão a 45°.....	55
4.6	Ensaio de Torção.....	56
<b>5</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	58
5.1	Propriedades Físicas, Químicas e Estruturais.....	58
5.1.1	Composição Química.....	58

5.1.2	Características estruturais e temperaturas de transformação.....	59
5.1.3	Microdureza Vickers.....	64
5.2	Características Geométricas e Estabilidade Dimensional dos instrumentos.....	64
5.2.1	Análise dos Instrumentos.....	64
5.2.2	Medidas dos diâmetros, comprimentos da parte ativa e comprimentos de <i>pitch</i> dos instrumentos.....	70
5.2.3	Medidas da área da seção transversal dos instrumentos.....	75
5.3	Ensaio de Flexão a 45°.....	77
5.4	Ensaio de Torção.....	80
6	<b>CONCLUSÕES</b> .....	87
7	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	89
8	<b>ANEXOS</b> .....	100



## 1 INTRODUÇÃO

Os instrumentos rotatórios de níquel-titânio (NiTi) são conhecidos por sua eficiência na preparação de canais radiculares curvos devido, principalmente, à sua flexibilidade, resultando na conseqüente manutenção do trajeto original. Entretanto, apesar dessa característica desejável, esses instrumentos podem sofrer fraturas ocasionais durante a instrumentação dos canais. Fraturas por torção e por fadiga, que dependem do diâmetro e curvatura do canal, da geometria e dimensões do instrumento, além da experiência do operador, têm sido identificadas como as principais razões de falha de um instrumento rotatório.

A fratura por fadiga flexural ocorre quando um instrumento gira no interior de um canal curvo, sendo submetido a ciclos variados de tensões de tração e compressão, concentradas na região de curvatura máxima do canal. Já a fratura por torção ocorre quando parte do instrumento se prende no canal, enquanto sua haste continua a girar. Se o limite elástico do metal é excedido, o instrumento sofre deformação plástica, que pode ser seguida por fratura. A fratura decorrente de sobrecarga torcional tem sido relatada como a causa mais comum de falha em instrumentos rotatórios de NiTi (SATTAPAN *et al.*, 2000).

O torque aplicado ao longo do instrumento durante a instrumentação dos canais radiculares depende de uma série de fatores tais como a área de contato entre o instrumento e as paredes dentinárias, a força apical aplicada, o diâmetro do instrumento e o volume do canal radicular (YARED & SLEIMAN, 2002; SCHRAEDER & PETERS, 2005).

As propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos e portanto sua resistência torcional são afetadas por uma variedade de fatores, como calibre, conicidade, *design*, composição química da liga, e tratamentos termomecânicos aplicados durante o processo de fabricação. Há uma forte relação entre o torque máximo que um instrumento suporta e suas dimensões, diâmetro e área (MELO *et al.*, 2008, VIANA, 2010). Adicionalmente, tem sido sugerido que a forma da seção transversal dos instrumentos afeta a flexibilidade, a distribuição de tensões e o

comportamento em torção dos mesmos (TURPIN *et al.*, 2000; SCHÄFER & TEPEL, 2001).

O problema da fratura causada por sobrecarga de torção tem sido amenizado com a determinação do torque máximo para cada tipo de instrumento e pelo uso de motores endodônticos de baixo torque. Contudo, os motores não levam em consideração o fato de que a fadiga, desenvolvida durante a formatação de canais radiculares curvos e atrésicos, pode diminuir a resistência torcional dos instrumentos rotatórios.

Dentre as tentativas recentes de melhorar o desempenho dos instrumentos rotatórios de NiTi na prática clínica, têm merecido destaque as mudanças no processo de fabricação, com o objetivo de conseguir instrumentos com propriedades mecânicas superiores.

Um novo sistema de instrumentos rotatórios de NiTi denominado *Twisted File* foi lançado recentemente no mercado, com a expectativa de proporcionar maior flexibilidade e segurança clínica. Ao contrário dos instrumentos até agora disponíveis, que têm a parte ativa usinada a partir de fios de NiTi no diâmetro da haste, os instrumentos *Twisted File* são produzidos através da torção do fio de NiTi em associação a tratamentos térmicos diferenciados. De acordo com o fabricante, o fato do instrumento não ser usinado diminuiria consideravelmente os defeitos superficiais, resultando em maior resistência à fadiga. Os tratamentos térmicos aplicados produziriam uma estrutura interna favorável à flexibilidade, constituída de fase R.

Até o momento, pouca informação foi disponibilizada na literatura sobre o comportamento mecânico destes instrumentos, daí a necessidade de se aprofundar o conhecimento a respeito das suas características geométricas, dimensionais, propriedades físicas, estruturais e mecânicas, no sentido de aumentar a previsibilidade e segurança no seu uso clínico.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Propriedades das Ligas NiTi

As ligas metálicas NiTi foram desenvolvidas no Laboratório de Artilharia Naval da Marinha Americana para a aplicação em peças e instrumentos dotados de propriedades anti-magnéticas e resistência à corrosão, recebendo o nome genérico de Nitinol (AURICCHIO *et al.*, 1997; THOMPSON, 2000).

Possuem uma habilidade inerente de alterar seu tipo de estrutura cristalina levando a mudanças significativas nas suas propriedades mecânicas. Estas mudanças ocorrem em função da temperatura e da aplicação de tensão (OTSUKA & WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000).

De um modo geral, são utilizadas por causa de duas propriedades especiais: 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 mesmas variam de acordo com a composição química, características de produção e o tratamento termomecânico durante a fabricação (THOMPSON, 2000; KUHN *et al.*, 2001).

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 (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000).

Tanto o EMF quanto a SE estão associados a uma mudança de fase no estado sólido, chamada de transformação martensítica (TM). A transformação martensítica é uma transformação entre uma fase de estrutura cristalina de alta simetria, chamada austenita (fase  $\beta$ ) ou fase parente, e uma fase de simetria mais baixa, chamada martensita. Tipicamente, a austenita é estável em altas temperaturas e baixos valores de tensão, enquanto a martensita é estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão (AURICCHIO *et al.*, 1997; OTSUKA & WAYMAN, 1998). A

TM é uma transformação de fase adifusional, em que 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. Embora o deslocamento individual de átomos seja pequeno, ocorre uma mudança macroscópica na forma do material, associada à TM. Devido a estas características a TM pode ocorrer tanto pelo abaixamento de temperatura quanto pela aplicação de tensão (OTSUKA & WAYMAN, 1998).

Nas ligas NiTi, a fase parente possui uma estrutura simétrica cúbica de corpo centrado, designada B2, enquanto a fase produto possui simetria mais baixa (tetragonal, ortorrômbica, monoclinica, etc.) e é designada B19'. (KENNON & DUNNE, 1981; OTSUKA & WAYMAN, 1998). Outro tipo de estrutura é a chamada fase R, trigonal, que aparece em ligas NiTi ricas em níquel e recozidas em baixas temperaturas e em ligas ternárias (Ni-Ti-Fe e Ni-Ti-Al). A fase R é uma fase intermediária e a transformação martensítica pode ocorrer no resfriamento de B2 → Fase R e Fase R → Matensita B19' (SABURI, 1998).

A SE das ligas NiTi está associada a uma grande deformação recuperável (até 15%) 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. O carregamento mecânico produz uma transformação martensítica a partir da austenita, enquanto a descarga resulta na transformação reversa (TR) à fase parente  $\beta$  (MIYAZAKI *et al.*; 1981, 1982, 1986, 1989).

A TM nas ligas com EMF é usualmente termoelástica, ou seja, reversível pelo aquecimento e resfriamento e ocorre em uma estreita faixa de temperatura. Pelo resfriamento da austenita (fase  $\beta$ ), estável em alta temperatura, a martensita começa a se formar na temperatura  $M_s$ , e o material torna-se completamente martensítico abaixo da temperatura final de transformação,  $M_f$ . Durante o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação de austenita,  $A_s$ . Entre  $A_s$  e  $A_f$ , ambas as fases, martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura  $A_f$ , a liga é totalmente austenítica (KUNH *et al.*, 2001).

A FIGURA 1 mostra, de forma esquemática, as temperaturas de início e fim de formação da martensita no resfriamento, e as temperaturas de início e fim da TR da martensita para austenita no aquecimento. O intervalo entre as temperaturas de transformação  $M_f$  e  $A_f$  define o comportamento e aplicabilidade das ligas com memória de forma, pois é neste intervalo que o EMF opera, enquanto a SE ocorre em temperaturas logo acima de  $A_f$ .

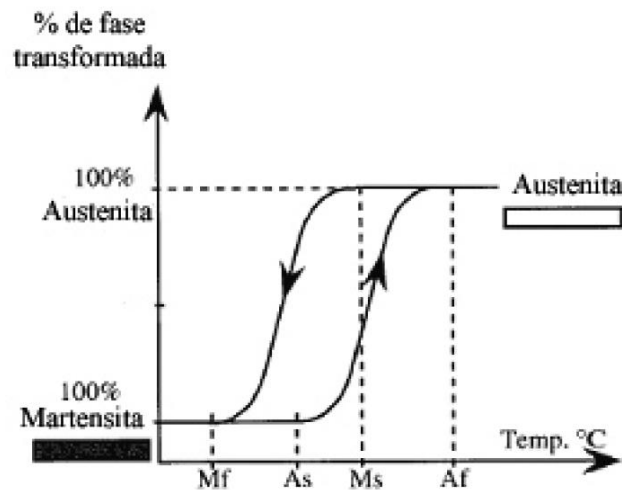


FIGURA 1 - Representação esquemática da Transformação Martensítica e da Transformação Reversa (KUHNS *et al.*, 2001).

A martensita também pode ser formada numa faixa de temperatura entre  $M_s$  e  $M_d$  pela aplicação de tensão, onde  $M_d$  é a temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão. A martensita assim formada é chamada martensita induzida por tensão (MIT). Existe uma equivalência entre temperatura e tensão: um decréscimo na temperatura é equivalente a um aumento na tensão, ambas estabilizando a martensita. Desta forma, a variação necessária na tensão para produzir a MIT aumenta linearmente com a temperatura acima de  $M_s$  (WAYMAN & DUERIG, 1990).

A presença de impurezas pode afetar as temperaturas de transformação do material assim como as suas propriedades mecânicas. A maioria das impurezas, com exceção de Cu e Nb, diminuem as temperaturas de transformação, pois podem reagir com o Ti para formar precipitados, resultando em uma matriz rica em Ni, abaixando assim a temperatura de transformação. A maioria destas impurezas,

simultaneamente, aumenta a resistência e decresce a ductilidade do material (RUSSEL, 2000).

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 superelasticidade (BAHIA, 2004).

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 (THOMPSON, 2000).

É possível variar a composição da liga NiTi de forma a se obter fios com características de EMF ou SE. As diferenças entre as ligas estarão no seu teor de níquel e na faixa de temperatura da transformação martensítica. Idealmente, para a confecção de instrumentos endodônticos, a resistência mecânica da liga deveria ser a maior possível para resistir à fratura (THOMPSON, 2000).

As TM e TR são geralmente acompanhadas por mudanças nas propriedades físicas e mecânicas das ligas, como módulo de elasticidade, limite de escoamento e resistividade elétrica (OTSUKA & WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000). Segundo Wayman & Duerig (1990), uma propriedade física significativamente diferente entre austenita e martensita é o limite de escoamento. A estrutura martensítica pode se deformar pelo movimento dos contornos de maclas, que são muito móveis. Assim, o limite de escoamento da martensita é extremamente baixo quando comparado ao da austenita, que se deforma por geração e movimento de deslocações. Somente uma determinada quantidade de deformação martensítica pode ser acomodada por este processo de movimento de macla e uma vez excedida, o material se deformará elasticamente outra vez e, eventualmente, sofrerá escoamento num segundo momento por processos irreversíveis – movimento de deslocações.

Em temperaturas suficientemente acima de Af 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. 2). Em temperaturas abaixo de  $M_s$ , a austenita é instável e se transforma em variantes de martensita autoacomodadas. 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 desta deformação permanece após a descarga, podendo ser recuperada pelo aquecimento e consequente transformação reversa à fase austenítica (FIG. 2). 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, a MIT reverte à austenita em um nível de tensão inferior, com completa recuperação da deformação, caracterizando a superelasticidade (FIG. 2) (WILKES & LIAW, 2000).

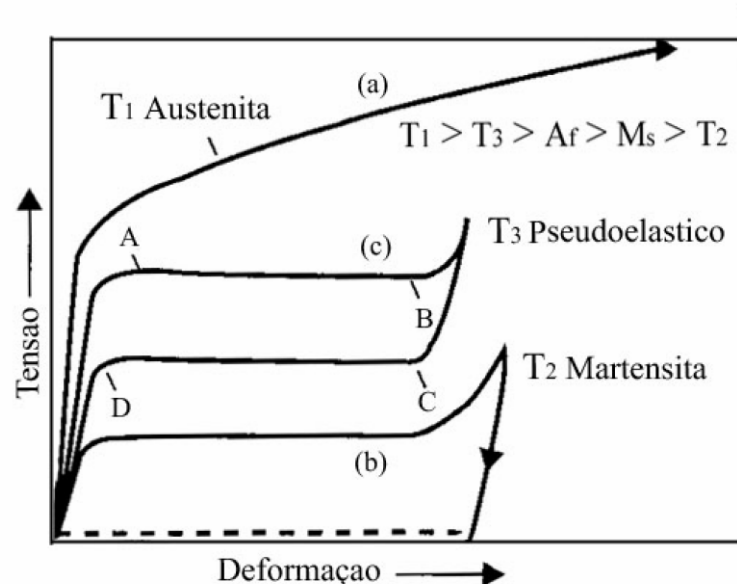


FIGURA 2 - Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita térmica, e (c) martensita induzida por tensão (WILKES & LIAW, 2000).

A superelasticidade só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de  $M_d$  e acima de  $A_f$ . Se a temperatura excede  $M_d$  a martensita não pode ser induzida por tensão. Por outro lado, se a temperatura estiver abaixo de  $A_f$  a martensita induzida por tensão permanecerá estável durante a descarga. Desta forma, para que a SE ocorra é necessário à aplicação de tensão em uma temperatura acima de  $A_f$  (FIG. 3). A linha espessa do diagrama tensão-temperatura representa a variação na tensão de escoamento para ligas com memória de forma. Abaixo de  $M_s$ , a

deformação ocorre por maclação da martensita; entre Ms e Af a martensita é induzida por tensão, mas uma vez induzida é estável; entre Af e Md a martensita induzida por tensão torna-se instável durante a descarga, caracterizando a SE; acima de Md a deformação tem início a deformação por escorregamento, já que a martensita não pode mais ser induzida por tensão (DUERIG & ZADNO, 1990).

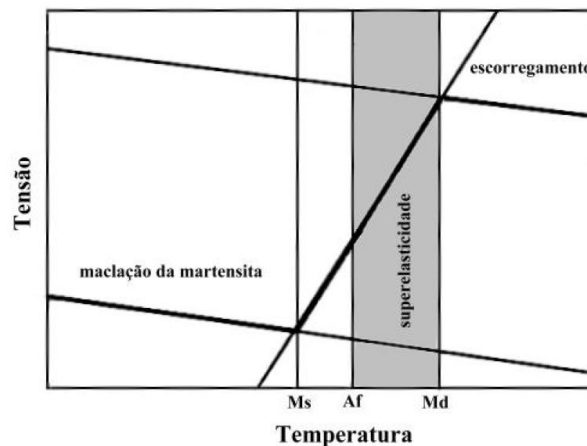


FIGURA 3 – Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura onde ocorre a superelasticidade (DUERIG & ZADNO, 1990).

A deformação da liga acima de Ms resulta na nucleação de placas de martensita favoravelmente orientadas, que crescem durante a deformação adicional pela propagação de uma interface coerente. A microestrutura da MIT é diferente da martensita termoelástica. Variantes diferentes têm orientações locais diferentes, e as interseções coerentes de tais variantes são chamadas de contornos de variantes. A martensita induzida por tensão consiste de uma única variante orientada preferencialmente na direção da tensão aplicada, enquanto a martensita produzida por resfriamento consiste de uma mistura aleatória de várias variantes. Como somente uma variante de martensita é formada na MIT, existe uma mudança de forma (alongamento) que é completamente recuperada após a remoção da tensão. Já na martensita térmica, ocorre uma auto-acomodação das muitas variantes de martensita formadas, não levando à mudança de forma global (DUERIG & ZADNO, 1990).



As maclas que se formam são simplesmente outras orientações (variantes) de martensita. Os contornos de maclas são locais de energia relativamente baixa e, devido à coerência atômica, podem se mover com relativa facilidade através da aplicação de tensão. Os contornos entre placas de martensita também se comportam como contornos de maclas em relação às placas adjacentes. Assim, os contornos entre as placas de martensita, bem como, os contornos dentro das placas são chamados de contornos de macla (WAYMAN & DUERIG, 1990). O movimento dos contornos de macla através de tensão é chamado demaclação, e promove uma mudança de orientação de uma variante em outra, mais favoravelmente orientada em relação à direção da tensão aplicada (LIU *et al.*, 1999).

A deformação recuperável depende do movimento reversível das interfaces martensíticas pela remoção da tensão aplicada ou por mudança de temperatura. A princípio, todas as interfaces martensíticas são reversíveis. Uma importante característica do comportamento termoelástico é que os deslocamentos que levam à mudança na estrutura cristalina são os únicos deslocamentos que ocorrem independentemente se a transformação é induzida por tensão ou por temperatura. Assim, o comportamento termoelástico permite a recuperação da deformação imposta até a magnitude da deformação de transformação. Entretanto, uma condição essencial é que a deformação de transformação seja acomodada elasticamente pela matriz circundante (WAYMAN, 1981).

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 transformação martensítica, e a recuperação da forma se dá simultaneamente de uma maneira dependente da estrutura deformada. A transformação reversa forma a estrutura original de grãos e, por isso, a forma original do material é recuperada (WAYMAN, 1980).

## 2.2 Tratamento Termomecânico

O efeito memória de forma, bem como a superelasticidade dos instrumentos endodônticos de NiTi são fortemente dependentes do tratamento termomecânico a que foram submetidos durante o processo de fabricação.

Os tratamentos termomecânicos podem implicar em três reações diferentes no estado sólido: (1) mudança local na composição química (precipitação); (2) redução dos defeitos (recristalização); e (3) transformação estrutural de fase. 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).

A recuperação é normalmente definida como a restauração das propriedades físicas do metal trabalhado, sem alterações em sua microestrutura. Recristalização é a substituição da estrutura deformada a frio por um novo conjunto de grãos livre de deformação, e é evidenciada por uma diminuição na dureza e aumento na ductilidade. A densidade de deslocamentos diminui consideravelmente e os efeitos do encruamento são eliminados. A energia armazenada no trabalho a frio é a força motriz tanto para a recuperação quanto para a recristalização (DIETER, 1986). Quando o metal deformado é reaquecido, haverá difusão termicamente ativada, a aniquilação dos defeitos de rede e a energia armazenada será liberada na forma de calor (LIU *et al.*, 1997). Se os novos grãos livres de deformação são aquecidos em uma temperatura maior que aquela de recristalização, haverá um aumento progressivo no tamanho do grão, denominado crescimento de grão.

O diagrama de fases do sistema NiTi (FIG. 4) é uma ferramenta importante para se compreender os tratamentos térmicos adequados e melhorar as características do EMF e SE. O interesse está restrito à região central, a fase NiTi ou fase  $\beta$ , limitada pelas fases  $Ti_2Ni$  e  $TiNi_3$ , como pode ser visto na FIG. 4 (OTSUKA & REN, 2005). A região de fase  $\beta$  mostra-se muito estreita em temperaturas abaixo de 650°C, geralmente se fazendo presente somente na faixa de composição entre 50,0 e 50,5%atNi (OTSUKA & REN, 1999).

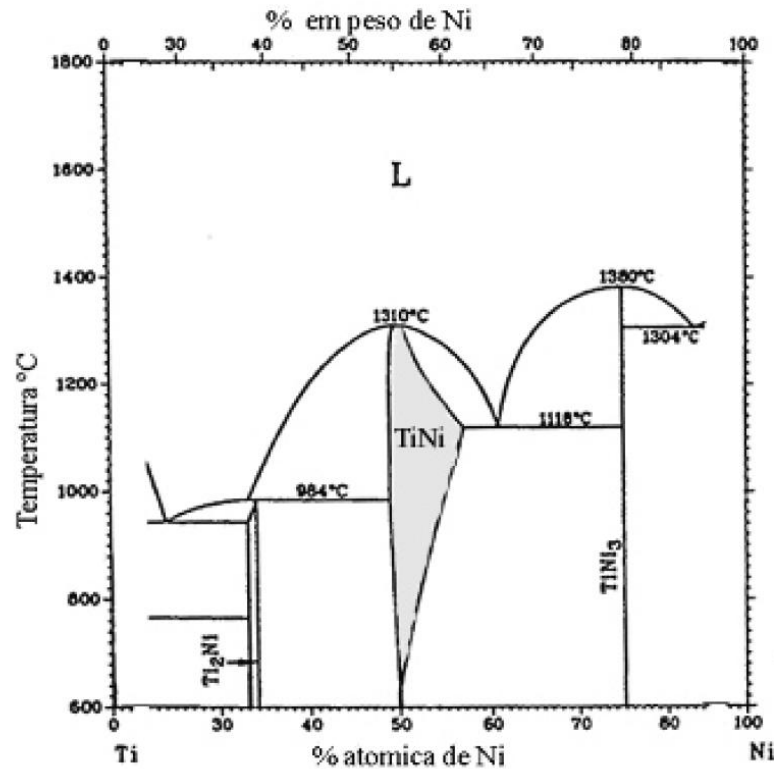


FIGURA 4 - Diagrama de fase do sistema NiTi, onde a região marcada corresponde à localização da fase  $\beta$  (OTSUKA & REN, 1999).

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 Ni em excesso de 50% 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 que em temperaturas e tempos intermediários surge a fase Ti<sub>2</sub>Ni<sub>3</sub> (OTSUKA & REN, 2005).

Durante o resfriamento da liga em condições de equilíbrio, podem se formar compostos intermetálicos. Em ligas com excesso de Ti, a fase TiNi coexiste com o composto  $Ti_2Ni$ , enquanto que nas ligas com excesso de Ni forma-se o  $TiNi_3$ . Pode-se evitar a formação destes compostos através do resfriamento rápido (têmpera) da liga a partir de temperaturas em que ela é completamente austenítica, por exemplo,  $1000^{\circ}C$ . Neste caso, o reaquecimento do material temperado, em temperaturas não muito elevadas, por exemplo, no intervalo entre  $400^{\circ}C$  e  $800^{\circ}C$  provoca a precipitação dos compostos mencionados. Nas ligas com excesso de Ni, a formação do composto  $TiNi_3$ , durante o recozimento a baixas temperaturas, é comumente precedida pela precipitação dos compostos de transição  $Ti_3Ni_4$  e  $Ti_2Ni_3$ . Quando a reação de precipitação ocorre, a formação de  $Ti_3Ni_4$  é acompanhada por uma redução no conteúdo de Ni da matriz; como resultado, a temperatura  $M_s$  sofrerá uma elevação com o recozimento, até alcançar um valor constante que corresponde à composição de equilíbrio naquela determinada temperatura (OTSUKA & REN, 2005).

As ligas ricas em Ni são instáveis no sentido de que no material recozido pode ocorrer mudança nos valores de  $M_s$  durante a exposição prolongada em determinadas temperaturas. Esta instabilidade é a consequência da formação de precipitados. Dois fatores governam a nucleação e o crescimento de precipitados. Em altas temperaturas, existe energia térmica suficiente para permitir a rápida difusão dos átomos de Ni e Ti na matriz. Entretanto, torna-se muito difícil para os átomos formarem um núcleo de precipitado quando a temperatura é muito alta. Em temperaturas mais baixas, contudo, ocorre uma situação oposta: têm-se altas taxas de nucleação, mas baixas taxas de difusão. Estes dois processos são otimizados em temperaturas intermediárias ( $350 - 450^{\circ}C$ ), obtendo-se assim taxas de precipitação máximas e maior impacto sobre as temperaturas de transformação. Na verdade, foi verificado um máximo na reação de precipitação em torno de  $425^{\circ}C$ , isto é, o  $A_f$  aumenta mais rapidamente após tratamentos térmicos a  $425^{\circ}C$ . A mudança na temperatura de transformação, portanto, é devida à difusão dos átomos de Ni e Ti, onde os átomos de Ni se agregam nos precipitados e os átomos de Ti se movem para a matriz de fase  $\beta$ . Como a matriz se torna enriquecida em Ti, a temperatura de transformação aumenta, como esperado da relação entre composição e temperatura de transformação (MELTON, 1990).

Como foi visto, os compostos de transição  $Ti_3Ni_4$  podem precipitar-se nos estágios iniciais do recozimento a baixas temperaturas, na forma de partículas submicrométricas, provocando o efeito conhecido como endurecimento por precipitação do material (SABURI, 1998). Quando uma peça de metal é deformada plasticamente, uma pequena fração da energia necessária para a deformação fica armazenada na forma de deformação residual, e uma grande densidade de defeitos de rede é produzida (LIU *et al.*, 1997). Esses defeitos na rede cristalina da liga são chamados lacunas e deslocamentos. De um modo geral, a densidade e mobilidade das deslocamentos, a facilidade de produção de novas deslocamentos, a forma com que estas interagem entre si e com as imperfeições estruturais presentes no material, ditam o comportamento mecânico dos metais. A tensão necessária para mover deslocamentos em metais puros e relativamente isentos de defeitos é muito baixa. Os metais se tornam endurecidos quando o movimento destas deslocamentos é restringido. A interação das deslocamentos com partículas finamente dispersas é um dos mais complexos e versáteis mecanismos de endurecimento dos metais. Quanto maior a fração de partículas e menor o seu raio, maior será o endurecimento que elas causarão. Este aumento de resistência é decorrente principalmente da tensão necessária para dobrar as deslocamentos ao redor das partículas, aumentando a tensão de cisalhamento (BUONO *et al.*, 2002).

Embora o  $Ti_3Ni_4$  seja considerado uma fase de menor estabilidade se comparada ao precipitado de equilíbrio  $TiNi_3$ , ele é completamente estável em temperaturas abaixo de 600°C e sob condições adequadas de tratamento, apenas  $Ti_3Ni_4$  é observado (OTSUKA & REN, 2005). Os precipitados de  $Ti_3Ni_4$  são conhecidos por promoverem melhorias nas características de memória de forma e superelasticidade das ligas NiTi (SABURI *et al.*, 1982; MIYAZAKI *et al.*, 1982).

Eles também afetam as características da transformação martensítica, podendo atuar como centros de nucleação para a formação da fase R. A introdução de finos precipitados de  $Ti_3Ni_4$  no recozimento ou a introdução de células de deslocamentos através de ciclos de deformação/aquecimento são capazes de mudar a transformação martensítica de B2-B19' para B2-R-B19'. Este comportamento é explicado pelo fato de os precipitados e células de deslocamentos induzirem o

aparecimento de campos de tensões na matriz circundante (OTSUKA & REN, 2005). Estes campos de tensões produzem uma forte resistência às grandes deformações associadas com a formação de B19'. A fase R produz uma deformação na rede cristalina significativamente menor (ALLAFI *et al.*, 2002).

A transformação B2  $\rightarrow$  R acontece por nucleação e crescimento. Com o resfriamento, as placas finas de fase R nucleiam a partir de defeitos de rede como as deslocações, crescem e se juntam. Com o resfriamento adicional, muitas outras placas de fase R se formam semelhantemente e, em seguida, toda a região se transforma em fase R. A região entre  $R_s$  e  $R_f$ , caracterizada por uma pequena histerese de temperatura, representa uma região de duas fases composta pelas fases parente e R. Com o aquecimento, as placas se contraem e desaparecem (OTSUKA & REN, 1999).

Embora as propriedades das ligas com teor de Ni maior que 50,5%at sejam sensíveis ao tratamento térmico em temperaturas entre 300 e 500°C, devido à precipitação de  $Ti_3Ni_4$ , as ligas com teor de Ni entre 50,0%at e 50,5%at são insensíveis a este tratamento, porque nelas não ocorre a precipitação de  $Ti_3Ni_4$ . Contudo, os tratamentos termomecânicos como recozimento em temperatura abaixo de 500°C após trabalho a frio, afetam em muito as suas propriedades. As ligas NiTi aproximadamente equiatômicas (teor de Ni inferior a 50,5%at), quando totalmente recozidas, exibem comportamento pseudoelástico apenas parcialmente e o EMF também não é bom (SABURI, 1982). O alongamento permanente, devido à deformação por escorregamento, aumenta com o aumento da temperatura de teste. Entretanto, isto pode ser melhorado por tratamento termomecânico, que aumenta efetivamente a resistência à deformação por escorregamento, aumentando de forma substancial a deformação pseudoelástica. Observou-se que a deformação recuperável na descarga aumenta com o grau crescente de laminação a frio antes do recozimento. A liga com deformação a frio a partir de 20% e recozimento a 400°C apresenta superelasticidade completa (SABURI, 1982).

O trabalho a frio apenas, isto é sem o recozimento, destrói o patamar martensítico na curva tensão-deformação. Portanto, um material trabalhado a frio até 20% apresenta um limite de escoamento muito alto, mas suas propriedades de memória

de forma são pobres na medida em que somente deformações muito pequenas podem ser recuperadas. O recozimento irá restaurar o efeito memória de forma, mas reduzirá a tensão de escoamento (MELTON, 1990). As propriedades finais do componente de NiTi são determinadas, em grande escala, pela combinação da quantidade de trabalho a frio e o tempo e a temperatura usados no tratamento térmico final. Como as ligas NiTi encruam muito rapidamente, usualmente a deformação a frio não deve ultrapassar 30 a 50% em cada estágio, antes do material ser recozido (RUSSEL, 2000).

De um modo geral, pode-se afirmar que o tratamento termomecânico cria uma subestrutura de deslocções bem desenvolvida na austenita, levando a mudanças fundamentais na cinética de transformação e na estrutura da martensita, influenciando as propriedades das ligas NiTi (PROKOSHKIN, 1995).

A fim de melhorar a resistência à fratura e a flexibilidade de instrumentos de NiTi, pesquisadores e fabricantes desenvolveram novos métodos de fabricação de instrumentos de NiTi. Em um desses métodos, o fio de NiTi superelástico passa por um tratamento térmico, para que o fio perca a SE, e assim possa ser torcido. Após, este estágio, ele é submetido a um novo tratamento térmico, para que a SE seja recuperada. Resultado de um recente estudo confirmou que os instrumentos fabricados por este novo método (*Twisted File*) são mais flexíveis que instrumentos de NiTi de mesma conicidade e diâmetro, disponíveis comercialmente (GAMBARINI *et al.*, 2008b).

O chamado *M-wire*, também é uma novidade na área endodôntica. O *M-wire* é um fio de NiTi que é preparado por um processo térmico especial (GAMBARINI *et al.*, 2008a). Já existem estudos avaliando a resistência à fadiga flexural de instrumentos GTX, feitos com esse tipo de fio, comparando-os com instrumentos K3, que são produzidos com liga NiTi convencional. Os autores não observaram diferença na resistência entre os dois tipos de instrumentos (GAMBARINI *et al.*, 2008a). Entretanto, Johnson *et al.* (2008), Larsen *et al.* (2009) e Al-Hadlaq *et al.* (2010) observam superior resistência à fadiga flexural dos instrumentos GTX, se comparados com instrumentos *ProFile* e *Endosequence*, que são produzidos com liga NiTi convencional. Peixoto *et al.* (2010) ao compararem a resistência à fadiga

flexural e a resistência torcional dos instrumentos *GT* com os *GTX*, verificaram superior resistência à fadiga dos últimos. Isso se deve, principalmente, ao tratamento termomecânico que aumentou a resistência ao escorregamento do material. Entretanto, a resistência torcional dos instrumentos *GTX* foi inferior a dos *GT*, provavelmente devido ao comprimento superior de seus *pitchs*.

### **2.3 Instrumentos Endodônticos de NiTi**

O sucesso da terapia endodôntica depende de uma adequada limpeza e formatação do Sistema de Canais Radiculares (SCR), a qual visa criar um preparo cônico afunilado até o forame apical, com posterior obturação tridimensional (SCHILDER, 1974). No entanto, durante a instrumentação de canais radiculares curvos, podem ocorrer erros inadvertidos como formação de desvio, degrau, transporte e fratura de instrumentos alterando, assim, a morfologia do canal radícula e o sucesso da obturação (WEINE *et al.*, 1975).

O desenvolvimento de novos instrumentos, com maior capacidade de corte e menor produção de acidentes durante a formatação do SCR, tornou-se uma constante entre vários pesquisadores. Em busca desse aprimoramento, duas grandes inovações foram introduzidas comercialmente: instrumentos com pontas modificadas não cortantes (ROANE *et al.*, 1985) e instrumentos flexíveis feitos com ligas NiTi superelásticas. Ao se comparar limas #15 fabricadas em NiTi e em aço inoxidável, verificou-se que o NiTi apresenta duas ou três vezes mais flexibilidade, assim como superior resistência à fratura por torção. A flexibilidade desses instrumentos é resultante dos valores muito baixos de módulo de elasticidade aliados ao efeito superelástico. Além disso, não há necessidade de pré-curvamento em limas de NiTi, ao contrário de limas de aço inoxidável (WALIA *et al.*, 1988).

Os instrumentos feitos com ligas NiTi são biologicamente compatíveis, e mais resistentes à fadiga que as de aço inoxidável. As propriedades mecânicas favoráveis da liga permitiram novos desenhos de lâmina, sistemas de calibre e conicidade alternativos e a introdução de movimento rotatório para a limpeza e formatação do SCR. A formatação com instrumentos de NiTi acionados a motor possibilitou



preparações rápidas e eficientes com formato cônico-afunilado, ao mesmo tempo que reduziu a quantidade de erros iatrogênicos (GLOSSON *et al.*, 1995).

Os instrumentos endodônticos podem ser fabricados através de usinagem ou de torção de fios. As propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos são fortemente influenciadas pelo processo de fabricação (WILDEY *et al.*, 1992; SERENE *et al.*, 1995, THOMPSON, 2000). Os instrumentos produzidos a partir de torção possuem a seção transversal definida pela laminação do fio, que posteriormente é torcido originando as lâminas de corte. Já os instrumentos usinados têm a seção transversal confeccionada de maneira semelhante, entretanto suas lâminas de corte são definidas através de maquinário próprio (WILDEY *et al.*, 1992).

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 impossível a torção da haste para a produção da espiral. O lingote da liga NiTi é submetido a vários processos termomecânicos antes do 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 e finalmente bobinados e, em seguida usinados (THOMPSON, 2000).

A usinagem das limas endodônticas de NiTi é um procedimento complexo que forma, geralmente, superfícies com alta concentração de defeitos tais quais rebarbas, cavidades, riscos de usinagem em adição a *pitchs* e bordas cortantes embotadas, que podem comprometer a habilidade de corte e, potencialmente, facilitar a corrosão do instrumento (SERENE *et al.*, 1995; MELO, 1999; MARTINS *et al.*, 2002; BAHIA, 2004).

### 2.3.1 O sistema *Twisted File*

Recentemente, um processo de fabricação, completamente diferente foi desenvolvido pela empresa *SybronEndo* (Orange, Califórnia, Estados Unidos), a fim de criar um novo sistema de instrumentos rotatórios de NiTi, chamado *Twisted File* (*TF*). Sua fabricação consiste em torcer um fio de NiTi, combinado com tratamentos térmicos, para aumentar a flexibilidade e a resistência à fadiga. Mais precisamente, sua confecção é realizada pela transformação um fio de NiTi austenítico, em uma fase diferente, a fase R, através de um processo de aquecimento e resfriamento. O fio, na fase R, é, então, torcido, aquecido e resfriado, visando à manutenção de sua forma nova e o retorno à fase austenita (GAMBARINI *et al.*, 2008b). Como as lâminas cortantes são criadas através de torção ao invés de usinagem, há a eliminação de possíveis defeitos superficiais (LARSEN *et al.*, 2009).

A fase R, segundo o fabricante, seria responsável pelo nível superior de flexibilidade dos instrumentos, e a consequente, capacidade de manter o trajeto de canais com curvaturas complexas durante a instrumentação. Esses instrumentos sofrem um tratamento de superfície especial (*Deox*) que mantém as bordas cortantes afiadas e sua integridade superficial. Além disso, os instrumentos *TF* são fabricados como uma peça única de NiTi, não havendo separação entre a haste e o cabo, eliminando a possibilidade de corrosão galvânica pelo uso de dois tipos de metais (*TF TECHNICAL BULLETIN*, [www.tfwithrphase.com](http://www.tfwithrphase.com)).

Entretanto, um representante da empresa *SybronEndo*, Sabala (2010), enviou uma carta ao *Journal of Endodontics* contestando a informação de que os instrumentos *Twisted File* possuem eletropolimento, presente no artigo de Kim *et al.* (2010). Segundo Sabala (2010), nos instrumentos *TF* é utilizado um tratamento chamado *Deox*, o qual remove a camada de oxidação e qualquer impureza superficial da base do material. Os autores (KIM *et al.*, 2010) afirmam desconhecer o erro citado por Sabala, justificando que o processo *Deox* parece ser bem similar ao polimento químico, que é feito submetendo o instrumento a uma solução de limpeza (usualmente um ácido) sem o uso de corrente elétrica. Há pouca indicação de que o polimento químico ou o eletropolimento possam causar algum efeito nas propriedades mecânicas do material, pois as mudanças são limitadas a superfícies

de poucos nanômetros a micrômetros. Se há alguma modificação, o efeito é, provavelmente, benéfico. Entretanto, não há informação exata a respeito do tratamento *Deox* (SABALA, 2010; CHEUNG, 2010).

Os instrumentos *TF* possuem seção triangular e são fornecidos em diferentes conicidades: 0.12, 0.10, 0.08, 0.06, 0.04 e em vários calibres de ponta: #25, #30, #35, #40, #50. São disponíveis em comprimentos de 17, 23 e 27 mm, e possuem comprimentos de *pitch* variáveis, que diminuem o efeito de emparafusamento dentro dos canais radiculares. Os instrumentos *TF* são usados com uma inserção suave e passiva com a duração de 2 a 3 segundos, de forma contínua e controlada, envolvendo 1 a 3 mm de dentina por inserção. O fabricante recomenda que a *TF* seja operada em velocidade de 500 rpm (*TF TECHNICAL BULLETIN*, [www.tfwitrphase.com](http://www.tfwitrphase.com)).

Gambarini *et al.* (2008b) ao compararem instrumentos *TF* 25/0.06 a instrumentos *ProFile* de mesmo calibre e taper, verificaram superior flexibilidade dos primeiros. Os autores atribuem essa superioridade ao processo de fabricação desses instrumentos. No entanto, não foi levado em conta o fato de os instrumentos possuírem diferentes seções transversais, e não foi informado se esses instrumentos possuem áreas e diâmetros semelhantes a 3 mm da ponta, região onde os instrumentos foram apreendidos nos ensaios de flexão. Instrumentos com elevada flexibilidade reduzem o risco de iatrogenias causadas por transporte de canal, e melhoram a eficiência e a segurança no preparo de canais radiculares curvos.

Quando ensaiados em um canal artificial, com 5 mm de raio e 60° de ângulo de curvatura, para testar a resistência à fadiga, os instrumentos *TF* 25/0.06 apresentaram superior resistência à fadiga comparados com instrumentos *K3* de mesmo calibre e conicidade (GAMBARINI *et al.*, 2008a). Kim *et al.* (2010) também avaliaram a resistência à fadiga de instrumentos *TF* 25/0.06, *RaCe* 25/0.06, *ProTaper* F1 e *Helix* 25/0.06. Os instrumentos F1 foram selecionados, apesar de terem calibre de ponta 20, por possuírem o mesmo diâmetro a 5 mm da ponta dos outros instrumentos (0,55 mm) e, portanto, uma área similar de seção transversal. Os ensaios de fadiga foram realizados em um canal artificial com 6 mm de raio e 40°

de ângulo de curvatura, segundo dispositivo proposto por Gambarini (2001). A velocidade de rotação utilizada foi de 300 rpm e torque de 5.2 N.cm. Dois instrumentos de cada tipo foram examinados por MEV antes dos ensaios de fadiga. A partir das imagens obtidas, verificou-se que apesar de os instrumentos *TF* serem submetidos a um processo de eletropolimento pelo fabricante, suas superfícies não são perfeitamente lisas, mas apresentam características únicas de textura superficial, parecidas com sulcos de usinagem, ao longo do comprimento dos instrumentos com múltiplas depressões. Em contraste, sulcos óbvios de usinagem, na sua maioria perpendiculares ao longo eixo do instrumento, foram verificados nos instrumentos *ProTaper* e *Helix*. Os instrumentos *RaCe* apresentaram irregularidades reduzidas de superfície como resultado de eletropolimento, com sulcos de usinagem transversais raramente observados. Os instrumentos *TF* se apresentaram significativamente mais resistentes à fadiga, quando comparados com os demais. Os instrumentos *RaCe*, com a mesma configuração de seção transversal e eletropolimento de superfície, foram os segundos mais resistentes, seguidos por *ProTaper* e *Helix* nessa ordem. O desempenho superior dos instrumentos *TF* se deve, provavelmente, ao seu processo diferenciado de fabricação, e a características de design como: ângulo helicoidal, números de *pitchs*, disposição de espirais e textura superficial.

Gambarini *et al.* (2009) observaram um aumento de 36% na resistência torcional dos instrumentos *TF* quando comparados a instrumentos fabricados pelo processo convencional de usinagem. Segundo os autores, como a geometria e as dimensões entre os instrumentos eram semelhantes, o processo de fabricação diferenciado dos instrumentos *TF* parece ser a única explicação para a melhora apresentada na resistência torcional. Verificaram ainda que defeitos e irregularidades de superfície, causados pelo processo de usinagem dos instrumentos, podem funcionar como pontos concentradores de tensão, contribuindo para uma resistência torcional inferior e falha consequente (GAMBARINI *et al.*, 2009).

Recentemente, um estudo realizado por Park *et al.* (2010) avaliou a resistência torcional de instrumentos rotatórios de NiTi após diferentes ciclos torcionais. Foram utilizados instrumentos *Twisted File*, *RaCe*, *Helix* e *FlexMaster* no calibre de ponta 25 e taper 0.06, e o instrumento F1 do sistema *ProTaper*, sendo 10 de cada tipo. O

instrumento F1 foi escolhido por possuir o mesmo diâmetro a 5 mm da ponta dos outros instrumentos, ponto onde foram realizados os ensaios para avaliar a resistência torcional. Todos os instrumentos possuíam comprimento de parte ativa de 25 mm, exceto os *TF* com 23 mm. Um motor com controle de torque foi utilizado, e o mecanismo de “auto-stop” ativado. O torque máximo aplicado foi de 1 N.cm. Cada instrumento foi rotacionado, em direção horária, a 300 rpm, até que o torque máximo fosse atingido e o dispositivo parado automaticamente. Isso foi considerado como sendo um ciclo de carregamento. Esse processo foi repetido até que a fratura do instrumento ocorresse. Todos os instrumentos *TF* fraturaram durante o primeiro ciclo de carregamento, apresentando, portanto, a menor resistência torcional, dentre os instrumentos avaliados. Mesmo quando comparados com os instrumentos *RaCe*, com seção transversal semelhante, o valor encontrado foi significativamente inferior. Os instrumentos mais resistentes foram os *FlexMaster* seguido por *Helix*, *ProTaper* e *RaCe*. Segundo os autores, uma possível explicação para o fracasso dos instrumentos *TF* seria o tratamento termomecânico utilizado no seu processo de fabricação. Os instrumentos *TF* são produzidos a partir da Fase R da liga NiTi, esse material apresenta boa superelasticidade e inferior módulo de elasticidade que a austenita. Portanto, um instrumento feito de Fase R seria mais flexível, permitindo maior quantidade de deformação a um torque similar do que a fase austenítica da liga NiTi. Além disso, o comprimento inferior de parte ativa, 23 mm, dos instrumentos *TF* em relação aos demais, pode ter contribuído, em parte, por prejudicar a resistência torcional em termo de distribuição de tensões.

Há pouco tempo, um estudo realizado por Gergi *et al.* (2010) avaliaram o transporte apical e a capacidade de se manter centralizados os canais radiculares, dos instrumentos *Twisted File*, *PathFile-ProTaper* e limas tipo K convencionais, através de tomografia computadorizada. O menor transporte apical foi observado nos canais formatados pelos instrumentos *TF*, seguidos pelos *PathFile-ProTaper* e pela técnica manual com limas tipo K. Em relação à habilidade em se manter centralizados os canais radiculares, o melhor resultado também foi verificado com os instrumentos *TF* em todas as porções do canal (cervical, média e apical). Na porção cervical não houve diferença significativa entre os instrumentos *PathFile-ProTaper* e a técnica manual. Já nas porções média e apical os instrumentos *PathFile-ProTaper* foram melhores que a técnica manual. De acordo com os autores, o desempenho superior

dos instrumentos *TF* pode ser explicado por sua maior flexibilidade, quando comparados com instrumentos usinados.

### **2.3.2 O sistema *RaCe***

Outro sistema de instrumentos endodônticos de NiTi comercialmente disponível é o sistema *RaCe* (*Reamer with alternated cutting edges*), comercializado pela empresa *FKG Dentaire* (La Chaux-de-Fonds, Suíça). Estes instrumentos possuem secção transversal triangular com bordas cortantes ativas que garantem a eficiência de corte (SCHÄFER & VLASSIS, 2004a).

Os instrumentos *RaCe* apresentam bordas cortantes em direções alternadas e duas funções são creditadas a esse design: eliminar o efeito de emparafusamento e travamento no interior dos canais devido à rotação contínua; e reduzir o torque necessário para a ação do instrumento (SCHÄFER & VLASSIS, 2004a). Além dessas vantagens, a combinação da secção transversal triangular e das bordas cortantes alternadas garantiria uma eficiente evacuação de debris e raspas de dentina.

A ponta dos instrumentos do sistema *RaCe* é modificada, sem ângulo de transição, e funciona apenas como guia, o que permite uma fácil penetração do instrumento com um mínimo de pressão apical, o que evita desvios e respeita a trajetória inicial dos canais (FKG *RaCe* – NiTi, [www.fkg.ch](http://www.fkg.ch)).

Estes instrumentos apresentam uma superfície tratada quimicamente através de um polimento eletrolítico, o que resulta em melhor acabamento e superfície mais lisa que a de outros sistemas de NiTi (BAUMANN, 2005). Entretanto, o eletropolimento dos instrumentos *RaCe* não mostrou efeito benéfico na resistência à corrosão ocasionada por NaOCl, nem na resistência à fadiga destes instrumentos, quando comparados a instrumentos *ProFile*, que não recebem polimento eletrolítico (PETERS *et al.*, 2007).

Em outro estudo, Anderson *et al.* (2007) avaliaram o efeito do eletropolimento na resistência à fadiga e à torção em instrumentos rotatórios de NiTi 30/0.04 dos seguintes sistemas: *ProFile*, *EndoWave* e *RaCe*. Foram avaliados dois grupos de cada sistema, o primeiro composto por instrumentos sem eletropolimento e o segundo por instrumentos com eletropolimento. Os ensaios de fadiga foram realizados em dois ângulos de curvatura 45° e 90°. Os resultados demonstraram superior resistência à fadiga dos instrumentos *ProFile*, quando rotacionados em um ângulo de curvatura de 45°. Isso pode ser atribuído ao design de sua secção transversal em U. Modelos matemáticos, realizados em outros estudos (TURPIN *et al.*, 2000; BERUTTI, *et al.*, 2003; SCHÄFER *et al.*, 2003), sugeriram que esse tipo de secção transversal é mais flexível do que a de instrumentos com hélice tripla. Os sistemas *EndoWave* e *RaCe* apresentaram similar resistência à fadiga em angulação de 45°, o que pode ser justificado pela secção transversal semelhante de ambos instrumentos. Já em uma angulação de curvatura de 90°, os instrumentos *EndoWave* foram mais resistentes à fadiga do que os instrumentos *RaCe* e *ProFile*, provavelmente devido à qualidade superficial superior. Quanto à resistência torcional, somente os instrumentos *RaCe* apresentaram diferença estatisticamente significativa entre a presença ou não de eletropolimento, sendo que os instrumentos *ProFile* apresentaram a maior resistência torcional, seguidos por *RaCe* e *EndoWave*.

A resistência torcional dos instrumentos *RaCe*, *ProFile* e *K3* nos calibres de ponta 25 e 40 e nos seguintes tapers 0.02, 0.04 e 0.06 foram avaliados por Fedesseden *et al.* (2004). Neste estudo os instrumentos *RaCe* apresentaram valores inferiores de torque máximo e deflexão angular até a fratura, quando comparados com instrumentos *ProFile* de calibre e conicidade semelhantes. Os autores sugeriram que o diâmetro inferior das limas *RaCe* a 3 mm da ponta, possa ter sido uma razão possível para a menor resistência torcional apresentada por esses instrumentos.

Cinco diferentes instrumentos *PreRaCe* - usados para o preparo do terço coronário dos canais – e onze instrumentos *RaCe* encontram-se disponíveis comercialmente (SHAFER & VLASSIS, 2004a). Os instrumentos apresentam conicidades de 0.02 (padrão ISO), 0.04, 0.06, 0.08 e 0.10, com diferentes diâmetros de ponta. Na maioria dos casos, a completa execução do tratamento endodôntico não requer mais de 2 a 5 instrumentos, que podem ser utilizados em técnicas *crown-down* ou *step-back*.

## 2.4 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 de 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 extremamente 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 variações da seção transversal dos mesmos, 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 físicas e 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 guias 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 então que, quanto maior o diâmetro, a área e a forma da seção transversal ou a conicidade 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, também investigaram tipos de seções transversais de instrumentos rotatórios de NiTi: formato em U (*ProFile*), hélice tripla (*HeroShaper*), formato em S (*Mtwo*) e base retangular modificada (NRT). Os diferentes *designs* 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.

Em um recente estudo, 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 martensita possui um módulo de elasticidade menor do que a austenita, 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 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 com aqueles com baixas temperaturas de transformação (YAHATA *et al.*, 2009).

Viana (2010) avaliou a influencia do uso clínico simulado na flexibilidade de instrumentos rotatórios dos sistemas *ProTaper Universal (PTU)*, *K3* e *EndoSequence (ES)*. Foram utilizadas técnicas para avaliação de propriedades físicas, composição química, e caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos analisados. 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 do 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.

## **2.5 Resistência torcional de instrumentos de NiTi**

Muitos fatores podem afetar a resistência à torção e/ou deflexão angular de instrumentos endodônticos, tais como: calibre (diâmetro de ponta), conicidade (*taper*), desenho do instrumento, o material utilizado e o modo de fabricação, a combinação de rigidez e flexibilidade, além da direção de rotação do instrumento (HILT *et al.*, 2000; GAMBARINI, 2001a; BAHIA *et al.* 2006).

A fratura por torção de um metal dúctil ocorre por cisalhamento ao longo dos planos submetidos às tensões máximas de cisalhamento. Ocorrem grandes deformações plásticas em torção, que resultam, inclusive, em mudanças consideráveis no comprimento da amostra (DIETER, 1986).

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 distribuição desta tensão ao longo do instrumento dependerá da seção transversal, profundidade de *pitches*, área do instrumento e presença 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. Através de elementos finitos, estudos têm sido realizados com o intuito de analisar o comportamento mecânico de

instrumentos de NiTi de diferentes seções transversais. Tendo isto em vista, Berutti *et al.* (2003) compararam 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 encontraram que as concentrações de tensão aumentaram com o aumento da profundidade de *pitchs*, e com a diminuição das seções e áreas transversais, largura do plano radial e conicidade do instrumento.

Além da profundidade dos *pitchs* o comprimento dos mesmos 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 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 à ponta. 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 retrain o instrumento (GAMBARINI, 2001; YARED & SLEIMAN, 2002; BAHIA, 2004).

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 pelo material, método de fabricação e geometria do instrumento, 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 rotatórios de NiTi à 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 os instrumentos rotatórios de NiTi trabalharem com segurança, reduzindo a tensão torcional e, portanto, a fratura por torção. A maioria dos sistemas acionados a motor de NiTi empregados, atualmente, possuem ponta inativa ou moderadamente 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 motores de baixo torque permitem selecionar diferentes valores de torque de acordo com cada instrumento, a fim de oferecer maior segurança em relação ao travamento e fratura dos instrumentos por torção. O valor estipulado indica o torque máximo que um instrumento pode ser submetido sem que haja fratura. Quando a força exercida na ponta da lima se iguala ao valor de torque selecionado, o aparelho trava automaticamente emitindo um sinal sonoro, podendo reverter a direção de rotação. Dessa forma, a ocorrência de deformação plástica e/ou fratura do instrumento é reduzida. Os valores são usualmente baixos para instrumentos de menor diâmetro, e altos para aqueles de diâmetros maiores (YARED & SLEIMAN, 2002).

Os motores de alto torque quando utilizados por profissionais experientes com instrumentos rotatórios de NiTi não levam a um aumento na incidência de falhas com estes instrumentos (YARED *et al.*, 2001a,b; YARED & SLEIMAN, 2002; YARED *et al.*, 2003; BERUTTI *et al.* 2004). Por outro lado, os motores de baixo torque são de grande valia nos casos de profissionais inexperientes com instrumentos rotatórios de NiTi e estudantes, contribuindo para a redução da incidência de travamento, deformação e fratura dos mesmos. Outra vantagem dos motores de baixo torque é o aumento da sensibilidade tátil da instrumentação rotatória, um passo fundamental na redução de risco de fratura. Yared & Sleiman (2002), por outro lado, não concordaram com esta visão. Segundo estes autores, um motor de baixo torque reduz a eficiência de corte e sua progressão no canal radicular fica mais difícil, levando o operador a forçá-lo no sentido apical, o que aumenta o risco de travamento, deformação e fratura do instrumento.

A quantidade de torque que o instrumento sofre durante a formatação dos canais radiculares é determinada, em parte, pelo tamanho 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 de ponta e conicidade dos instrumentos, bem como, com o calibre do canal. Instrumentos com maior diâmetro de ponta e mais cônicos 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 instrumentos. Se o nível de torque na superfície dos instrumentos é igual ou maior que o torque máximo até a fratura, então a fratura por torção pode acontecer, 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 (SATTAPAN *et al.*, 2000a).

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.*, 2005). O melhor seria evitar o uso clínico prolongado e utilizar instrumentos rotatórios de NiTi novos para os casos mais complexos (GAMBARINI, 2001c). Vieira *et al.* (2009), ao avaliarem o comportamento torcional de instrumentos rotatórios de NiTi, *ProTaper Universal*, após uso clínico, observaram uma redução média de 6%, 19%, 12% e 13% nos instrumentos S1, S2, F1 e F2, respectivamente, em comparação com o grupo controle. Esses resultados confirmam o papel desempenhado pelo uso clínico múltiplo na redução da resistência torcional desses instrumentos. No entanto, em um estudo anterior, Vieira *et al.* (2008) encontraram porcentagens de redução da vida em fadiga de instrumentos *ProTaper* empregados, clinicamente, para limpeza e formatação de cinco molares equivalentes a 33%, 52%, 45% e 44% para os instrumentos S1, S2, F1 e F2, respectivamente. Unidos, esses resultados indicam que o efeito cumulativo do uso clínico de instrumentos rotatórios de NiTi exerce maior influência no comportamento em fadiga flexural do que na resistência torcional dos mesmos.

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 experiência clínica e, portanto, não permite adequada avaliação de instrumentos endodônticos, tendo em vista uma perspectiva clínica (GAMBARINI *et al.*, 2002).

A técnica e sequência de instrumentação também são fatores que influenciam a localização 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 pré-alargamento prévio dos terços coronários e médio 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.

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 Objetivo Geral

Avaliar as características físicas, químicas e estruturais, estabilidade dimensional, flexibilidade e resistência à torção de instrumentos de NiTi *Twisted File*, produzidos por torção associada a tratamentos térmicos especiais, em comparação com instrumentos *RaCe*, de geometria semelhante, produzidos de maneira convencional, por usinagem.

#### 3.2 Objetivos Específicos

Analisar as características físicas, químicas e estruturais de instrumentos rotatórios de NiTi *Twisted File* e *RaCe*, em termos de composição química, fases presentes, temperaturas de transformação de fase e microdureza;

Avaliar as características geométricas e dimensionais de instrumentos rotatórios de NiTi *Twisted File* 25/0.06 e 0.08 e *RaCe* 25/0.04 e 0.06;

Avaliar a flexibilidade de instrumentos rotatórios de NiTi *Twisted File* 25/0.06 e 0.08 e *RaCe* 25/0.04 e 0.06 em ensaios de flexão, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1;

Avaliar a resistência à torção de instrumentos endodônticos de NiTi *Twisted File* 25/0.06 e 0.08 e *RaCe* 25/0.04 e 0.06 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 40 instrumentos do Sistema *Twisted File* (SybronEndo, Orange, CA, EUA), calibre 25 nos seguintes *tapers* 0.06 e 0.08 e 40 instrumentos *RaCe* (FKG, La-Chaux De Fonds, Suíça), calibre 25 e *tapers* 0.04 e 0.06, num total de 80 instrumentos.

Os instrumentos foram adquiridos dos fornecedores habituais, selecionados e divididos em quatro grupos:

Grupo de Flexão 01: 20 instrumentos *Twisted File* (TF) (25/0.06 e 25/0.08), 10 de cada, a serem ensaiados em dispositivo de bancada para testes de flexibilidade, para determinação dos valores médios de momento de dobramento a 45°.

Grupo de Torção 01: 20 instrumentos *Twisted File* (TF) (25/0.06 e 25/0.08), 10 de cada, a serem ensaiados até a ruptura em dispositivo de bancada para testes de torção, para determinação dos valores médios de torque máximo e de deflexão angular até a fratura.

Grupo de Flexão 02: 20 instrumentos *RaCe* (25/0.04 e 25/0.06), 10 de cada, a serem ensaiados em dispositivo de bancada para testes de flexibilidade, para determinação dos valores médios de momento de dobramento a 45°.

Grupo de Torção 02: 20 instrumentos *RaCe* (25/0.04 e 25/0.06), 10 de cada, a serem ensaiados até a ruptura em dispositivo de bancada para testes de torção, para determinação dos valores médios de torque máximo e de deflexão angular até a fratura.

## 4.2 Caracterização do material

A composição química da liga NiTi utilizada na confecção dos instrumentos *TF* e *RaCe* 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 diferentes áreas dos instrumentos *TF* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06. Para identificação das fases presentes no material, foram realizadas análises por difratometria de raios-X - DRX (PW 1710, Philips-PANalytical, Almelo, Holanda) nos instrumentos *TF* e *RaCe*. Foram empregadas amostras contendo 9 mm de haste e 6 mm de parte ativa de dez limas *TF* 25/0.08 e dez limas *RaCe* 25/0.06 novas. Estas dimensões foram escolhidas em função da área da amostra em que os raios-X incidem, que é mantida constante e igual a 12x12mm pelo emprego de fenda divergente de tamanho variável. O conjunto de seções de limas, quando colados lateralmente uns aos outros e posicionados no eixo do goniômetro, mantém as regiões de corte, isto é, as bordas das amostras, fora da região de incidência dos raios-X, garantindo, assim, que as fases, eventualmente, formadas por deformação na região de corte não contribuam para a análise realizada. As condições de ensaio foram: radiação Cu-K $\alpha$ , cristal monocromador de grafita, varredura por passo entre 10 e 120°2 $\theta$ , passo de 0,01°2 $\theta$  e tempo por passo de 1 segundo. Os picos de difração obtidos foram indexados utilizando programa específico *APD* (Philips-PANalytical, Almelo, Holanda), com base nas fichas eletrônicas do *ICDD - International Committee for Diffraction Data*.

As temperaturas de transformação da liga utilizada na fabricação dos instrumentos *TF* e *RaCe* foram analisadas por calorimetria exploratória diferencial (*Differential Scanning Calorimetry – DSC*, DSC 60, Shimadzu, Kyoto, Japão) (FIG. 5). 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, ciclos de resfriamento e aquecimento de –80 a 80°C, com uma taxa de aquecimento/resfriamento de 10°C/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 5 – Aparelho de DSC utilizado para identificação das temperaturas de transformação de fase da liga.

### 4.3 Ensaio de Microdureza

As medidas de Microdureza Vickers (MHV) foram realizadas na parte ativa de instrumentos *Twisted File 25/0.08* e *RaCe 25/0.06*. Para a realização do ensaio utilizou-se um microdurômetro (FM-1, Future-Tech, Tóquio, Japão) (FIG. 6) com uma carga de 100gf, produzindo uma impressão microscópica no material. Foram realizadas 30 medidas para cada tipo de instrumento. A impressão obtida tinha a forma de um losango regular e a Microdureza Vickers foi calculada a partir das medidas das diagonais nos losangos.



FIGURA 6 - Microdurômetro utilizado na realização dos ensaios de Microdureza Vickers

#### 4.4 Caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos

Foi realizada uma inspeção visual em um microscópio óptico (TM Mitutoyo Japão) com um aumento de 30x, com o intuito de se observar o aspecto superficial e a geometria, em termos de padronização da ponta e ao longo da haste cortante, bem como defeitos de fabricação. Alguns instrumentos foram selecionados para serem analisados por microscopia eletrônica de varredura – MEV (JSM 6360, Jeol, Tóquio, Japão).

Para se avaliar os parâmetros diâmetro a cada milímetro da parte ativa, comprimento e conicidade da parte ativa, bem como o comprimento das lâminas de corte (*pitch*), todos 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 (FIG.

7). Esta parte do estudo teve como objetivo avaliar as características dimensionais, bem como a ocorrência de alterações nestas dimensões entre instrumentos de mesmo calibre e taper e entre diferentes sistemas comerciais, além de comparar as informações obtidas com aquelas fornecidas pelo fabricante.

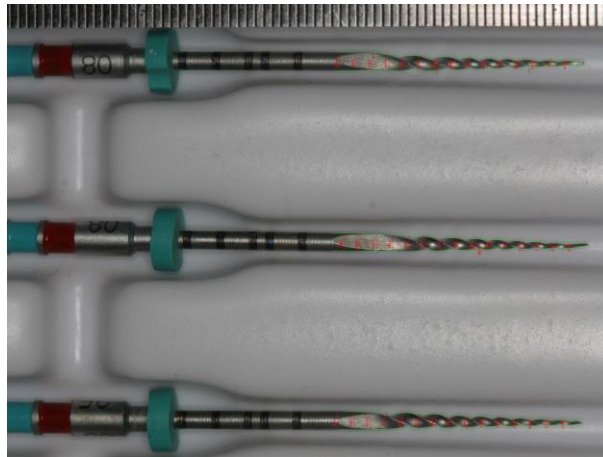


FIGURA 7 – Fotografia de instrumentos utilizada na mensuração de diâmetro a cada milímetro da ponta.

As características de design 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 calibres e tapers 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 fotografadas 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 seção transversal de cada instrumento a 3 mm da ponta pôde ser calculado.

#### **4.5 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 FIG. 8). Após a remoção dos cabos, cada instrumento 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.



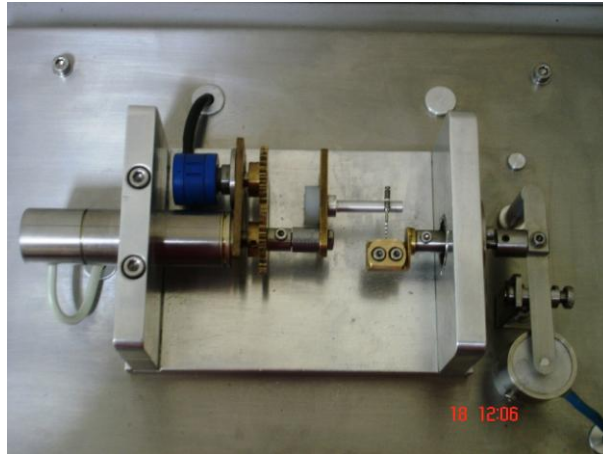


FIGURA 8 – Dispositivo de bancada para teste de flexão a 45°.

#### 4.6 Ensaio de Torção

Para os ensaios de torção foi empregada uma máquina de torção para teste em bancada (Análogica Ltda., Belo Horizonte, Brasil) (FIG. 9). 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 é 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 são realizados através de um transdutor de posição angular, conectado ao controlador de processo. Os ensaios são 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.



FIGURA 9 – Dispositivo de bancada para teste de torção.

Para a colocação dos instrumentos *TF* e *RaCe* na máquina de teste, os cabos foram removidos, com uma ferramenta de corte adequada, no ponto de união do cabo com a haste. A haste foi introduzida na garra de acionamento e os 3 mm da ponta do instrumento foram presos à outra garra conectada à célula de carga. O posicionamento adequado da ponta do instrumento foi feito com o auxílio de um batente de 3 mm de profundidade, usinado na parte inferior da garra. Durante os ensaios foram utilizadas duas chapas de cobre recozido, de 0,3mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras, para auxiliar o aprisionamento do instrumento.

Os registros contínuos de torque e deflexão angular, bem como, os valores de torque máximo e deflexão angular até a fratura foram gerados pelo programa de computador conectado à base de teste de torção. Os testes de torção foram baseados na Especificação da ISO 3630-1 (*International Organization for Standardization* 1992).

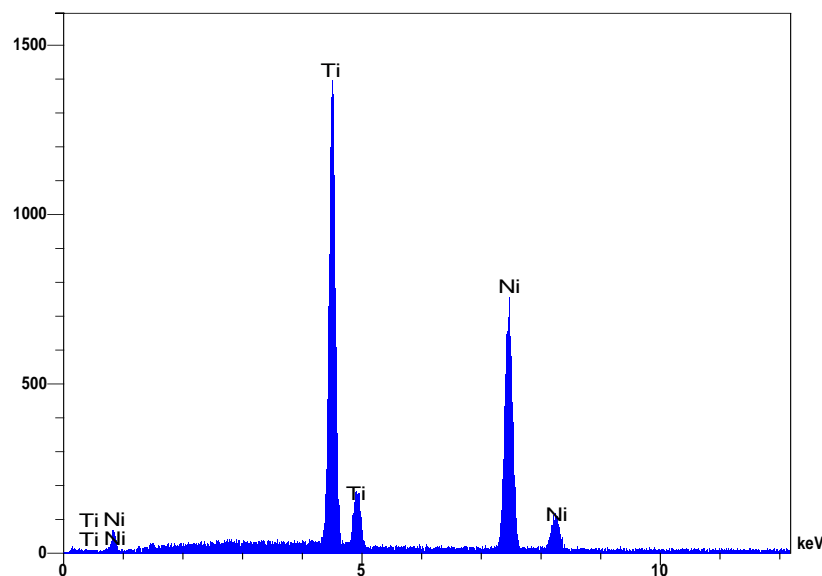
No presente trabalho, análises estatísticas comparativas foram realizadas utilizando o teste *ANOVA* para avaliar alterações nos valores dos parâmetros avaliados.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 Propriedades Físicas, Químicas e Estruturais

#### 5.1.1 Composição química

A análise química por Espectroscopia de Energia de Raios X (EDS), realizada no microscópio eletrônico de varredura mostrou que, em média, os instrumentos *Twisted File* avaliados contêm 49,3%Ti-50,7%Ni em percentagem atômica, ou seja, 44,2%Ti-55,8%Ni em percentagem em peso. A FIG. 10 mostra um espectro típico de EDS e o resultado da análise obtida em um instrumento *TF 25/0.08*.



Elt	Xray	Int	Error	K	Kratio	W%	A%	ZAF
Ti	Ka	570.4	4.3605	0.4483	0.4291	44.22	49.28	1.0305
Ni	Ka	366.6	3.4956	0.5517	0.5280	55.78	50.72	1.0566
				1.0000	0.9570	100.00	100.00	

FIGURA 10 - Espectro de energia de raios X (EDS) obtido em uma área de um instrumento *Twisted File 25/0.08* e análise correspondente.

Os resultados específicos das análises químicas dos instrumentos *TF* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06 são apresentados na TAB. 1, e 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.

TABELA 1 - Composição química de instrumentos rotatórios de NiTi, obtida por análise semiquantitativa através de espectroscopia de energia de raios X (EDS).

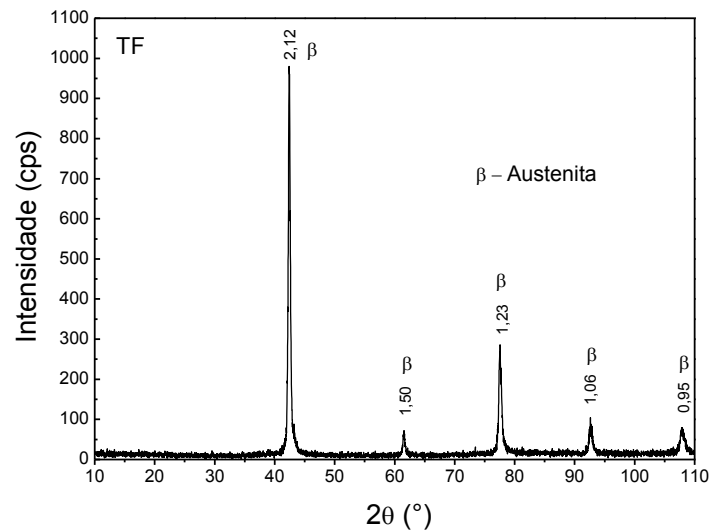
Instrumentos	% Peso		% Atômica	
	Ni	Ti	Ni	Ti
<i>TF</i>	55,8	44,2	50,7	49,3
<i>RaCe</i>	55,4	44,6	50,3	49,7

A composição química dos instrumentos *Twisted File* e *RaCe* analisados mostrou-se similar àquela encontrada em diversos sistemas endodônticos de NiTi disponíveis no mercado e confirmada previamente pela literatura (THOMPSON, 2000; SCHÄFER *et al.*, 2003; PEIXOTO *et al.*, 2010).

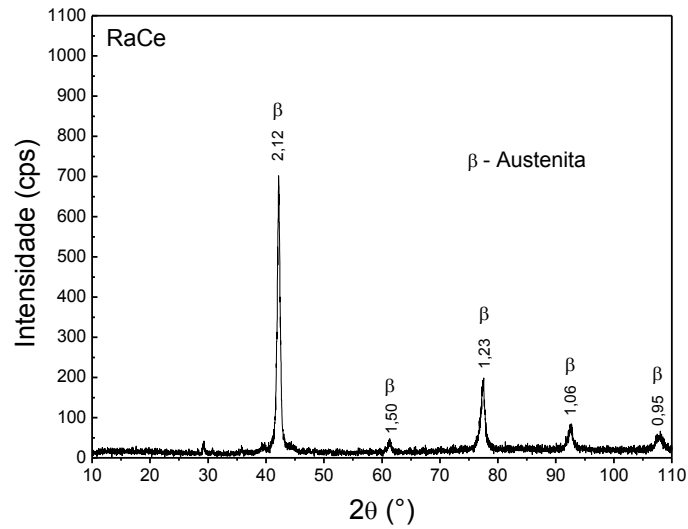
### 5.1.2 Características estruturais e temperaturas de transformação

A análise por difração de raios X (DRX) confirmou que à temperatura ambiente os instrumentos *Twisted File* e *RaCe* analisados apresentaram como principal constituinte a fase  $\beta$  ou austenita, de estrutura cúbica de corpo centrado ordenada, designada como B2 (OTSUKA & WAYMAN, 1998). Embora o fabricante do Sistema *Twisted File* relate que seus instrumentos são compostos por Fase R, a presença desta fase não foi detectada nas análises realizadas. A FIG. 11 mostra os difratogramas obtidos com instrumentos *Twisted File* e *RaCe*, contendo os picos de maior intensidade da fase  $\beta$ . Resultado semelhante foi encontrado por Khun *et al.* (2002), Kim *et al.* (2005) e Peixoto *et al.* (2010) analisando instrumentos de NiTi. Assim como nos relatos desses autores, não foi detectada a presença de precipitados  $Ti_3Ni_4$  nos instrumentos analisados. De maneira geral, estes

precipitados encontram-se finamente dispersos na matriz austenítica e são muito efetivos em melhorar as características de memória de forma e superelasticidade das ligas NiTi (OTSUKA & REN, 1999). Estes precipitados dão origem a campos de tensão ao seu redor, produzindo uma forte resistência a grandes deformações de rede associadas com a formação da martensita B19', favorecendo assim a formação da fase R, que produz uma deformação de rede significativamente menor (ALLAFI *et al.*, 2002). O fato de não ter sido detectada a presença destes precipitados sugere que sua quantidade relativa pode ser mais baixa que a resolução da técnica empregada, em torno de 2%.



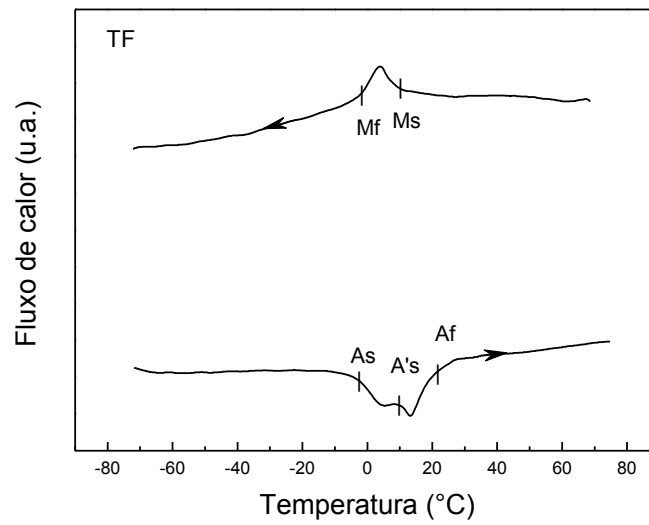
(a)



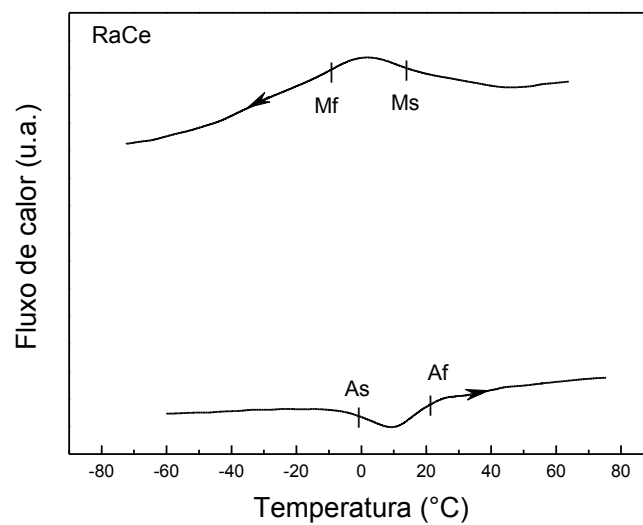
(b)

FIGURA 11 - Difratogramas obtidos por DRX em instrumentos *Twisted File* (a) e *RaCe* (b), mostrando os picos de maior intensidade da austenita, fase  $\beta$ .

Curvas de DSC típicas obtidas para instrumentos *Twisted File* e *RaCe* são mostradas na FIG. 12. As temperaturas de início e final da transformação martensítica no resfriamento,  $M_s$  e  $M_f$ , e de início e final da transformação reversa de martensita para austenita no aquecimento,  $A_s$  e  $A_f$ , estão indicadas nas curvas. Conforme mostrado na FIG. 12a, a curva de aquecimento dos instrumentos *TF* apresentou dois picos, iniciando nas temperaturas  $A_s$  e  $A'_s$ . A origem desse comportamento pode ser a dupla transformação martensita  $B19' \rightarrow$  fase R  $\rightarrow$  austenita no aquecimento (YAHATA *et al.*, 2009), ou a transformação martensita  $B19' \rightarrow$  austenita se iniciando em duas temperaturas diferentes, devido à segregação de Ni associada à precipitação heterogênea de  $TiNi_3$  durante os tratamentos térmicos desses instrumentos (ALLAFI *et al.*, 2004). Nos instrumentos *RaCe*, tanto as curvas de transformação martensítica quanto de transformação reversa apresentaram somente um único pico, confirmando as transformações em um único passo.



(a)



(b)

FIGURA 12 – Curvas de DSC mostrando picos associados às temperaturas de transformação martensítica em amostras de 30 mg de instrumentos *Twisted File* (a) e *RaCe* (b).

Os valores médios das temperaturas de transformação (e os desvios padrão) dos instrumentos *Twisted File* e *RaCe* analisados são mostrados na TAB. 2.

TABELA 2 – Valores médios (desvio padrão) das temperaturas de transformação martensítica e reversa de instrumentos *Twisted File* e *RaCe* determinados por DSC.

Instrumentos	Temperaturas de Transformação (°C)				
	Ms	Mf	As	A's	Af
<i>TF</i>	8,5 (0,4)	-0,9 (0,9)	-5,5 (1,9)	8,6 (0,7)	23,3 (3,0)
<i>RaCe</i>	13,7 (6,3)	0,8 (7,6)	5,9 (2,3)	-	24,5 (6,4)

Os valores das temperaturas Ms e Af dos instrumentos *Twisted File* e *RaCe* confirmam que a liga é austenítica à temperatura ambiente e estão de acordo com a presença apenas da fase  $\beta$  detectada na análise por difração de raios X.

Neste trabalho, apenas um pico de transformação da austenita para martensita foi detectado no resfriamento, o mesmo não ocorrendo na transformação reversa, na qual foram detectados dois picos de transformação. Segundo Otsuka & Wayman (1998), a Fase R ocorre precedendo a transformação para martensita B19', em ligas de NiTi equiatômicas tratadas termomecanicamente, em ligas ricas em NiTi envelhecidas em temperaturas baixas apropriadas, e também em ligas ternárias NiTiFe e NiTiAl. Em contraste com a transformação direta de B2 (austenita) para B19'(martensita), que está associada a uma grande deformação recuperável de aproximadamente 8%, a transformação de B2 (austenita) para Fase R está associada a uma pequena deformação recuperável de aproximadamente 0,8%. Além disso, segundo os autores, a Fase R pode ocorrer somente durante a transformação martensítica. A transformação reversa, todavia, ocorre em somente um único grande passo, o qual caracteriza a transformação direta da martensita B19' para a austenita B2. Entretanto, Yahata *et al.* (2009) ao utilizar a mesma técnica de calorimetria exploratória diferencial (DSC), caracterizaram a presença de dois picos na transformação reversa (curva de aquecimento), como sendo a transformação de martensita B19' para Fase R, com posterior mudança para austenita B2. De um modo geral, resultados de DSC em instrumentos de NiTi são escassos e contraditórios. Brantley *et al.* (2002), empregando a mesma técnica para determinação das temperaturas de transformação em instrumentos *ProFile* novos,



encontraram valores de  $A_s$  variando entre  $-5$  e  $-32^\circ\text{C}$  e  $M_s$  entre  $-17$  e  $19^\circ\text{C}$ , o que certamente está em desacordo com outros dados da literatura sobre ligas NiTi superelásticas (OTSUKA & WAYMAN 1998, PELTON *et al.*, 2000).

### 5.1.3 Microdureza Vickers

Os valores médios de Microdureza Vickers (MHV), com os respectivos desvios-padrão, obtidos nos ensaios realizados na parte ativa de instrumentos *TF 25/0.08* e *RaCe 25/0.06* são mostrados na TAB. 3.

TABELA 3 - Valores médios (desvios padrão) de microdureza Vickers determinados em instrumentos *Twisted File 25/0.08* e *RaCe 25/0.06*.

Instrumentos	Microdureza Vickers (DP)
<i>TF 25/0.08</i>	339 (14)
<i>RaCe 25/0.06</i>	416 (16)

Os resultados encontrados indicam dureza superior dos instrumentos *RaCe 25/0.06*, se comparados com instrumentos *Twisted File 25/0.08*. Uma possível explicação para esse resultado são os dois tratamentos térmicos aos quais os instrumentos *TF* são submetidos durante a sua fabricação, que podem amaciar o material pela recuperação do metal através do rearranjo das deslocamentos.

## 5.2 Características Geométricas e Estabilidade Dimensional dos Instrumentos

### 5.2.1 Análise dos instrumentos

A forma geométrica e as dimensões dos instrumentos endodônticos de NiTi têm um efeito crucial no seu comportamento em relação à capacidade de corte, flexibilidade

e resistência torcional e flexural. Os fatores que afetam este desempenho são: a área e a forma geométrica da seção transversal, o tipo de ponta, o comprimento de *pitch* e os diâmetros ao longo dos instrumentos (BERUTTI *et al.*, 2003; DIEMER & CALAS, 2004; MIYAI *et al.*, 2006; TRIPI *et al.*, 2006).

Os instrumentos *Twisted File* analisados apresentaram irregularidade de dimensões entre instrumentos de mesmo diâmetro (FIGS. 13 e 14). Em relação ao formato de ponta, observou-se que os instrumentos analisados apresentaram uma ponta guia arredondada (FIGS. 13 e 14), embora as dimensões e geometria apresentem variações. Estas variações podem interferir, em graus variados, com os resultados de exploração e formatação de canais radiculares na prática clínica.

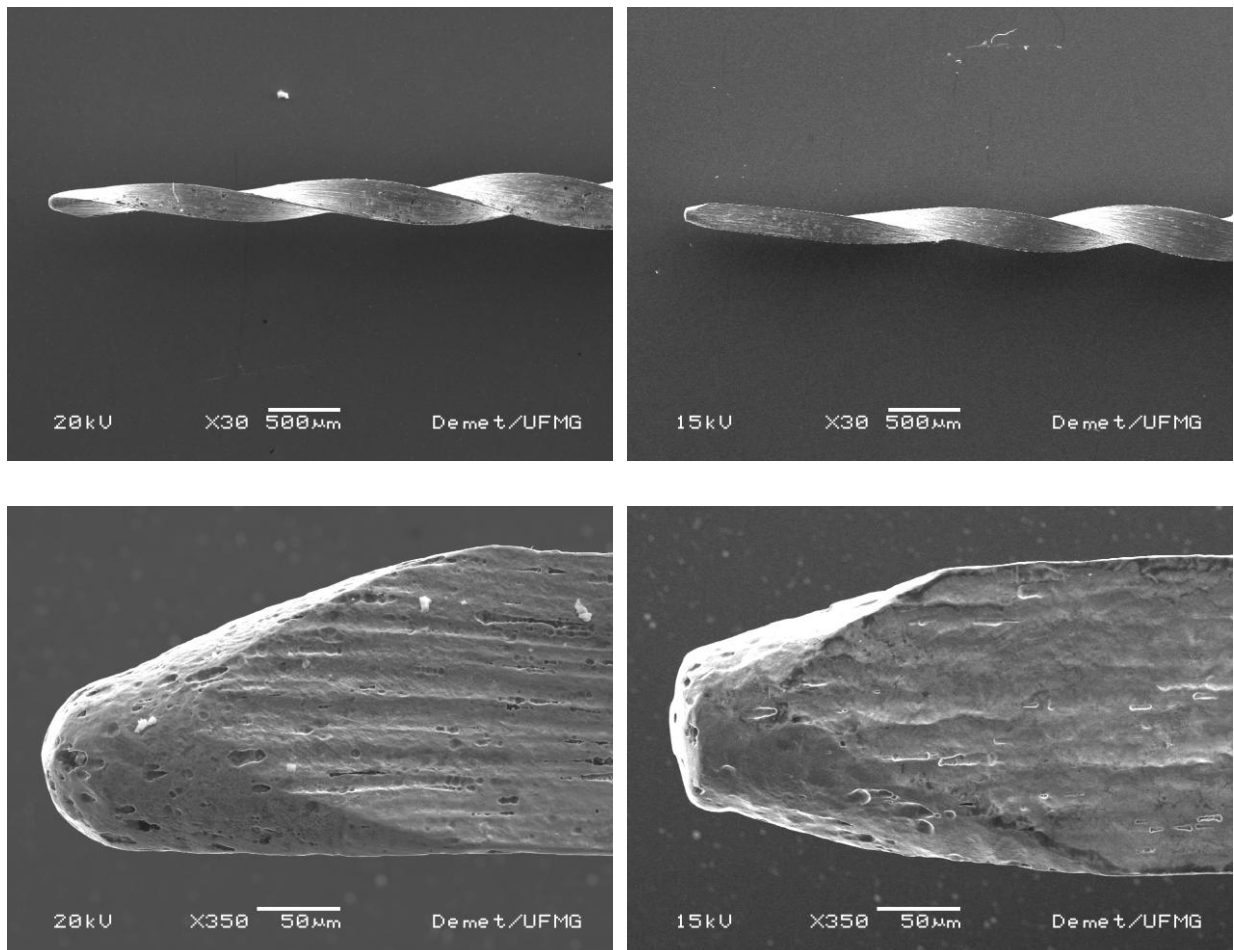


FIGURA 13 - Parte ativa e ponta de dois instrumentos *TF* 25/0.06 distintos, representando a ausência de estabilidade dimensional destes instrumentos.

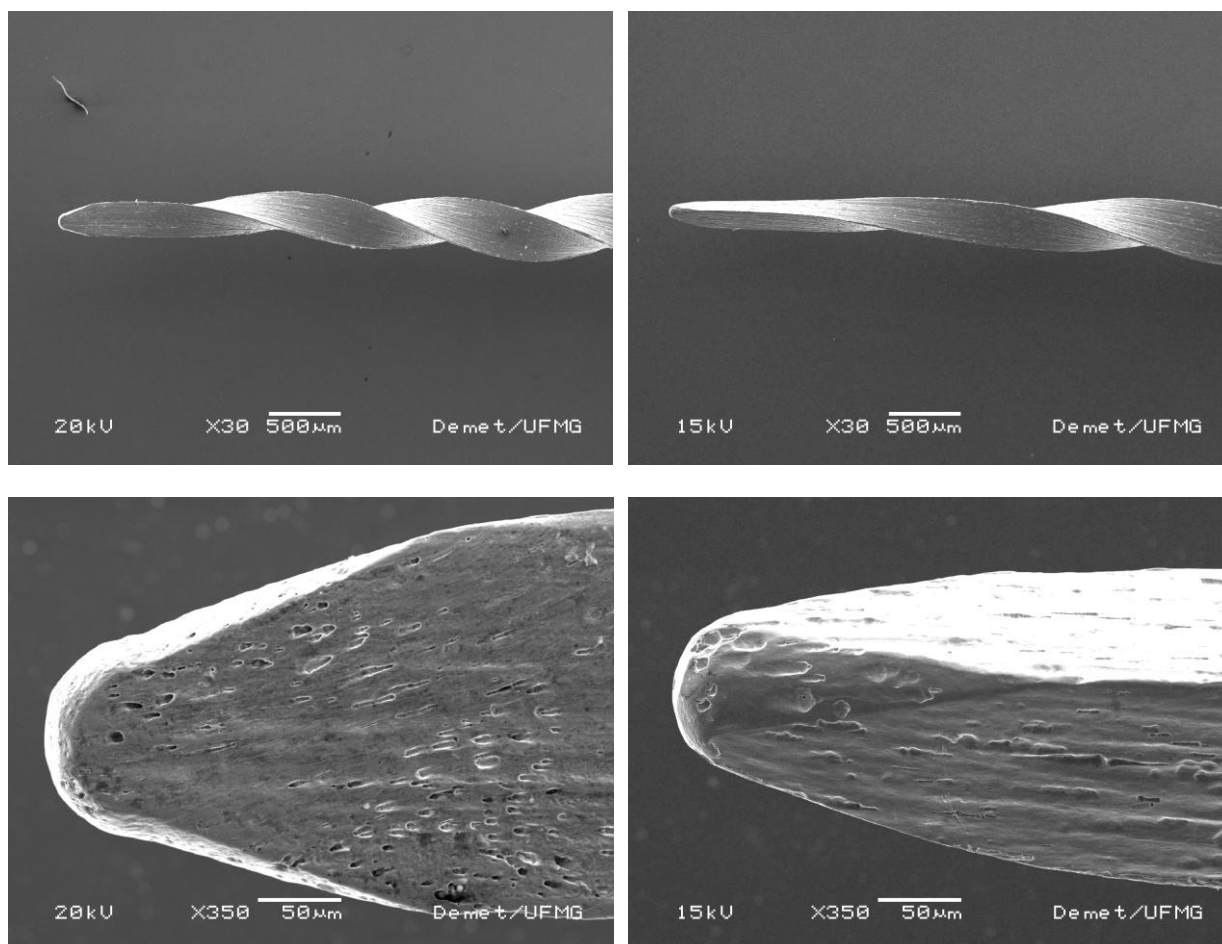
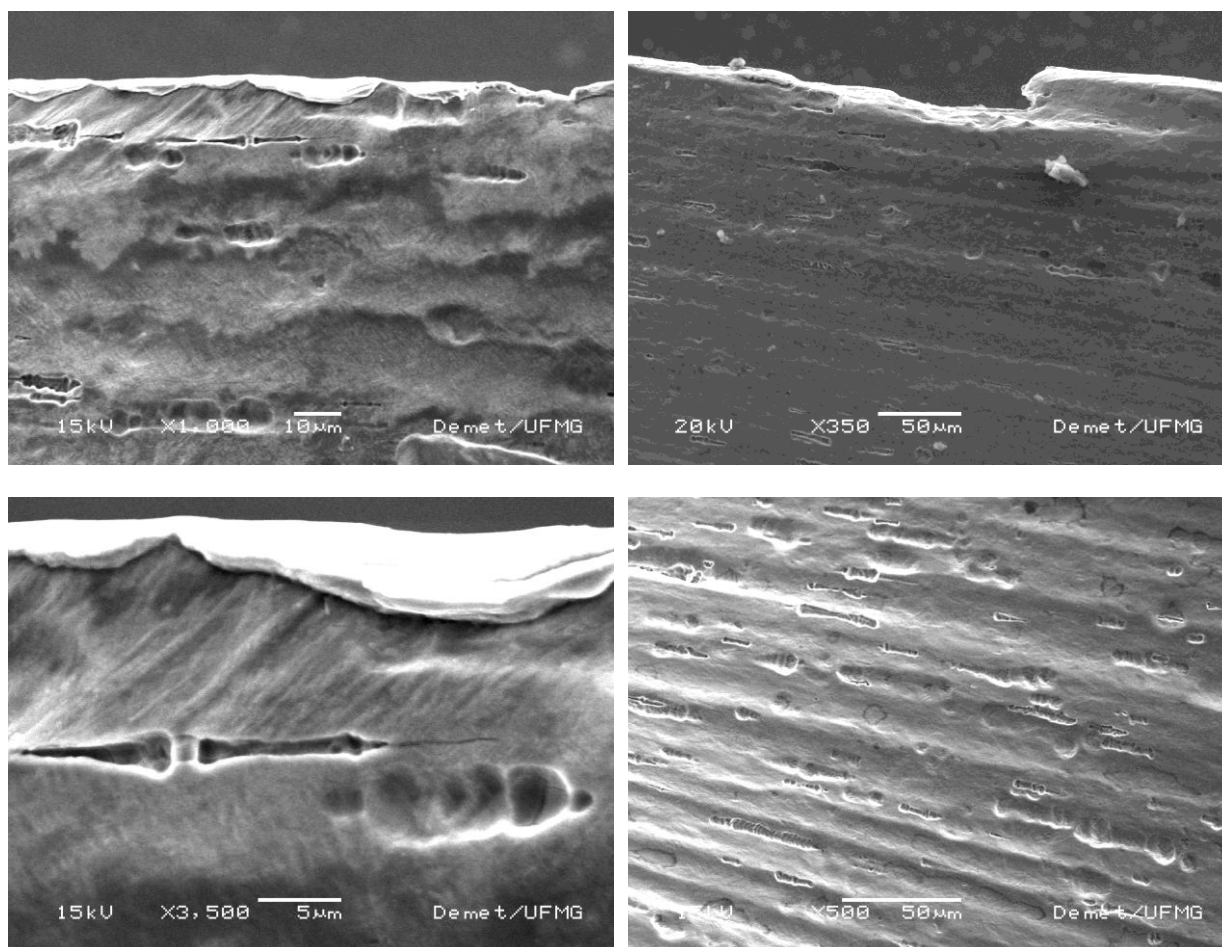


FIGURA 14 - Parte ativa e ponta de dois instrumentos *TF* 25/0.08 distintos, representando a ausência de estabilidade dimensional dos instrumentos.

Verificou-se, de forma geral, que os instrumentos *TF* apresentaram superfícies irregulares, com estrias longitudinais, paralelas ao longo eixo, juntamente com cavidades, provavelmente associadas ao arrancamento de inclusões (FIG. 15), embora o fabricante relate que os instrumentos *TF* são submetidos a um tratamento de superfície, objetivando superfícies livres de defeitos (*TF* TECHNICAL BULLETIN, [www.tfwitphase.com](http://www.tfwitphase.com)). Irregularidades superficiais semelhantes foram encontradas por Kim *et al.* (2010) ao analisarem instrumentos *TF* 25/0.06. A superfície de instrumentos de NiTi, em geral, é caracterizada pela presença de vários defeitos, que podem atuar como pontos concentradores de tensão, enfraquecendo os instrumentos e contribuindo para uma possível fratura (MARTINS *et al.*, 2002; ALAPATI *et al.*, 2004; BAHIA *et al.*, 2006).



(a)

(b)

FIGURA 15 – Imagens de instrumentos *TF 25/0.06* (a) e *25/0.08* (b) mostrando defeitos de superfície como estrias longitudinais e cavidades.

Os instrumentos *RaCe*, por outro lado, apresentaram regularidade em suas dimensões e geometria (FIG. 16). Nota-se a presença de setores espiralados (comprimento de *pitch* menor) e de regiões lisas (comprimento de *pitch* maior), caracterizando o *alternating cutting edges*. Segundo Schäfer & Vlassis (2004a) duas funções são creditadas a esse design: eliminar o efeito de emparafusamento e travamento no interior dos canais devido à rotação contínua; e reduzir o torque necessário para a ação do instrumento. A análise por MEV revelou a presença de ponta guia cônica em todos os instrumentos *RaCe* analisados (FIG. 16).

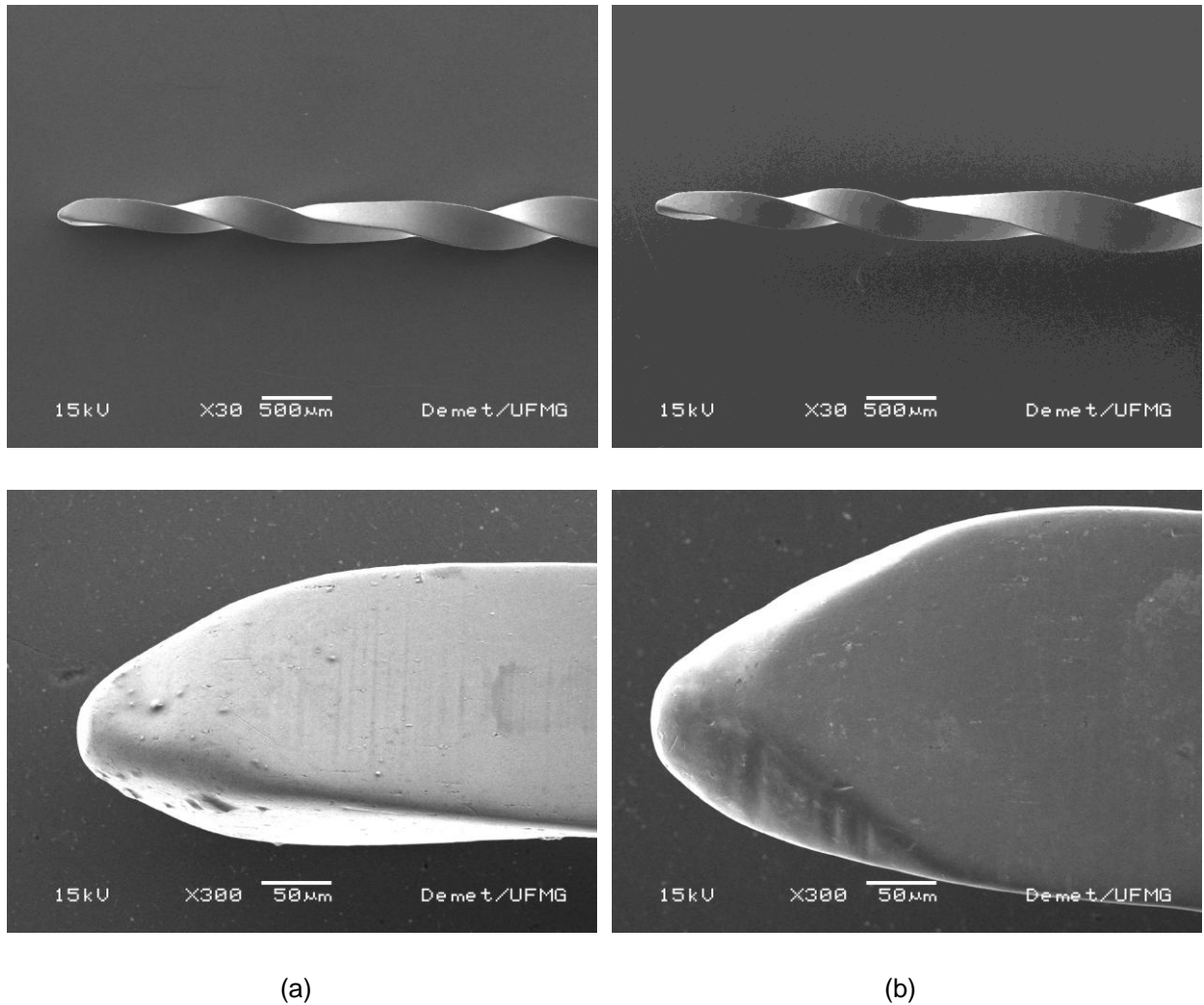


FIGURA 16 – Imagens da parte ativa e ponta de dois instrumentos *RaCe* 25/0.04 (a) e 25/0.06 (b), mostrando as características geométricas e a estabilidade dimensional dos instrumentos.

Quanto às características superficiais, os instrumentos do sistema *RaCe*, que recebem polimento eletrolítico na fase final de fabricação, apresentaram boas características de usinagem e melhor acabamento superficial (FIG. 17), o que está de acordo com os resultados encontrados por Kim *et al.* (2010). Esses autores, ao analisarem a superfície dos instrumentos *RaCe* por MEV, relataram ausência de marcas de usinagem e presença de superfície lisa. Anderson *et al.* (2007) avaliaram o efeito do eletropolimento na resistência à fadiga e à torção em instrumentos rotatórios de NiTi 30/0.04 dos seguintes sistemas: *ProFile*, *EndoWave* e *RaCe*. Foram avaliados dois grupos de cada sistema, o primeiro composto por instrumentos sem eletropolimento e o segundo por instrumentos com eletropolimento. Após o eletropolimento, os instrumentos foram analisados por MEV. Todos apresentaram

redução óbvia das irregularidades de superfície quando comparados com instrumentos de mesmo tipo sem eletropolimento. Os instrumentos *Endowave* apresentaram a superfície mais lisa seguidos pelos *RaCe* e *ProFile*, nessa ordem. Os ensaios de fadiga foram realizados em dois ângulos de curvatura 45° e 90°. Os resultados demonstraram resistência à fadiga superior dos instrumentos *ProFile*, com e sem polimento eletrolítico, quando rotacionados em um ângulo de curvatura de 45°. Os sistemas *EndoWave* e *RaCe* com polimento eletrolítico apresentaram similar resistência à fadiga em angulação de 45°, o que pode ser justificado pela secção transversal semelhante de ambos instrumentos. Já em uma angulação de curvatura de 90°, os instrumentos *EndoWave* foram mais resistentes à fadiga do que os instrumentos *RaCe* e *ProFile*, todos com polimento eletrolítico, provavelmente devido à qualidade superficial superior. Quanto à resistência torcional, somente os instrumentos *RaCe* apresentaram diferença estatisticamente significativa entre a presença ou não de eletropolimento, sendo que os instrumentos *ProFile* apresentaram a maior resistência torcional, seguidos por *RaCe* e *EndoWave*.

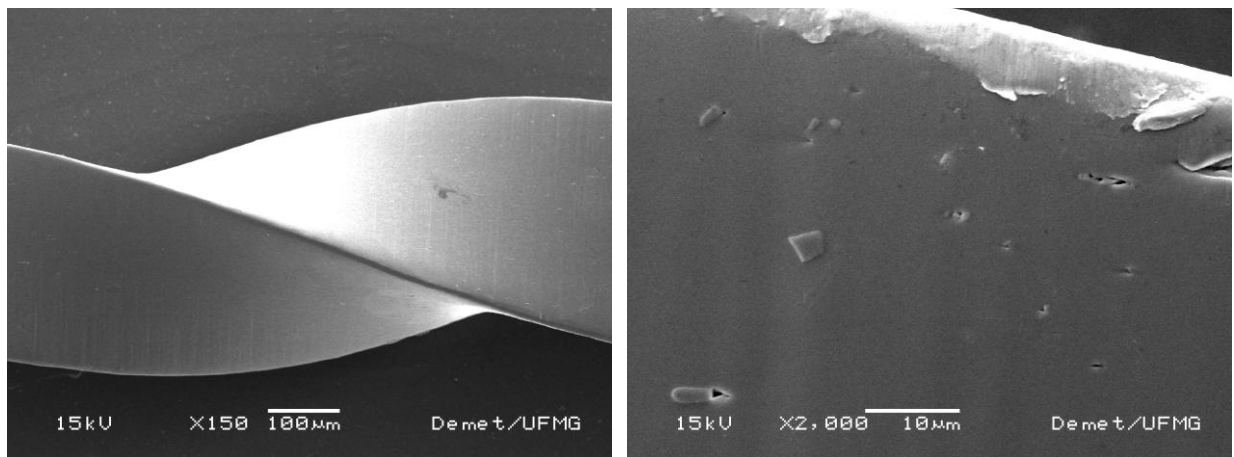
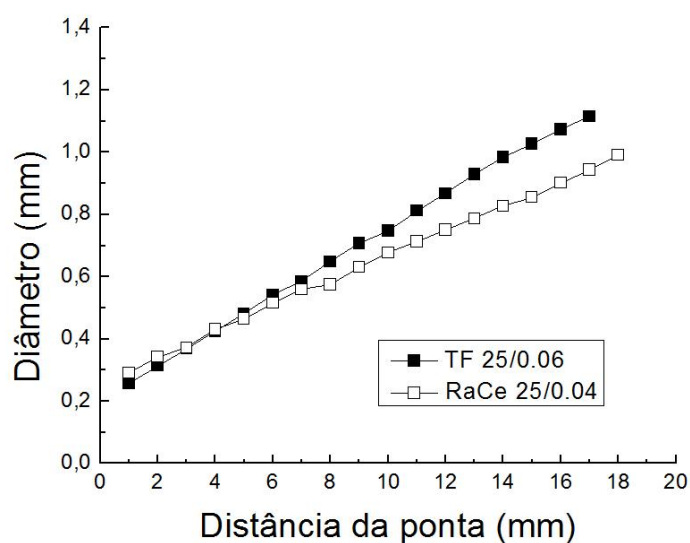


FIGURA 17 – Imagens de instrumentos *RaCe* 25/0.04, ilustrando as boas características de acabamento superficial e pequena quantidade de material aderido.

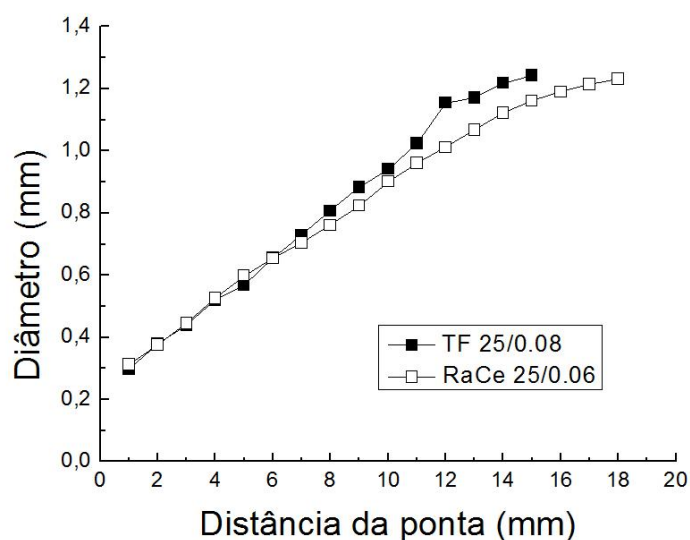
### 5.2.2 Medidas dos diâmetros, comprimentos da parte ativa e comprimentos de *pitch* dos instrumentos

As medidas de diâmetro a cada milímetro da parte ativa dos 10 instrumentos de cada taper dos dois sistemas analisados foram realizadas com o auxílio do programa *ImagePro Plus*. A FIG. 18 ilustra os valores médios obtidos para os diferentes instrumentos ao longo de toda a parte ativa dos mesmos. Os dados referentes a todas as medidas encontram-se descritos detalhadamente no Apêndice A.

Após a análise dos parâmetros dimensionais, especialmente o diâmetro a 3 mm da ponta, dos instrumentos *TF* e *RaCe*, ficou evidente a impossibilidade de comparação entre instrumentos de mesmo taper, pois os valores médios de D3 obtidos para instrumentos *TF* foram inferiores aos nominais. A comparação estatística entre os valores médios de D3 dos instrumentos *Twisted File 25/0.06* e aqueles dos instrumentos *RaCe 25/0.06* apontou uma diferença significativamente inferior ( $p \leq 0,000$ ) para os *TF*. Dessa forma, para que a influência dimensional na avaliação da flexibilidade e resistência à torção fosse a menor possível, foi decidido realizar a comparação entre os pares de instrumentos *RaCe 25/0.04* e *TF 25/0.06* e *RaCe 25/0.06* e *TF 25/0.08*, respectivamente, devido à semelhança de D3 entre eles.



(a)



(b)

FIGURA 18 – Valores médios de diâmetro a cada milímetro da parte ativa determinados em instrumentos *TF 25/0.06* e *RaCe 25/0.04* (a) e *TF 25/0.08* e *RaCe 25/0.06* (b).

A partir da análise da FIG. 18, observa-se que 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



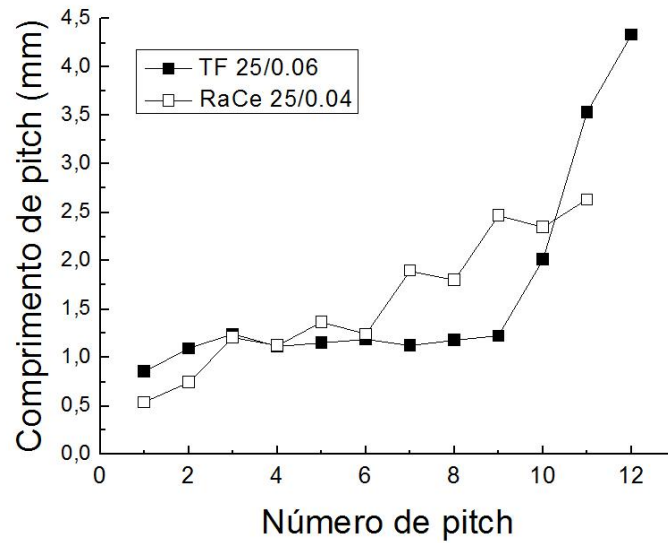
conicidade resultante é compatível com o objetivo proposto para os instrumentos, que é dilatar o terço apical, ao mesmo tempo que desenvolve no canal a forma cônica afunilada, com maiores diâmetros nos terços coronário e médio. Nos instrumentos *TF* 25/0.06, este aumento de conicidade foi uniforme em toda a parte ativa. Já nos instrumentos *RaCe* 25/0.04 não foi verificada a mesma uniformidade no aumento de diâmetro como nos instrumentos *TF* 25/0.06. A comparação dos valores de diâmetro entre os dois instrumentos aponta diâmetros superiores em D1 e D2 para *RaCe* 25/0.04, embora o diâmetro a 3 mm da ponta (D3) dos dois instrumentos não tenha apresentado diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,688$ ). A partir de D5 verifica-se um aumento de diâmetro em toda a parte ativa dos instrumentos *RaCe* 25/0.04, porém inferior ao crescimento dos instrumentos *TF* 25/0.06 (FIG. 18 a). É possível observar na FIG. 18b que os instrumentos *TF* 25/0.08, diferente dos *TF* 25/0.06, apresentaram um aumento de conicidade irregular em sua parte ativa, com o maior aumento verificado em D12. Já os instrumentos *RaCe* 25/0.06 exibiram um aumento uniforme de conicidade, inferior, entretanto, ao apresentado pelos instrumentos *TF* 25/0.08. Da mesma forma, os instrumentos *TF* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06 não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,352$ ) entre os diâmetros a 3 mm da ponta (D3). A TABELA 4 mostra os valores médios e desvios padrão do comprimento da parte ativa e de diâmetro a 3 mm da ponta (D3) de instrumentos *Twisted File* e *RaCe*. Não foi observado correspondência entre os diâmetros encontrados a 3 mm da ponta e as medidas fornecidas pelo fabricante dos instrumentos *Twisted File*. Essa variação pode comprometer o diâmetro final do canal radicular formatado durante o uso clínico, se o profissional considerar como real o diâmetro nominal proposto pelo fabricante. Os instrumentos *RaCe* apresentaram pequena variação entre o D3 nominal e o real, se comparados com os instrumentos *TF* analisados. A importância desta região é enfatizada, neste trabalho, porque representa o ponto de apreensão pelas garras, para a realização de testes de flexibilidade e resistência à torção em instrumentos endodônticos, determinado pela especificação ISO 3630-1.

TABELA 4 – Valores médios e desvios-padrão de diâmetro a 3 mm da ponta (D3) e de comprimento de parte ativa determinados para instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e 0.08 *RaCe* 25/0.04 e 0.06.

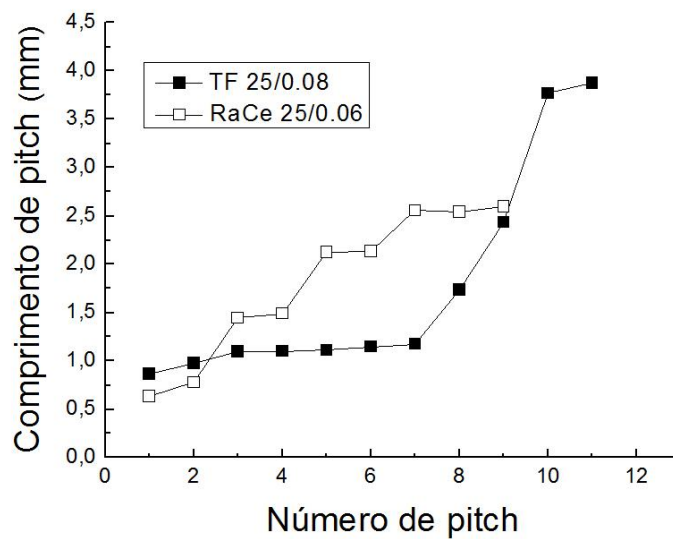
Instrumentos	Comprimento da parte ativa (mm)	Diâmetro a 3 mm (D3) (mm)
<i>TF</i> 25/0.06	17,53 (1,23)	0,368 (0,030)
<i>RaCe</i> 25/0.04	17,36 (0,37)	0,372 (0,017)
<i>TF</i> 25/0.08	14,44 (0,21)	0,438 (0,015)
<i>RaCe</i> 25/0.06	16,30 (0,21)	0,445 (0,017)

Em relação ao comprimento médio da parte ativa, os instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e 25/0.08 apresentaram, em média, nessa ordem: 17,53 e 14,44 mm de parte ativa. Já o valor médio encontrado para os instrumentos *RaCe* 25/0.04 e 25/0.06 foi, respectivamente, 17,36 e 16,30 mm, como pode ser visto na TAB. 4. Como pode ser observado, a variação entre o taper do instrumento e o comprimento da parte ativa foi mais acentuada nos instrumentos *TF* (3,1 mm) que nos *RaCe* (1,1 mm).

Com relação aos valores médios de comprimento de *pitch*, observa-se, na FIG. 19a, que os instrumentos *TF* 25/0.06 apresentaram crescimento irregular dos *pitchs* ao longo de sua parte ativa. Até o *pitch* de número três, o crescimento do comprimento foi gradual e regular, a partir do *pitch* de número quatro até o de número nove, foi possível visualizar uma relativa constância nos valores médios. A partir desta região, foi observado um crescimento grande e contínuo deste parâmetro até a porção próxima a haste.



(a)



(b)

FIGURA 19 – Valores médios de comprimentos de *pitch* de instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e *RaCe* 25/0.04 (a) e *Twisted File* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06 (b) analisados

Nos instrumentos *RaCe* 25/0.04, foi observada uma tendência de seqüência nos comprimentos de *pitch* ao longo da parte ativa: até o *pitch* de número três foi observado um aumento gradual nos comprimentos, porém inferior ao de

instrumentos *TF*, a partir daí houve uma alternância de redução e aumento dos valores, ou seja, um *pitch* de comprimento maior foi seguido por um ligeiramente menor. Esse achado está de acordo com as informações do fabricante, que afirma que os instrumentos *RaCe* possuem o chamado *Alternating Cutting Edges*, que seria responsável pela eliminação do efeito de emparafusamento e aumento da eficiência na evacuação de raspas de dentina. Ao se comparar os dois instrumentos, verificase que os valores médios de comprimentos de *pitch* na região próxima à ponta dos instrumentos *RaCe* 25/0.04 foram inferiores aos do instrumento *TF* 25/0.06.

A tendência observada para os instrumentos *TF* 25/0.08 (FIG. 19b), em relação ao comprimento de *pitch*, foi semelhante àquela apresentada pelos instrumentos *TF* 25/0.06 (FIG. 19a), ou seja, um aumento gradual até o *pitch* de número três, seguido por uma estabilidade de valores até o *pitch* de número sete e, por fim, um aumento maior dos comprimentos até a haste. Da comparação entre os instrumentos *RaCe* 25/0.04 e 0.06, nas mesmas figuras, foi observada tendência similar entre eles, embora o aumento no comprimento de *pitch*, no instrumento de taper 0.06, tenha sido intercalado com a manutenção deste valor e não com a sua redução, como observado nos instrumentos *RaCe* 25/0.04. Entretanto, quando comparados os instrumentos *TF* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06, resultados opostos foram encontrados, em relação aos dos instrumentos *TF* e *RaCe* de menor taper, pois comprimentos de *pitch* significativamente superiores ( $p \leq 0,000$ ) foram observados nos instrumentos *RaCe* 25/0.06 a partir do *pitch* de número dois. Esta característica geométrica pode refletir em menor resistência deste instrumento.

### 5.2.3 Medidas de área da seção transversal dos instrumentos

Uma vez seccionados e lixados, conforme descrito no item 4.4 deste documento, os instrumentos foram analisados por MEV, onde as imagens das seções foram documentadas para posterior mensuração da área da seção transversal a 3 mm da ponta (A3). Esta posição foi escolhida uma vez que é a região onde as solicitações mecânicas mais importantes se concentram durante o uso clínico (BAHIA e BUONO, 2005), aliado ao fato de que esta é a região determinada pela especificação ISO 3630-1 para a realização de ensaios mecânicos em instrumentos endodônticos. Os

valores médios de área da seção transversal a 3 mm da ponta (A3) para cada tipo de instrumento avaliado são apresentados na TAB. 5.

TABELA 5 – Valores médios (desvio padrão) de área da seção transversal a 3 mm da ponta (A3) de instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e 0.08 e *RaCe* 25/0.04 e 0.06.

Instrumentos	A3 (mm <sup>2</sup> )
<i>TF</i> 25/0.06	0,0478 (0,0009)
<i>RaCe</i> 25/0.04	0,0483 (0,0005)
<i>TF</i> 25/0.08	0,0636 (0,0037)
<i>RaCe</i> 25/0.06	0,0702 (0,0015)

Observa-se que os instrumentos *TF* 25/0.06 e *RaCe* 25/0.04 apresentaram áreas a 3 mm da ponta similares, sem diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,084$ ), o mesmo acontece com o D3 ( $p = 0,688$ ) desses instrumentos. Já entre os instrumentos *TF* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06 foi verificado que, embora os valores de D3 não tenham apresentado diferença significativa ( $p = 0,352$ ), os valores médios de A3 foram significativamente inferiores ( $p \leq 0,000$ ) para os instrumentos *Twisted File* 25/0.08.

A análise das imagens dos instrumentos mostrou seções transversais de forma triangular sem planos radiais para ambos os sistemas *TF* e *RaCe* (FIG. 20).

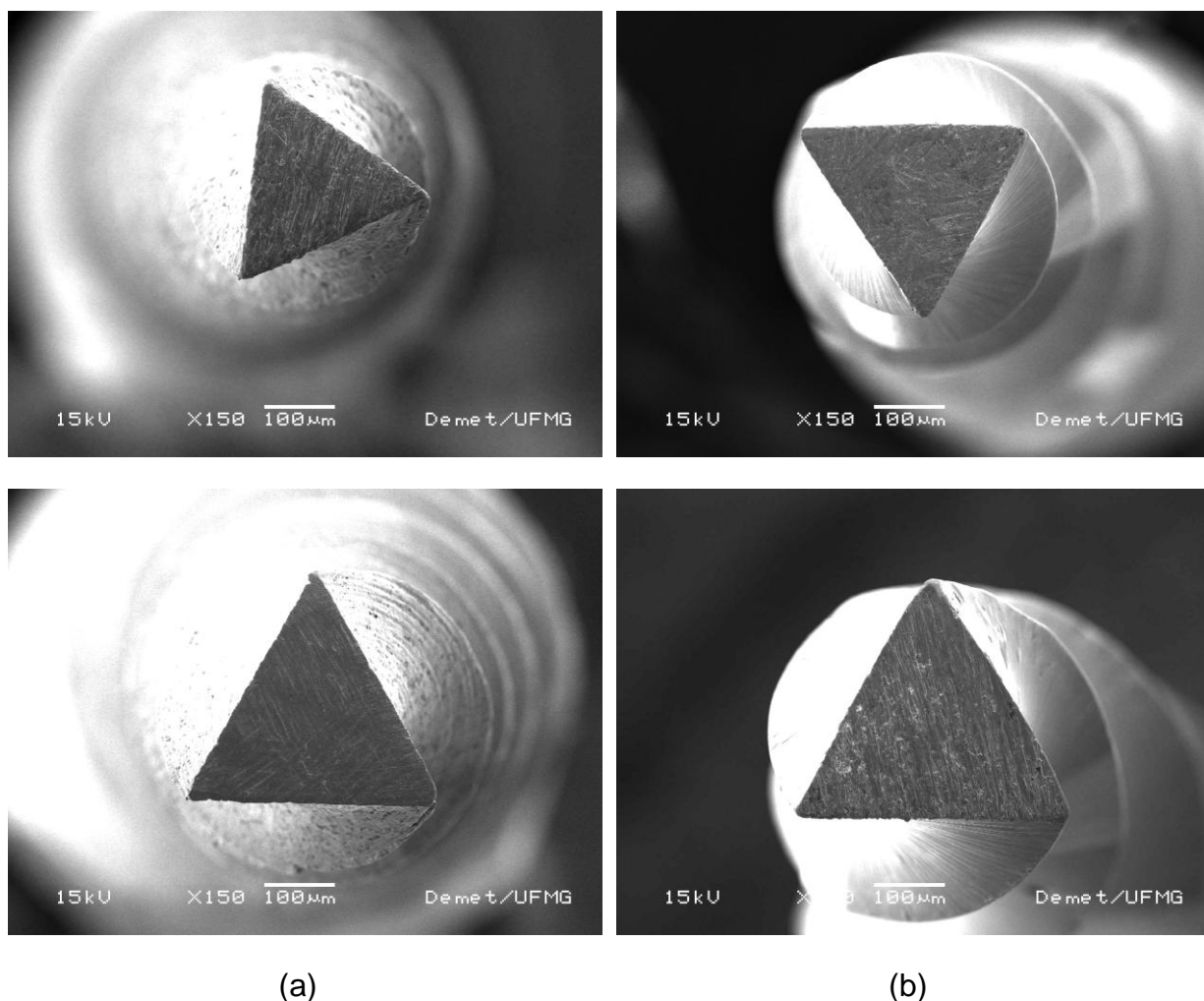


FIGURA 20 - Imagens da seção transversal dos instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e 0.08 (a) e *RaCe* 25/0.04 e 0.06 (b).

### 5.3 Ensaio de Flexão a 45°

A flexibilidade dos instrumentos endodônticos depende de suas propriedades metalúrgicas (composição química e tratamento termomecânico) e de sua geometria e dimensões (TURPIN *et al.*, 2000; SCHÄFER *et al.*, 2003). Os valores médios do momento de dobramento ( $M_D$ ) e desvios padrão obtidos nos ensaios de flexão para os instrumentos *Twisted File* e *RaCe* são apresentados na FIG. 21. Da análise da FIG. 21, verifica-se que os instrumentos *Twisted File* foram mais flexíveis que os instrumentos *RaCe* avaliados, pois os valores médios de  $M_D$  obtidos pelos primeiros foram menores.

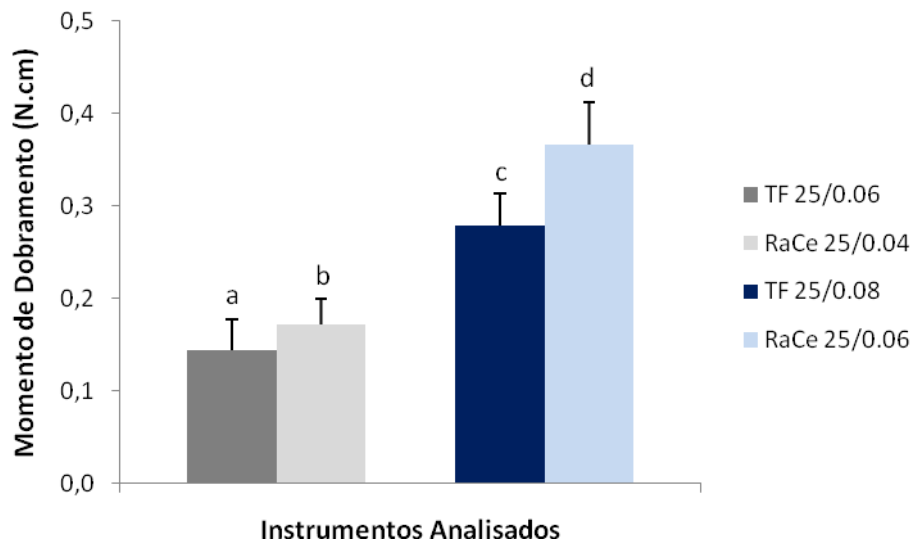


FIGURA 21 - Valores médios de Momento de Dobramento de instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e 0.08 e *RaCe* 25/0.04 e 0.06. As colunas assinaladas com a mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ( $p > 0,05$ ).

Da análise estatística realizada entre os instrumentos *TF* 25/0.06 e *RaCe* 25/0.04, foi observada uma diferença significativa entre eles ( $p = 0,016$ ) em relação ao momento de dobramento a  $45^\circ$  ( $M_D$ ). Sabe-se que, quanto menor o momento do dobramento, maior a flexibilidade do instrumento. É de se esperar, que os menores valores de momento de dobramento sejam encontrados nos instrumentos com diâmetro e área menores. Neste trabalho, os instrumentos *TF* 25/0.06 e *RaCe* 25/0.04 não apresentaram diâmetro e área a 3 mm da ponta com diferenças estatisticamente significativas, entretanto, os instrumentos *TF* foram significativamente ( $p = 0,016$ ) mais flexíveis que os *RaCe* analisados. Considerando que os instrumentos *TF* 25/0.06 e *RaCe* 25/0.04 apresentaram geometria, área e diâmetros a 3 mm da ponta semelhantes, é possível que os tratamentos térmicos, a que foram submetidos os instrumentos *Twisted File* durante a fabricação, tenham produzido um amaciamento na liga (TAB. 3), rendendo maior flexibilidade a estes instrumentos.

A comparação estatística entre os  $M_D$  dos instrumentos *TF* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06 mostrou flexibilidade significativamente maior ( $p \leq 0,000$ ) para os instrumentos *TF* (FIG.21). Esse achado, no caso dos instrumentos de diâmetros maiores, pode ser atribuído à área da seção transversal significativamente inferior ( $p \leq 0,000$ ) apresentada pelos instrumentos *TF* 25/0.08 a 3 mm da ponta. Entretanto, não é

possível observar essa mesma relação para os instrumentos *TF 25/0.06* e *RaCe 25/0.04*, já que seus os valores médios de *A3* não apresentaram diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,084$ ).

Ambos os sistemas apresentaram um formato triangular da seção transversal, eliminando, assim, a influência dessa variável na análise da flexibilidade. É aceito na literatura que a geometria da seção transversal dos instrumentos endodônticos de NiTi tem uma influência no comportamento mecânico destes, especialmente no que diz respeito à presença de planos radiais, profundidade das estrias de corte e massa interna, apontando o *design* como um fator capaz de alterar as propriedades torcionais e flexurais destes (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 seção transversal mostrou-se capaz de influenciar a resistência à flexão a 45°. De fato, a resistência à flexão a 45° já foi citada anteriormente como inversamente proporcional à área da seção transversal (SCHÄFER *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; VIANA, 2010). Esta observação foi corroborada pelos resultados encontrados no presente estudo.

É interessante observar a relação encontrada, neste estudo, entre diâmetro e área a 3 mm da ponta: os instrumentos *TF 25/0.06* e *RaCe 25/0.04* apresentaram o mesmo diâmetro e a mesma área, enquanto os instrumentos *TF 25/0.08* e *RaCe 25/0.06* apresentaram D3 semelhantes ( $p = 0,688$ ) e A3 significativamente diferentes entre si ( $p \leq 0,000$ ). Melo *et al.* (2008), verificaram relação semelhante, onde instrumentos K3 com D3 semelhantes, apresentaram A3 significativamente diferentes. Viana (2010) avaliou 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 a 45°, D3 e A3, foi constatado que ambos os parâmetros geométricos possuem uma forte correlação com a flexibilidade de instrumentos rotatórios de NiTi dos diferentes sistemas avaliados. Entretanto, foi verificado que na relação entre flexibilidade e diâmetro a 3 mm da ponta, o fator *design* dos instrumentos influenciou os resultados, uma vez que instrumentos com diâmetros semelhantes se comportaram de forma diferente entre si.



Gambarini *et al.* (2008) ao avaliarem a flexibilidade de instrumentos *TF 25/0.06* e *ProFile 25/0.06*, observaram que os primeiros apresentaram um momento de dobramento significativamente inferior, sendo, portanto, mais flexíveis do que os instrumentos *ProFile*. Porém ao compararem os instrumentos *TF 25/0.06* com os *ProFile 25/0.06*, os autores, não verificaram se esses instrumentos possuíam D3 e A3 semelhantes, o que pode ter influenciado nos resultados encontrados. Até o momento, esta é a primeira investigação a considerar os valores reais de A3 e D3 dos instrumentos analisados. Portanto, os resultados da literatura que comparam instrumentos *TF* com instrumentos de calibre e taper nominais semelhantes, ainda que apresentem desenho de seção transversal similar, não refletem comparação consistente das propriedades mecânicas dos mesmos.

#### 5.4 Ensaio de Torção

Os instrumentos *Twisted File* e *RaCe* novos, quando ensaiados até a ruptura em máquina para testes de torção, apresentaram os valores médios de torque máximo e deflexão angular até a fratura e seus respectivos desvios padrão, mostrados na TAB. 6 e FIG. 22.

TABELA 6 - Valores médios (desvio padrão) de torque máximo e deflexão angular até a fratura de instrumentos *Twisted File* e *RaCe* ensaiados em torção até a ruptura.

Instrumentos	Torque Máximo (N.cm)	Deflexão Angular até a fratura (°)
<i>TF 25/0.06</i>	0,460 (0,050)	683 (79)
<i>RaCe 25/0.04</i>	0,373 (0,034)	447 (36)
<i>TF 25/0.08</i>	0,563 (0,071)	422 (31)
<i>RaCe 25/0.06</i>	0,567 (0,067)	447 (36)

Da análise desses dados, verifica-se a tendência dos valores médios do torque máximo aumentar com o aumento do diâmetro do instrumento (calibre e *taper*). Este resultado está em acordo com os relatos da literatura para os instrumentos *ProFile*, (WOLCOTT & HIMEL 1997; SVEC & POWERS 1999; PETERS & BARBAKOW 2002 e BAHIA *et al.*, 2006) *ProTaper* (PETERS *et al.*, 2003; CÂMARA *et al.* 2009; VIEIRA *et al.*, 2009) e *K3* (YARED *et al.* 2003; MELO *et al.*, 2008).

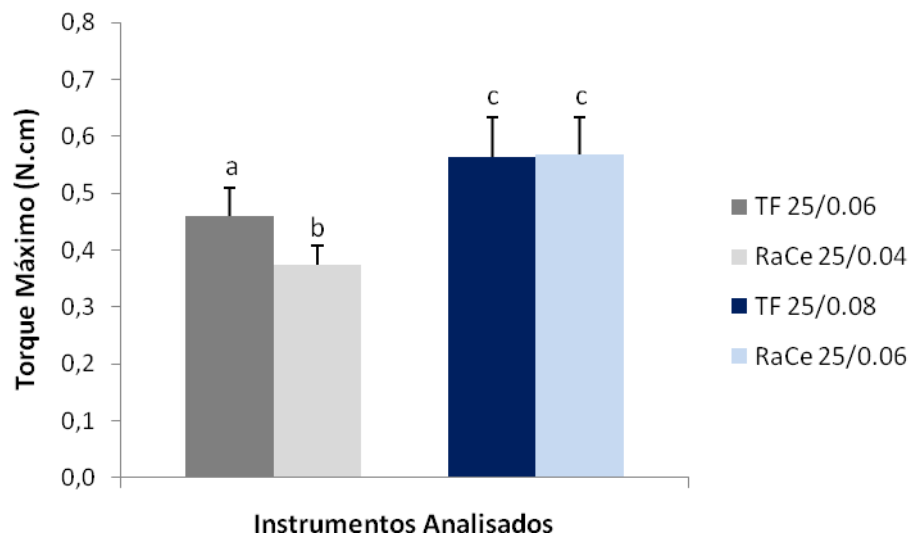


FIGURA 22 - Valores médios de torque máximo de instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e 0.08 e *RaCe* 25/0.04 e 0.06 novos, ensaiados em torção até a ruptura. As colunas assinaladas com a mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ( $p > 0,05$ ).

Analisando os valores médios de torque máximo dos instrumentos, observa-se que os instrumentos *TF* 25/0.06 apresentaram resistência à torção estatisticamente significativa superior ( $p \leq 0,000$ ) aos instrumentos *RaCe* 25/0.04, embora possuam diâmetros e áreas de seção transversal a 3 mm da ponta semelhantes. A comparação estatística dos valores de torque máximo dos instrumentos *TF* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06, demonstra que, apesar dos últimos apresentarem valores médios de A3 significativamente superiores ( $p \leq 0,000$ ) aos primeiros, a resistência à torção entre eles não mostrou diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,916$ ). Pode ser discutido que, quando se comparou a resistência torcional de instrumentos *TF* e *RaCe*, com dimensões semelhantes (A3 e D3), os instrumentos *Twisted File* se mostraram significativamente mais resistentes. Mais uma vez se comprova a

influência das características geométricas e dimensionais no comportamento em torção dos instrumentos endodônticos. Da análise da FIG. 19a, pode ser observada a presença de um *pitch* com comprimento longo, logo após a região onde o instrumento *RaCe* 25/0.04 é preso no ensaio de torção. É provável que a resistência torcional significativamente menor observada, a algum grau, seja o reflexo desta região enfraquecida do instrumento. Nos instrumentos de maior diâmetro (*RaCe* 25/0.06), embora o padrão de comprimento de *pitch* seja o mesmo, o maior taper e maior área tenha atenuado a influência.

O comportamento em torção dos instrumentos endodônticos de NiTi é afetado por uma variedade de fatores, como o diâmetro, desenho 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). Entretanto, existe uma forte relação entre o torque máximo que um instrumento pode suportar e o seu diâmetro (PETERS & BARBAHOW, 2002; BAHIA *et al.*, 2006; CAMARA *et al.*, 2009). É também aceito que o *design* da seção transversal de 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 e seção transversal a 3 mm da ponta de instrumentos (SCHÄFER *et al.*, 2003; MELO *et al.*, 2008; VIANA, 2010). O fato dos instrumentos *Twisted File* e *RaCe* apresentarem desenho de seção transversal e composição química semelhantes permite não considerar essas variáveis neste estudo, enfatizando os fatores área e diâmetro a 3 mm da ponta em adição ao processo de fabricação.

Como foi dito anteriormente, no capítulo de Revisão de Literatura, os instrumentos *Twisted File* são fabricados a partir de um fio de NiTi superelástico, que passa por um tratamento térmico em altas temperaturas, para que o fio perca a superelasticidade, e assim possa ser torcido. Após, este estágio, ainda sob torção, é submetido a um novo tratamento térmico, para que a superelasticidade seja recuperada (GAMBARINI *et al.*, 2008b) e, assim, ser utilizado na formatação de canais radiculares curvos. Provavelmente, o primeiro tratamento térmico leva à recristalização da liga NiTi, que é caracterizada pela substituição da estrutura deformada a frio por um novo conjunto de grãos livres de deformação, e é

evidenciada por uma diminuição na dureza (aumento da flexibilidade) e aumento na ductilidade (DIETER, 1986). Já o segundo tratamento térmico a que os instrumentos *Twisted File* são submetidos ocorre, provavelmente, em baixas temperaturas após a deformação por torção, caracterizando a recuperação da liga NiTi, através do rearranjo das deslocações e do conseqüente alívio de tensões. Por outro lado, este último tratamento térmico pode ter possibilitado a nucleação de precipitados coerentes de  $Ti_3Ni_4$ , favorecendo endurecimento da matriz e aumento da resistência torcional.

As características dimensionais, através do padrão de comprimentos de *pitch* e regiões espiraladas intercaladas com regiões lisas, podem ter influenciado na diminuição da resistência torcional dos instrumentos *RaCe*. Shen *et al.* (2009) avaliaram os defeitos nos instrumentos *RaCe*, após uso clínico e verificaram que a maioria dos defeitos dos instrumentos *RaCe* apresentavam deformação plástica adjacente à região espiralada. Uma explicação, segundo os autores, seria a de que os instrumentos são submetidos a maiores momentos torcionais nas regiões lisas do que nas espiraladas, durante a formatação de canais radiculares, justificando a localização da deformação próxima ou exatamente na região espiralada.

É aceito na literatura que quanto maiores os comprimentos de *pitch* menor a resistência torcional de instrumentos endodônticos (SCHÄFER & TEPEL, 2001; MOUNCE, 2003; DIEMER & CALAS, 2004). A comparação de imagens por MEV, com o mesmo aumento, de instrumentos *Twisted File* e *RaCe* (FIG. 23), permite verificar que o ponto a 3 mm da ponta está localizado no final da região lisa dos instrumentos *RaCe*. É possível que a coincidência do ponto de apreensão dos instrumentos nos ensaios de torção (3 mm da ponta) com o padrão de *pitchs* (um comprimento de *pitch* menor seguido por um maior) apresentado pelos instrumentos *RaCe*, tenha contribuído para a sua menor resistência torcional, comparada aos instrumentos *Twisted File*. Visto que as regiões lisas dos instrumentos *RaCe* apresentaram um comprimento de *pitch* maior, é possível que, conseqüentemente, representem uma região de menor resistência à torção no instrumento.

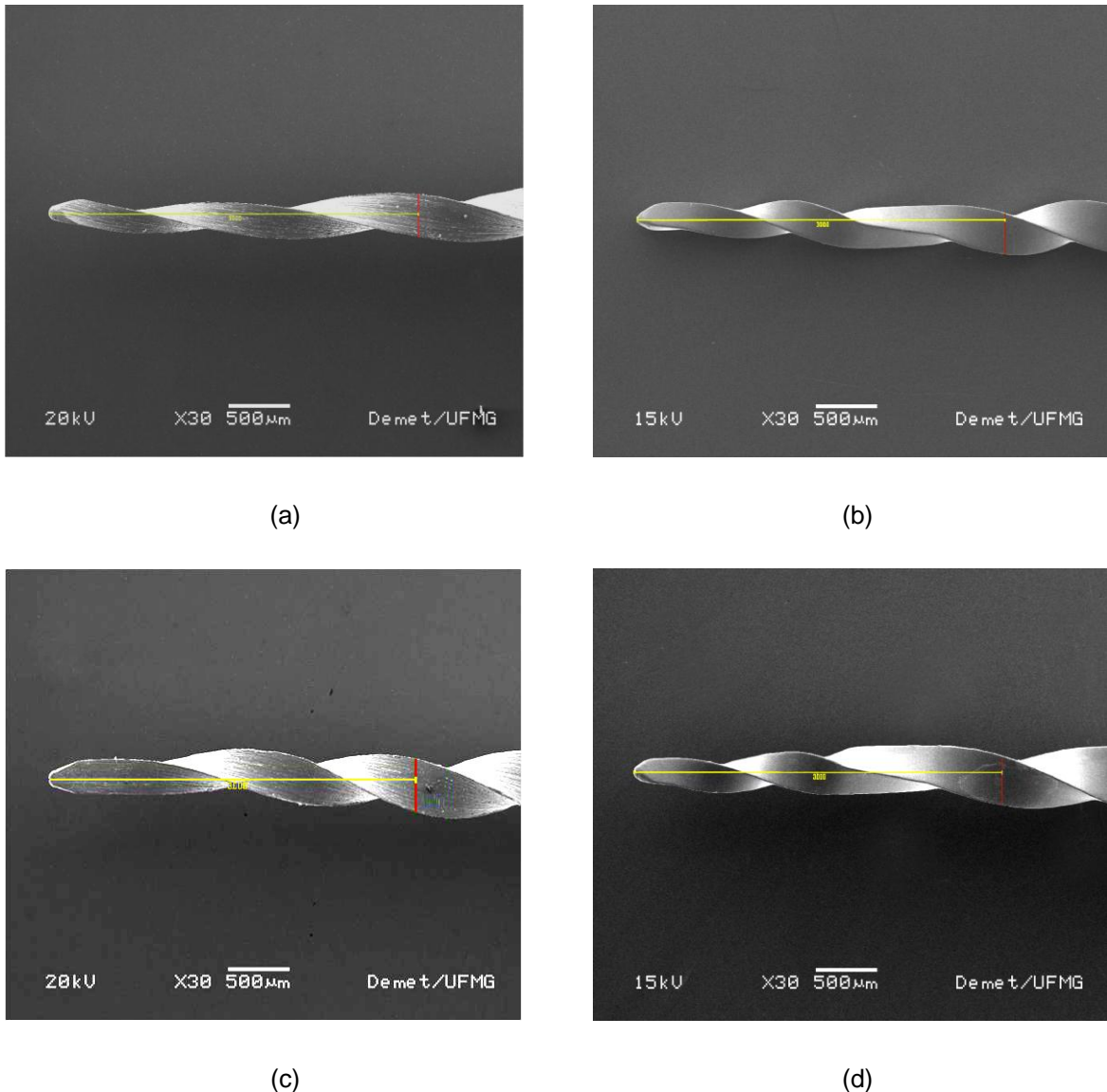


FIGURA 23 – Medidas a 3 mm da ponta (linha transversal vermelha) de instrumentos *Twisted File* 25/0.06 (a), *RaCe* 25/0.04 (b) e *Twisted File* 25/0.08 (c) e *RaCe* 25/0.06 (d).

Já em relação aos instrumentos *RaCe* 25/0.06, observa-se que apesar de apresentarem valores médios de  $A_3$  significativamente superiores ( $p \leq 0,000$ ) aos dos instrumentos *TF* 25/0.08, a diferença na resistência à torção entre esses instrumentos não foi estatisticamente significativa ( $p = 0,916$ ). Assim, como acontece nos instrumentos *RaCe* 25/0.04, o padrão de *pitchs* apresentado pelos instrumentos *RaCe* 25/0.06, e o fato dos comprimentos de *pitch* serem superiores aos dos instrumentos *TF* 25/0.08, podem ter contribuído para a reduzir a resistência torcional dos instrumentos *RaCe* 25/0.06.

Gambarini *et al.* (2009) ao analisarem a resistência torcional de instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e de instrumentos fabricados pelo processo tradicional de usinagem (*NT*) 25/0.06, verificaram que os instrumentos *TF* apresentaram valores médios de torque máximo significativamente superiores aos instrumentos *NT*. Entretanto, os instrumentos *TF* apresentaram altos valores de desvio padrão. Ao contrário, Park *et al.* (2010) observaram que os instrumentos *TF* 25/0.06 apresentaram resistência torcional significativamente inferior se comparados a instrumentos *RaCe* de mesmo calibre e diâmetro, quando submetidos a ciclos de torção.

Entretanto, nos trabalhos publicados na literatura sobre a resistência torcional e flexibilidade de instrumentos *Twisted File*, comparada a outros instrumentos, não houve preocupação em verificar se o D3 nominal, informado pelo fabricante dos instrumentos, correspondia ao real, pois este parâmetro não foi mensurado. Sabe-se que há uma forte relação entre o torque máximo a que um instrumento pode suportar e o seu diâmetro (PETERS & BARBAKOW, 2002; BAHIA *et al.*, 2006; CAMARA *et al.*, 2009). Portanto, a falta de mensuração do diâmetro real dos instrumentos, pode ter influenciado os resultados descritos nos trabalhos anteriormente citados (GAMBARINI *et al.*, 2009; PARK *et al.*, 2010).

É importante salientar que neste trabalho, teve-se o cuidado de verificar se o diâmetro a 3 mm informado pelo fabricante correspondia ao real, ao contrário dos trabalhos citados anteriormente. Como foi observado a não correspondência entre o D3 nominal e o real, foi decidido realizar a comparação entre os pares de instrumentos *RaCe* 25/0.04 e *TF* 25/0.06 e *RaCe* 25/0.06 e *TF* 25/0.08, respectivamente, a fim de que a influência dimensional na avaliação da flexibilidade e resistência à torção fosse a menor possível.

A FIG. 24 mostra os valores médios de deflexão angular até a fratura e seus respectivos desvios padrão apresentados pelos instrumentos *Twisted File* e *RaCe*.

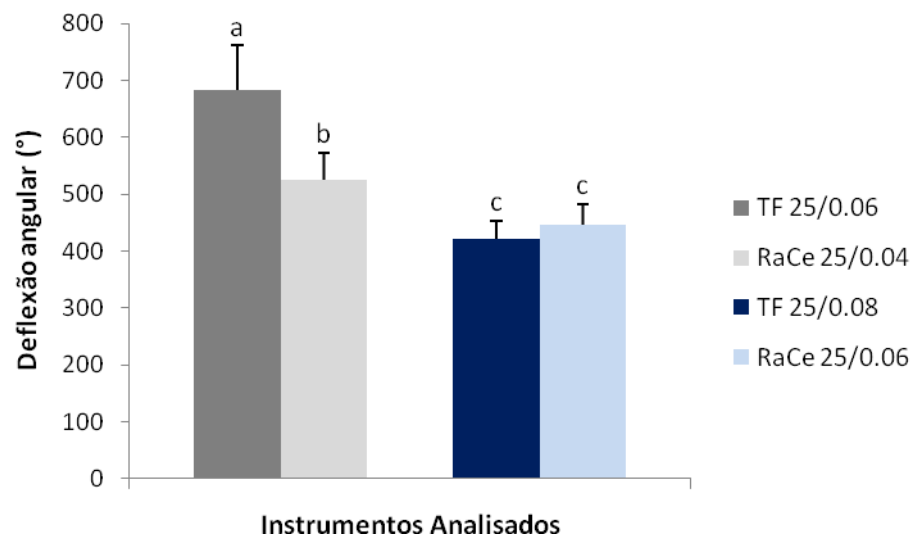


FIGURA 24 - Valores médios e desvios padrão de deflexão angular até a fratura de instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e 0.08 e *RaCe* 25/0.04 e 0.06 ensaiados em torção. As colunas assinaladas com a mesma letra não mostram diferença estatisticamente significativa entre os valores médios ( $p > 0,05$ ).

Observa-se um valor médio significativamente ( $p \leq 0,000$ ) maior deste parâmetro para os instrumentos *TF* 25/0.06 se comparados aos instrumentos *RaCe* 25/0.04. Já entre os instrumentos *TF* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06, observa-se que não houve diferença significativa ( $p = 0,124$ ) neste parâmetro. A relação de aumento de deflexão angular máxima com 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 D3 semelhantes entre si. Entretanto, Bahia *et al.* (2006b) avaliando instrumentos *ProFile* 0.04 e 0.06 observaram uma tendência de aumento da deflexão angular até a fratura com o diâmetro apenas dos instrumentos 0.04, enquanto Melo *et al.* (2008), analisando instrumentos *K3* 0.04 e 0.06, observaram esta tendência apenas para os instrumentos 0.06. A medida da deflexão angular fornece alguma informação sobre o risco de fratura que um instrumento sofre quando a ponta se encontra presa às paredes do canal e se rotação adicional é aplicada. 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.

## 6 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho dão suporte às conclusões abordadas a seguir, sobre as características físicas, químicas e geométricas de instrumentos endodônticos de NiTi *Twisted File* e *RaCe*, bem como a estabilidade dimensional, flexibilidade e resistência à torção.

- Todos os instrumentos avaliados dos sistemas *Twisted File* e *RaCe* apresentaram composições químicas similares, aproximadamente equiatômicas, apropriadas para o desenvolvimento da superelasticidade.
- Ambos os sistemas apresentaram a austenita, fase  $\beta$ , como principal constituinte à temperatura ambiente. Os difratogramas não identificaram a presença de fase R nos instrumentos *Twisted File*, embora o fabricante relate a sua presença como resultado dos tratamentos térmicos realizados.
- Os valores das temperaturas  $M_s$  e  $A_f$  dos instrumentos *Twisted File* e *RaCe* confirmam que a liga é austenítica à temperatura ambiente e estão de acordo com a presença apenas da fase  $\beta$  detectada na análise por difração de raios X.
- Os instrumentos *RaCe* 25/0.06 apresentaram valores de microdureza significativamente superiores, se comparados com instrumentos *Twisted File* 25/0.08, possivelmente devido aos tratamentos térmicos a que são submetidos os instrumentos *TF* durante a sua fabricação.
- A análise dimensional dos instrumentos *Twisted File* não mostrou correspondência entre o diâmetro a 3 mm da ponta (D3) nominal e o medido neste estudo. Os instrumentos *TF* apresentaram irregularidade nas dimensões entre instrumentos de mesmo diâmetro. Por outro lado, os instrumentos *RaCe* apresentaram regularidade em suas dimensões, com valores médios de D3 muito próximos aos nominais. Foi constatada a presença de setores espiralados



(comprimento de *pitch* menor) e de regiões lisas (comprimento de *pitch* maior), caracterizando as faces de corte alternadas (*alternating cutting edges*) descritas pelo fabricante.

- Os instrumentos *TF* apresentaram superfícies irregulares, com estrias longitudinais paralelas ao longo eixo. Ao contrário, os instrumentos *RaCe* apresentaram acabamento superficial uniforme, sem riscos de usinagem ou outros defeitos, resultado do polimento eletrolítico a que são submetidos.

- Os ensaios de flexão a 45° revelaram que os instrumentos *Twisted File* foram significativamente mais flexíveis que os *RaCe*. É possível que os tratamentos térmicos a que são submetidos os instrumentos *TF* tenham produzido um amaciamento na liga.

- Os instrumentos *TF* 25/0.06 apresentaram resistência à torção significativamente superior ( $p \leq 0,000$ ) aos instrumentos *RaCe* 25/0.04, apesar de possuírem diâmetros e áreas de seção transversal a 3 mm da ponta semelhantes. Contudo, na comparação dos instrumentos *TF* 25/0.08 e *RaCe* 25/0.06, não foi constatada diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,916$ ) entre a resistência torcional dos mesmos, apesar dos últimos apresentarem valores médios de A3 significativamente superiores ( $p \leq 0,000$ ) aos primeiros.

- As características dimensionais relativas ao padrão de comprimentos de *pitch* podem ser a causa da menor resistência torcional dos instrumentos *RaCe*. A coincidência do ponto de apreensão dos instrumentos nos ensaios de torção (3 mm da ponta) com a proximidade da região lisa pode ter contribuído para reduzir a resistência à torção desses instrumentos.

- Em resumo, o processo de fabricação produziu um amaciamento da liga que tornou os instrumentos *TF* mais flexíveis. Por outro lado, a grande diferença das dimensões em relação aos diâmetros nominais pode comprometer o sucesso do tratamento endodôntico



## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AL-HADLAQ, S.M.S.; ALJARBOU, F.A.; ALTHUMAIRY, R.I. Evaluation of cyclic fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.36, p. 305-307, 2010.

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.

ALLAFI, J.K.; EGGELER, G.; DLOUHY, A. et al. On the influence of heterogeneous precipitation on martensitic transformations in a Ni-rich shape memory alloy. *Materials Science and Engineering*, v. 378, p.148-151, 2004.

ANDERSON, M. E.; PRICE, J. W. H.; PARASHOS, P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v. 33, p.1212-1216, 2007.

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.

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; 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.; GONZALES, B.M.; BUONO, V.T.L. Fatigue behavior of nickel-titanium superelastic wires and endodontic instruments. *Fatigue Fract. Engeng. Mater. Struct.* v.29, p.518-523, 2006a.

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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.101, p.675-680, 2006b.

BAHIA, M.G.A.; DIAS, R.F.; BUONO, V.T.L. The influence of high amplitude cyclic straining on behavior of superelastic NiTi. *International Journal of Fatigue*, v.28, p.1087-1091, 2006c.

BAUMANN, M.A. Reamer with alternating cutting edges – Concept and clinical application. *Endodontics Topics*, v.10, p.176-178, 2005.

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.; 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.

BUONO, V.T.L. ; MELO, M.C.C. ; BAHIA, M.G.A. . Influência do acabamento superficial na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de Ni-Ti acionados a motor. *Metalurgia e Materiais*, v. 58, p. 37-40, 2002.

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.

CAMPS J.; PERTOT, W.J. Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments. *Journal of Endodontics* v.20, p. 395–398, 1994.

CAMPS, J. J.; PERTOT, W.J. Torsional and stiffness properties of nickel–titanium K files. *International Endodontic Journal*, v.28, p. 239–43, 1995.

CHEUNG, G.S.P. Letters to the Editor. *Journal of Endodontics*, v.36, p.951, 2010.

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.

DIETZ, D.B.; DI FIORE, P.M.; BAHCALL, J.K.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v.26, p.68-71, 2000.

DUERIG, T.; ZADNO, G.R. An engineers perspective of pseudoelasticity. *Engineering aspects of shape memory alloys*, eds. T.W. Duerig et al., Londres: Butterworth-Heinemann, p.369-393, 1990.

FESSENDEN, S.D.; BYRNE B.E.; CARTER J.M. Torsional testing of RaCe, K3 and ProFile nickel titanium endodontic files. *Journal of Endodontics*, v.30, p. 275, 2004 (abstract).

*FKG RaCe – NiTi*. La Chaux-de-Fonds, Suíça: FKG; 2010. Disponível em: <<http://www.fkg.ch/>>. Acesso em: 22 de Junho de 2010.

FIFE, D; GAMBARINI, G; BRITTO, L.R. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, v.97, p.251–256, 2004.

FRANÇA, J.L.; VASCONCELLOS A.C. *Manual para normalização de publicações técnico-científicas*. 8. ed. Editora UFMG. Belo Horizonte, 258 p., 2009.

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. 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. Torsional and cyclic fatigue testing of ProFile NiTi rotary instruments. *Smile Journal of Evolutionary Dentistry*, v.2, p.4-14, 2002.

GAMBARINI, G., GRANDE, N.M., PLOTINO, G., SOMMA, F., GARALA M., LUCA M.D., TESTARELLI, L. Fatigue resistance of Engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*, v.34, p.1003-1005, 2008a.

GAMBARINI, G.; GEROSA, R.; LUCA, M.D.; GARALA, M.; TESTARELLI, L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, v.105, p.798-800, 2008b.

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.

GERGI, R.; RJEILY, J. A.; SADER, J.; NAAMAN, A. Comparison of Canal Transportation and Centering Ability of Twisted Files, Pathfile-ProTaper System, and Stainless Steel Hand K-Files by Using Computed Tomography. *Journal of Endodontics*, v.36, p. 904-907, 2010.

GLOSSON, C.R. A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.21, p.146-151, 1995.

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.

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.

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, p.1406–1409, 2008.

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

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.

KIM, H.C. YUM, J.; HUR, B.; CHEUNG, G.S.P. Cyclic Fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v.36, p.147-152, 2010.

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

LARSEN, C.M.; WATANEBE, I.; GLICKMAN, G.N.; HE, J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.35, p.401-403, 2009.

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.

LIU, Y.; XIE, Z.L.; VAN HUMBEECK, J.; DELAY, L. Effect of texture orientation on the martensite deformation of NiTi shape memory alloy sheet. *Acta Materialia*, v.47, p.645-650, 1999.

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.

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.

MELO, M.C.C. *Avaliação da resistência á fadiga de instrumentos de níquel-titânio acionados a motor*. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 153p., 1999.

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.

MELTON, K.N.; MERCIER, O. Fatigue of NiTi thermoelastic martensites. *Acta Metallurgica*, v.27, p.137-144. 1979.

MELTON, K.N. Ni-Ti based shape memory alloys. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, London: Butterworth-Heinemann p.21-35, 1990.

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; OTSUKA, K; SUZUKI, Y. Transformation pseudoelasticity and behavior in a Ti-50.6at%Ni alloy. *Scripta Metallurgica*, v.15, p.287-292, 1981.

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.

MIYAZAKI, S.; IMAI, T.; IGO, Y.; OTSUKA, K. Effect of cyclic deformation on the pseudoelasticity characteristics of Ti-Ni alloys. *Metallurgical Transactions A*, v.17A, p.115-120, 1986.



MIYAZAKI, S; SUIZU, K; OTSUKA, K; TAKASHIMA, T. Effect of various factors on fatigue crack propagation rate in Ti-Ni alloys. *MRS International Meeting on Advanced Materials*, v.9, p.263-268, 1989.

MOUNCE, R.E. The K3 nickel–titanium file system. *The Dental Clinics of North America*. v. 48, p.137–57, 2003.

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

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.

PARK, S.Y.; CHEUNG, G.S.P.; YUM, J.; HUR, B.; PARK, J.K.; KIM, H.C. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.36, p.1200-1204, 2010.

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.35, p.741-744, 2010.

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.

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.; ROEHLIKE, J.A.; BAUMANN, M.A. Effect of Immersion in Sodium Hypochlorite on Torque and Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics*, v.33, p.589-593, 2007.

PROKOSHKIN, S.D.; KAPUTKINA, L.M.; KHMELEVSKAYA, I.Y.; MOROZOVA, T.V. Martensitic transformations and shape memory effect in thermomechanically treated Ti-Ni alloys. *Journal de Physique IV*, v.5, p.C8-563-568, 1995.

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

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

RUSSEL, S.M. Nitinol melting and fabrication. *SMST-Conference Proceedings*, p.1-9, 2000.

SABALA, G. Letters to the Editor. *Journal of Endodontics*, v.36, p.951, 2010.

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.

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

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, 2000a.

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. 2000b.

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.

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; 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, p.229-238, 2004.

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

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

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

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.

TF: *The Twisted File brochure*. Orange, CA: SybronEndo; 2008. Disponível em: <<http://www.tfwithrphase.com/>>. Acesso em: 22 de junho de 2010.

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

TRIPPI, 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.

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, p.163-172, 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*, Baltimore, 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.

WEINE, F.S.; KELLY, R.F.; LIO, P.J. The effect of preparation procedures on original shape and on apical foramen shape. *Journal of Endodontics*, Baltimore, v.1, n.8, p.255-262, 1975.

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.

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.

YARED, G.M. BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Failure of Profile instruments used with high and low torque Motors. *International Endodontic Journal*, v.34, p.471-475, 2001a.

YARED, G.M.; BOU DAUGHER, F.E.; MACHTOU, P. Influence of rotational speed, torque and operator`s proficiency on Profile failures. *International Endodontic Journal*, v.34, p.47-53, 2001b.

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.

YARED, G.; BOU DAUGHER, F.; KULKARNI, K. Influence of torque control motors and the operator`s proficiency on ProTaper failures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.96, p.229-233, 2003.

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.

## 8 APÊNDICES

## APÊNDICE A

## RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

Instrumentos *Twisted File 25/0.06*

<i>Mm</i>	<i>TF 25/0.06 1 a 10</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	0,250	0,250	0,268	0,250	0,264	0,245	0,226	0,293	0,276	0,259	0,258	0,02
2	0,268	0,304	0,321	0,304	0,340	0,302	0,283	0,379	0,328	0,310	0,314	0,03
3	0,304	0,375	0,357	0,357	0,396	0,377	0,340	0,397	0,397	0,379	0,368	0,030
4	0,411	0,446	0,411	0,411	0,434	0,415	0,396	0,448	0,431	0,443	0,425	0,02
5	0,500	0,482	0,464	0,446	0,509	0,509	0,415	0,500	0,483	0,500	0,481	0,03
6	0,500	0,518	0,536	0,536	0,547	0,566	0,509	0,586	0,569	0,552	0,542	0,03
7	0,571	0,536	0,571	0,571	0,623	0,604	0,528	0,655	0,586	0,603	0,585	0,04
8	0,625	0,643	0,661	0,661	0,660	0,660	0,604	0,674	0,672	0,621	0,648	0,02
9	0,679	0,714	0,732	0,714	0,717	0,717	0,679	0,724	0,707	0,690	0,707	0,02
10	0,714	0,732	0,750	0,732	0,793	0,755	0,717	0,759	0,759	0,759	0,747	0,02
11	0,768	0,786	0,804	0,804	0,811	0,849	0,793	0,862	0,828	0,810	0,811	0,03
12	0,839	0,839	0,857	0,857	0,887	0,849	0,887	0,931	0,862	0,862	0,867	0,03
13	0,964	0,857	0,929	0,893	0,962	0,887	0,943	1,000	0,948	0,914	0,930	0,04
14	1,000	0,929	0,964	0,964	0,981	0,943	0,981	1,034	1,000	1,034	0,983	0,03
15	1,018	0,982	1,036	1,036	1,019	0,962	1,019	1,052	1,034	1,103	1,026	0,04
16	1,054	1,036	1,107	1,071	1,094	1,057	1,057	1,086	1,052	1,121	1,074	0,03
17	1,107	1,071	1,125	1,196	1,132	1,075	1,094	1,121	1,103	1,121	1,115	0,04

## RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

### Instrumentos *Twisted File 25/0.08*

<i>mm</i>	<i>TF 25/0.08 1 a 10</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	0,286	0,286	0,286	0,306	0,302	0,302	0,321	0,302	0,302	0,286	0,298	0,01
2	0,408	0,367	0,388	0,388	0,359	0,396	0,396	0,381	0,349	0,365	0,380	0,02
3	0,449	0,449	0,449	0,429	0,415	0,434	0,453	0,444	0,413	0,444	0,438	0,015
4	0,531	0,510	0,531	0,510	0,509	0,509	0,509	0,524	0,508	0,540	0,518	0,01
5	0,592	0,551	0,571	0,551	0,566	0,566	0,604	0,537	0,537	0,603	0,568	0,02
6	0,674	0,653	0,653	0,653	0,642	0,660	0,660	0,651	0,667	0,651	0,656	0,01
7	0,735	0,714	0,714	0,785	0,736	0,717	0,717	0,714	0,730	0,730	0,729	0,02
8	0,816	0,776	0,837	0,816	0,774	0,793	0,811	0,810	0,794	0,841	0,807	0,02
9	0,837	0,837	0,978	0,878	0,868	0,868	0,887	0,905	0,873	0,905	0,883	0,04
10	0,898	0,939	0,939	0,918	0,962	0,943	0,962	0,952	0,952	0,952	0,942	0,02
11	1,000	1,020	1,020	1,000	1,019	1,038	1,019	1,032	1,048	1,048	1,024	0,02
12	1,610	1,102	1,082	1,082	1,113	1,113	1,094	1,111	1,127	1,111	1,155	0,16
13	1,163	1,143	1,143	1,163	1,208	1,151	1,151	1,222	1,175	1,190	1,171	0,03
14	1,245	1,184	1,184	1,204	1,245	1,226	1,208	1,238	1,206	1,238	1,218	0,02
15	1,265	1,224	1,245	1,265	1,283	1,226	1,245	1,238	1,206	1,238	1,244	0,02

## RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

### Instrumentos *RaCe 25/0.04*

<i>mm</i>	<i>RaCe 25/0.04 1 a 10</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	0,324	0,243	0,273	0,297	0,273	0,278	0,306	0,306	0,278	0,333	0,291	0,03
2	0,351	0,324	0,351	0,378	0,324	0,306	0,333	0,361	0,333	0,361	0,342	0,02
3	0,378	0,378	0,378	0,378	0,378	0,361	0,333	0,389	0,389	0,361	0,372	0,017
4	0,405	0,432	0,405	0,432	0,432	0,444	0,389	0,472	0,444	0,444	0,430	0,02
5	0,459	0,460	0,460	0,405	0,487	0,472	0,444	0,500	0,500	0,472	0,466	0,03
6	0,513	0,487	0,541	0,514	0,541	0,500	0,472	0,528	0,528	0,528	0,515	0,02
7	0,568	0,541	0,541	0,541	0,568	0,556	0,556	0,556	0,583	0,583	0,559	0,02
8	0,622	0,568	0,568	0,568	0,568	0,583	0,556	0,556	0,583	0,583	0,575	0,02
9	0,649	0,595	0,595	0,622	0,649	0,639	0,639	0,639	0,639	0,639	0,630	0,02
10	0,676	0,622	0,676	0,703	0,703	0,667	0,694	0,667	0,694	0,667	0,677	0,02
11	0,730	0,649	0,703	0,757	0,757	0,694	0,722	0,694	0,722	0,694	0,712	0,03
12	0,784	0,757	0,757	0,757	0,730	0,694	0,750	0,750	0,750	0,778	0,751	0,02
13	0,811	0,811	0,784	0,784	0,784	0,805	0,750	0,750	0,778	0,806	0,786	0,02
14	0,838	0,838	0,838	0,811	0,865	0,833	0,778	0,778	0,833	0,861	0,827	0,03
15	0,811	0,865	0,892	0,811	0,892	0,833	0,861	0,806	0,889	0,889	0,855	0,04
16	0,865	0,919	0,919	0,919	0,919	0,861	0,889	0,861	0,944	0,917	0,901	0,03
17	0,919	0,946	0,946	0,946	0,946	0,917	0,944	0,944	0,972	0,944	0,942	0,02
18	0,946	1,000	1,000	0,973	1,027	0,932	1,000	1,000	1,028	1,000	0,991	0,03



## RESULTADOS MEDIDAS DE DIÂMETRO A CADA mm DA PONTA

### Instrumentos RaCe 25/0.06

mm	RaCe 25/0.06 1 a 10										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,310	0,293	0,328	0,328	0,293	0,315	0,333	0,296	0,333	0,296	0,313	0,02
2	0,362	0,379	0,431	0,379	0,362	0,363	0,370	0,407	0,407	0,289	0,375	0,04
3	0,414	0,448	0,431	0,466	0,448	0,444	0,426	0,463	0,444	0,463	0,445	0,017
4	0,483	0,517	0,569	0,535	0,500	0,500	0,519	0,537	0,519	0,574	0,525	0,03
5	0,535	0,603	0,638	0,586	0,569	0,611	0,574	0,630	0,611	0,629	0,599	0,03
6	0,672	0,638	0,655	0,655	0,621	0,667	0,648	0,685	0,630	0,667	0,654	0,02
7	0,707	0,707	0,690	0,724	0,690	0,685	0,704	0,741	0,667	0,722	0,704	0,02
8	0,741	0,793	0,741	0,759	0,776	0,778	0,741	0,796	0,722	0,759	0,761	0,02
9	0,793	0,845	0,810	0,828	0,828	0,796	0,833	0,833	0,852	0,815	0,823	0,02
10	0,862	0,873	0,931	0,914	0,897	0,833	0,963	0,907	0,907	0,926	0,901	0,04
11	0,914	0,931	1,000	0,948	0,948	0,907	0,982	1,000	0,982	1,000	0,961	0,04
12	0,948	1,000	1,034	1,000	1,000	1,000	1,019	1,074	0,982	1,056	1,011	0,04
13	1,034	1,069	1,086	1,069	1,086	1,074	1,074	1,093	1,019	1,074	1,068	0,02
14	1,086	1,138	1,103	1,121	1,155	1,111	1,148	1,148	1,111	1,093	1,121	0,02
15	1,155	1,138	1,138	1,138	1,207	1,148	1,204	1,185	1,167	1,130	1,161	0,03
16	1,190	1,172	1,155	1,172	1,224	1,167	1,241	1,222	1,204	1,148	1,190	0,03
17	1,190	1,190	1,190	1,190	1,241	1,204	1,241	1,259	1,241	1,204	1,215	0,03
18	1,224	1,224	1,224	1,207	1,207	1,222	1,241	1,278	1,278	1,204	1,231	0,03

**APÊNDICE B**  
**RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH***  
**Instrumentos *Twisted File 25/0.06***

<i>mm</i>	<i>TF 25/0.06 1 a 10</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	0,500	0,554	0,821	1,268	0,663	0,962	1,755	0,526	0,509	0,983	0,854	0,41
2	1,321	0,768	1,518	1,286	1,226	0,868	0,509	0,860	1,140	1,439	1,093	0,33
3	1,321	1,375	1,214	1,071	1,075	1,075	1,434	1,298	1,088	1,456	1,241	0,16
4	1,375	1,089	1,089	1,071	0,925	1,038	1,208	0,912	1,088	1,386	1,118	0,16
5	1,161	1,161	1,107	1,196	1,245	1,113	1,208	1,053	1,105	1,158	1,151	0,06
6	1,268	1,143	1,161	1,071	1,264	1,132	1,189	1,175	1,158	1,298	1,186	0,07
7	1,054	1,036	1,143	1,054	1,226	1,283	1,075	1,053	1,175	1,158	1,126	0,08
8	1,196	1,018	1,214	1,161	1,245	1,226	1,264	1,088	1,158	1,211	1,178	0,08
9	1,143	1,268	1,125	1,161	1,245	1,302	1,208	1,246	1,228	1,298	1,222	0,06
10	1,232	1,214	1,679	1,464	1,585	1,868	1,792	1,175	1,298	6,825	2,013	1,71
11	1,304	1,482	5,839	1,411	6,547	5,642	5,340	2,035	2,175		3,531	2,23
12	4,821	2,000		4,304				5,526	5,018		4,334	1,38

**RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH*****Instrumentos *Twisted File 25/0.08***

<i>mm</i>	<i>TF 25/0.08 1 a 10</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	0,566	0,717	1,019	0,755	0,535	0,672	0,431	0,896	1,896	1,194	0,868	0,43
2	1,019	0,736	1,019	0,811	0,569	1,034	1,069	1,134	1,239	1,134	0,976	0,21
3	1,038	1,057	1,132	1,038	1,017	1,086	1,000	1,284	1,119	1,209	1,098	0,09
4	1,132	1,226	1,113	1,132	0,914	1,052	1,017	1,134	1,075	1,194	1,099	0,09
5	1,113	1,132	0,981	1,113	1,138	1,034	1,224	1,134	1,134	1,134	1,114	0,07
6	1,113	1,075	1,189	1,189	1,121	1,052	1,069	1,134	1,328	1,194	1,146	0,08
7	1,075	1,019	1,245	1,075	1,043	1,155	1,069	1,164	1,567	1,328	1,174	0,17
8	1,208	1,075	1,887	1,132	1,086	1,034	1,086	1,806	5,373	1,657	1,734	1,32
9	1,057	1,679	4,792	1,358	1,172	1,414	1,793	4,627		4,015	2,434	1,56
10	1,528	4,811		5,000	1,862	4,845	4,569				3,769	1,62
11	3,887				3,862						3,875	0,02

**RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH*****Instrumentos *RaCe 25/0.04***

<i>mm</i>	<i>RaCe 25/0.04 1 a 10</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	0,474	0,579	0,921	0,342	0,500	0,438	0,868	0,342	0,368	0,553	0,539	0,21
2	0,763	0,921	0,868	0,921	0,737	0,526	0,737	0,474	0,684	0,816	0,745	0,15
3	1,342	1,526	1,500	1,289	1,237	0,790	1,395	0,868	0,895	1,237	1,208	0,27
4	1,053	0,842	1,474	1,079	1,053	1,289	0,842	1,368	1,263	1,000	1,126	0,21
5	1,500	1,658	1,053	1,447	1,447	1,342	1,421	0,816	1,553	1,421	1,366	0,25
6	1,026	0,921	2,132	1,079	1,184	1,211	1,184	1,632	0,974	1,053	1,240	0,37
7	2,158	2,209	1,237	2,237	2,000	1,895	2,053	1,211	1,868	2,105	1,897	0,38
8	1,342	2,368	2,421	1,447	1,368	1,342	2,316	1,868	1,289	2,263	1,802	0,49
9	2,579	2,500	2,816	2,447	2,632	2,421	2,684	2,395	2,500	1,711	2,469	0,30
10	2,763	2,000	1,237	2,658	2,763	2,632	1,368	2,658	2,711	2,658	2,345	0,59
11	2,816	1,974	2,079	2,737	2,816	2,921	2,158	3,447	3,053	2,289	2,629	0,48

**RESULTADOS MEDIDAS DE COMPRIMENTO DE *PITCH*****Instrumentos *RaCe 25/0.06***

<i>mm</i>	<i>RaCe 25/0.06 1 a 10</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	0,483	0,417	0,667	0,567	0,783	0,339	0,875	0,857	0,875	0,446	0,631	0,21
2	0,767	0,800	0,800	0,700	0,783	0,768	0,732	0,768	0,786	0,875	0,778	0,05
3	1,400	1,267	1,483	1,317	1,550	1,250	1,589	1,661	1,607	1,321	1,445	0,15
4	1,167	1,200	1,717	1,100	1,767	1,268	1,821	1,768	1,768	1,321	1,490	0,30
5	2,017	2,017	2,133	2,000	2,217	1,893	2,339	2,286	2,375	1,964	2,124	0,17
6	2,233	2,267	1,750	2,233	2,000	2,339	2,054	2,089	2,018	2,357	2,134	0,19
7	2,500	2,317	2,583	2,400	2,750	2,393	2,732	2,714	2,821	2,357	2,557	0,19
8	3,183	3,117	2,350	3,033	2,167	3,071	1,982	1,571	1,714	3,232	2,542	0,65
9	2,333	2,783	2,650	2,717	2,050	3,179	2,446	2,804	2,571	2,464	2,600	0,31

## APÊNDICE C

## RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FLEXÃO A 45 °

Instrumentos *Twisted File* 25/0.06 e 25/0.08

Momento de Dobramento (N.cm)		
	TF 25/0.06	TF 25/0.08
1	0,132	0,273
2	0,161	0,281
3	0,113	0,266
4	0,111	0,280
5	0,123	0,256
6	0,132	0,293
7	0,189	0,313
8	0,135	0,272
9	0,166	0,302
10	0,180	0,257
<b>Média</b>	0,144	0,279
<b>Desv Pad</b>	0,028	0,019

Instrumentos *RaCe* 25/0.04 e 25/0.06

Momento de Dobramento (N.cm)		
	RaCe 25/0.04	RaCe 25/0.06
1	0,171	0,347
2	0,161	0,342
3	0,177	0,326
4	0,158	0,329
5	0,170	0,366
6	0,147	0,423
7	0,163	0,431
8	0,186	0,412
9	0,187	0,358
10	0,202	0,325
<b>Média</b>	0,172	0,366
<b>Desv Pad</b>	0,016	0,041

**APÊNDICE D**  
**RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORÇÃO**  
**Instrumentos *Twisted File* 25/0.06**

	<b>TF 25/0.06</b>	
	<b>Torque Máximo</b>	<b>Deflexão Angular</b>
1	0,499	744
2	0,506	739
3	0,514	744
4	0,492	793
5	0,390	595
6	0,425	659
7	0,405	565
8	0,448	745
9	0,409	613
10	0,514	637
<b>Média</b>	0,460	683
<b>Desvio Padrão</b>	0,050	79

### Instrumentos *Twisted File* 25/0.08

	TF 25/0.08	
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	0,486	462
2	0,695	456
3	0,588	450
4	0,579	449
5	0,535	414
6	0,597	373
7	0,457	402
8	0,639	421
9	0,529	407
10	0,527	390
<b>Média</b>	0,563	422
<b>Desvio Padrão</b>	0,071	31



### Instrumentos RaCe 25/0.04

	RaCe 25/0.04	
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	0,356	487
2	0,388	547
3	0,417	518
4	0,332	480
5	0,410	571
6	0,317	606
7	0,354	547
8	0,365	444
9	0,381	534
10	0,409	517
<b>Média</b>	0,373	525
<b>Desvio Padrão</b>	0,034	47

### Instrumentos RaCe 25/0.06

	RaCe 25/0.06	
	Torque Máximo	Deflexão Angular
1	0,680	462
2	0,558	366
3	0,530	439
4	0,592	475
5	0,635	462
6	0,562	432
7	0,499	486
8	0,630	481
9	0,483	450
10	0,496	414
<b>Média</b>	0,567	447
<b>Desvio Padrão</b>	0,067	36









# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)