

**ISABELLA FARIA DA CUNHA PEIXOTO**

**CARACTERIZAÇÃO DIMENSIONAL E  
COMPORTAMENTO MECÂNICO DE INSTRUMENTOS  
ROTATÓRIOS DE NiTi *PROFILE GT*  
E *PROFILE GT Series X***

**FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
BELO HORIZONTE  
2009**

**ISABELLA FARIA DA CUNHA PEIXOTO**

**CARACTERIZAÇÃO DIMENSIONAL E  
COMPORTAMENTO MECÂNICO DE INSTRUMENTOS  
ROTATÓRIOS DE NiTi *PROFILE GT*  
E *PROFILE GT Series X***

Dissertação apresentada ao Colegiado de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração - Endodontia

Orientadores: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Maria Guiomar de Azevedo Bahia  
Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono

**FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
BELO HORIZONTE  
2009**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
Faculdade de Odontologia  
Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia  
Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha  
Belo Horizonte - MG - 31.270-901  
Tel: (31) 3409 2470 Fax: (31) 3409 2472



Ata da Comissão Examinadora para julgamento da Dissertação de Mestrado em Odontologia da aluna **Isabella Faria da Cunha Peixoto**, Área de Concentração em Endodontia, intitulada **"Caracterização dimensional e comportamento mecânico de instrumentos rotatórios de NiTi ProFile GT e ProFile GT Series X"**. Aos 29 (vinte e nove) dias do mês de julho de 2009, às 9:00 h, na sala de Pós-Graduação (3403) da Faculdade de Odontologia, reuniu-se a Comissão Examinadora composta pelos professores Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia - Orientadora - FO-UFMG, Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono - Co-orientador - EE-UFMG, Dr. Dagoberto Brandão Santos - EE-UFMG e Dra. Marta Chaves Craveiro de Melo - EE-UFMG. O Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Prof. Saul Martins de Paiva abriu os trabalhos, apresentou a Comissão Examinadora e passou a presidência da sessão à orientadora da Dissertação Profa. Maria Guiomar de Azevedo Bahia. À candidata foi dado o tempo de até 60 (sessenta) minutos para fazer a exposição oral sobre o seu trabalho. Encerrada a exposição, foi iniciada a argüição, dentro do limite de tempo de 30 (trinta) minutos, pelos Professores Dagoberto Brandão Santos e Marta Chaves Craveiro de Melo, com limite de 30 (trinta) minutos para a resposta. Terminadas as argüições, a presidente suspendeu os trabalhos por 10 minutos para que os examinadores pudessem decidir pelo resultado a ser dado à candidata. A Comissão Examinadora opta pela *aprovação* da candidata. Para constar, lavrou-se a presente ata, que vai assinada por mim e pela comissão Examinadora. Belo Horizonte, 29 de julho de 2009. Zuleica de Matos Rabelo, Secretária do Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Profa. Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia  
Orientadora  
FO-UFMG

Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono  
Co-orientador  
EE-UFMG

Prof. Dr. Dagoberto Brandão Santos  
EE-UFMG

Dra. Marta Chaves Craveiro de Melo  
EE-UFMG



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
**Programa de Pós-Graduação em Odontologia**  
Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Pampulha - CEP: 31270-901 - Belo Horizonte - Minas Gerais

Dissertação intitulada **"Caracterização dimensional e comportamento mecânico de instrumentos rotatórios de NiTi ProFile GT e ProFile GT Series X"**, Área de Concentração em Endodontia, apresentada pela candidata **Isabella Faria da Cunha Peixoto**, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia  
Orientadora – FO-UFMG

Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono  
Co-orientador – EE-UFMG

Dr. Dagoberto Brandão Santos  
EE-UFMG

Dra. Marta Chaves Craveiro de Melo  
EE-UFMG

Prof. Dr. Saul Martins de Paiva  
Coordenador do Colegiado do  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Belo Horizonte, 29 de julho 2009.

*DEDICATÓRIA*

---

Ao **Maurício, Rachel e Júlia** pelo amor, apoio incondicional, incentivo e participação nas minhas conquistas

*AGRADECIMENTOS ESPECIAIS*

---

---

À professora **Dr<sup>a</sup>. Maria Guiomar de Azevedo Bahia**,  
por estar em meu caminho nos momentos de conquista e  
ser uma referência em minha vida profissional.  
Agradeço pela confiança, paciência, incentivo e  
desprendimento na transmissão do conhecimento.  
Muito obrigada por tudo.

Ao professor **Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono**,  
com quem aprendi a superar as dificuldades e desafios.  
O seu conhecimento e dedicação foram essenciais para a  
realização deste trabalho.  
Obrigada pela paciência e bom humor demonstrados  
nesta orientação.

## *AGRADECIMENTOS*

---

---

Muitas pessoas estiveram envolvidas nas diferentes etapas de elaboração e execução deste trabalho. A todas elas, minha gratidão e carinho. Gostaria de agradecer especialmente:

À Deus, pela fé, força e saúde.

À Nossa Senhora por estar à minha frente iluminando o meu caminho.

Aos meus pais, meus amores, pelo exemplo, amor, apoio e incentivo constantes.

Ao meu sogro e minha sogra por compreenderem a minha ausência em muitos momentos e me apoiarem sempre.

Aos meus irmãos, cunhados (as), sobrinhos (as), afilhados e madrinha pelo apoio, incentivo e compreensão nos momentos de ausência.

Ao professor **Antônio Paulino** pela paciência, sabedoria e ensinamentos.

Ao professor **Dagoberto Brandão Santos**, da EEUFMG, pela paciência e acolhida durante a realização do trabalho.

Aos colegas de pós-graduação que trilharam juntos esta caminhada, agradeço o aprendizado, a convivência e a amizade.

À **Érika**, amiga e companheira em todos os momentos, agradeço o bom humor, dedicação e aprendizado.

Ao colega **Fabiano** pela boa companhia nesta caminhada e pelos ensinamentos.

À amiga **Marta** pela sabedoria e ensinamentos e, especialmente, pela amizade e colaboração contínua, presente em todos os momentos.

À **Ciça**, pela amizade, conhecimentos transmitidos e pela disponibilidade em ajudar.

À **Jacqueline Silva**, pela colaboração e amizade.

Aos colegas do doutorado e mestrado, **Evandro, Luciana, Luís Carlos, Ricardo, Warley, Lígia, Rafael, Viviane e Marília** pelos bons momentos de convivência.

Às funcionárias da EEUFMG que participaram diretamente da execução da parte experimental do trabalho, **Patrícia Mara Trigueiro Azevedo e Andréia Bicalho Henriques**. Muito obrigada pelo carinho e acolhida.

Aos funcionários da FOUFG, **Bruno, Beth, Laís e Zuleica** pelo apoio nesta etapa.

Aos estagiários dos laboratórios da EEUFMG, especialmente à **Isabella, João Luís, Malu, Érikas e Ícaro** pela ajuda e acolhida.

Aos professores que passaram pela minha vida e contribuíram para minha formação humana e profissional, ajudando a construir os alicerces do meu conhecimento.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais e ao CNPq pelo apoio financeiro.

## *SUMÁRIO*

---

---

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>RESUMO</b>	<b>20</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>22</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>24</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>27</b>
2.1. Propriedades das Ligas NiTi	27
2.2. Tratamento Termomecânico das Ligas NiTi	34
2.3. Anatomia do Sistema de Canais Radiculares	39
2.4. Instrumentos Endodônticos de NiTi	41
2.4.1. O Sistema <i>ProFile</i> GT	43
2.4.2. O Sistema <i>ProFile</i> GTX	45
2.5. Fratura dos instrumentos endodônticos	46
2.5.1. Fratura por fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi	48
2.5.2. Fratura por torção de instrumentos endodônticos de NiTi	53
<b>3. OBJETIVOS</b>	<b>59</b>
<b>4. METODOLOGIA</b>	<b>61</b>
4.1. Instrumentos endodônticos analisados	61
4.2. Caracterização do Material	61
4.3. Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos	63
4.4. Ensaio de Fadiga	65
4.5. Ensaio de Torção	68
4.6. Caracterização da Superfície dos Instrumentos	70
4.7. Análise da Superfície de Fratura	70
4.8. Análise Estatística	70

<b>5. RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>72</b>
5.1. Caracterização do Material	72
5.1.1. Composição química	72
5.1.2. Fases Presentes	73
5.1.3. Temperaturas de Transformação	73
5.2. Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos	75
5.2.1. Medidas dos diâmetros	75
5.2.2. Comprimento da parte ativa	76
5.2.3. Medidas das distâncias entre as lâminas de corte	76
5.2.4. Medidas dos ângulos de ponta	78
5.2.4. Análise dos instrumentos no microscópio eletrônico de varredura	79
5.3. Propriedades Mecânicas	82
5.3.1. Ensaio de Fadiga	82
5.3.1.1. Grupo Experimental de fadiga	82
5.3.1.2. Análise da superfície de fratura dos instrumentos	85
5.3.2. Ensaio de Torção	88
5.3.2.1. Grupo Experimental de torção	88
<b>6. CONCLUSÕES</b>	<b>94</b>
<b>7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>96</b>

**ANEXO I** - Medidas dos diâmetros dos Instrumentos

**ANEXO II** - Medidas dos comprimentos da parte ativa dos instrumentos

**ANEXO III** - Medidas dos comprimentos de pitches

**ANEXO IV**- Medidas dos ângulos de ponta

**ANEXO V**- Resultados dos Ensaio de Fadiga

**ANEXO VI** - Resultados dos Ensaio de Torção

**ARTIGO**

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 2.1</b> - Modelo simplificado da transformação martensítica	<b>29</b>
<b>FIGURA 2.2</b> - Temperaturas das transformações martensítica e reversa	<b>30</b>
<b>FIGURA 2.3</b> - Diagrama tensão-temperatura	<b>31</b>
<b>FIGURA 2.4</b> - Curvas tensão-deformação	<b>32</b>
<b>FIGURA 2.5</b> - Diagrama de fase do sistema NiTi	<b>34</b>
<b>FIGURA 2.6</b> - Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros $r$ e $\alpha$ .	<b>40</b>
<b>FIGURA 2.7</b> - Jogo padrão de instrumentos GT	<b>43</b>
<b>FIGURA 2.8</b> - Instrumentos GT acessórios	<b>43</b>
<b>FIGURA 2.9</b> - Seção transversal e vista longitudinal de um instrumento GT	<b>44</b>
<b>FIGURA 2.10</b> - Instrumento GT <i>taper</i> .06 com <i>pitch</i> es variáveis	<b>45</b>
<b>FIGURA 2.11</b> - Conjunto de instrumentos <i>ProFile</i> GT <i>Series X</i> (GTX)	<b>45</b>
<b>FIGURA 2.12</b> - Planos radiais de um instrumento GTX	<b>46</b>
<b>FIGURA 4.1</b> - Microscópio eletrônico de varredura (MEV)	<b>62</b>
<b>FIGURA 4.2</b> - <i>Differential Scanning Calorimetry</i> (DSC)	<b>63</b>
<b>FIGURA 4.3</b> - Análise da uniformidade dimensional dos instrumentos	<b>64</b>
<b>FIGURA 4.4</b> - Medidas dos instrumentos GT	<b>64</b>
<b>FIGURA 4.5</b> - Microscópio TM Mitutoyo	<b>65</b>
<b>FIGURA 4.6</b> - Dispositivo de bancada para ensaios de fadiga	<b>66</b>

<b>FIGURA 4.7</b> - Instrumento posicionado no canal artificial	<b>66</b>
<b>FIGURA 4.8</b> - Bancada de teste posicionada sob a lupa estereomicroscópica	<b>67</b>
<b>FIGURA 4.9</b> - Máquina de torque para teste de torção	<b>68</b>
<b>FIGURA 4.10</b> - Instrumento no dispositivo para teste de torção	<b>69</b>
<b>FIGURA 5.1</b> - Espectros de energia de raios-X (EDS)	<b>72</b>
<b>FIGURA 5.2</b> - Difractogramas dos instrumentos GT e GTX 20/.06	<b>73</b>
<b>FIGURA 5.3</b> - Valores dos diâmetros dos instrumentos GT e GTX 20/.04 e 20/.06	<b>76</b>
<b>FIGURA 5.4</b> - Valores médios dos <i>itches</i> de instrumentos GT e GTX 20/.04	<b>77</b>
<b>FIGURA 5.5</b> - Valores médios dos <i>itches</i> de instrumentos GT e GTX 20/.06	<b>77</b>
<b>FIGURA 5.6</b> - Valores médios dos ângulos de ponta dos instrumentos GT e GTX 20/.04 e 20/.06	<b>78</b>
<b>FIGURA 5.7</b> - Imagens de instrumentos 20/.04 GT e GTX	<b>79</b>
<b>FIGURA 5.8</b> - Imagens de MEV dos parâmetros geométricos ângulo helicoidal, <i>itches</i> e plano radial de instrumentos GT e GTX	<b>79</b>
<b>FIGURA 5.9</b> - Imagens das características superficiais de instrumentos 20/.04 GT e GTX	<b>80</b>
<b>FIGURA 5.10</b> - Imagens das regiões de ponta, intermediária e próxima à haste de instrumento GT 20/.06	<b>81</b>
<b>FIGURA 5.11</b> - Imagens das regiões de ponta, intermediária e próxima à haste de instrumento GTX 20/.06	<b>81</b>
<b>FIGURA 5.12</b> - Valores médios do NCF para instrumentos 20/.06 GT e GTX	<b>83</b>

<b>FIGURA 5.13</b> - Superfície de fratura de instrumento GT 20/.06	<b>86</b>
<b>FIGURA 5.14</b> - Superfície de fratura de instrumento GT 20/.06	<b>86</b>
<b>FIGURA 5.15</b> - Superfície de fratura de instrumento GTX 20/.06	<b>87</b>
<b>FIGURA 5.16</b> - Superfície de fratura de instrumento GTX 20/.06 mostrando a transição entre a área de nucleação e propagação de trinca na borda do instrumento e o início da região de <i>dimples</i>	<b>87</b>
<b>FIGURA 5.17</b> - Superfície de fratura de instrumento GTX 20/.06 mostrando a presença de uma inclusão na região central do instrumento	<b>88</b>
<b>FIGURA 5.18</b> - Valores médios de torque máximo de instrumentos novos GT e GTX ensaiados em torção até a ruptura	<b>89</b>
<b>FIGURA 5.19</b> - Imagens obtidas por MEV da superfície longitudinal de instrumentos 20/.04 (a) GT e (b) GTX	<b>90</b>
<b>FIGURA 5.20</b> - Curvas de torção típicas obtidas nos instrumentos 20/.04 GT e GTX novos	<b>91</b>
<b>FIGURA 5.21</b> - Valores médios de deflexão angular até a fratura de instrumentos 20/.04 GT e GTX novos, ensaiados em torção	<b>92</b>

## **LISTA DE TABELAS**

<b>TABELA V.1</b> - Valores médios da composição química de instrumentos GT e GTX (EDS)	<b>72</b>
<b>TABELA V.2</b> - Valores médios das temperaturas de transformação martensítica e reversa de instrumentos GT e GTX determinadas por DSC	<b>74</b>
<b>TABELA V.3</b> - Valores médios do comprimento da parte ativa dos instrumentos GT e GTX	<b>76</b>
<b>TABELA V.4</b> - Valores médios da posição da fratura em relação ao Comprimento total dos instrumentos GT e GTX do grupo experimental de fadiga	<b>83</b>
<b>TABELA V.5</b> - Valores estimados da amplitude máxima de deformação a que cada instrumento GT 20/.06 e GTX 20/.06 foi submetido no ponto de flexão máxima no interior do canal artificial	<b>85</b>
<b>TABELA V.6</b> - Valores médios de torque e deflexão angular máxima até a fratura	<b>88</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS E NOTAÇÕES

$\alpha$	Ângulo de curvatura do canal radicular
$\varepsilon_a$	Amplitude de deformação
ADA	<i>American Dental Association</i>
ANSI	American Standards Institute
APD	Philips-PANalytical, Almelo, Holanda
Af	Temperatura de final de transformação reversa
As	Temperatura de início de transformação reversa
B2	Austenita – fase parente com simetria cúbica de corpo centrado
B19'	Martensita – fase produto com simetria tetragonal
D <sub>0</sub>	Diâmetro inicial (de ponta do instrumento)
D	Diâmetro do instrumento endodôntico
D <sub>14</sub>	Diâmetro a 14 mm da ponta do instrumento endodôntico
D <sub>19</sub>	Diâmetro a 19 mm da ponta do instrumento endodôntico
DRX	Difração de Raios X
DSC	Calorimetria exploratória diferencial
EDS	Espectroscopia de energia de raios-X
EMF	Efeito memória de forma
Fase R	Fase intermediária da transformação martensítica
GT	Instrumentos <i>ProFile</i> GT
GTX	Instrumentos <i>ProFile</i> GT <i>Series X</i>
ICDD	<i>International Committee for Diffraction Data</i>
Md	Temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão
Mf	Temperatura de formação - Martensita final
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MIT	Martensita induzida por tensão

Ms	Temperatura de formação - Martensita inicial
NiTi	Níquel-Titânio
NCF	Número de ciclos até a fratura
rpm	Rotação por minuto
r	Raio de curvatura do canal radicular
SCR	Sistema de canais radiculares
SE	Superelasticidade
TR	Transformação reversa
TM	Transformação martensítica
#	Calibre de ponta de instrumentos

*RESUMO*

---

## RESUMO

Neste trabalho foi avaliada, a resistência à fadiga e o comportamento em torção de instrumentos *ProFile* GT (Dentsply-Maillefer, Baillagues, Suíça) e *ProFile* GT Series X (GTX) (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA). A composição química da liga NiTi foi analisada semi-quantitativamente por espectroscopia de energia de raios-X (EDS), as fases presentes foram identificadas através de análises por difratometria de raios-X-DRX, as temperaturas de transformação identificadas por calorimetria exploratória diferencial (DSC) e o acabamento superficial foi avaliado por microscopia eletrônica de varredura (MEV). A avaliação dimensional foi realizada através de fotografias dos instrumentos pelo software Image-Pro Plus 6.0. Os instrumentos foram divididos em dois grupos: Grupo experimental de fadiga, com 20 instrumentos novos GT e GTX de calibre 20 e *taper* .06 (n=10) ensaiados até a ruptura em dispositivo de bancada de fadiga, para determinação do número de ciclos até a fratura (NCF). Grupo experimental de torção com 20 instrumentos novos GT e GTX de calibre 20 e *taper* .04 (n=10) ensaiados em torção até a ruptura, para determinação dos valores médios de torque máximo e de deflexão angular até a fratura. Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente pelo teste ANOVA (95% de confiabilidade). Todos os instrumentos apresentaram características superficiais satisfatórias. A composição química foi a mesma em todos os instrumentos analisados, aproximadamente 50,5%Ni-49,5%Ti atômica. Os difratogramas, de GT e GTX, apresentaram apenas a presença da austenita (fase  $\beta$ , de estrutura B2) e as temperaturas de transformação variaram, sugerindo possíveis diferenças nos tratamentos térmicos dos fios. Os instrumentos GTX 20/.06 apresentaram resistência à fadiga significativamente maior, quando comparados aos instrumentos GT 20/.06. Os instrumentos GT 20/.04 apresentaram valores de torque máximos significativamente maiores que os instrumentos GTX, embora menores valores de deflexão angular até a fratura. Considerando que os dois instrumentos apresentam geometria e diâmetros similares, é possível que o tratamento térmico utilizado na liga (*M-Wire*) tenha influenciado o comportamento mecânico dos instrumentos analisados neste estudo.

*ABSTRACT*

---

## ABSTRACT

The purpose of this study was to compare the flexural fatigue and torsional resistance of *ProFile* GT (Dentsply-Maillefer, Baillagues, Switzerland) and *ProFile* GT Series X (GTX) (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA) instruments, taking into account their structural and dimensional characteristics. The instrument diameter at each millimeter from the tip and pitch length were the dimensional parameters measured. Chemical composition was determined by energy-dispersive x-ray spectroscopy and phase constitution by x-ray diffraction. Vickers microhardness measurements were performed to assess instrument strength. One group of 20/.06 GT and GTX instruments (n = 10 each) was tested until failure in a flexural fatigue test device, whereas another group of 20/.04 files (n = 10 each) was tested in torsion based on ISO 3630-1. GT and GTX instruments showed approximately the same chemical composition, namely 51at%Ni-49at%Ti (56wt%Ni-44wt%Ti) and contained mainly the  $\beta$ -phase. GTX instruments showed higher intensity x-ray diffraction peaks and a statistically higher Vickers microhardness. There was a significant decrease in the diameter of GTX in relation to GT instruments from D6 to D9 for 20/.04 instruments and from D4 to D7 for 20/.06 instruments. Pitch length increased along the active part of both instruments, with a steeper increase in GTX. In general, GT Series X instruments were significantly more resistant to flexural fatigue than were similar GT instruments ( $p < 0.001$ ) but exhibited lower torsional strength ( $p < 0.001$ ). Different structural and dimensional characteristics were found in GTX instruments in comparison with GT instruments; this is probably the cause for their higher flexural fatigue resistance and lower torsional strength.

## *INTRODUÇÃO*

---

## 1. INTRODUÇÃO

Os instrumentos rotatórios de NiTi, confeccionados a partir de fios superelásticos de NiTi, constituem um importante desenvolvimento da terapia endodôntica. Os resultados da maioria dos estudos em endodontia têm mostrado que estes instrumentos não só mantêm a forma original do canal, como também propiciam uma preparação significativamente mais rápida que a instrumentação manual. A liga NiTi utilizada na fabricação destes instrumentos possui composição química aproximadamente equiatômica, apresenta módulo de elasticidade muito baixo, uma larga faixa de deformação elástica, elevada resistência à corrosão e boa biocompatibilidade. Sobretudo, apresenta a propriedade de superelasticidade, que permite aos instrumentos acompanhar com eficiência o trajeto original do canal radicular. A superelasticidade (SE) é um caso especial do efeito memória de forma (EMF), na qual a recuperação de forma ocorre imediatamente após a interrupção da deformação pela remoção da tensão.

Entretanto, durante a formatação de canais radiculares, o instrumento rotatório pode prender-se às paredes do canal e sofrer fratura por sobrecarga de torção. Além disso, na instrumentação de canais curvos, eles podem fraturar de maneira inesperada, sem deformação visível de suas lâminas de corte. As características desse tipo de fratura indicam que sua causa é a fadiga por flexão. O termo fadiga é apropriado para se referir à fratura dos materiais submetidos a tensões cíclicas e a resistência dos materiais à fadiga é um dos aspectos mais importantes a serem considerados nos dispositivos que utilizam partes rotatórias (Courtney, 1990). Uma vez que as novas aplicações das ligas NiTi superelásticas envolvem carregamento cíclico é essencial o conhecimento do comportamento em fadiga destas ligas, já que a sua resistência à fadiga determina, em muitos casos, a sua aplicabilidade.

As muitas tensões geradas durante as etapas de produção dos fios de NiTi (forjamento, laminação, trefilação) são recuperadas industrialmente através de processos térmicos industriais. As propriedades estruturais (dureza) e funcionais (temperaturas de transformação) das ligas NiTi podem ser modificadas por tratamentos termomecânicos, que levam à aniquilação de deslocações, e/ou a formação e dissolução de precipitados na fase matriz. O tratamento térmico das ligas NiTi ricas em Ni pode resultar na formação de precipitados que causam endurecimento por precipitação da austenita e, juntamente com a recuperação parcial de deslocações, aumentam a capacidade de recuperação de deformação por EMF e SE.

Muitos fabricantes têm desenvolvido e comercializado novos instrumentos endodônticos de NiTi que apresentam diferentes formas de seção transversal, comprimento de lâminas de corte e ângulos helicoidais, assim como conicidades variadas. Dentre estes, merece destaque os instrumentos *ProFile* GT (GT) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), fabricados com liga NiTi convencional, que apresentam seção transversal em U, comprimento de *itches* e ângulos helicoidais variáveis, prevenindo o emparafusamento com aumento da resistência na região próxima à ponta do instrumento.

Atualmente, têm surgido relatos da utilização de novos métodos de fabricação e tratamentos térmicos especiais nos fios de NiTi, que proporcionam flexibilidade e resistência à fadiga superiores aos instrumentos quando comparados aos fabricados com a tradicional liga NiTi.

Os instrumentos *ProFile* GT *Series X* (GTX) (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA), fabricados com um fio de NiTi submetido a tratamentos térmicos adicionais, *M-Wire*, foram introduzidos recentemente no mercado. Estes instrumentos apresentam características dimensionais semelhantes aos instrumentos GT, com algumas modificações. As melhorias propostas se referem à maior resistência à fadiga do fio *M-Wire* e ao aumento da eficiência de corte obtida através de alterações na geometria das lâminas de corte. Isto é possível devido à variação da extensão da lâmina de corte a qual elimina o travamento no interior do canal e aumenta o tempo de corte do instrumento até que o espaço entre as lâminas seja preenchido por raspas de dentina. É relatado que estas modificações dimensionais, associadas às propriedades superiores da liga, ocasionaram um aumento significativo na flexibilidade e na resistência à fadiga flexural destes instrumentos. Entretanto, a literatura existente é limitada e poucos estudos foram realizados para avaliar as propriedades mecânicas destes instrumentos.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência do tratamento térmico diferenciado do fio *M-Wire*, na resistência à fadiga e à torção de instrumentos endodônticos GTX, em comparação aos instrumentos GT de geometria similar, fabricados com fios de NiTi tradicionais.

*REVISÃO DA LITERATURA*

---

---

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1. Propriedades das Ligas NiTi

A liga níquel-titânio apresenta propriedades de superelasticidade (SE) e efeito memória de forma (EMF), as quais permitem ao material retornar à sua forma inicial após sofrer grandes deformações. As ligas que apresentam estas propriedades passam por uma transformação martensítica induzida por tensão ou por alterações de temperatura, a partir de uma estrutura original que é a austenita. Uma vez liberado o agente desencadeador, a estrutura retorna à fase austenítica, retomando sua forma inicial (Otsuka & Wayman 1998, Thompson 2000).

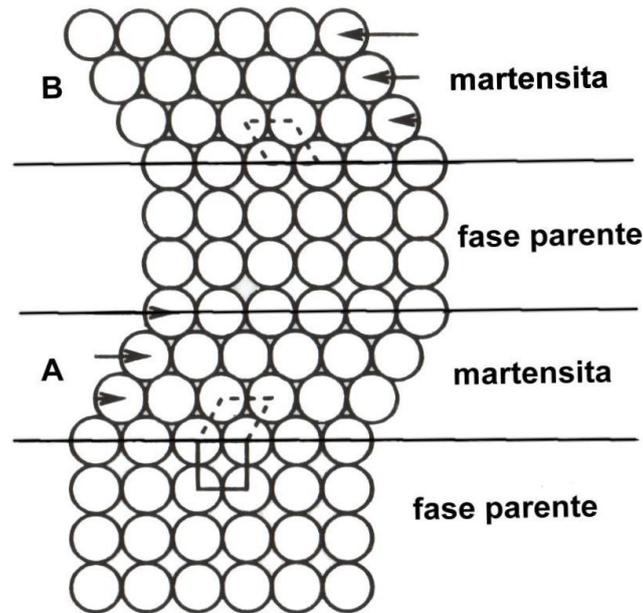
O EMF é uma propriedade encontrada em um grupo de materiais metálicos que, após deformações relativamente elevadas, são capazes de recuperar sua forma e/ou dimensões originais, através de um aquecimento moderado. No EMF, a deformação não elástica, na fase de baixa temperatura é recuperada através da transformação reversa, pelo aquecimento a uma temperatura crítica, ligeiramente mais alta. Pelo fato das ligas NiTi apresentarem excelente resistência à corrosão e biocompatibilidade, elas se tornaram o material preferido para aplicação em medicina e odontologia. Dentre as múltiplas aplicações comerciais das ligas NiTi nestas áreas, merecem referência os cateteres e *stents* de desobstrução arterial, utilizados em cirurgias cardiovasculares, os fios empregados em aparelhos ortodônticos e as limas endodônticas acionadas a motor.

As ligas NiTi podem ser “programadas”, pela seleção da composição química e emprego de tratamentos termomecânicos apropriados, para que a recuperação de forma se dê apenas com a retirada da tensão, sem necessidade de aquecimento. Este efeito é chamado de superelasticidade (SE), um caso particular do EMF em que a temperatura de recuperação da forma é menor que a temperatura de deformação. A SE está associada a uma grande deformação não linear recuperável (até 8%) sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada. Enquanto o EMF envolve processos térmicos e mecânicos, 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 à fase parente  $\beta$  (Otsuka & Wayman 1998, Thompson 2000).

A transformação martensítica (TM), que caracteriza os dois efeitos acima, é uma transformação de fase adifusional nos sólidos, isto é, não envolve redistribuição de soluto. As principais características dos movimentos atômicos que ocorrem durante a transformação martensítica estão associadas à curta distância desses movimentos, em geral menores que o parâmetro de rede cristalina, e ao fato deles ocorrerem de maneira cooperativa. Esses movimentos atômicos são semelhantes aos da maclação, um mecanismo de deformação plástica que opera em alguns metais de estrutura não cúbica. Na deformação por maclação, um determinado volume de cristal, no interior de um grão, move-se de maneira cooperativa, sob o efeito de tensões de cisalhamento, e forma uma macla, isto é, uma placa com a mesma estrutura cristalina e composição química, porém com uma orientação espacial especular ( $180^\circ$ ) em relação ao cristal original. Embora o deslocamento atômico relativo seja pequeno, comparado à distância interatômica, uma mudança de forma macroscópica aparece associada à TM (Otsuka & Wayman 1998).

Nas ligas NiTi, a fase parente ou de alta temperatura é chamada austenita e possui simetria cúbica de corpo centrado ordenada, designada B2, enquanto a fase produto, denominada martensita, fase de baixa temperatura, é monoclinica ordenada, designada B19', de simetria inferior. Outro tipo de estrutura é a chamada fase R, trigonal, que aparece em: ligas NiTi ricas em níquel e recozidas em baixas temperaturas; em ligas NiTi aproximadamente equiatômicas que receberam tratamento termomecânico adequado 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  $\rightarrow$  Fase R e Fase R  $\rightarrow$  Martensita B19' (Saburi 1998).

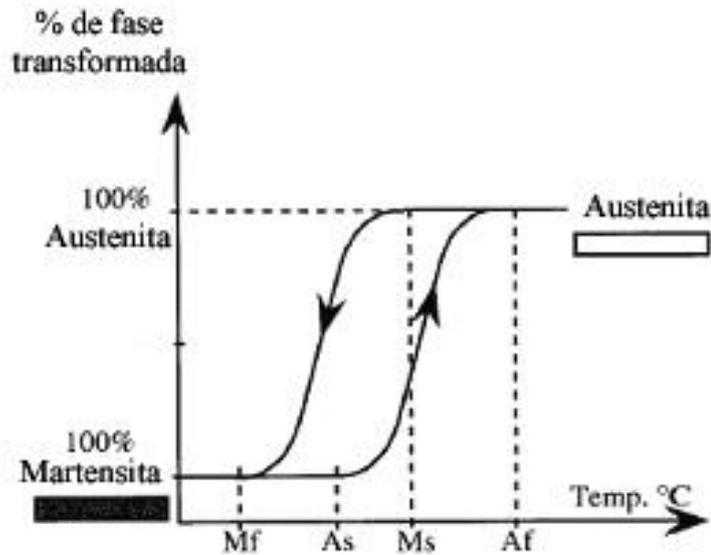
Quando um material que sofre TM é resfriado abaixo de certa temperatura, a transformação tem início por um mecanismo de cisalhamento, conforme ilustrado na Fig. 2.1. As regiões martensíticas em A e B possuem a mesma estrutura cristalina, mas as orientações espaciais dos cristais são diferentes. Estas regiões são chamadas de variantes da martensita. Como a martensita apresenta simetria baixa, muitas variantes podem ser formadas a partir da mesma fase parente (Kennon & Dunne 1981, Otsuka & Wayman 1998).



**FIGURA 2.1** - Modelo simplificado da transformação martensítica (Otsuka & Wayman 1998).

A TM não ocorre, no resfriamento, em uma temperatura única, mas em intervalos de temperaturas que variam de acordo com a composição, características de fabricação e história termomecânica de cada liga. As transformações martensítica e reversa são geralmente acompanhadas por mudanças nas propriedades físicas e mecânicas das ligas, como módulo de elasticidade, tensão de escoamento e resistividade elétrica (Otsuka & Wayman 1998, Thompson 2000).

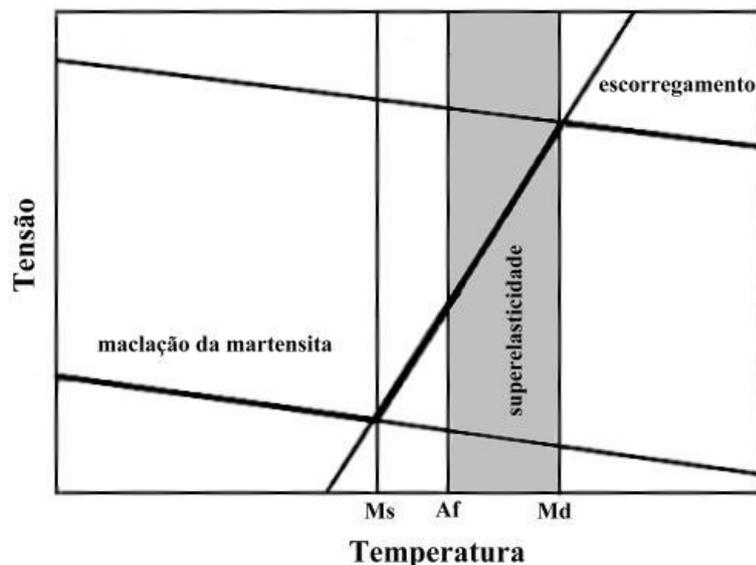
No caso da TM induzida por temperatura, com o resfriamento da austenita, a martensita começa a se formar numa temperatura denominada  $M_s$ , e o material torna-se completamente martensítico abaixo da temperatura final de transformação, denominada  $M_f$ . Durante o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, sob tensão zero, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita, denominada temperatura  $A_s$ . Entre  $A_s$  e  $A_f$ , que é a temperatura final da transformação reversa, ambas martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura  $A_f$ , a liga é totalmente austenítica, conforme ilustrado na Fig. 2.2.



**FIGURA 2.2** – Temperaturas características das transformações martensítica e reversa (Kuhn *et al.* 2001).

Durante o aquecimento do material deformado, a transformação reversa (TR) ocorre entre As e Af, 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 TR forma a estrutura de grãos original e, por isso, a forma original do material é recuperada (Wayman 1980).

Em uma faixa de temperatura acima de Ms, a TM também pode ocorrer pela aplicação de tensão. A temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão é chamada Md. A linha ascendente observada na Fig. 2.3 representa a tensão crítica para a indução de martensita, que aumenta proporcionalmente ao aumento da temperatura. A martensita assim formada é chamada martensita induzida por tensão (MIT). Existe uma equivalência entre temperatura e tensão: um decréscimo na temperatura se equivale a um aumento na tensão, ambos estabilizando a martensita. A variação necessária para produzir a MIT aumenta linearmente com a temperatura acima de Ms (Wayman & Duerig 1990, Otsuka & Wayman 1998).

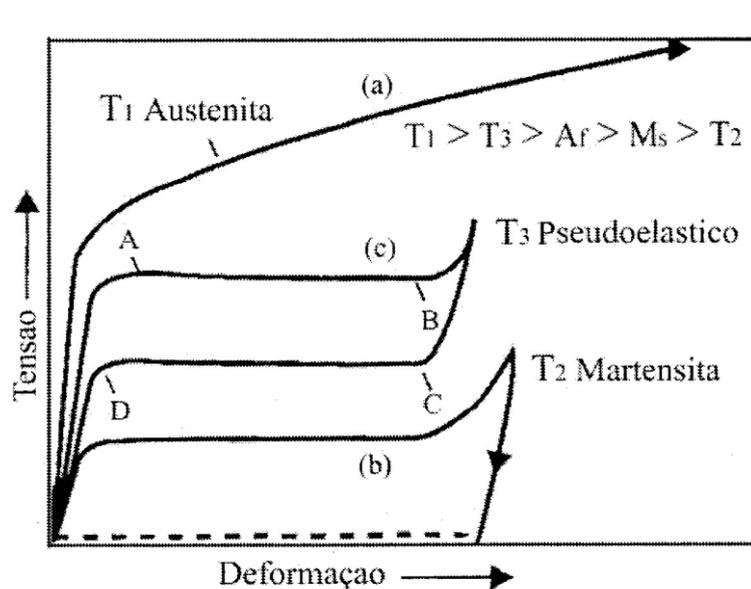


**FIGURA 2.3** - Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura na qual ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas Af e Md. Abaixo da temperatura Ms, a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de Md a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento (Duerig & Zadno 1990).

A superelasticidade só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de Md e acima de Af. De fato, para a expressão completa da superelasticidade é necessário a aplicação da tensão em uma temperatura acima de Af (Fig. 2.3). Abaixo de Ms, a deformação ocorre por maclação da martensita; entre Ms e Af a martensita é induzida por tensão, mas uma vez induzida ela é estável; entre Af e Md a martensita induzida por tensão torna-se instável durante a descarga e a superelasticidade é observada; acima de Md se inicia uma deformação por escorregamento, uma vez que a martensita não pode mais ser induzida por tensão, levando a uma deformação plástica da liga (Duerig & Zadno 1990).

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

O comportamento termomecânico das ligas que exibem o EMF e a SE é ilustrado na Fig. 2.4. Em temperaturas suficientemente acima de  $A_f$  as ligas NiTi, na fase austenítica, se comportam como um metal convencional, com escoamento e deformação plástica iniciada em um nível de tensão normalmente baixo (Fig. 2.4a). Em temperaturas abaixo de  $M_s$ , a austenita é instável e se transforma em variantes de martensita auto-acomodadas. Em um nível baixo de tensão, as variantes de martensita mais favoravelmente orientadas crescem a expensas das outras, resultando em uma grande deformação. Grande quantidade desta deformação permanece após a descarga, podendo ser removida pelo aquecimento e reverter à fase austenítica (Fig. 2.4b). 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 martensita induzida por tensão reverte à austenita em um nível de tensão inferior, com completa recuperação da deformação, caracterizando a superelasticidade (Fig. 2.4c) (Wilkes & Liaw 2000).



**FIGURA 2.4** – Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita induzida por temperatura, e (c) martensita induzida por tensão (Wilkes & Liaw 2000).

Sob condições adequadas é possível recuperar de deformações de 6 a 8% induzidas por dobramento, torção, tração e compressão pelo aumento da temperatura, usualmente de menos de 50°C acima da temperatura de deformação (Wayman 1980, Kennon & Dunne 1981, Wayman 1981). No entanto, alguma deformação plástica sempre permanece após a transformação reversa. O teor de níquel, a temperatura de

teste e o tipo de ciclagem termomecânica são os principais determinantes da quantidade de deformação residual (Otsuka & Ren 2005).

É possível variar a composição da liga NiTi de forma a obter fios com características de EMF ou SE. As diferenças entre as ligas estarão no seu conteúdo de níquel e na faixa de temperatura da transformação martensítica (Thompson 2000). As temperaturas de transformação são muito dependentes da concentração de Ni da liga. Na região rica em Ti, as temperaturas de transformação são quase independentes da composição, e giram em torno de 60°C. No lado rico em Ni, um aumento em seu teor leva a uma diminuição drástica nas temperaturas de transformação (Otsuka & Ren 2005). Existe um interesse pelas ligas NiTi ricas em Ni devido ao controle das temperaturas de transformação através do teor de Ni. No lado rico em Ni podem ser formados precipitados de  $Ti_3Ni_4$  finamente dispersos, que são muito efetivos em melhorar as características de memória de forma e superelasticidade. A precipitação de  $Ti_3Ni_4$  endurece a matriz liga, melhorando assim a capacidade de recuperação do EMF e SE (Miyazaki *et al.* 1982).

As temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas em amostras de instrumentos endodônticos *ProFile* de NiTi, foram em média: 18,2°C para Ms; -2,3°C para Mf; 3,4°C para As e 22,9°C para Af. Foi verificado que a liga encontrava-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 transformação reversa ocorre restaurando a forma original do mesmo (Thompson 2000). A tensão requerida para promover a transformação de austenita para martensita, conhecida como tensão de transformação, é um importante parâmetro na aplicação endodôntica de ligas NiTi superelásticas, porque ela define a força de restauração que atua no instrumento. Em geral, uma pequena tensão de transformação corresponde a uma pequena força de restauração, característica desejável para a formatação de canais radiculares curvos (Bahia *et al.* 2005).

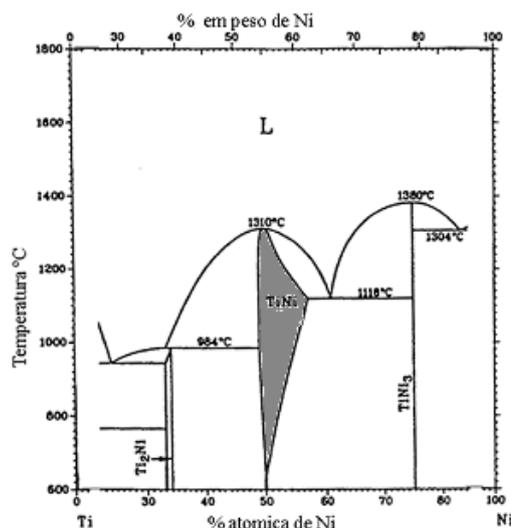
Desta forma, as temperaturas de transformação são muito sensíveis à composição. É necessário um controle muito preciso da composição para se alcançar as desejadas temperaturas de transformação e as propriedades mecânicas, e isto é tecnicamente difícil em muitos casos (Otsuka & Ren, 2005). Por exemplo, tratamentos térmicos a

aproximadamente 400°C antes da fabricação se mostraram efetivos na redução do encruamento da liga (Kuhn & Jordan, 2002). Embora as propriedades mecânicas dos instrumentos de NiTi tenham sido relatadas, métodos para avaliar as suas propriedades funcionais ainda não foram estabelecidos. Além disso, a relação entre o comportamento térmico e as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos de NiTi não foram ainda investigadas suficientemente (Miyai *et al.* 2006).

## 2.2. Tratamento Termomecânico das Ligas NiTi

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

O diagrama de fase do sistema NiTi (Fig. 2.5) 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  $Ti_2Ni$ ,  $TiNi_3$ , como pode ser visto na Fig. 2.5 (Otsuka & Ren 2005).



**FIGURA 2.5** - Diagrama de fase do sistema NiTi onde a região destacada corresponde à localização da fase de interesse  $\beta$  (Otsuka & Ren 1999).

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

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

Durante o resfriamento da liga em condições de equilíbrio, podem se formar compostos intermediários. Em ligas com excesso de Ti, a fase TiNi coexiste com o composto Ti<sub>2</sub>Ni, enquanto nas ligas com excesso de Ni forma-se o TiNi<sub>3</sub>. 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°C. Neste caso o reaquecimento do material temperado, em temperaturas não muito elevadas, por exemplo, no intervalo entre 400°C e 800°C provoca a precipitação dos compostos mencionados. Nas ligas com excesso de Ni, a formação do composto TiNi<sub>3</sub>, durante o recozimento a baixas temperaturas, é comumente precedida pela precipitação dos compostos de transição Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> e Ti<sub>2</sub>Ni<sub>3</sub>. Quando a reação de precipitação ocorre, a formação de Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub> é acompanhada por uma redução no conteúdo de Ni da matriz; como resultado, a temperatura Ms sofrerá uma elevação com o recozimento, até alcançar um valor constante que corresponde à composição de equilíbrio naquela determinada temperatura (Otsuka & Ren 2005).

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°), obtendo-se assim taxas de precipitação máxima e maior

impacto sobre as temperaturas de transformação. Verificou-se um máximo na reação de precipitação em torno de 425°C, isto é, o Af aumenta mais rapidamente após tratamentos térmicos à 425°C. A mudança na temperatura de transformação, portanto, é devida à difusão dos átomos de Ni e Ti, onde os átomos de Ni se congregam 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).

Conforme 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 deslocações. De um modo geral, a densidade e mobilidade das deslocações, a facilidade de produção de novas deslocações, 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 deslocações em metais puros e relativamente isentos de defeitos é muito baixa. Os metais se tornam endurecidos quando o movimento destas deslocações é restringido. A interação das deslocações 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 deslocações ao redor das partículas, aumentando a tensão de cisalhamento (Pereira *et al.* 2005).

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. Eles também afetam as características da transformação martensítica, podendo atuar como centros de nucleação para a formação de fase R. A introdução de finos precipitados de  $Ti_3Ni_4$  no recozimento ou a introdução de células de deslocações 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 dos precipitados e células de deslocações induzirem o aparecimento de campos de tensão na matriz circundante (Otsuka & Ren 2005). Estes campos de tensões produzem uma forte resistência a grandes deformações associadas com a formação de B19`. A fase R produz uma deformação na rede cristalina significativamente menor (Khalil-Allafi *et al.* 2002).

A deformação plástica realizada em um intervalo de tempo e temperatura nos quais o endurecimento não liberado é chamada trabalho a frio ou encruamento. A maior parte da energia armazenada em um metal submetido a este trabalho decorre da geração e interação de deslocações. A deformação plástica produz um aumento no número de deslocações e sua interação resulta em um estado de alta tensão interna. O metal temperado contém em torno de  $10^6$  a  $10^8$  deslocações por centímetro quadrado, enquanto um metal deformado plasticamente contém em torno de  $10^{12}$  deslocações por centímetro quadrado. Com o aumento da energia interna no material trabalhado a frio a reatividade química aumenta, podendo levar a uma redução da resistência à corrosão e possível fratura (Dieter 1986).

Segundo Huang & Wong (1999), as temperaturas de transformação da liga NiTi com EMF pré-deformada podem ser significativamente diferentes daquelas sem pré-deformação. A razão para essas temperaturas de transformação mais altas é a necessidade de uma maior tensão para realizar a transformação de martensita para austenita, devido à presença de uma quantidade de energia armazenada que resiste à transformação reversa.

Alta taxa de endurecimento por deformações implica em obstrução ao escorregamento das deslocações, tanto pelos defeitos propriamente ditos, como pelas tensões internas, que atuam negativamente no movimento das interfaces de martensita (Liu *et al.* 1997, Otsuka & Ren 2005).

Embora a estrutura de deslocações do metal trabalhado a frio seja mecanicamente estável, ela não o é termicamente. Com o aumento da temperatura, aumenta também a instabilidade do estado deformado a frio. Eventualmente, o metal amacia e reverte para uma estrutura livre de tensões. Esse processo é conhecido como recozimento. O recozimento pode ser dividido em três etapas distintas: recuperação, recristalização e crescimento de grão. 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 deslocações 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, aniquilação dos defeitos de rede e a energia armazenada serão liberadas na forma de calor (Liu *et al.* 1997). Se os novos grãos livres de deformação são aquecidos em uma temperatura maior que aquela da recristalização, haverá um aumento progressivo no tamanho do grão, denominado crescimento de grão.

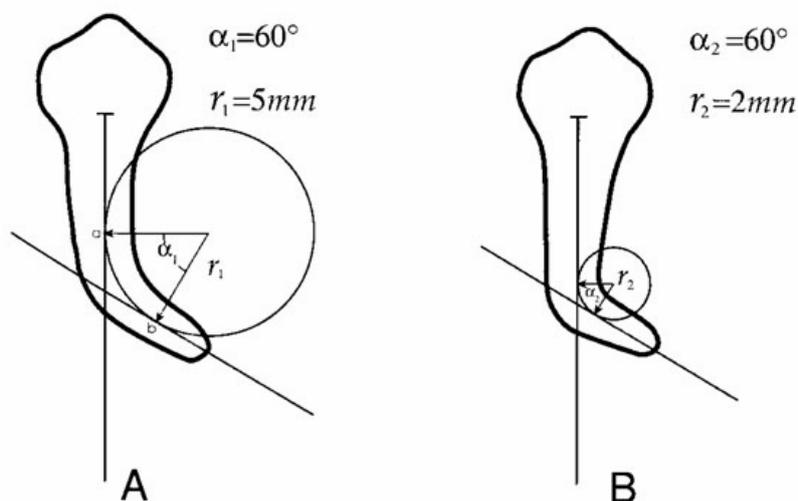
O efeito do tratamento térmico nas temperaturas de transformação e propriedades mecânicas dos instrumentos rotatórios de NiTi foi avaliado por Yahata *et al.* (2009). Os autores observaram que em tratamentos térmicos com temperaturas de 440° e 500°C, houve um aumento nas temperaturas de transformação  $M_s$  e  $A_f$  sendo que o tempo do tratamento térmico apresentou menor influência que os valores da temperatura utilizadas. As alterações nas temperaturas de transformação resultantes de tratamentos térmicos mostraram-se efetivas no aumento da flexibilidade de instrumentos endodônticos de NiTi.

Zinelis *et al.* (2007) ao avaliar o efeito do tratamento térmico na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi, pesquisando temperaturas que variaram entre 250°C e 550°C por 30 minutos, observaram que a resistência à fadiga foi superior nos instrumentos submetidos a tratamentos térmicos de 430°C e 440°C. A microestrutura das ligas NiTi trabalhadas a frio tem grande densidade de deslocação bem como martensita residual na matriz austenítica. Durante o aquecimento, a microestrutura muda por dois mecanismos antagônicos: crescimento de precipitados de  $Ti_4Ni_3$  e aniquilação das deslocações. O crescimento de precipitados de  $Ti_4Ni_3$  é também efetivo para parar o escorregamento de deslocações devido à grande densidade de deslocações em estruturas trabalhadas a frio. Embora a ductilidade aumente progressivamente com a atenuação de deslocações, o processo de precipitação durante o recozimento tem efeito inverso por impedir o movimento das mesmas. De acordo com os autores, a temperatura entre 430°C e 440°C é mais favorável para esta liga específica e para este tratamento termomecânico na obtenção do máximo de resistência à fadiga. O tratamento térmico definitivamente tem um efeito nas características das temperaturas de transformação ( $A_s$ ,  $A_f$ ,  $M_s$  e  $M_f$ ) da liga NiTi.

### 2.3. Anatomia do Sistema de Canais Radiculares

Para o sucesso do tratamento endodôntico, o canal formatado deve ter uma forma cônico-afunilada e contínua em direção ao ápice, com a curvatura natural dos canais preservada e o forame na sua posição original, com o menor diâmetro possível, facilitando a realização de uma obturação tridimensional e hermética (Schilder 1974). Entretanto, a anatomia dental impõe limitações ao correto preparo do sistema de canais radiculares.

A curvatura radicular é uma ocorrência freqüente na dentição humana, especialmente nos molares, caracterizando a complexidade anatômica do sistema de canais radiculares (SCR) e introduzindo fatores na formatação que, se não controlados, produzem resultados técnicos indesejáveis. A forma da curvatura do canal foi definida de maneira mais exata por Pruett *et al.* (1997), através de dois parâmetros independentes: ângulo e raio de curvatura. O raio de curvatura é o raio de um círculo que coincide com o caminho tomado pelo canal na área da curvatura mais abrupta. O ângulo de curvatura é o arco formado entre os pontos de desvio sobre o círculo, ou o ângulo formado entre as linhas perpendiculares traçadas das tangentes que intersectam no centro do círculo. O raio de curvatura representa quão abrupto ou severo um ângulo de curvatura específico ocorre, quando o trajeto do canal desvia de uma linha reta (Fig. 2.6). Canais de mesmo ângulo podem ter curvaturas diferentes se seus raios forem diferentes, com algumas curvaturas mais abruptas que outras, quanto menor for o raio (Pruett *et al.* 1997).



**FIGURA 2.6** - Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros  $r$  e  $\alpha$  (Pruett *et al.* 1997).

Durante a instrumentação, quanto mais abrupta for a curvatura, mais concentradas serão as forças contra as paredes do canal. A importância do fator geométrico na instrumentação de canais curvos aumenta quando se considera a presença de curvaturas primária, secundária e terciária, tornando complexa a anatomia do sistema de canais radiculares. Levando em consideração a alta incidência de curvaturas secundárias em molares inferiores humanos (30%), quando radiografias proximais são analisadas e a sua localização predominante no terço apical, fica claro o papel do raio de curvatura e a conseqüente deformação a que o instrumento endodôntico é submetido, quando flexionado nas regiões curvas (Cunningham & Senia 1992).

Alguns erros de procedimento, como transporte, formação de degraus e perfurações, podem ocorrer durante o preparo dos canais, alterando a sua morfologia. Estes resultados técnicos indesejáveis podem ocorrer durante a formatação de canais curvos, quando são utilizados instrumentos de aço inoxidável, pela sua tendência em retornar à forma natural reta, devido à força de restauração que incide sobre eles, dificultando a manutenção do trajeto original do canal (Roane *et al.* 1985).

Na tentativa de superar as limitações apresentadas durante o preparo do sistema de canais radiculares, a investigação sobre o desenvolvimento de novas tecnologias endodônticas, testando continuamente materiais e equipamentos auxiliares se faz essencial. Dentro deste contexto, os instrumentos de NiTi foram introduzidos na prática endodôntica.

#### **2.4. Instrumentos Endodônticos de NiTi**

Os instrumentos flexíveis fabricados com ligas NiTi superelásticas transformaram os métodos de instrumentação do canal radicular. As propriedades favoráveis da liga permitiram novos desenhos de lâminas, sistemas de calibre e conicidade alternativos e a introdução de movimento rotatório para a limpeza e formatação do sistema de canais radiculares. A instrumentação com limas de NiTi acionadas a motor criou, rápida e eficientemente, preparações de forma cônico-afunilada, ao mesmo tempo que reduziu os erros iatrogênicos (Glosson *et al.* 1995).

Os instrumentos endodônticos podem ser fabricados através de usinagem e/ou torção do material, originalmente na forma de fios trefilados. As propriedades físicas e mecânicas dos instrumentos são fortemente influenciadas pelo processo de fabricação (Willey *et al.* 1992, Serene *et al.* 1995). A fabricação dos instrumentos endodônticos

de NiTi, a partir de fios superelásticos, é mais complexa que aquela das limas de aço inoxidável, devido à necessidade de usinagem. Uma vez obtido o lingote da liga NiTi, este é submetido a vários processos termomecânicos antes do fio ser usinado em um instrumento endodôntico. Essencialmente, o lingote sofre forjamento rotativo e, em seguida, é laminado para barras de seção circular (fio-máquina). Estas barras são então trefiladas, recozidas, decapadas e novamente trefiladas para fios mais finos. Estes fios são novamente recozidos, decapados e finalmente bobinados, para serem depois usinados (Thompson 2000).

A usinagem dos instrumentos endodônticos de NiTi é um procedimento complexo, resultando, geralmente, em superfícies com alta concentração de defeitos tais como rebarbas, cavidades, riscos de usinagem, em adição a bordas cortantes embotadas, que podem comprometer a habilidade de corte e, potencialmente, facilitar a corrosão do instrumento (Marending *et al.* 1998, Melo 1999, Eggert *et al.* 1999, Martins *et al.* 2002, Bahia 2004). Associadas aos defeitos usuais de usinagem, quantidades variáveis de material aderente às pontas, concavidades e às bordas cortantes foram detectadas em instrumentos de NiTi sem uso, podendo os depósitos aumentarem após a instrumentação do canal radicular e comprometerem a manutenção da cadeia asséptica (Murgel *et al.* 1990, Marending *et al.* 1998). Verificou-se que os depósitos contêm, principalmente, carbono e enxofre, possivelmente decorrentes do superaquecimento e conseqüente oxidação do óleo lubrificante empregado na usinagem e acabamento dos instrumentos. O calor e as irregularidades superficiais certamente aumentam a adesão dos produtos de reação de modo a impedir a sua remoção pelos procedimentos usuais de limpeza e esterilização. O uso das limas na formatação dos canais radiculares elimina uma quantidade considerável da substância aderente, mas depósitos ricos em cálcio e fósforo acumulam-se sobre as impurezas remanescentes (Martins *et al.* 2002).

Entretanto, quando se avalia a influência do acabamento superficial dos instrumentos de NiTi na resistência à fadiga, verifica-se que esta propriedade é determinada, principalmente, pela amplitude máxima da tensão aplicada, que depende do diâmetro do instrumento e do raio de curvatura do canal, e não dos defeitos superficiais resultantes do processo de fabricação (Buono *et al.* 2001).

Após 20 anos de lançamento dos primeiros instrumentos rotatórios de NiTi, novos métodos e materiais de fabricação foram desenvolvidos para sustentar uma segunda geração de instrumentos de NiTi com flexibilidade superior e maior resistência à

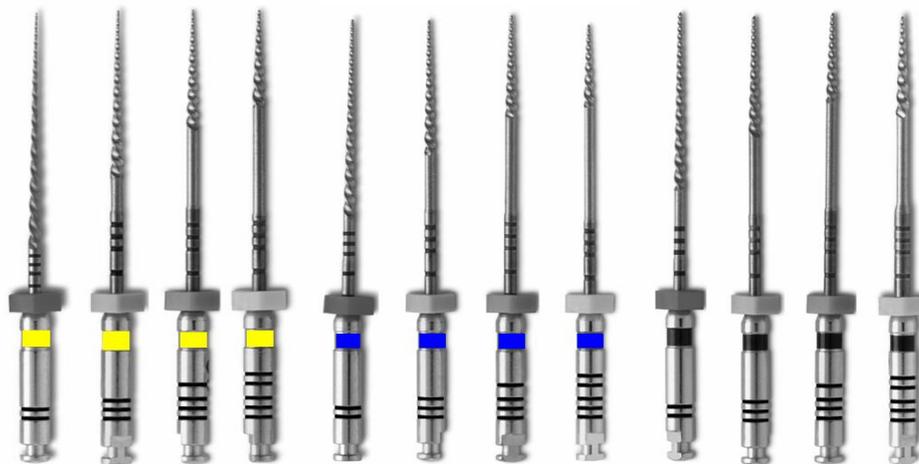
fadiga, além de grande eficiência de corte. Novos processos de fabricação com tratamentos térmicos diferenciados e uso de novas ligas têm sido desenvolvidos (Johnson *et al.* 2008, Larsen *et al.* 2009).

Os instrumentos *ProFile* GT (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA) são fabricados com a forma mais comercial do nitinol, o Nitinol SE508. O arame não trabalhado passa por uma série de trefilação a frio para que seja desenhado o diâmetro correto da sua seção transversal, seguido por ciclagens térmicas, enquanto o mesmo está submetido à deformação. Assim que estes tratamentos térmicos são concluídos, o arame é transformado em instrumentos rotatórios através de processo de usinagem. O componente de níquel do Nitinol 508 é de 55.8% at, com o titânio completando a proporção (Johnson *et al.* 2008).

Recentemente, um novo fio NiTi, usado na fabricação de instrumentos *ProFile* GT *Series X* (GTX) (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA), foi desenvolvido. O fio *M-Wire* é também composto de Nitinol 508, mas passa por um método de tratamento próprio, incluindo a confecção das lâminas de corte do fio sob tensões específicas e tratamentos térmicos a várias temperaturas, resultando em um material que inclui ambas fases martensita e fase-R, enquanto mantém o estado pseudoelástico (Johnson *et al.* 2008). Pouco é relatado na literatura sobre o fio *M-Wire*, que, por ser submetido a um tratamento térmico diferenciado, proporciona aos instrumentos maiores flexibilidade e resistência à fadiga (Gambarini *et al.* 2008, Kramkowski & Bahcall 2009, Larsen *et al.* 2009).

#### **2.4.1. O Sistema *ProFile* GT (GT)**

Os instrumentos rotatórios *ProFile* GT (Dentsply Maillefer, Baillagues, Suíça) são encontrados nos comprimentos 21, 25 e 30 mm. O jogo padrão é composto por instrumentos com quatro *tapers* .04, .06, .08 e .10, com diâmetros de ponta 0.20, 0.30 e 0.40, totalizando 12 instrumentos. Devido à variação do *taper*, mas o mesmo diâmetro de ponta, os comprimentos das estrias se tornam menores, com o aumento do *taper* (Fig. 2.7) (Buchanan 2000).



**FIGURA 2.7** – Jogos de instrumentos GT 20, 30 e 40 com *tapers* .04, .06, .08 e .10.

O jogo acessório é composto por três instrumentos que são utilizados em canais amplos, com diâmetros apicais maiores que 0.3, apresentam *taper*.12 e variam em seus diâmetros de ponta de 0.35, 0.50, e 0.70 (Fig. 2.8). Quando usados em canais com diâmetros apicais amplos, são capazes de completar a totalidade do preparo com apenas um instrumento (Buchanan 2001 a, b, c).



**FIGURA 2.8** - Instrumentos GT acessórios *taper*.12, calibres de ponta 35, 50 e 70.

Os instrumentos *tapers* .04, .06, .08 e .10 são utilizados durante a limpeza e formatação dos canais, sendo que os de *taper* maior são utilizados no preparo dos terços coronário e médio do canal e têm como objetivo fornecer uma conicidade maior durante o refinamento do preparo. A ponta, com ângulo de transição arredondado, guia o instrumento para o centro e no sentido apical do canal, enquanto as regiões da lâmina de corte fazem contato com as paredes dentinárias e iniciam a formatação.

Quando o instrumento progride apicalmente, o contato com as paredes dentinárias se move para as proximidades da ponta do instrumento, levando a um maior atrito, pela maior área superficial de contato dos planos radiais com as paredes dentinárias (West & Roane 1998). Segundo os fabricantes, os preparos de maior conicidade produzidos por estes instrumentos apresentam muitas vantagens, entre elas uma melhor capacidade de limpeza, maior controle apical e criação de um sistema de fluxo restrito, favorável às técnicas de obturação tridimensional. O preparo *crown-down* para instrumentos GT do jogo padrão inicia-se com instrumentos mais calibrosos *taper* .10, .08 e finalmente, o instrumento de *taper* .06 até o comprimento estabelecido, a uma velocidade de 300 rpm (Buchanan 2001 d).

Os instrumentos GT apresentam um plano radial, que separa as suas bordas cortantes bidirecionais e uma estria com seção transversal em forma de U (Fig. 2.9).



**FIGURA 2.9** - Seção transversal e vista longitudinal de um instrumento GT.

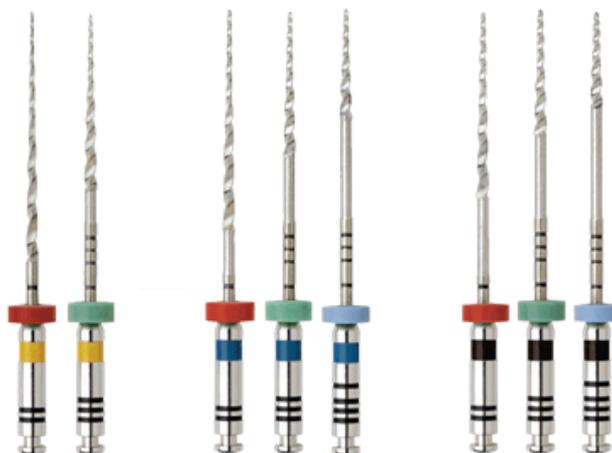
O ângulo helicoidal de um instrumento determina a maior ou menor facilidade na remoção de debris. O ângulo helicoidal variável (menor próximo à ponta do instrumento e aumentando em direção à haste) do instrumento GT permite que os resíduos sejam mais facilmente carregados para a porção coronária e mantidos em suspensão na substância irrigadora, evitando o seu aparafusamento no interior do canal radicular e melhorando a sua resistência à fratura (Buchanan 2000) (Fig. 2.10).



**FIGURA 2.10** - Instrumento GT *taper* .06 com *pitches* variáveis. Ângulos helicoidais maiores próximo à haste e menores próximos à ponta do instrumento.

#### 2.4.2. O Sistema *ProFile* GT *Series X* (GTX)

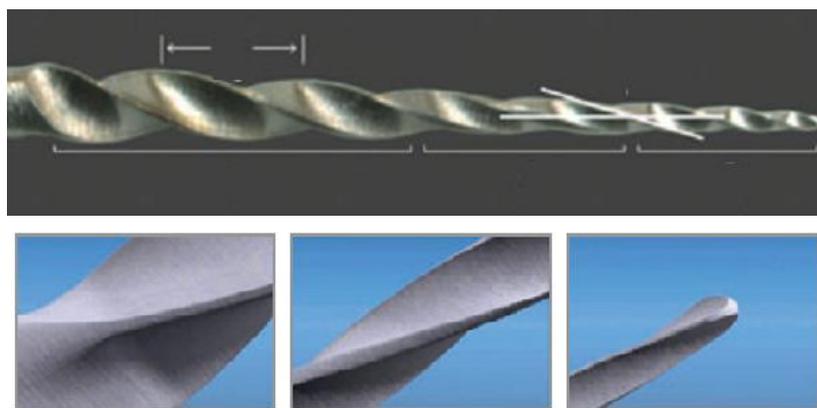
O Sistema *ProFile* GT *Series X* (GTX) (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA) apresenta características dimensionais semelhantes aos instrumentos GT, com algumas modificações. Houve uma redução do número de instrumentos do jogo, resultando em apenas oito instrumentos necessários para a formatação dos canais radiculares (Fig. 2.11).



**FIGURA 2.11** – Conjunto de instrumentos *ProFile* GT *Series X* (GTX).

Segundo os fabricantes, a redução na possibilidade de fratura deste sistema ocorre devido ao aumento da resistência do *M-Wire* utilizado na sua fabricação e ao aumento na eficiência de corte, obtida através da nova geometria da lâmina de corte (Fig. 2.12). Todos os preparos são iniciados com o instrumento GTX 20/.06, e na maioria dos canais curtos, com curvatura significativa, o instrumento inicial irá cortar no

comprimento em dois ciclos de corte. Em canais médios e longos, inicia-se a formatação com instrumentos 30/08 ou 40/08. A mudança mais significativa diz respeito ao comprimento de cada ciclo de corte. Isto é possível devido à variação na largura dos planos radiais ao longo da parte ativa do instrumento, levando mais tempo para que o espaço entre as lâminas de corte seja preenchido com raspas de dentina. Considerando que os instrumentos GT demoram aproximadamente de 4 a 6 segundos cortando, os instrumentos GTX irão cortar por 10 a 12 segundos antes que o espaço entre as lâminas seja preenchido com debris (Buchanan 2008).



**FIGURA 2.12** – Largura variada dos planos radiais ao longo da parte ativa de um instrumento GTX.

A técnica utilizada para os instrumentos GTX é similar à utilizada pelos instrumentos GT, entretanto, existem algumas diferenças significativas, a maioria delas simplificando o método anterior. Os instrumentos GTX não requerem múltiplos diâmetros de instrumentos para formatar diferentes níveis do canal. Eles eliminam relativamente um sobre alargamento coronário devido à sua limitação de máximo diâmetro de corte, exibem a mesma fidelidade da forma original do canal como os instrumentos GT, deste modo promovem um preparo pré-definido e permitem uma obturação satisfatória (Buchanan 2008).

## **2.5. Fratura de instrumentos endodônticos de NiTi**

A fratura de instrumentos no interior dos canais radiculares é um incidente que pode ocorrer durante a terapia endodôntica e o seu prognóstico depende de alguns fatores como localização da fratura, tamanho do fragmento, calibre do canal e desenho da seção transversal do instrumento (Parashos & Messer, 2006). O prognóstico é mais

favorável quando se consegue completar o preparo, removendo ou ultrapassando o fragmento, incorporando-o ao material obturador (Iverson *et al.* 1985).

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

A recomendação mais segura seria o descarte dos instrumentos após períodos de uso específicos, que dependem do *design* e diâmetro do instrumento, forma de uso e geometria do canal radicular. Em curvaturas severas, com pequeno raio de curvatura e grande ângulo, o descarte dos instrumentos após um único uso pode ser o procedimento mais adequado (Pruett *et al.* 1997). O uso clínico dos instrumentos resulta em diminuição significativa de sua resistência à fadiga, e o descarte seletivo deve ser realizado para melhorar a segurança na prática clínica (Bahia *et al.* 2005). Vieira *et al.* (2008) observaram que a vida em fadiga dos instrumentos *ProTaper* permitem o seu uso em 5 a 8 molares humanos e a experiência do operador afeta a ocorrência de fratura e deformação plástica durante o preparo de canais.

Independentemente da marca comercial e do *design* do sistema rotatório escolhido, a etapa de exploração e alargamento da região apical com instrumentos manuais, previamente ao uso dos instrumentos rotatórios, é de extrema importância para eliminar possíveis interferências na trajetória do canal, e diminuir, assim, o risco de travamento nas paredes e fratura do instrumento (Ruddle 2003, Patiño *et al.* 2005).

Durante a formatação endodôntica com instrumentos rotatórios de NiTi, dois tipos distintos de fratura podem ocorrer nesses instrumentos: por sobrecarga em torção e fadiga por flexão (Sattapan *et al.* 2000). Os instrumentos fraturados por torção geralmente apresentam características de deformação plástica, enquanto aqueles que falharam por fadiga não exibem tais padrões de deformação (Bahia *et al.* 2005, Wei *et al.* 2007).

O recente desenvolvimento de instrumentos submetidos a novos tratamentos térmicos no processo de fabricação ocasionou melhorias nas propriedades mecânicas, que prometem maior resistência à fratura os mesmos (Johnson *et al.* 2008).

### **2.5.1. Fratura por fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi**

O termo fadiga é apropriado para se referir à fratura dos materiais submetidos a tensões cíclicas e a resistência dos materiais à fadiga é um dos aspectos mais importantes a serem considerados nas aplicações de dispositivos que utilizam partes rotatórias. A fratura por fadiga nos metais envolve três estágios: a nucleação de trincas, seu crescimento lento e progressivo e a fratura final rápida. No primeiro estágio, a nucleação da trinca de fadiga, como na maioria dos processos de fratura dúctil, está relacionada a fluxo plástico não homogêneo em nível microscópico, podendo ocorrer mesmo quando a estrutura se encontra, macroscopicamente, sob tensões elásticas. Este estágio de nucleação, Estágio I, é de natureza cristalográfica e é ditado mais pelo escorregamento que pelas considerações de fratura por tração. Assim, a trinca se propaga inicialmente em uma direção a aproximadamente 45° do eixo principal de tração (Courtney 1990).

As trincas nucleadas desta forma crescem como resultado das tensões variando com o tempo, denominadas tensões cíclicas. Durante o processo de “crescimento lento” (Estágio II), a taxa de avanço da trinca está intimamente relacionada à frequência e à amplitude de deformação. O crescimento lento da trinca, num plano perpendicular à direção da tensão principal de tração, é interrompido pela fratura final rápida, quando a trinca desenvolvida progressivamente atinge o tamanho crítico para propagação instável. Desta forma, a área de fratura final depende das tensões aplicadas e da tenacidade do material (Courtney 1990).

As fraturas por fadiga originam-se quase sempre na superfície da peça ou próximo a ela. Em todos os materiais há regiões de não-homogeneidade localizada, como também de falhas superficiais, entalhes e inclusões, que causam concentrações de tensões localizadas. Todos os fatores acima mencionados resultam em deformações plásticas localizadas, que sob a ação de tensões cíclicas, produzem irregularidades microscópicas na superfície da peça. A taxa de propagação de trincas está relacionada diretamente à variação da tensão em cada ciclo (Courtney 1990).

Nas ligas com memória de forma pode-se subdividir o processo de fadiga em fadiga estrutural e funcional. Fadiga estrutural se refere aos danos microestruturais que, acumulados durante o carregamento cíclico, eventualmente levam à fratura por fadiga. Este acúmulo de defeitos está associado à formação de trincas superficiais e seu posterior crescimento, indicando que as ligas com memória de forma estão sujeitas a falhas como qualquer material (Eggeler *et al.* 2004). Uma vez submetidas à deformação cíclica, as ligas NiTi geralmente apresentam deformação residual permanente, e não é possível evitar o aumento desta. Isto se dá devido à elevação na densidade das deslocações e à formação de variantes de martensita estabilizadas, as quais não sofrem a transformação reversa para austenita após a descarga (Melton & Mecier 1979, Eggeler *et al.* 2004). O termo fadiga funcional indica que durante o carregamento cíclico, as ligas com memória de forma geralmente sofrem uma redução nas suas propriedades funcionais, associada a um aumento na deformação residual causada por uma transformação reversa incompleta e mudança nas temperaturas de transformação (Eggeler *et al.* 2004).

A rotação do instrumento endodôntico o submete a tensão de tração e compressão na área de curvatura do canal. O ciclo contínuo de forças de tração e compressão a que o instrumento é submetido produz uma forma de carregamento cíclico. Os níveis de tensão durante o carregamento cíclico são geralmente dependentes da forma real da curvatura e das cargas aplicadas, com uma concentração maior na área de curvatura máxima do canal radicular (Dieter 1986, Bahia & Buono 2005).

O primeiro estudo de fadiga a incorporar a geometria do canal como fator determinante para a fratura de instrumentos de NiTi foi o de Pruett *et al.* (1997). De acordo com os autores, o fator mais significativo na determinação da resistência à fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi é o raio de curvatura do canal radicular: quando o raio de curvatura decresce, a tensão e, portanto, a deformação sobre o instrumento aumenta, a vida em fadiga diminui. Experimentalmente, observou-se que quanto mais abrupta a curvatura, e, portanto, menor o raio, menos tempo será necessário até a fratura do instrumento (Pruett *et al.* 1997, Mize *et al.* 1998, Haikel *et al.* 1999, Tripi *et al.* 2006).

O preparo dos canais requer o alargamento dos mesmos, da coroa em direção ao ápice, antes que a porção apical seja alcançada. O alargamento coronário aumenta o raio de curvatura do canal e permite que as limas sejam submetidas a menores tensões durante a instrumentação apical (Gambarini 2001 b).

A geometria do canal, associada ao diâmetro do instrumento no ponto de curvatura máxima, determinado pela distância da curvatura à sua ponta, definirá o estado de tensão sobre a haste flexionada e o processo de fadiga da mesma. Clinicamente, a vida em fadiga do instrumento estará relacionada ao grau a que ele é flexionado no interior de um canal curvo, com maiores flexões ocasionando menor tempo de uso (Pruett *et al.* 1997, Bahia *et al.* 2005).

O diâmetro dos instrumentos, relacionado à sua conicidade (*taper*) e calibre, é um importante fator no controle da resistência à fadiga. A deformação na superfície externa dos instrumentos aumenta proporcionalmente ao diâmetro dos mesmos. Além disso, os instrumentos menos calibrosos apresentam menor área de contato com as paredes dos canais. Estes fatores tornam os instrumentos mais calibrosos sujeitos a uma maior deformação por ciclo resultando na ocorrência de fratura em um menor número de ciclos (Melo *et al.* 2002).

Os resultados apresentados por vários autores (Pruett *et al.* 1997, Haikel *et al.* 1999, Melo *et al.* 2002, Bahia *et al.* 2005, Grande *et al.* 2006) demonstraram que a vida em fadiga dos instrumentos é inversamente proporcional ao calibre dos mesmos: à medida que o diâmetro aumenta, o tempo até a fratura diminui.

Bahia e Buono (2005) avaliaram instrumentos endodônticos *ProFile* .04 e .06 e mostraram que a resistência à fadiga é definida pela amplitude de deformação máxima a que cada instrumento é submetido. A maior resistência à fadiga foi verificada nos instrumentos de menor diâmetro, submetidos a menores amplitudes de deformação. O valor da amplitude de deformação em tração,  $\epsilon_a$ , na superfície de um instrumento com diâmetro D, inserido em um canal com raio de curvatura R, pode ser estimado através da expressão:

$$\epsilon_a = \frac{D}{2R-D} \quad (1)$$

A deformação mais severa, durante a formatação de canais curvos, ocorre nas regiões externas dos instrumentos. O diâmetro destas regiões depende do calibre e da conicidade do instrumento, assim como sua posição ao longo do comprimento. O calibre dos instrumentos *ProFile* é igual ao diâmetro da ponta  $D_0$  (em décimos de milímetros) mais  $T_L$ , onde L corresponde à distância da ponta a certa posição ao longo

do comprimento do instrumento e  $T$ , como seu *taper*. Assim o diâmetro  $D_L$  nesta posição é dado por:

$$D_L = D_0 + T_L \quad (2)$$

Verificou-se, a partir daí, que os valores estimados da amplitude máxima de deformação a que cada instrumento *ProFile* .04 e .06 foi submetido no ponto de flexão máxima variaram de 3,3 % para instrumentos 20/.04 a 5% para os 30/.06.

Melo *et al.* (2002) observaram que o acabamento superficial dos instrumentos não apresentou uma relação direta entre a incidência da fratura e a concentração dos defeitos de usinagem. O local de fratura sempre coincidiu com a região de curvatura máxima dos canais e o aspecto das superfícies de fratura indicou que a amplitude de deformação nesta região foi elevada, levando à nucleação de múltiplas trincas no perímetro dos instrumentos.

A complexidade anatômica dos canais em que são utilizados os instrumentos dificulta a correlação dos resultados relacionados à resistência à fadiga, obtidos experimentalmente, com os dados que ocorrem na prática clínica. A reprodução dos diferentes tipos de tensão a que o instrumento é submetido no interior de um canal curvo e irregular é muito difícil (Gambarini 2001 b). Em determinadas situações, dependendo da geometria e calibre original do canal associados ao desenho e diâmetro do instrumento e à pressão apical exercida, tensões de tração, compressão e cisalhamento atuam simultaneamente sobre o instrumento, durante o preparo de canais curvos (Bahia *et al.* 2008).

Levando em consideração este fator, diversos autores avaliaram a resistência à fadiga de instrumentos de NiTi após uso clínico, tanto em pacientes como em canais simulados, e concluíram que a fadiga flexural parece ter um efeito cumulativo nos instrumentos, tornando-os menos resistentes após cada uso (Pruett *et al.* 1997, Haikel *et al.* 1999, Bahia *et al.* 2005, Vieira *et al.* 2008).

Alguns autores avaliaram a influência dos novos processos de fabricação no aumento da resistência à fadiga em instrumentos endodônticos (Gambarini *et al.* 2008, Johnson *et al.* 2008, Kramkowski & Bahcall 2009, Larsen *et al.* 2009). Gambarini *et al.* (2008) compararam os instrumentos GTX, fabricados com o fio *M-Wire*, *Twisted Files* (TF), que apresentam tratamento térmico e método de usinagem diferenciados e o sistema

K3, fabricado de forma convencional. Os instrumentos foram testados em bancada de fadiga dentro de um canal artificial curvo e os instrumentos TF apresentaram maior resistência à fadiga, sendo que entre os instrumentos GTX e K3 não houve diferenças significativas. Já no estudo de Johnson *et al.* (2008) onde foram testados em fadiga instrumentos *ProFile* fabricados com três variantes de Nitinol, os resultados apontaram para uma resistência à fadiga 390% maior nos instrumentos confeccionados com o fio *M-Wire*.

O estudo realizado por Kramkowski & Bahcall (2009) avaliou a resistência à fadiga de instrumentos GT e GTX em canais artificiais com ângulo de curvatura de 45° e 60°, e não foram encontradas diferenças significativas entre os instrumentos nos canais com ângulo de curvatura de 45°. Entretanto, em canais com curvatura de 60°, os instrumentos GT apresentaram maior resistência à fadiga que os instrumentos GTX 30/.06, 30/.04 e 20/.06, não sendo observadas diferenças para os instrumentos 20/.04.

Larsen *et al.* (2009) compararam o comportamento em fadiga dos instrumentos GTX 20/.04 e 20/.06 e instrumentos 25/.04 e 25/.06 dos sistemas TF e EndoSequence. Seus resultados mostraram uma maior resistência à fadiga dos instrumentos GTX de *tapers* .04 e .06, quando comparados aos outros sistemas testados. Segundo os autores, este resultado pode estar relacionado ao aumento da flexibilidade em instrumentos de ponta #20 (GTX) comparado aos instrumentos de ponta #25 (TF e EndoSequence). Concluíram também que o *M-Wire* (GTX) mostrou uma flexibilidade superior aos instrumentos testados e sugeriram a necessidade de mais pesquisas para se determinar o desempenho clínico destes instrumentos.

A superfície de fratura de metais que falharam por fadiga apresenta características distintas que freqüentemente são utilizadas para identificar a provável causa da falha. A observação da superfície de fratura dos instrumentos testados em fadiga revelou pequenas áreas lisas na periferia da fratura, associadas com a nucleação e propagação das trincas, e uma grande área fibrosa central contendo *dimples*, que corresponde à fratura final frágil. A amplitude de deformação, relativamente alta, empregada nos testes de fadiga é a responsável pela aparência das superfícies de fratura examinadas por MEV, com a pequena área lisa sendo consequência direta disso. A microfractografia da região de transição entre a região lisa e a área central revelou a presença de estrias de fadiga e trincas secundárias, características típicas deste tipo de fratura nas ligas NiTi. A presença de uma grande densidade de trincas secundárias nas superfícies de fratura dos instrumentos indica que este padrão

ramificado das mesmas pode constituir um dos mecanismos dissipadores de energia responsáveis pela grande resistência à fadiga das ligas superelásticas empregadas nos instrumentos endodônticos (Bahia & Buono 2005, Vieira *et al.* 2008, Melo *et al.* 2008).

### **2.5.2. Fratura por torção de instrumentos endodônticos de NiTi**

A ruptura 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).

O torque aplicado ao instrumento é um entre os muitos parâmetros que influenciam a incidência de travamento, deformação e fratura por torção. A medida da deformação no ensaio de torção é calculada pela deflexão angular, dada pelo deslocamento de um ponto da amostra próximo à cabeça giratória, em relação a outro ponto em uma mesma linha longitudinal próximo à outra extremidade (Dieter 1986).

O outro tipo de fratura, muito prevalente na prática endodôntica, é a fratura por torção. Esta fratura ocorre quando a ponta ou qualquer parte do instrumento se prende às paredes do canal, enquanto a haste continua girando. O limite elástico do metal é excedido e o instrumento sofre deformação plástica seguida de fratura, especialmente em canais atrésicos e curvos (Peters & Barbakow 2002, Guilford *et al.* 2005, Bahia *et al.* 2006).

Muitos fatores podem afetar a resistência à torção e/ou deflexão angular das limas endodônticas, tais como calibre (diâmetro de ponta), conicidade (*taper*), geometria da seção transversal, 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 avaliação da resistência à torção dos instrumentos endodônticos costuma ser feita a partir de parâmetros estabelecidos pela ANSI/ADA, através das medidas de torque (resistência torcional) e deflexão angular (número de graus que o instrumento é girado). 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 (Iverson *et al.* 1985).

O torque aplicado ao instrumento é um entre muitos parâmetros que podem influenciar a incidência de travamento, deformação e fratura. 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 de torque é igual ou maior ao torque para deformação ou fratura, a sua ocorrência é significativa (Yared & Sleiman 2002). Esta alta tensão não é clinicamente importante em canais retos, onde a resistência à remoção da dentina é baixa. Ao contrário, em canais curvos e calcificados, a resistência 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, uma vez que o profissional não tem tempo para parar o motor ou retrainir o instrumento (Bahia *et al.* 2006).

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.

O uso de motores endodônticos de baixo torque, que trabalham abaixo dos valores máximos de torque até a fratura de cada instrumento, próximo ao limite de elasticidade, solucionaria este problema. Teoricamente, o motor de baixo torque pararia de girar, podendo reverter a direção de rotação, quando o instrumento é submetido a níveis de torque iguais ao valor de torque selecionado no motor. Assim, a ocorrência de deformação plástica e/ou fratura do instrumento seria reduzida (Gambarini 2000). Entretanto, Bahia *et al.* (2006) observaram que a deformação cíclica de instrumentos *ProFile* até metade e três quartos de sua vida em fadiga flexural produziu uma redução estatisticamente significativa nos valores de torque até a fratura e de deflexão angular máxima em todos os instrumentos ensaiados em torção, quando comparados aos valores obtidos para instrumentos novos. É importante mencionar que estes autores utilizaram o ponto de flexão máxima no canal artificial a aproximadamente 3 mm da ponta do instrumento, coincidindo com a região do instrumento presa às garras durante os ensaios de torção. Esta coincidência garante que os instrumentos foram submetidos tanto a tensões de flexão como de torção na mesma região, diferentemente de outros estudos onde a amplitude de deformação se localizou em média de 5 a 7 mm da ponta nos ensaios de fadiga e nos testes de

torção o instrumento é preso a 3 mm da ponta. Logo, áreas diferentes dos instrumentos são submetidas às tensões de fadiga e torção.

Além disso, segundo Berutti *et al.* (2004), o acionamento do reverso pode ocasionar uma diminuição na vida em fadiga dos instrumentos já que o sentido de rotação muda no momento em que o máximo valor de torque é atingido, originando tensão no instrumento.

De acordo com Yared & Sleiman (2002), um motor de baixo torque reduziria a eficiência de corte do instrumento e sua progressão no canal radicular ficaria mais difícil, levando o operador a forçá-lo, encorajando o travamento, deformação e fratura do mesmo. Apesar de a fratura por torção ocorrer principalmente em função da pressão apical excessiva e de altos valores de torque selecionados no motor, é preciso compreender que estes valores de torque, obtidos para cada instrumento, são referentes a instrumentos novos e que torques significativamente menores provocariam a ruptura em torção do instrumento após 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 primeiro uso do instrumento (Peters *et al.* 2003, Bahia *et al.* 2006). O melhor seria evitar o uso clínico prolongado e utilizar instrumentos rotatórios novos para casos mais complexos (Gambarini 2001 b).

Os valores de torque gerados durante o preparo dos canais radiculares dependem de uma variedade de fatores, e talvez o mais importante seja a extensão da área de contato entre as paredes dentinárias e o instrumento. Esta extensão de área e a conseqüente fricção criada são influenciadas pela seqüência de instrumentação e pelo uso de instrumentos com conicidades variáveis. Uma técnica de instrumentação *crown-down* é superior à *step back* na diminuição dos riscos de fratura, por impedir que uma grande área do instrumento fique em contato com a dentina e possa se prender (Peters, 2004). Adicionalmente, Schrader & Peters (2005) demonstraram que uma seqüência de instrumentação que engloba instrumentos de diferentes *tapers* os submete a menor tensão e força apical durante a instrumentação, e, portanto, é mais segura em relação à resistência torcional.

O uso de lubrificantes durante a instrumentação rotatória dos canais radiculares também pode ajudar a reduzir o risco de fratura dos instrumentos através da diminuição do atrito dos instrumentos com as paredes do canal. As 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 instrumentação com instrumentos com maior poder de corte (Peters *et al.* 2005).

Peters & Barbakow (2002) determinaram o torque até fratura para os instrumentos ProFile .04 nos calibres 20, 35 e 60 de acordo com a Especificação N° 28 da ADA e usaram uma seqüência de instrumentos ProFile .04 nos calibres 60-15, de maneira *crown-down*, em 10 incisivos e caninos inferiores extraídos, com curvatura média do canal de 13,2°. Quando compararam os valores de torque gerados pelos instrumentos ProFile .04 nos calibres 20, 35 e 60 durante o preparo de canais com pequena curvatura (13,2°) com aqueles obtidos pelos testes segundo a Especificação N° 28 da ADA, foram constatados valores de torque até a fratura mais altos nos ensaios do que aqueles gerados durante o preparo de dentes extraídos.

A anatomia dos canais também tem um papel determinante na resistência torcional dos instrumentos rotatórios de NiTi. Booth *et al.* (2003) compararam o torque até a fratura em três sistemas rotatórios de NiTi utilizados em canais artificiais com curvaturas agudas e graduais, cujas pontas foram presas para simular o travamento nas paredes dos canais. Seus resultados mostraram que a fratura ocorreu com um menor valor de torque naqueles canais onde a curvatura era mais aguda. Além disso, foi ratificada a tendência de que as limas mais finas fraturaram com menor torque se comparadas às mais calibrosas.

Yared *et al.* (2003) compararam o torque e a deflexão angular até a fratura de instrumentos ProFile .04, nos calibres 15 a 40, novos e usados em blocos de resina acrílica, com canais curvos. Os resultados mostraram que o torque até a fratura dos instrumentos novos aumentou de forma significativa com o calibre do instrumento, tendência observada por diversos autores na literatura, tanto para os instrumentos ProFile (Wolcott & Himel 1997, Svec & Powers 1999, Peters & Barbakow 2002, Bahia *et al.* 2006), quanto para o sistema K3 (Yared *et al.* 2003, Melo *et al.* 2008) e ProTaper (Peters *et al.* 2003). De fato, uma correlação definitiva foi encontrada entre o torque máximo e o diâmetro e a área da seção transversal a 3 mm da ponta dos instrumentos K3 (Melo *et al.* 2008).

Ao utilizar microscopia eletrônica para avaliar um grande número de instrumentos de NiTi dos sistemas ProFile, ProFile GT e ProTaper descartadas após o uso clínico, Alapati *et al.* (2005) observaram que os instrumentos fraturados geralmente

apresentavam microcavidades nas superfícies de fratura, os quais são indicativos de fratura dúctil. A partir desta verificação, os autores sugerem que a fratura dos instrumentos endodônticos seja causada predominantemente por torção e em menor extensão por fadiga durante o uso clínico.

Bahia *et al.* (2008) avaliando o efeito da deformação cíclica em torção na resistência à fratura de instrumentos K3, observaram uma redução significativa na resistência à fadiga flexural dos instrumentos, entretanto, a resistência torcional não foi afetada. Este comportamento está associado às trincas longitudinais geradas durante o carregamento cíclico, que foram observadas em estudos anteriores (Tripi *et al.* 2006, Vieira *et al.* 2008).

A resistência torcional dos novos instrumentos fabricados com tratamentos térmicos diferenciados do fio *M-Wire* ainda é pouco citada na literatura. O estudo realizado por Kramkowski & Bahcall (2009) avaliou a resistência à torção dos instrumentos GT e GTX, nos calibres 20 e 30 e *tapers* .04 e .06, e os autores não encontraram diferenças significativas nos valores de torque gerado entre os dois sistemas, porém os instrumentos GT apresentaram maiores valores para deflexão angular para todos os instrumentos testados, exceto para os instrumentos 20/.04.

Johnson *et al.* (2008) comparando instrumentos *ProFile* fabricados com três variantes do fio Nitinol, encontraram diferenças significativas entre os instrumentos fabricados pela Tulsa Dental e Maillefer, mas não entre as variantes de *M-Wire*, onde as propriedades torcionais foram comparáveis.

A eficiência e habilidade dos instrumentos GT na limpeza e formatação de canais radiculares foi objeto de pesquisa de alguns autores. Williamson *et al.* (2009) não encontraram diferenças significativas quando compararam a eficiência no debridamento dos canais radiculares por instrumentos GT, *EndoSequence* e *ProTaper Universal*. Os instrumentos GT foram capazes de preparar canais radiculares com eficiência e segurança, mantendo a curvatura original (Calberson *et al.* 2002, Rödiger *et al.* 2007). Como poucos estudos estão disponíveis na literatura sobre os instrumentos GTX o conhecimento das características dimensionais e propriedades mecânicas destes instrumentos se fazem necessários, para que seja possível sua utilização mais segura na prática endodôntica.

## *OBJETIVOS*

---

---

### 3. OBJETIVOS

Este trabalho teve como objetivo avaliar a influência do emprego de fios de NiTi com tratamento térmico diferenciado na resistência à fratura por fadiga e por torção de instrumentos GTX, em comparação aos instrumentos GT de geometria similar fabricados com fios de NiTi tradicionais. Foram abordadas as seguintes questões específicas:

- Comparação da geometria e estabilidade dimensional de instrumentos GT e GTX, avaliadas por meio de medidas de comprimento da parte ativa, diâmetro do instrumento a cada milímetro da parte ativa, distância entre as lâminas de corte (*itches*) e ângulo de ponta.
- Comparação da composição química das ligas NiTi utilizadas na confecção dos instrumentos GT e GTX, avaliada por espectroscopia de energia de raios X (EDS), das fases presentes no material, determinadas por difratometria de raios X (DRX), e das temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas por calorimetria exploratória diferencial (DSC).
- Avaliação da influência do material e da geometria dos instrumentos de NiTi GT e GTX, caracterizada pelo calibre de ponta e *taper* (conicidade), em sua resistência à fadiga, avaliada pelo número de ciclos até a fratura em ensaios de laboratório.
- Avaliação da influência do material e da geometria dos instrumentos de NiTi GT e GTX em seu comportamento em torção, avaliado pelos parâmetros torque máximo e deflexão angular até a fratura, determinados em ensaios de torção.

Espera-se que os resultados obtidos possam contribuir de maneira efetiva para o controle das falhas observadas na prática clínica, tornando a terapia endodôntica, baseada no uso dos instrumentos rotatórios de NiTi, mais segura e eficiente. Espera-se também contribuir para um maior conhecimento da fadiga mecânica e comportamento em torção de ligas NiTi superelásticas com tratamento térmico diferenciado.

*METODOLOGIA*

---

---

## 4. METODOLOGIA

### 4.1. Instrumentos Endodônticos Analisados

Instrumentos *ProFile* GT (GT) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e *ProFile* GT Series X (GTX) (Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, USA) com calibre de ponta 20 e *tapers* .04 e .06 foram utilizados neste estudo. Os instrumentos foram adquiridos dos fornecedores habituais, selecionados e divididos em dois grupos para análise do comportamento mecânico:

- Grupo Experimental de Fadiga: 10 instrumentos GT 20/.06 e 10 instrumentos GTX 20/.06 novos foram ensaiados em dispositivo de bancada de fadiga até a ruptura, para se estabelecer o número médio de ciclos até a fratura (NCF) que um instrumento novo pode realizar em condições as mais próximas possíveis da prática clínica.
- Grupo Experimental de Torção: 10 instrumentos GT 20/.04 e 10 instrumentos GTX 20/.04 novos foram ensaiados em dispositivo de bancada para testes de torção até a ruptura para determinação dos valores de torque máximo e deflexão angular até a fratura.

### 4.2. Caracterização do material

A composição química da liga NiTi utilizada na confecção dos instrumentos GT e GTX investigados foi analisada semi-quantitativamente por espectroscopia de energia de raios-X – EDS, realizada no microscópio eletrônico de varredura – MEV (JSM 6360, Jeol, Tokyo, Japão) (Fig. 4.1) em diferentes áreas dos instrumentos GT 20/.04 e GTX 20/.04.



**FIGURA 4.1-** Microscópio eletrônico de varredura (MEV).

Para identificação das fases presentes no material foram realizadas análises por difratometria de raios-X - DRX (PW 1710, Philips-PANalytical, Almelo, Holanda) nos instrumentos GT e GTX. Foram empregadas amostras contendo 9 mm de haste e 6 mm de parte ativa de dez instrumentos sem uso GT 20/06 e dez GTX 20/06. Estas dimensões foram escolhidas em função da área da amostra em que os raios-X incidem, devendo ser mantida constante e igual a  $12 \times 12 \text{ mm}^2$ , pelo emprego de fenda divergente de tamanho variável. O conjunto de seções de instrumentos, 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  $\text{Cu-K}\alpha$ , cristal monocromador de grafita, varredura por passo entre 10 e  $120^\circ 2\theta$ , passo de  $0,01^\circ 2\theta$  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*.

Objetivando caracterizar as temperaturas de transformação da liga utilizada na confecção dos instrumentos GT e GTX, as hastes destes instrumentos foram ensaiadas por calorimetria exploratória diferencial (*Differential Scanning Calorimetry – DSC*, DSC 60, Shimadzu, Kyoto, Japão) (Fig. 4.2). Amostras de 2 mm de comprimento, com cerca de 20 mg, foram seccionadas cuidadosamente, utilizando ferramenta de corte apropriada, e ensaiadas no intervalo de temperaturas de  $-80^\circ\text{C}$  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 4.2-** *Differential Scanning Calorimetry (DSC)*, utilizado na caracterização das temperaturas de transformação.

#### **4.3. Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos**

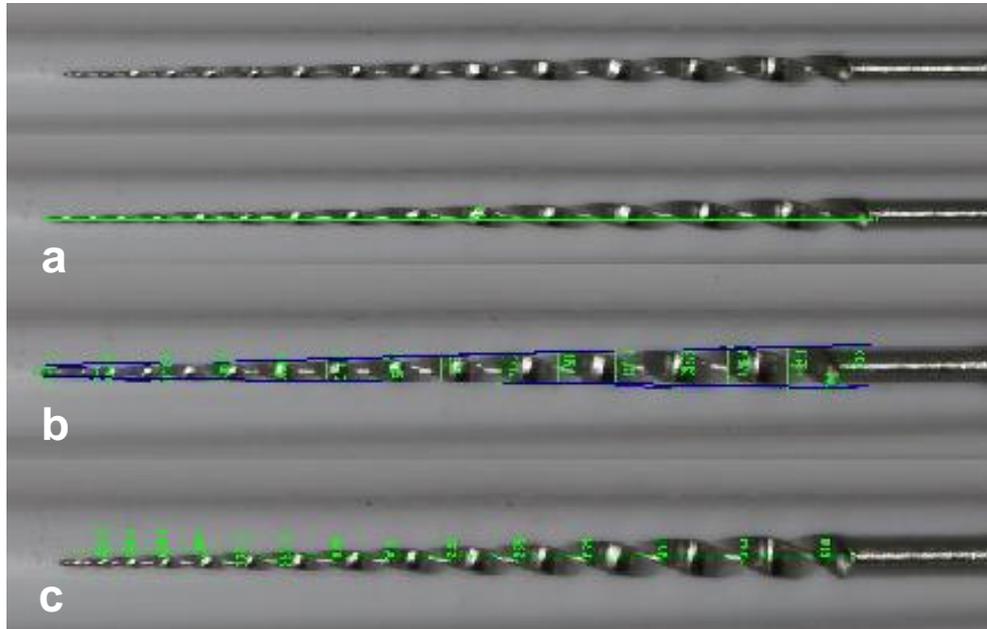
Vinte instrumentos GT 20/.04 e 20/.06 e outros vinte instrumentos GTX de mesmo calibre e *taper* foram fotografados e suas imagens foram analisadas pelo software Image-Pro Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA). Foram realizadas medidas do comprimento total da parte ativa, da distância entre as lâminas de corte (*itches*), e do diâmetro a cada milímetro da ponta, com a intenção de se observar a uniformidade dimensional dos instrumentos.

Para a análise das imagens com o programa Image-Pro Plus 6.0, as imagens de cada instrumento foram calibradas, tendo como referência a régua milimetrada fotografada ao lado dos mesmos (Fig. 4.3). A medida do comprimento da parte ativa foi realizada traçando-se uma linha a partir da ponta do instrumento até o término da lâmina cortante (Fig. 4.4.a). As medidas dos diâmetros foram realizadas traçando tangentes às superfícies externas de cada instrumento e posteriormente traçando uma linha que interceptasse as tangentes externa direita e esquerda a cada milímetro da parte ativa

do instrumento (Fig. 4.4.b). As medidas das distâncias entre as lâminas de corte (comprimento de *pitches*) foram realizadas a partir da região interna de uma lâmina de corte à seguinte em todo o comprimento da parte ativa (Fig. 4.4.c).



**FIGURA 4.3** - Fotografia dos instrumentos para análise da uniformidade dimensional.



**FIGURA 4.4** - Imagens obtidas com o programa Image Pro-Plus 6.0 mostrando as medidas do comprimento total da parte ativa (a), do diâmetro a cada milímetro a partir da ponta (b) e da distância entre as lâminas de corte (c) de um instrumento GT.

Para a realização das medidas do ângulo de ponta de cada instrumento foi utilizado um microscópio TM Mitutoyo Japão (Fig. 4.5) equipado com um micrômetro digital, com um aumento de 30x. A medida do ângulo de ponta foi feita através do goniômetro do aparelho. Para tanto, uma das bordas da ponta foi posicionada paralela a uma das guias de referência, obtendo-se uma primeira medida em graus (m1). A segunda medida (m2) foi obtida girando o cursor do goniômetro até que a guia de referência utilizada anteriormente ficasse paralela à outra borda da ponta. A diferença resultante entre estas duas resultou na medida do ângulo de ponta. Este procedimento foi repetido três vezes um mesmo instrumento, considerando-se como medida final a média das três medições.

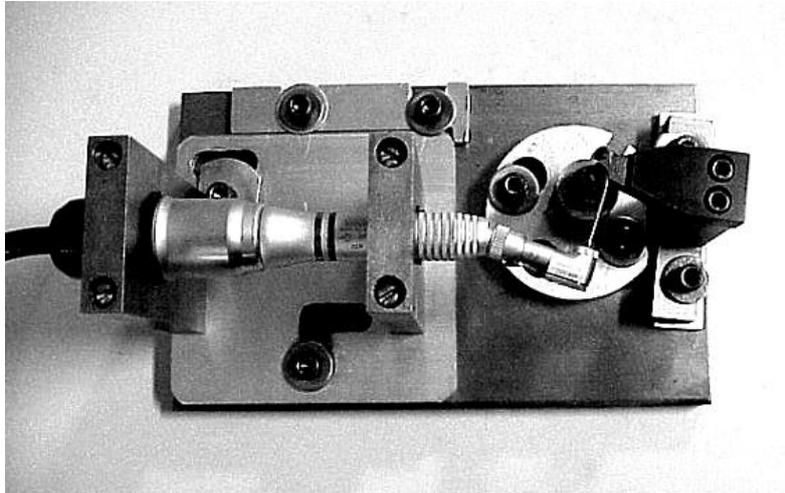


**FIGURA 4.5** – Microscópio TM Mitutoyo (Japão) com instrumento posicionado para medida do ângulo de ponta.

#### **4.4. Ensaios de Fadiga**

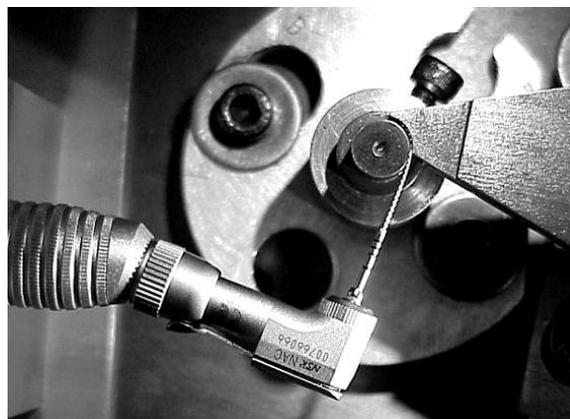
Os ensaios de fadiga foram realizados em um dispositivo de bancada desenvolvido em trabalhos anteriores (Bahia & Buono 2005, Vieira *et al.* 2008, Melo *et al.* 2008), que permite a livre rotação dos instrumentos em um canal artificial curvo, simulando a condição geométrica limite da instrumentação rotatória na prática clínica, considerando apenas os esforços de flexão na região de curvatura máxima. O dispositivo de ensaio de fadiga, mostrado em detalhe na Fig. 4.6, consiste de uma base de aço carbono com suportes para fixação da peça de mão e do canal artificial. A peça de mão é presa por dois suportes de latão que, por sua vez, são fixados em uma base móvel. Assim, uma vez ajustadas todas as partes da bancada, o único conjunto que pode ser movido é o da peça de mão. Este conjunto pode movimentar-se na direção horizontal, permitindo a troca de instrumentos e seu retorno à posição de teste. Nesta posição, o ajuste da plataforma móvel a um batente previamente regulado garante que os

instrumentos sejam ensaiados na mesma posição, ou seja, com o ponto de curvatura máxima na mesma região do instrumento.



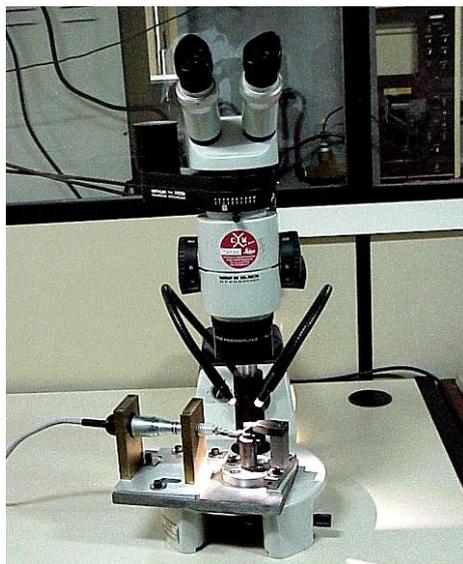
**FIGURA 4.6** - Dispositivo de bancada para ensaios de fadiga.

Conforme mostrado na Fig. 4.7, o canal artificial é formado por uma peça de aço ferramenta ABNT H13, usinada na forma de um arco cuja curvatura se ajusta a um cilindro guia, feito do mesmo material, com raio de 5 mm. Após a usinagem, o canal artificial foi temperado, para impedir o desgaste pelos instrumentos ensaiados, especialmente os de maior diâmetro, o que poderia alterar o raio de curvatura especificado. A geometria do canal artificial, caracterizada por seu ângulo e raio de curvatura de  $45^\circ$  e 5 mm, respectivamente, foi escolhida com base em valores médios destes parâmetros obtidos na literatura (Pruett *et al.* 1997, Haikel *et al.* 1999, Bahia 2004) e confirmados pelo exame das raízes mesiais de 82 molares inferiores extraídos (Martins *et al.* 2002, Martins 2003) e 180 molares humanos (Vieira *et al.* 2008).



**FIGURA 4.7** - Instrumento posicionado no canal artificial de aço temperado.

O posicionamento dos instrumentos no canal artificial, de forma a definir o ponto de curvatura máxima em torno de 3 mm da ponta, foi realizado considerando a avaliação dos instrumentos usados nos ensaios *in vivo* com instrumentos *ProFile*. As imagens obtidas por MEV dos instrumentos utilizados na formatação dos canais radiculares mostraram que a incidência de microtrincas na superfície destes instrumentos se deu no intervalo entre a 2ª e 5ª estrias, com maior prevalência entre as 2ª e 3ª estrias (Bahia & Bueno, 2005, Vieira *et al.* 2008). A medida da distância dessa região em relação à ponta do instrumento, realizada em um projetor de perfis (Mitutoyo, Tokyo, Japão), revelou que a fadiga dos instrumentos ocorre, em média, entre 1,4 e 3,8mm da ponta do mesmo. Portanto, no dispositivo desenvolvido para os ensaios de fadiga, o instrumento foi posicionado de forma a manter a curvatura máxima dentro deste intervalo. A peça de mão (WH 975, DentalWork, Burmoos, Áustria) possui redução de 16:1 e o acionamento das limas foi realizado utilizando um motor elétrico endodôntico de baixa rotação e controle de torque (Endo-Plus, VK-Driller, São Paulo, SP, Brasil). O motor foi operado a 300rpm e programado para exercer um torque máximo de 5 N.cm (0,05N.m). Desta forma, erros de montagem como pressão do canal artificial sobre o instrumento, ocasionando tensões de atrito excessivas entre o instrumento e as paredes do canal artificial, seriam comunicados ao operador pelo aparelho e o ensaio interrompido. Durante os ensaios, o atrito foi minimizado pelo emprego de óleo de silicone como lubrificante. O tempo de ensaio foi registrado utilizando um cronômetro digital. O número de ciclos até a fratura (NCF) foi obtido multiplicando-se a velocidade de rotação pelo tempo até a fratura. O dispositivo de ensaios de fadiga foi posicionado sob uma lupa estereomicroscópica, para facilitar a observação da fratura (Fig. 4.8).

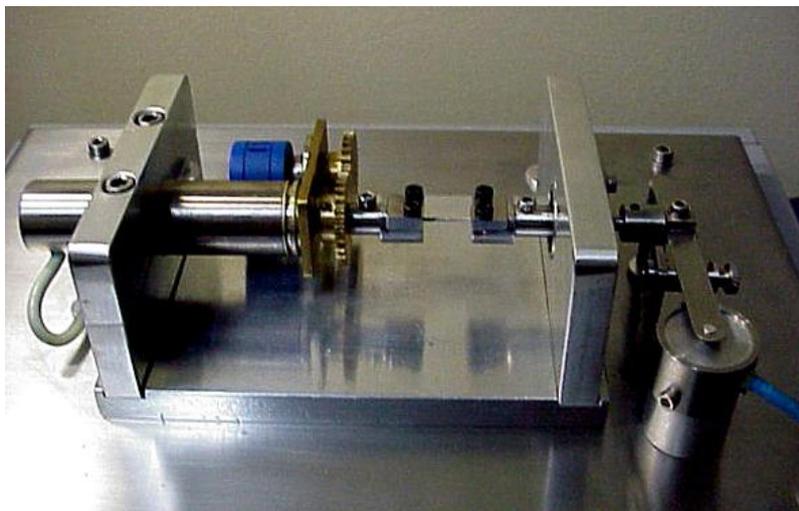


**FIGURA 4.8** - Bancada de teste posicionada sob a lupa estereomicroscópica.

Desta maneira, 10 instrumentos GT 20/06 e 10 instrumentos GTX 20/06, compondo o Grupo Experimental de Fadiga, foram ensaiados até a ruptura na bancada de fadiga, para se estabelecer o número médio de ciclos até a fratura (NCF) que cada instrumento pode realizar.

#### 4.5. Ensaios de Torção

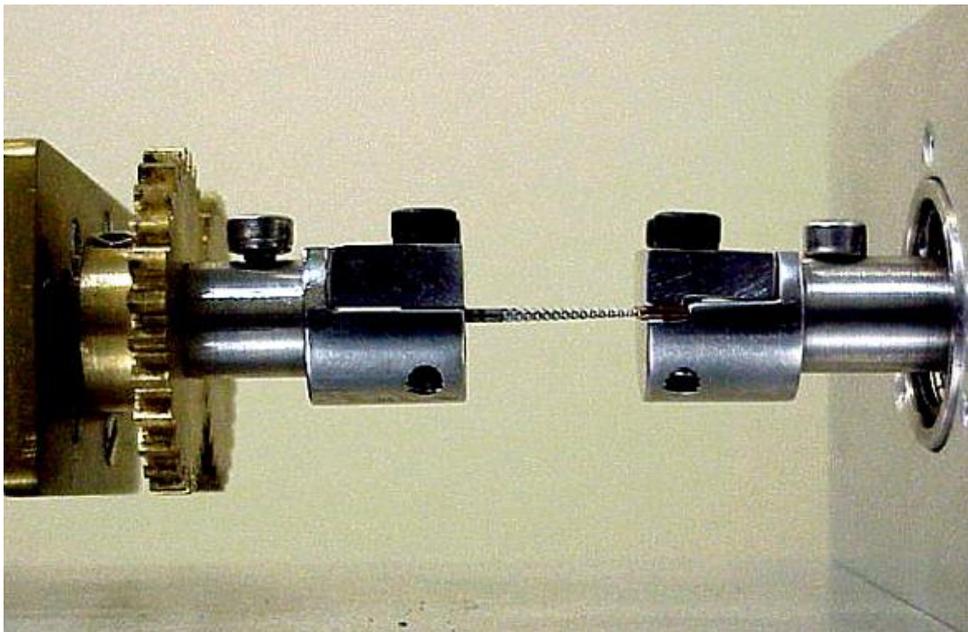
Para os ensaios de torção, que foram realizados de acordo com a Especificação N° 28 da ANSI/ADA, foi projetada e construída uma máquina de torção para testes em bancada pela empresa Analógica Ltda. (Belo Horizonte, MG, Brasil), utilizada nos estudos de Bahia *et al.* 2006 e Melo *et al.* 2008. Este dispositivo, mostrado em detalhe na Fig. 4.9, dispõe de um indicador de processo (Eurotherm 2408i, exatidão de 1% e reprodutibilidade melhor que 0,1% da faixa), para monitorar e fornecer o torque instantâneo, e um controlador de processo (Eurotherm 2416, com linearidade de 0,5%, reprodutibilidade de 0,01%, rotação máxima de cinco rotações e resolução melhor que 500 pontos por rotação), que monitora e fornece os valores correspondentes de deflexão angular. A medição de torque foi realizada utilizando uma célula de carga, que através de um braço de alavanca mede o torque sobre o eixo que suporta a ponta de fixação do instrumento. Esta célula possui capacidade de até 500gf e está conectada ao indicador de processo. A medição e controle do ângulo de rotação foram realizados através de um transdutor de posição angular do tipo resistivo, conectado ao controlador de processo. O dispositivo de ensaio possui, ainda, um programa para aquisição e processamento dos dados, especialmente desenvolvido para comunicação com os instrumentos de leitura de carga e ângulo de rotação.



**FIGURA 4.9** - Máquina de torque para teste de torção.

Após o registro da velocidade de rotação angular no controlador de rotação (2rpm no sentido horário, em todos os ensaios) e da carga máxima de segurança da célula de carga no indicador de carga (de acordo com o diâmetro do instrumento), a posição do motor foi “zerada” e a amostra posicionada.

Para a colocação dos instrumentos GT e GTX na máquina de testes, seus cabos foram removidos, com um alicate adequado, no ponto de união do cabo com a haste. As hastes foram então introduzidas na garra de acionamento. Os 3 mm da ponta do instrumento foram presos na 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. O aprisionamento seguro da ponta do instrumento foi feito utilizando duas lâminas de cobre recozido de 0,3 mm de espessura, posicionadas entre o instrumento e as garras (Fig. 4.10).



**FIGURA 4.10** - Instrumento aprisionado nas garras do dispositivo para teste de torção.

Desta forma, foram ensaiados 10 instrumentos GT 20.04 e 10 instrumentos GTX 20.04 para determinação dos valores médios de torque máximo e de deflexão angular até a fratura, representando o Grupo Experimental de Torção.

#### **4.6. Caracterização da Superfície dos Instrumentos**

Três instrumentos novos GT e GTX de cada *taper*, aleatoriamente selecionados, foram analisados por microscópio eletrônico de varredura – MEV (JSM 6360, Jeol, Tokyo, Japão), com o objetivo de se observar as características geométricas e superficiais dos mesmos. Para a análise no MEV, os instrumentos foram previamente lavados com escova e detergente líquido em água corrente e colocados em uma cuba ultra-sônica por cinco minutos, utilizando acetona PA para remoção de detritos resultantes do processo de fabricação. Em seguida, os instrumentos foram secos à temperatura ambiente, sobre um papel absorvente. A partir deste momento, os instrumentos foram manipulados com o auxílio de uma pinça, com o intuito de manter a parte ativa livre de fragmentos.

#### **4.7. Análise das Superfícies de Fratura**

As superfícies de fratura de instrumentos de cada tipo, ensaiados até a ruptura em fadiga, foram analisadas por MEV (JSM 6360, Jeol, Tokyo, Japão) para avaliar as características microscópicas decorrentes da fratura por fadiga. Para estas observações, foram escolhidos aleatoriamente três instrumentos de cada tipo, totalizando seis instrumentos.

#### **4.8. Análise Estatística**

A comparação dos valores médios dos parâmetros determinados nos ensaios dos Grupos Controle de Fadiga e de Torção dos diferentes tipos de instrumentos foi realizada utilizando o teste ANOVA, uma vez que estudos anteriores (Martins 2003) demonstraram que os valores dos parâmetros medidos apresentam uma distribuição normal. O coeficiente de confiabilidade empregado nos testes de hipóteses realizados no presente trabalho foi  $\alpha = 95\%$ .

## *RESULTADOS E DISCUSSÃO*

---

## 5. Resultados e Discussão

### 5.1. Caracterização do Material

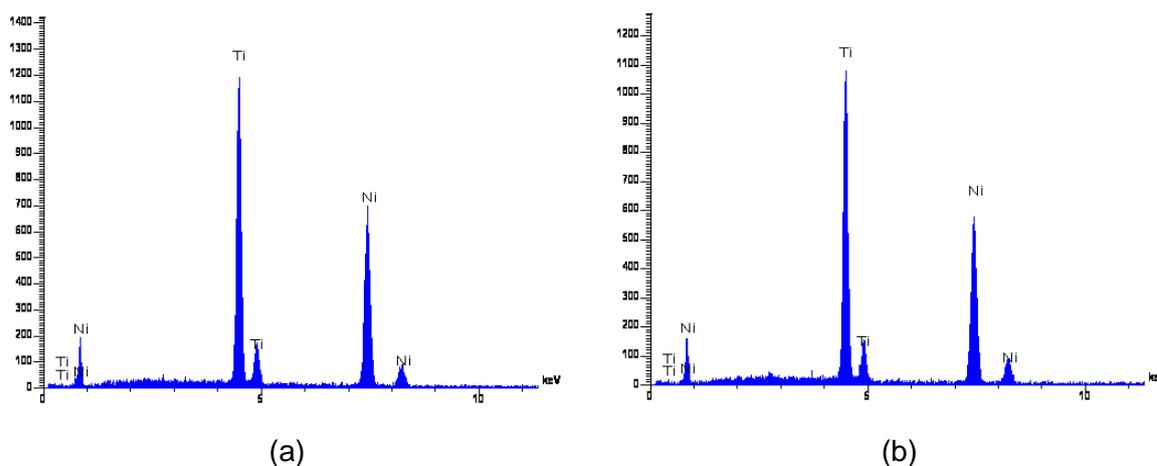
#### 5.1.1. Composição química

A análise da composição química por Espectroscopia de Energia de Raios-X (EDS), realizada no microscópio eletrônico de varredura, em dez diferentes áreas de instrumentos GT e GTX mostrou que, em média (desvio padrão igual a 0,3%atNi), a liga utilizada tem a composição química representada na Tabela V.1, correspondendo à fornecida pelo fabricante.

**TABELA V.1-** Valores médios da composição química, determinados por EDS de instrumentos GT e GTX.

Elemento	GT		GTX	
	% Atômica	% Peso	% Atômica	% Peso
Ti	49,40	44,34	49,55	44,49
Ni	50,59	56,65	50,44	56,50
Total	100,00	100,00	100,00	100,00

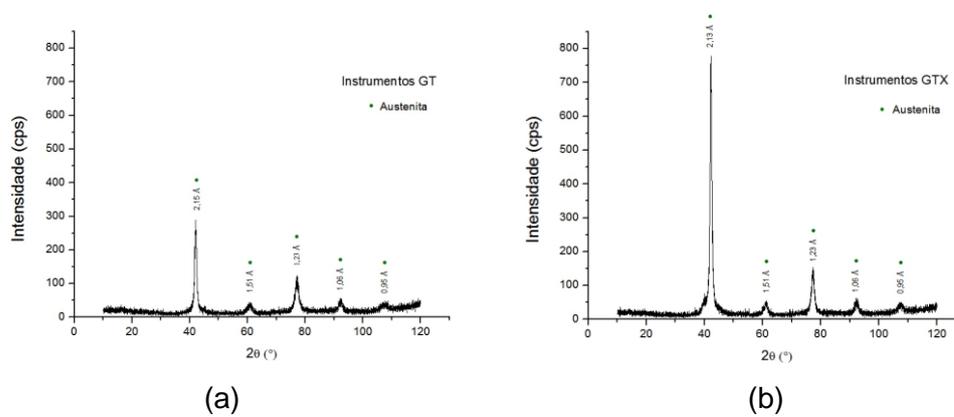
A Fig. 5.1 mostra espectros típicos de EDS obtidos em instrumentos GT (Fig.5.1.a) e GTX (Fig.5.1.b), respectivamente.



**FIGURA 5.1** – Espectros de energia de raios-X (EDS) obtidos em área de instrumentos GT 20.04 (a) e GTX 20.04 (b).

### 5.1.2. Fases presentes

Os difratogramas de raios-X obtidos nos instrumentos GT e GTX são mostrados na Fig. 5.2. Observa-se, nos dois difratogramas, apenas a presença da austenita (fase  $\beta$ , de estrutura B2). Resultado semelhante foi encontrado por Bahia (2004), em difratogramas de instrumentos *ProFile 30/.06*, indicando que a liga era completamente austenítica à temperatura ambiente. A maior intensidade de picos no difratograma dos instrumentos GTX (Fig. 5.2.b) é resultado do recozimento do fio de NiTi utilizado na confecção destes instrumentos.



**FIGURA 5.2** - Difratogramas obtidos em instrumentos (a) GT e (b) GTX 20/.06.

Embora a composição química das ligas e o processo de fabricação dos instrumentos (descrito na seção 3.1), envolvendo trefilação e recozimento em baixas temperaturas, promovam as condições apropriadas à formação de finos precipitados de  $Ti_3Ni_4$  e ao aparecimento da fase R (Miyazaki & Otsuka 1986), nenhuma evidência da presença destas fases foi observada nos difratogramas obtidos. É possível, que a temperatura e o tempo de recozimento utilizados nos fios trefilados *M-Wire*, não definidos pelo fabricante, tenham sido insuficientes para promover a precipitação de  $Ti_3Ni_4$  em quantidade que pudesse ser detectada por DRX.

### 5.1.3. Temperaturas de transformação

As temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas por DSC em amostras de instrumentos GT novos, são mostradas na Tabela V.2. Verifica-se que a temperatura  $M_s$  encontra-se abaixo da temperatura ambiente, o que justifica a presença da fase  $\beta$ , detectada na análise por difração de raios-X (DRX). A presença

de picos correspondentes à formação e transformação reversa da fase R foram observados nas curvas de DSC de instrumentos GT, porém no DRX esta fase não foi detectada. Bahia (2004) não observou a ocorrência de fase R em DSC realizados em instrumentos fabricados com liga de NiTi convencional (*ProFile 30/06*), tendo sido identificadas apenas a transformação de austenita para martensita no resfriamento e a transformação reversa de austenita para martensita no aquecimento.

As temperaturas de transformação martensítica e reversa, determinadas por DSC em amostras de instrumentos GTX novos, são mostradas na Tabela V.2. A presença de picos correspondentes à transformação reversa e fase R foi observada nas curvas de DSC de instrumentos GTX, porém na análise por difração de raios-X apenas a presença da fase  $\beta$  foi detectada. Yahata *et al.* (2009) observaram resultados semelhantes quando avaliaram as temperaturas de transformação em fios de NiTi submetidos a tratamentos térmicos entre 440° à 500°C. Ao realizar DSC, o metal (NiTi) tratado termicamente, apresentou uma mistura de fases austenita e martensita com dois picos endotérmicos durante o aquecimento, indicando uma transformação reversa passando pela fase R, sendo compatíveis com a ocorrência do efeito superelástico nas condições necessárias para emprego clínico do instrumento. 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°C e  $M_s$  entre -17 e 19°C, o que certamente está em desacordo com outros dados da literatura sobre ligas NiTi superelásticas (Otsuka & Wayman 1998, Pelton *et al.* 2000).

Os valores relatados por Kuhn & Jordan (2002) para as temperaturas de transformação martensítica e reversa de instrumentos *ProFile 20/04* novos foram respectivamente 35 e 39°C. Estes valores são em média próximos aos do presente trabalho para instrumentos GTX (Tabela V.2).

**TABELA V.2** – Valores médios (desvio padrão) das temperaturas de transformação martensítica e reversa de instrumentos GT e GTX determinados por DSC.

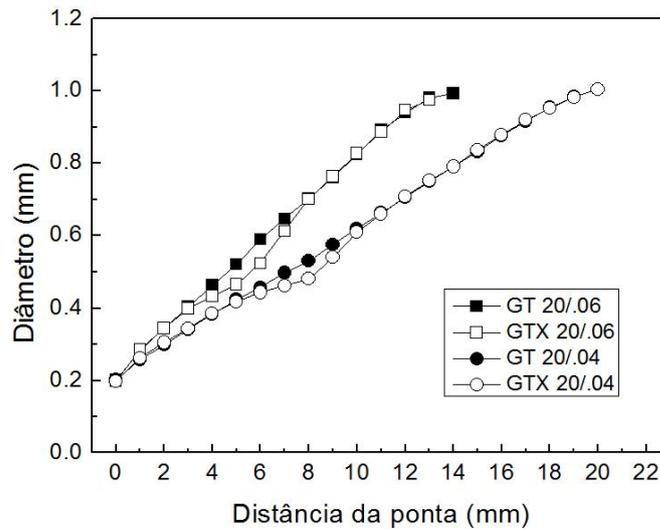
Instrumento	Temperaturas de Transformação (°C)			
	$M_s$	$M_f$	$A_s$	$A_f$
GT	2,5 (0,7)	-11,7 (0,6)	-4,7 (0,2)	10,2 (0,3)
GTX	36,2 (0,9)	24,1 (0,7)	29,0 (0,4)	43,4 (0,4)

É possível que os maiores valores das temperaturas de transformação para os instrumentos GTX em relação aos GT sejam devido à reação de precipitação de  $Ti_3Ni_4$ , nos estágios iniciais do recozimento a baixas temperaturas, onde os átomos de Ni se congregam nos precipitados e os átomos de Ti se movem para a matriz de fase  $\beta$ , com conseqüente redução no conteúdo de Ni da matriz. Como a matriz se torna enriquecida em Ti, a temperatura de transformação aumenta.

## 5.2. Caracterização geométrica e estabilidade dimensional dos instrumentos

### 5.2.1. Medidas dos diâmetros

Vinte instrumentos GT 20/.04 e 20/.06 ( $n = 10$ ) e outros vinte instrumentos GTX de mesmo calibre e *taper*, totalizando 40 instrumentos, foram inspecionados como descrito na metodologia (seção 4.3). Os diâmetros destes instrumentos foram medidos em toda a parte ativa, sendo o primeiro na ponta ( $D_0$ ) e o último, em uma região 19 mm distante da mesma para instrumentos GT e GTX 20/.04 e, de  $D_0$  à uma região 14 mm distante do mesmo para instrumentos GT e GTX 20/.06, correspondendo ao final da parte ativa de cada instrumento (Anexo I). Foi observado que a conicidade da seção cortante das lâminas aumentou uniformemente, em média, de  $D_0$  a  $D_{19}$ , de 0,04 mm a cada milímetro, para os instrumentos *taper* .04 e, para os instrumentos *taper* .06 o aumento da conicidade foi de 0,06 mm a cada milímetro de  $D_0$  a  $D_{14}$ , proporcionando aos instrumentos a conicidade descrita pelos fabricantes (GT-Dentsply Maillefer e GTX-Dentsply Tulsa Dental). A partir da análise da Fig. 5.3, que apresenta os diâmetros médios dos instrumentos GT e GTX 20/.04 e 20/.06, pode ser verificada uma ligeira alteração na linearidade para os instrumentos GTX, que corresponde à variação na espessura dos planos radiais presente na geometria das lâminas de corte destes instrumentos. Estes dados não estão disponíveis na literatura e nem são fornecidos pelos fabricantes.



**FIGURA 5.3** – Valores médios dos diâmetros dos instrumentos GT e GTX 20/04 e 20/06.

### 5.2.2. Comprimento da parte ativa

As medidas dos comprimentos da parte ativa dos instrumentos GT e GTX 20/04 e 20/06 estão relacionadas na Tabela V.3 e Anexo II. Podem ser observados valores médios de comprimento de parte ativa significativamente maiores para os instrumentos 20/04 em ambos instrumentos GT e GTX.

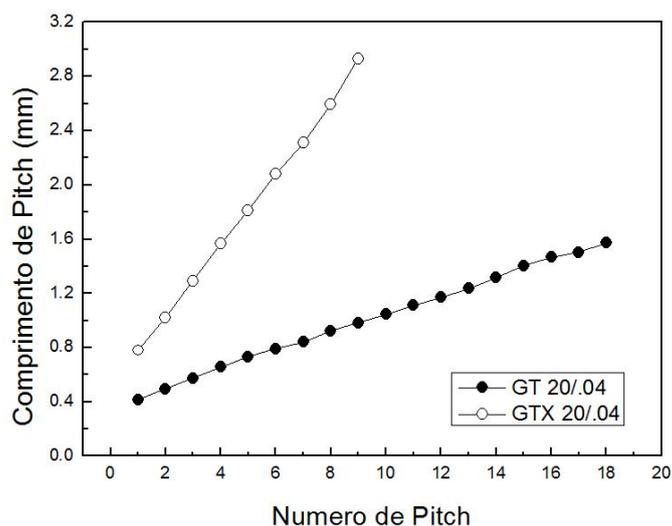
**TABELA V.3-** Valores médios do comprimento da parte ativa dos instrumentos GT e GTX 20/04 e 20/06.

GT		GTX	
20/04	20/06	20/04	20/06
19,43 (0,13)	14,04 (0,4)	20,18 (0,2)	13,84 (0,13)

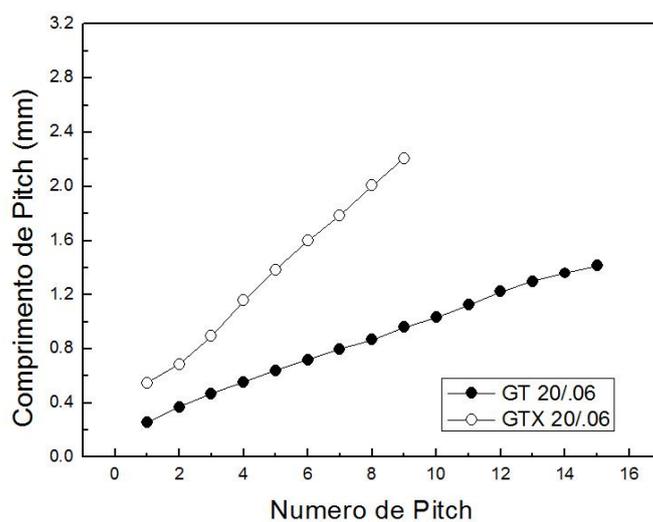
### 5.2.3. Medidas das distâncias entre as lâminas de corte

As medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*pitches*) foram realizadas em todo o comprimento da parte ativa dos 40 instrumentos analisados. Os valores médios das distâncias entre os *pitches* de instrumentos GT 20/04 e GTX 20/04 analisados, e dos instrumentos GT 20/06 e GTX 20/06 estão representados, respectivamente nas

Figs. 5.4 e 5.5 (Anexo III). Foi observada variação entre as lâminas com um aumento gradativo das mesmas ao longo da haste nos instrumentos GT e GTX. Os instrumentos GTX apresentaram uma distância maior entre os *pitches* quando comparados aos instrumentos GT.



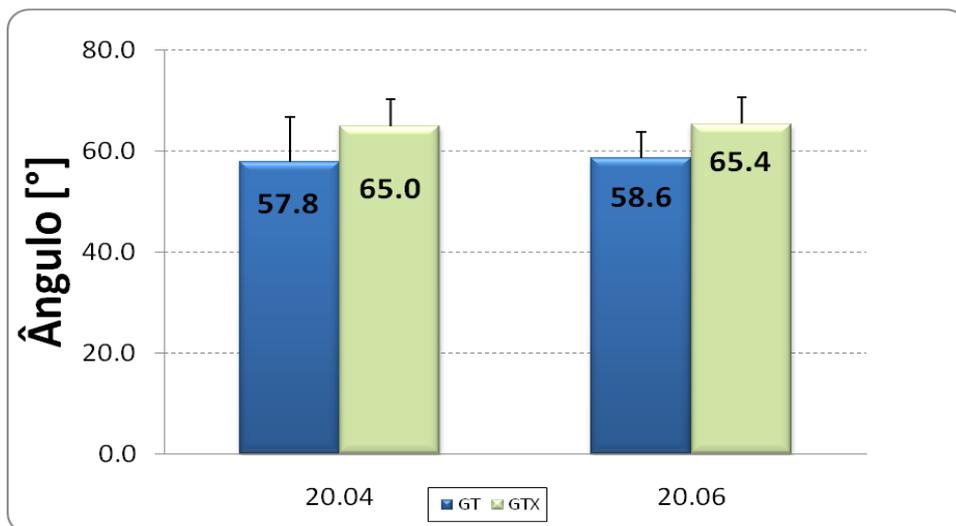
**FIGURA 5.4** – Valores médios dos comprimentos de *pitches* de instrumentos GT e GTX 20/04.



**FIGURA 5.5** - Valores médios dos comprimentos de *pitches* de instrumentos GT e GTX 20/06.

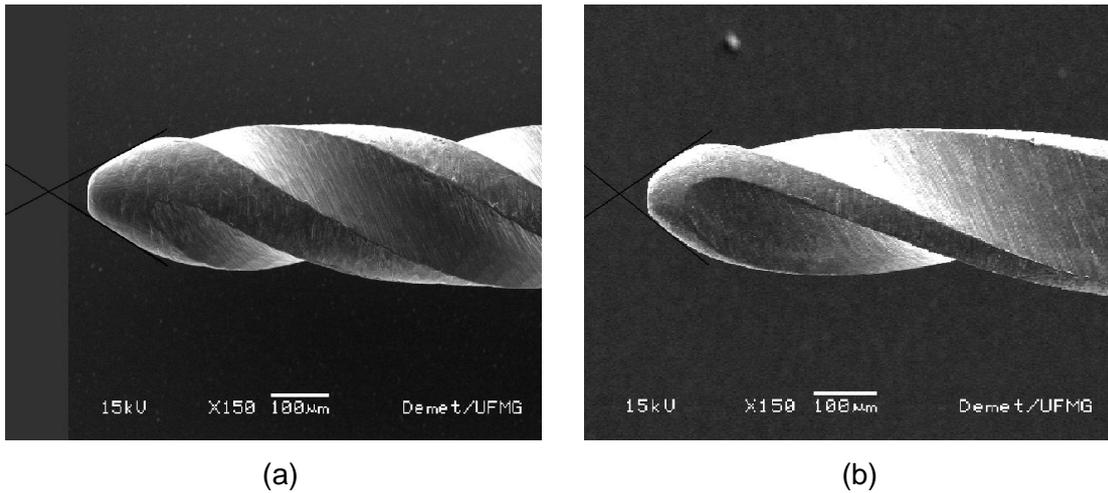
#### 5.2.4. Medidas dos ângulos de ponta

As medidas dos ângulos de ponta dos instrumentos GT e GTX foram realizadas conforme mencionado na seção 4.3. As medidas dos ângulos de ponta dos dois tipos de instrumentos apresentaram algumas variações. Pode ser verificado um aumento nos valores médios de ângulo de ponta dos instrumentos GTX (65°) em relação aos instrumentos GT (58°). As médias das medidas referentes a cada grupo de instrumentos estão apresentadas separadamente na Fig. 5.6 e Anexo IV. Estes dados não estão disponíveis na literatura, e nem são fornecidos pelos fabricantes. A comparação estatística dos valores médios de ângulo de ponta entre os instrumentos GT e GTX 20/.04 mostra diferença significativa ( $p \leq 0,025$ ) entre os pares de instrumentos. Da mesma forma, diferença estatisticamente significativa ( $p \leq 0,026$ ) foi encontrada na comparação dos valores de ângulo de ponta entre os instrumentos GT e GTX 20/.06 analisados.



**FIGURA 5.6**-Valores médios dos ângulos de ponta dos instrumentos GT e GTX 20/.04 e 20/.06.

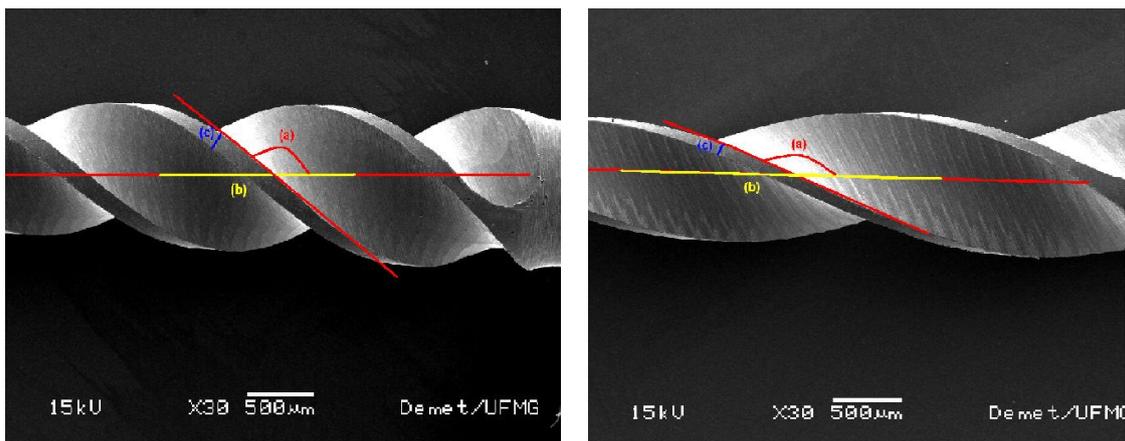
As imagens obtidas por MEV dos ângulos de ponta de instrumentos GT e GTX 20/.04 estão representadas na Fig. 5.7. Pode ser verificada a ponta mais arredondada do instrumento GTX, possivelmente responsável por menos incidência de transporte apical durante a formatação de canais atrésicos e curvos.



**FIGURA 5.7-** Imagens de instrumentos 20/04 (a) GT e (b) GTX, mostrando a variação dos ângulos de ponta.

### 5.2.5. Análise dos instrumentos no microscópio eletrônico de varredura

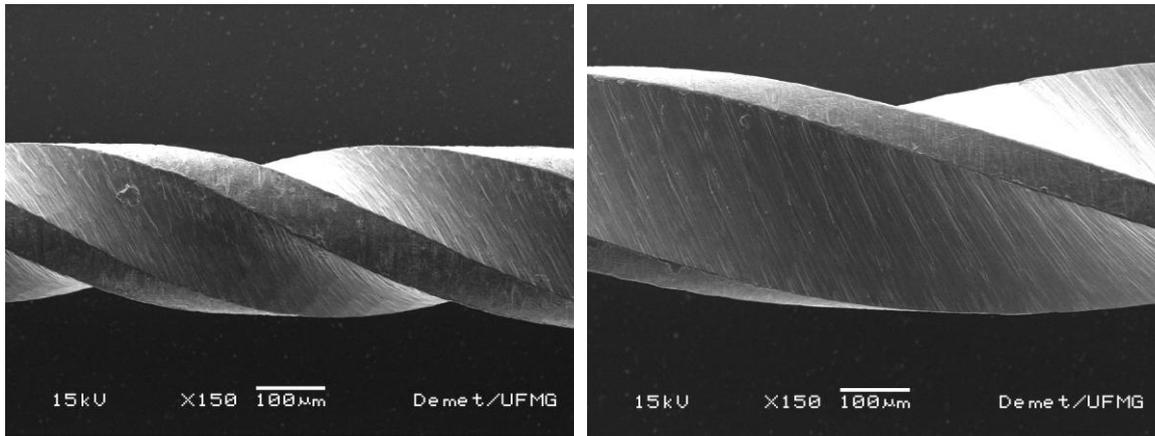
Instrumentos GT e GTX novos foram selecionados aleatoriamente e analisados por microscópio eletrônico de varredura, em aumento de 30x e 150x. Os instrumentos apresentaram boas características de acabamento superficial e uma geometria bem definida em termos de ponta e haste cortante. O exame, por MEV, das estrias de corte de instrumentos GT e GTX, evidencia a variação no comprimento de *pitches* e ângulo helicoidal ao longo da parte ativa de ambos instrumentos (Fig. 5.8).



**FIGURA 5.8** – Imagens de MEV evidenciando os parâmetros geométricos analisados como: (a) ângulo helicoidal, (b) *pitches* e (c) plano radial de instrumentos GT e GTX.

As estrias normais de usinagem foram observadas em todos os instrumentos, associadas ao processo de usinagem em torno. As análises no MEV possibilitaram ver

em maior aumento e com melhor resolução as características superficiais descritas acima (Fig. 5.9).

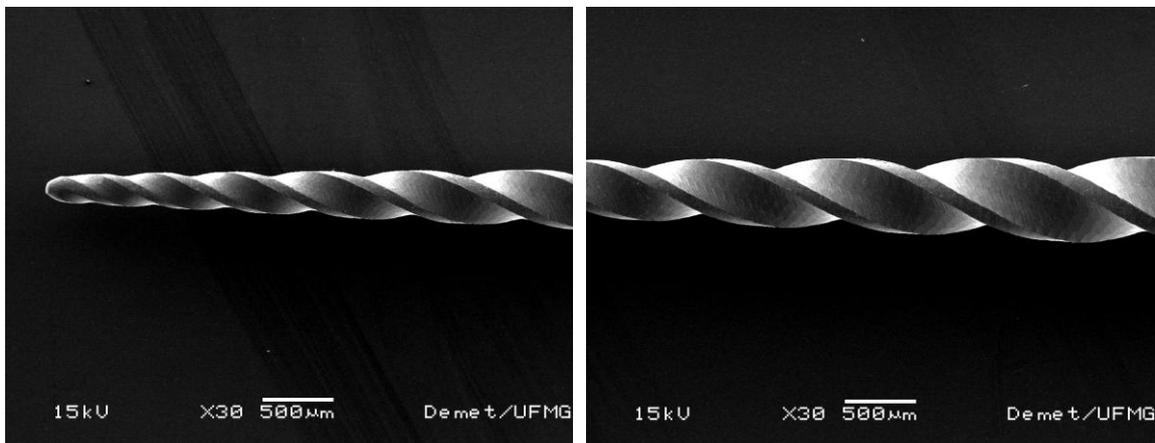


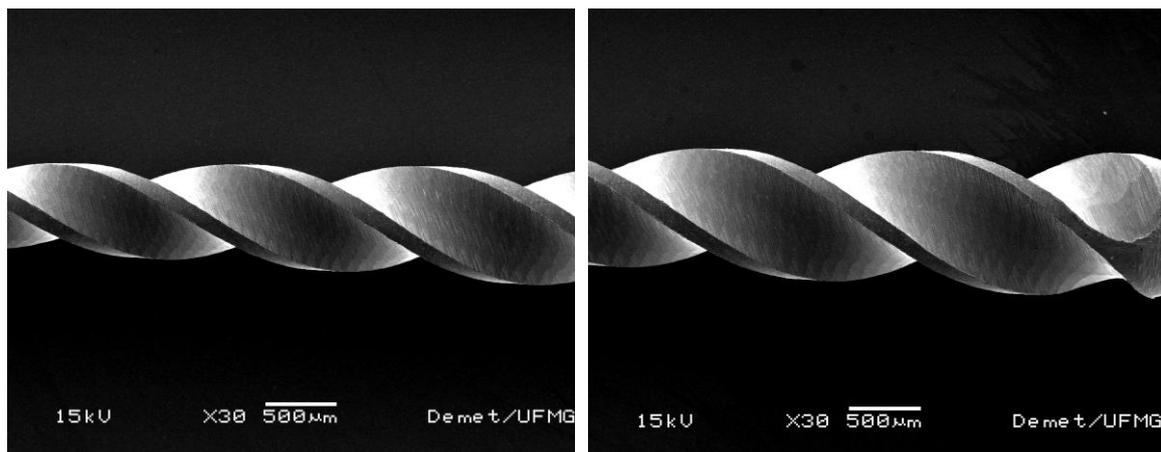
(a)

(b)

**FIGURA 5.9** – Imagens mostrando as características superficiais, decorrentes do processo de usinagem, de instrumentos 20/.04 (a) GT e (b) GTX.

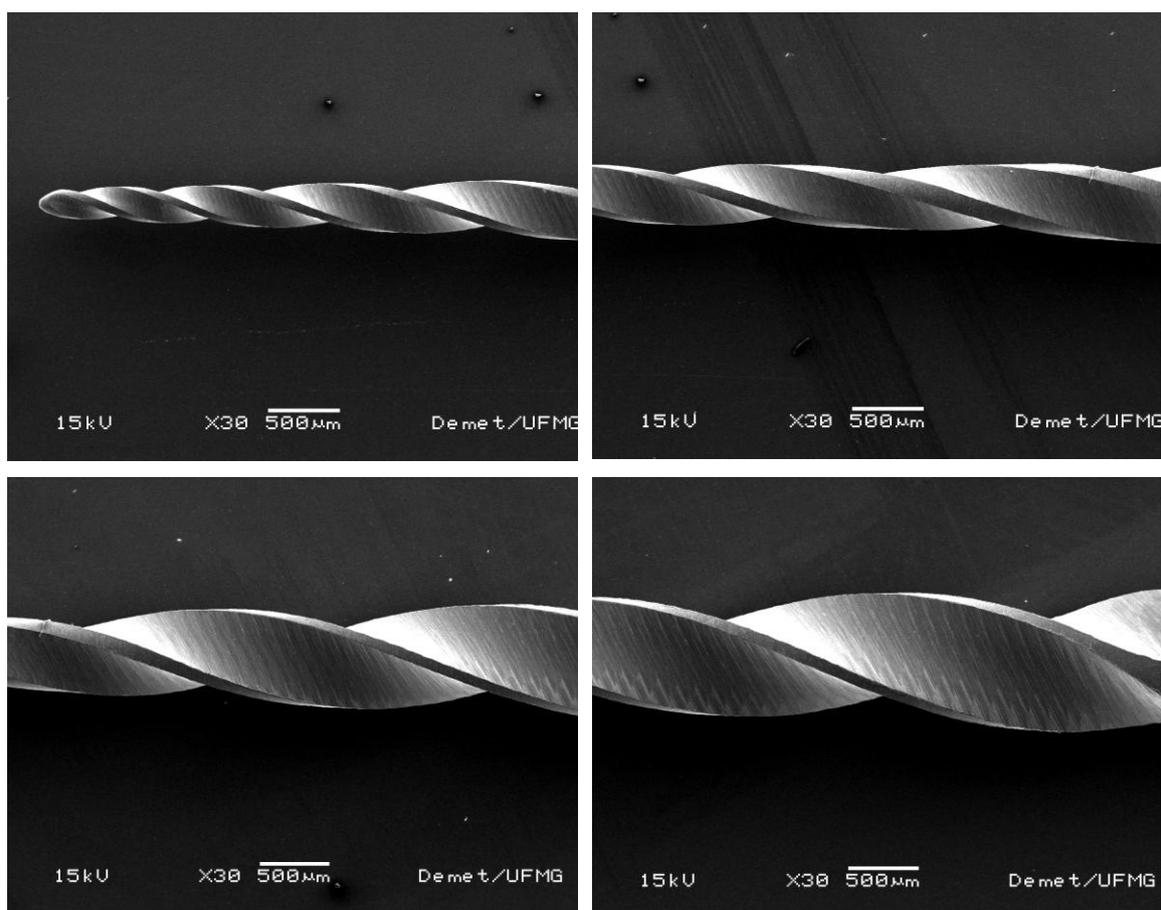
As características geométricas referentes à uniformidade da espessura dos planos radiais em toda a extensão da parte ativa, desde a ponta até a haste, dos instrumentos GT podem ser observadas na Fig. 5.10.





**FIGURA 5.10** – Imagens das regiões de ponta, intermediária e próxima à haste de instrumento GT 20/.06.

Por outro lado, as imagens da Fig. 5.11 mostram a alternância de planos radiais de pequena espessura próximo à ponta, aumento da espessura na região intermediária e retorno à espessura menor na região próxima à haste de um instrumento GTX 20/.06.



**FIGURA 5.11** – Imagens das regiões de ponta, intermediária e próxima à haste de instrumento GTX 20/.06.

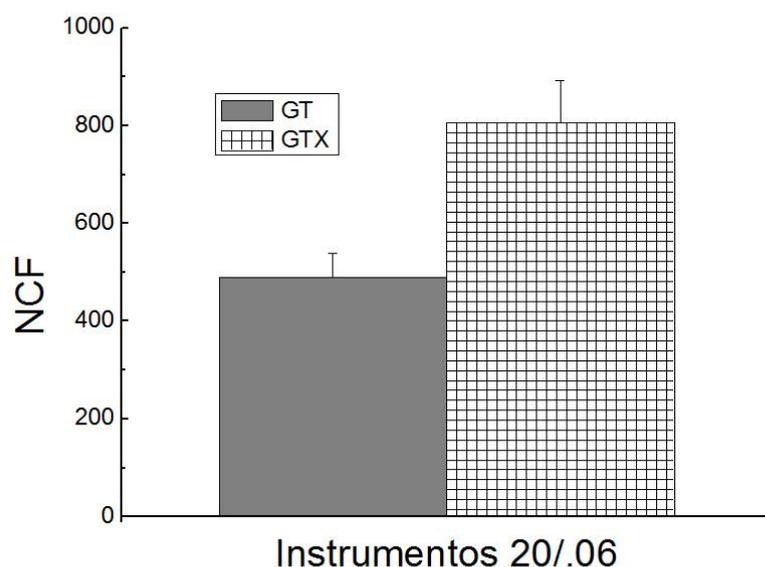
Em resumo, segundo o fabricante as características dimensionais dos instrumentos GT e GTX são semelhantes, porém, após a avaliação dimensional dos dois tipos de instrumentos, foram observadas semelhanças nas medidas de diâmetro a partir da ponta (Fig.5.3). Entretanto, os instrumentos GT apresentaram um maior número de *pitches* quando comparados aos instrumentos GTX, embora estes tenham apresentado maiores valores médios de comprimento de *pitch* que os instrumentos GT (Fig. 5.4 e 5.5), com conseqüente variação nos valores de ângulos helicoidais. Os planos radiais se mantiveram com espessura constante nos instrumentos GT, enquanto nos instrumentos GTX foi observada uma variação na espessura dos mesmos com aumento no terço médio do instrumento e retorno aos valores iniciais próximo à haste, representado pela diminuição da linearidade das medidas de diâmetro a cada milímetro da parte ativa (Fig. 5.3).

### **5.3. Propriedades Mecânicas**

#### **5.3.1. Ensaios de Fadiga**

##### **5.3.1.1. Grupo Experimental de Fadiga**

Os instrumentos GT e GTX 20/.06 novos, que compõem o grupo experimental de fadiga, quando ensaiados em dispositivo de bancada até a ruptura por fadiga, apresentaram os valores médios de número de ciclos até a fratura (NCF) e de posição da fratura em relação ao comprimento total do instrumento (25 mm) mostrados na Fig. 5.12 e na Tabela V.4, respectivamente. O Anexo V apresenta todos os valores medidos para todos os instrumentos GT e GTX 20/.06 novos ensaiados em fadiga.



**FIGURA 5.12** - Valores médios do NCF para instrumentos 20/.06 GT e GTX ensaiados em fadiga até a ruptura.

**TABELA V.4** - Valores médios (desvio padrão) de número de ciclos até a fratura (NCF) e da posição da fratura em relação ao comprimento total (25 mm) de instrumentos GT e GTX ensaiados em fadiga.

Instrumento 20/.06	NCF	Posição de Fratura (mm)
GT	490 (49)	22,0 (0,1)
GTX	807 (86)	22,0 (0,0)

Os resultados apresentados na Fig. 5.12 indicam que os instrumentos GTX 20/.06, fabricados com o fio de NiTi *M-Wire*, quando testados em bancada de fadiga até a ruptura, apresentaram uma vida em fadiga 65% maior que os instrumentos GT, de mesmo calibre e *taper*, fabricados com liga NiTi convencional. A comparação estatística dos valores de NCF de GTX e GT mostra uma resistência em fadiga estatisticamente superior ( $p = 0,000$ ) para os instrumentos GTX. Este resultado está de acordo com aqueles encontrados por Johnson e colaboradores (2008), quando observaram uma resistência à fadiga superior para os instrumentos fabricados com *M-Wire* comparados a instrumentos *ProFile 25/.04*, fabricados com liga NiTi convencional. Ao avaliarem a resistência à fadiga de instrumentos de NiTi, Larsen *et al.* (2009) também encontraram resistência à fadiga significativamente superior para os

instrumentos GTX (*M-Wire*) quando comparados aos instrumentos *ProFile* e *EndoSequence* fabricados com liga NiTi convencional.

Entretanto, em um estudo realizado por Gambarini *et al.* (2008), não foram encontradas diferenças significativas na resistência à fadiga entre instrumentos GTX (*M-Wire*) e K3 (NiTi convencional). É importante salientar que os dois instrumentos comparados por estes autores apresentam desenhos de seção transversal muito diferentes, podendo interferir em suas propriedades mecânicas. Dessa forma, os resultados obtidos podem não refletir apenas a variação dos processos termomecânicos aplicados ao fio *M-Wire* durante a fabricação dos instrumentos GTX. Da mesma forma, Kramkowski e Bahacall (2009) comparando a resistência à fratura por fadiga de instrumentos GT e GTX, em canal artificial com ângulo de curvatura de 45°, não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os instrumentos avaliados.

De um modo geral, alguns autores (Bahia *et al.* 2005, Grande *et al.* 2006, Melo *et al.* 2008), avaliando o comportamento em fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi, relataram que os instrumentos de menor calibre de ponta e *taper* são mais resistentes à fadiga, isto é, apresentam maiores valores médios de NCF, quando testados em bancada de fadiga até a ruptura. Foi estabelecido que as condições mais severas de fadiga em instrumentos rotatórios de NiTi estão associadas a menores raios de curvatura do canal e a instrumentos mais calibrosos (Pruett *et al.* 1997, Haikel *et al.* 1999, Gambarini 2001 b, Bahia 2004, Grande *et al.* 2006).

A geometria do canal radicular é determinante no comportamento em fadiga de instrumentos rotatórios de NiTi, uma vez que os níveis de deformação atingidos dependem do raio de curvatura do canal e da posição do ponto de flexão máxima em relação à ponta do instrumento (Equação 1 seção 2.5). Este último parâmetro determina, para cada calibre de ponta e *taper*, o diâmetro submetido à flexão máxima (Equação 2 seção 2.5). Desta forma, a amplitude máxima de deformação na superfície do instrumento, na região de curvatura máxima do canal, é função dos parâmetros geométricos de ambos. Os valores aproximados da amplitude máxima de deformação de cada um dos instrumentos testados no presente estudo, determinados considerando o raio de curvatura do canal artificial (5 mm) e o diâmetro dos instrumentos no ponto de flexão máxima (à 3 mm da ponta do instrumento), são semelhantes e apresentados na Tabela V.5.

**TABELA V.5** – Valores estimados da amplitude máxima de deformação a que cada instrumento GT 20/.06 e GTX 20/.06 foi submetido no ponto de flexão máxima no interior do canal artificial.

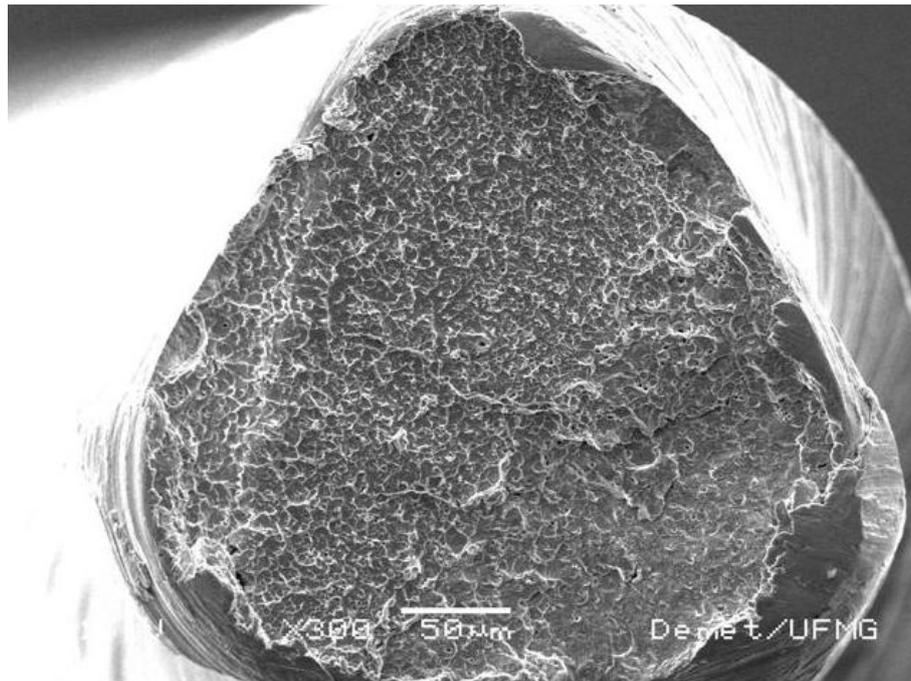
Instrumento	Diâmetro a 3 mm da ponta	Amplitude máxima de deformação
20/.06	D <sub>3</sub> (mm)	( $\epsilon_a$ )(%)
GT	0,406	4,25
GTX	0,399	4,14

De fato, deve ser esperado que os instrumentos com diâmetros maiores, devido às maiores amplitudes de deformação, fraturem em menor número de ciclos que aqueles com diâmetros menores, o que sugere o descarte precoce dos primeiros para obtenção de maiores eficiência e segurança na clínica. Neste trabalho, os instrumentos testados apresentam calibre de ponta, conicidade (*taper*), diâmetro no ponto de curvatura máxima e amplitudes de deformação semelhantes, porém valores médios significativamente superiores de NCF para os instrumentos GTX. Pode ser sugerido que os processos termomecânicos empregados no *M-Wire*, fio utilizado na fabricação dos instrumentos GTX, possam ter influenciado o comportamento mecânico, aumentando a resistência à fadiga destes instrumentos. Por outro lado, é possível que o aumento do NCF para os instrumentos GTX possa ter ocorrido devido à elevação na densidade das deslocções e à formação de variantes de martensita estabilizadas, as quais não sofrem a transformação reversa para austenita após a descarga (Viana *et al.* 2006).

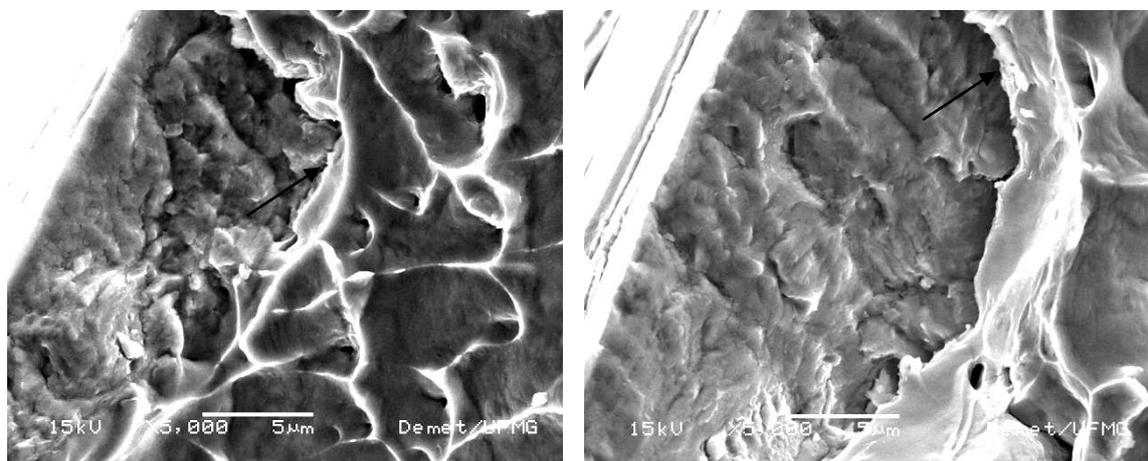
### 5.3.1.2. Análise da Superfície de Fratura dos Instrumentos

Os instrumentos fraturados nos ensaios de fadiga, selecionados de maneira aleatória, tiveram suas superfícies de fratura analisadas por microscopia eletrônica de varredura. As superfícies de fratura de instrumentos GT e GTX 20/.06 novos, submetidos a ensaios de fadiga em laboratório – Grupo experimental de fadiga, são mostradas nas Fig. 5.13, 5.14 (a e b) (GT), e 5.15, 5.16 e 5.17 (a e b) (GTX).

As características observadas, tanto nos instrumentos GT como nos GTX, foram que a quase totalidade da superfície de fratura corresponde à região de fratura final com aspecto de fratura dúctil (Fig. 5.13 e 5.15). A presença de regiões lisas, característica do estágio de propagação lenta das trincas, é pouco evidente.



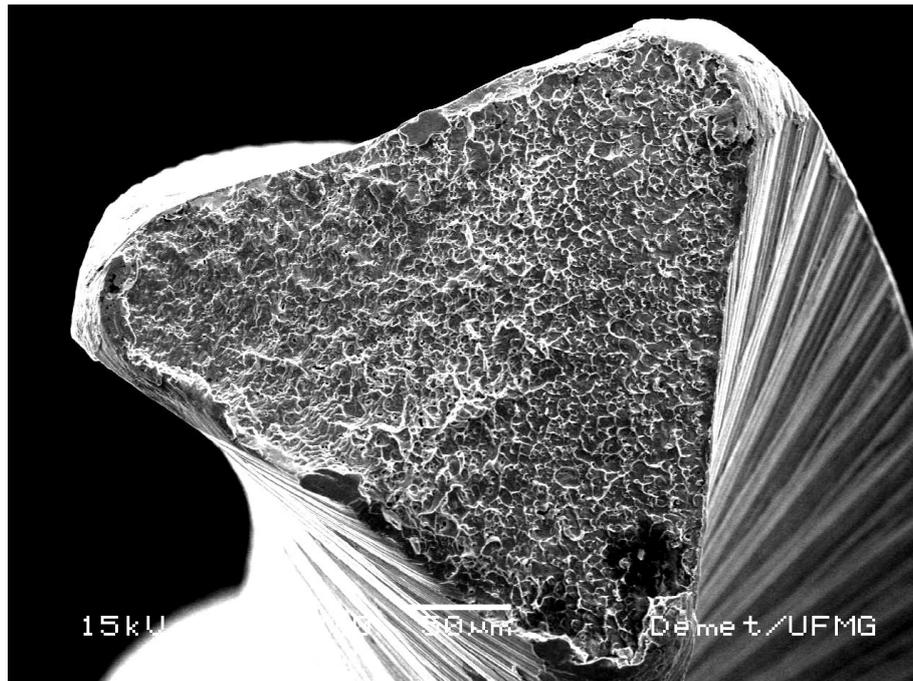
**FIGURA 5.13** – Superfície de fratura de instrumento GT 20/06 mostrando regiões lisas nas bordas e região fibrosa central.



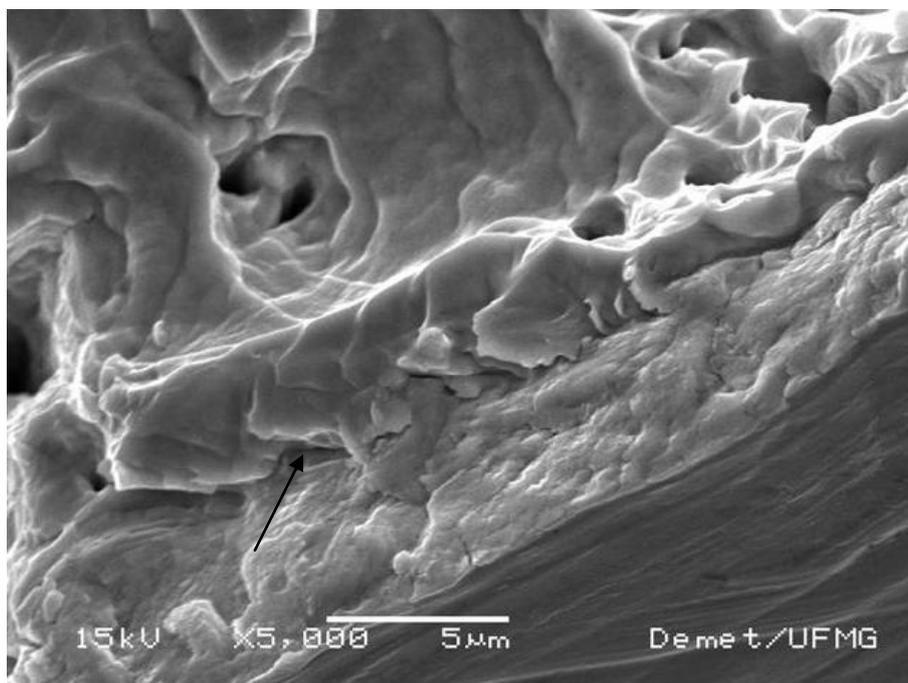
(a)

(b)

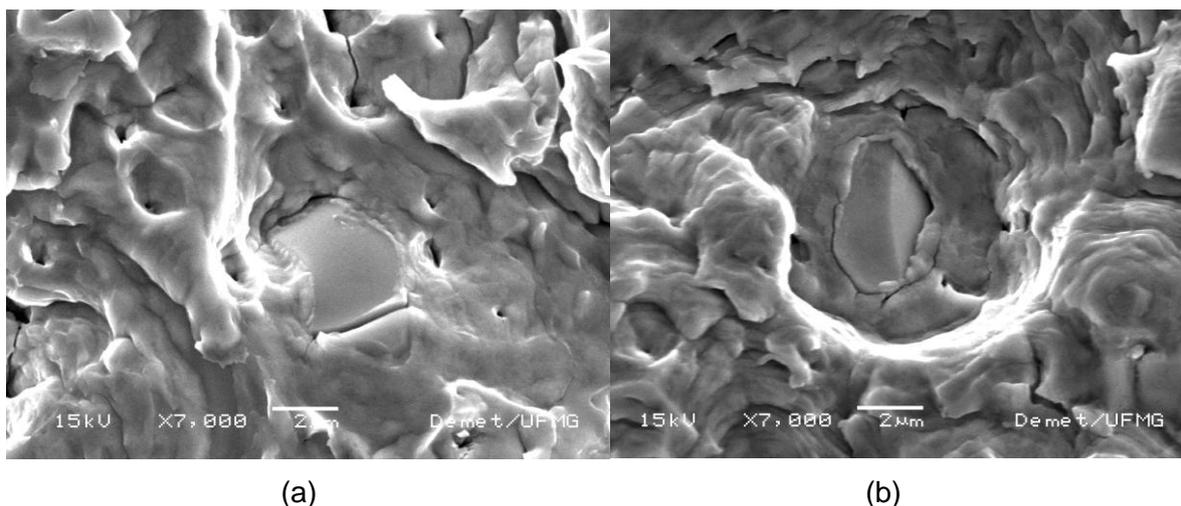
**FIGURA 5.14** – Superfície de fratura de instrumento GT 20/06, onde pode ser observada (a) região de transição entre as regiões lisa e fibrosa central e (b) a presença de estrias de fadiga na área de nucleação e propagação de trinca.



**FIGURA 5.15** – Superfície de fratura de instrumento GTX 20/06 mostrando a região lisa nas bordas e região fibrosa central.



**FIGURA 5.16** – Superfície de fratura de instrumento GTX 20/06 mostrando a transição entre a área de nucleação e propagação de trinca na borda do instrumento e o início da região de *dimples*, característica de fratura dúctil.



**FIGURA 5.17** – Superfície de fratura de instrumento GTX 20/06 mostrando a presença de uma inclusão de  $Ti_4Ni_2O$  na região central do instrumento.

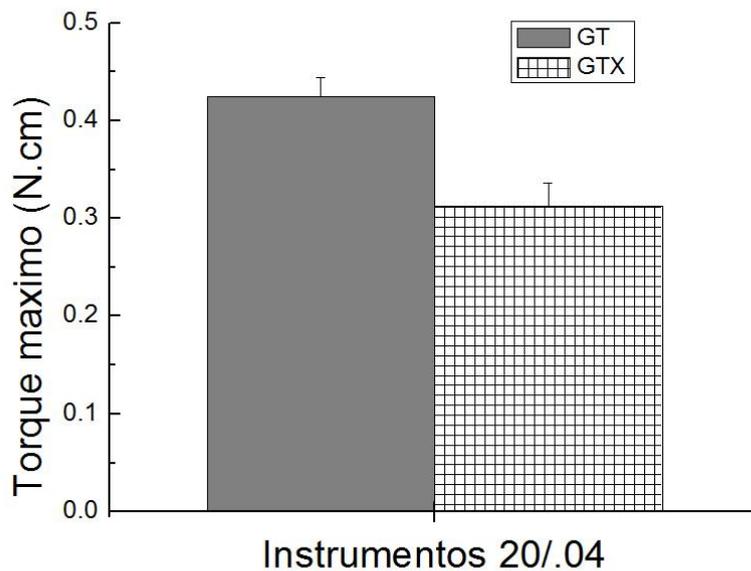
### 5.3.2. Ensaios de Torção

#### 5.3.2.1. Grupo Experimental de Torção

Os 10 instrumentos GT 20/04 e 10 instrumentos GTX 20/04 novos, que compõem o grupo experimental de torção, quando ensaiados até a ruptura em máquina para testes de torção, apresentaram os valores médios de torque máximo e deflexão angular até a fratura, mostrados na Tabela V.6. e Fig. 5.18.

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

Instrumentos 20/04	Torque Máximo (N.cm)	Deflexão Angular até a fratura (°)
GT	0,425 (0,019)	592,7 (74,8)
GTX	0,312 (0,024)	652,5 (77,7)

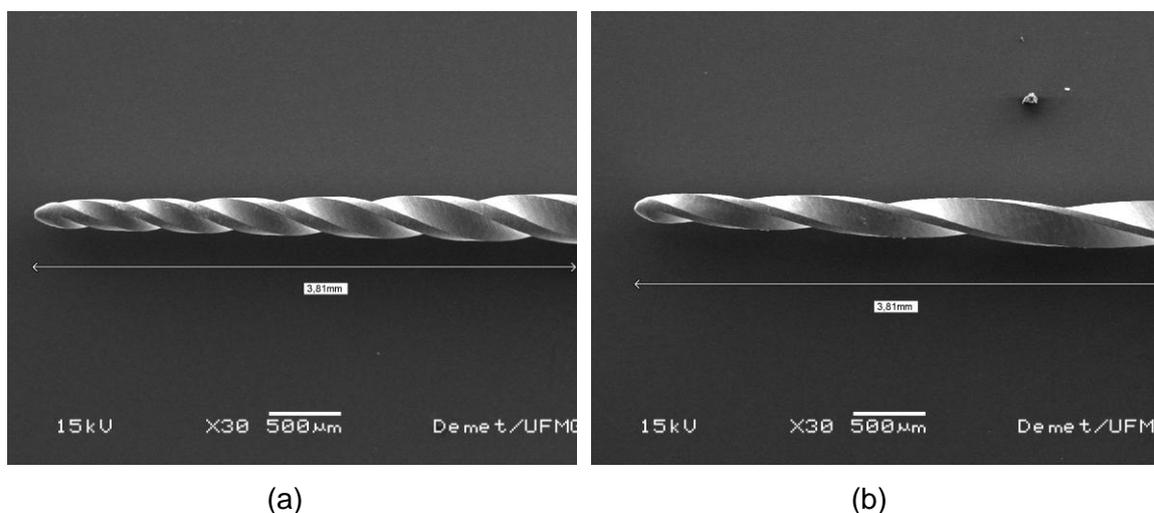


**FIGURA 5.18** - Valores médios de torque máximo de instrumentos novos GT e GTX ensaiados em torção até a ruptura.

Da análise da Fig. 5.18, verifica-se a tendência de valores médios do torque máximo dos instrumentos GT 20/.04 superiores aos valores encontrados para os instrumentos GTX de mesmo calibre e *taper*. A comparação estatística dos valores médios torque máximo entre os instrumentos GT e GTX 20/.04 mostra diferença estatisticamente significativa para os instrumentos GT ( $p = 0,000$ ) em relação aos instrumentos GTX.

Os valores de torque gerados no instrumento dependem do seu diâmetro, da geometria de sua seção transversal e da liga de que são confeccionados (Peters & Barbakow 2002, Peters *et al.* 2003). Os instrumentos GT e GTX por apresentarem seção transversal em U geram planos radiais e originam torques mais elevados, devido às amplas áreas de contato e menor eficiência de corte, o que pode não ocorrer em instrumentos com outros projetos de seção transversal. Os instrumentos GTX apresentam seção transversal em U, porém com planos radiais de espessuras variáveis ao longo da parte ativa. As diferenças nas características dimensionais podem ter influenciado na diminuição da resistência torcional dos instrumentos GTX. Entretanto, as imagens de MEV apresentadas na Fig. 5.19, associadas aos valores de comprimento de *pitch*s apresentados na Fig. 5.4, mostram maior espaçamento entre as lâminas de corte nos instrumentos GTX, possivelmente o responsável pela menor resistência torcional destes instrumentos em relação aos instrumentos GT. Diemer e Calas (2004) em estudo comparativo de instrumentos de mesmo diâmetro e geometria

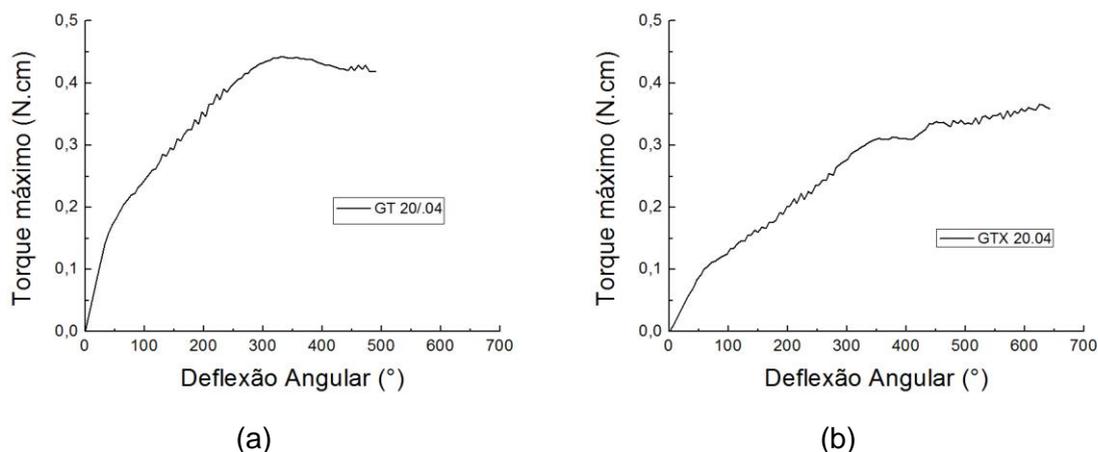
de seção transversal, porém com comprimentos de *itches* diferentes, observaram que um aumento no comprimento de *pitch* diminui a resistência torcional dos instrumentos.



**FIGURA 5.19** – Imagens obtidas por MEV da superfície longitudinal de instrumentos 20/.04 (a) GT e (b) GTX.

Ao analisar o comportamento mecânico de instrumentos fabricados por diferentes métodos, Johnson *et al.* (2008) observaram resultados semelhantes, valores de torque dos instrumentos fabricados com liga NiTi convencional foi superior aos valores encontrados para instrumentos fabricados com *M-Wire*, porém a deflexão angular dos instrumentos fabricados com *M-Wire* foi superior aos instrumentos fabricados com liga NiTi convencional. Entretanto, Kramkowski e Bahcall (2009) em estudo comparativo da resistência torcional de instrumentos GT e GTX, não encontraram diferenças significativas nos valores de torque entre os dois tipos de instrumentos, porém os valores de deflexão angular foram significativamente maiores para instrumentos GT de todos os tamanhos testados (30/.06, 30/.04 e 20/.06) exceto para os instrumentos 20/.04.

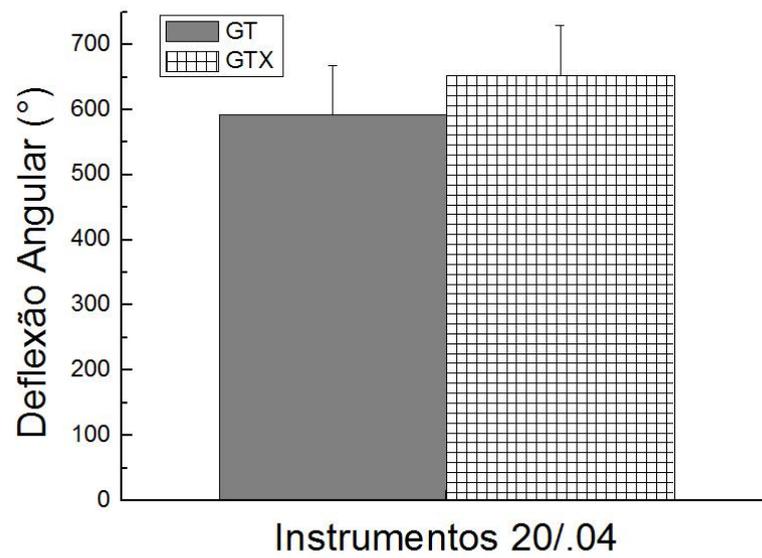
Curvas típicas torque-deflexão angular são mostradas na Fig. 5.20 para os instrumentos GT e GTX 20/.04 sem uso, respectivamente. O Anexo VI apresenta todos os valores de torque máximo e deflexão angular até a fratura encontrados para os instrumentos do grupo experimental de torção.



**FIGURA 5.20** – Curvas de torção típicas obtidas nos instrumentos 20/.04 (a) GT e (b) GTX novos.

De acordo com os relatos da literatura (Sattapan *et al.* 2000, Peters & Barbakow 2002, Bahia 2004, Bahia *et al.* 2006 e Vieira *et al.* 2008), verifica-se a tendência dos valores médios do torque máximo aumentarem com o aumento do diâmetro do instrumento (calibre e *taper*). Ao analisar a curva de torção da Fig. 5.20, observa-se que os instrumentos GT apresentaram valores de torque máximo significativamente maiores que os instrumentos GTX de mesmo calibre e *taper*, embora menores valores de deflexão angular até a fratura. Considerando que os dois instrumentos apresentam geometria e diâmetros semelhantes, é possível que o tratamento térmico tenha produzido um amaciamento na liga dos instrumentos GTX, rendendo menor resistência torcional a estes instrumentos, associado ao seu maior comprimento de *pitch*.

No que diz respeito à deflexão angular até a fratura, foram obtidos valores médios maiores deste parâmetro para os instrumentos GTX 20/.04 em relação aos instrumentos GT de mesmo calibre e *taper*, conforme pode ser observado na Tabela V.6 e Fig. 5.21. Entretanto, a comparação estatística entre os valores médios obtidos pelos dois tipos de instrumentos não apresentou diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,098$ ) entre eles (Johnson *et al.* 2008).



**FIGURA 5.21** - Valores médios de deflexão angular até a fratura de instrumentos 20/.04 GT e GTX novos, ensaiados em torção.

*CONCLUSÕES*

---

---

## 6. CONCLUSÕES:

Os resultados obtidos neste trabalho dão suporte às seguintes conclusões:

- Os instrumentos GT e GT *Series X* analisados apresentaram características dimensionais consistentes às exigências da Especificação N° 28 da ADA e compatíveis às relatadas pelos fabricantes.
- A composição química das ligas NiTi utilizadas na confecção dos instrumentos GT e GT *Series X* analisados foi semelhante. A austenita, fase  $\beta$ , foi a fase predominante na microestrutura do material nos dois tipos de instrumentos. As temperaturas de transformação martensítica e reversa dos instrumentos GT *Series X* foram mais elevadas do que as dos instrumentos GT.
- Os instrumentos GT *Series X* 20/.06 apresentaram resistência à fadiga significativamente maior quando comparados aos instrumentos GT 20/.06, isto é, apresentaram maiores valores médios de números de ciclos até a fratura, quando testados em bancada de fadiga até a ruptura.
- Os instrumentos GT apresentaram valores médios de torque máximo significativamente maior que os instrumentos GT *Series X*, embora menores valores de deflexão angular até a fratura.
- Considerando que os dois instrumentos apresentaram geometria e diâmetro a 3 mm da ponta semelhantes, é provável que o tratamento térmico diferenciado do fio *M-Wire* tenha influenciado o comportamento mecânico dos instrumentos GT *Series X*.

## *REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

---

---

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALAPATI, S.B.; BRANTLEY, W.A.; SVEC, T.A.; POWERS J.M.; DAHEN, G.S. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *Journal of Endodontics*, v.31, p.40-43, January,2005
2. BAHIA, M.G.A. Resistência à fadiga e comportamento em torção de instrumentos endodônticos de NiTi *ProFile* (Tese de doutorado em engenharia metalúrgica e de Materiais). Belo Horizonte, Brasil: Universidade Federal de Minas Gerais, 2004.
3. 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, n.2, p. 249-255, 2005.
4. BAHIA, M.G.A.; MARTINS, R.C.; GONZALEZ, B.M.; BUONO, V.T.L. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.38, p.795-801, 2005.
5. 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, n.5, p.675-680, 2006.
6. BAHIA, M.G.A.; MELO M.C.C.; BUONO, V.T.L. Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. *International Endodontic Journal*, v.41,p.883-891, 2008.
7. 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, n.4, p.228-230, 2004.
8. BOOTH, J.R.; SCHEETZ, J.P.; LEMONS, J.E.; ELEAZER, D. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but different radius when bound at the tip. *Journal of Endodontics*, v.29, n.1, p.55-57, 2003.
9. BUONO, V.T.L.; MELO, M.C.C., BAHIA, M.G.A. Influência do acabamento superficial na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor. *Anais do 56º. Congresso Anual da Associação Brasileira de Metalurgia e Materiais Internacional, ABM*, Belo Horizonte-MG, 16-19 de julho de 2001, p.1802-1811, São Paulo-SP, 2001.
10. BUCHANAN L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. *International Endodontic Journal*, v.33, p.516-529, 2000.
11. BUCHANAN L. S. The standardized-taper root canal preparation –Part 2. GT file selection and safe hand piece-driven file use. *International Endodontic Journal*, v.34, p.63-71, 2001a.

12. BUCHANAN L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 3.GT file technique in large root canals with small apical diameters. *International Endodontic Journal*, v.34, p.149-156, 2001b.
13. BUCHANAN L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 4.GT file technique in large root canals with large apical diameters. *International Endodontic Journal*, v.34, p.157-164, 2001c.
14. BUCHANAN L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 5.GT file technique in small root canals. *International Endodontic Journal*, v.34, p.244-249, 2001d.
15. BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 6.GT file technique in abruptly curved canals. *International Endodontic Journal*, v.34, p.250-259, 2001e.
16. BUCHANAN, L.S. The New Series X Rotary Shaping System: Objectives and Technique Principles. Dentistry Today.com. Jan 2008.
17. BRANTLEY, W. A; SVEC, T. A.; IJIMA, M.; POWERS, J. M.; GRENTZER, T. H. Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. *Journal of Endodontics*, v.28, n.11, p.774-778, 2002.
18. CALBERSON, F.L.G.; DEROOSE, C.A.J.G.; HOMMEZ, G.M.G.; RAES, H.; DE MOOR R.J.G. Shaping ability of GT<sup>TM</sup> rotary files in simulated resin root canals. *International Endodontic Journal*, v.35, p.607-614, 2002.
19. COURTNEY, T.H. *Mechanical behavior of materials*. USA: McGraw Hill, 620p, 1990.
20. CUNNINGHAM C. J.; SENIA, S. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *Journal of Endodontics*, v.18, n.6, p.294-300, 1992.
21. DIETER, G.E. *Mechanical Metallurgy*. 3.ed. New York: Mc Graw-Hill, 1986.
22. EGGELER, G., HORNBOGEN, E., YAWNY, et al. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering A*, v.378, p.24-33, 2004.
23. EGGERT, C. PETERS, O; BARBAKOW, F. Wear of Nickel-Titanium Lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *Journal of Endodontics*, v.25, p.494-497, 1999.
24. GAMBARINI, G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endodontics Dental Traumatology*, v.16, p.95-100, 2000.
25. GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotatory instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics*, v.27, n.12, p.772-774, 2001a.
26. GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of *ProFile* rotatory instruments after prolonged clinical use. *International Endodontics Journal*, v.34, p.386-389, 2001b.

27. GAMBARINI G.; GRANDE N.M.; PLOTINO G.; SOMMA F.; GARALA M.; DE LUCA M.; TESTARELLI L. Fatigue resistance of engine – driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*, v.34, n.8, p.1003-1005, 2008.
28. GRANDE, N.M.; PLOTINO, G.; PECCI, R.;BEDINI,R.; MALAGNINO V.A.;SOMMA, F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *International Endodontic Journal*, v.39, p.755-763, 2006.
29. GUILFORD, W.L.; JACK E., L.; ELEAZER, P.D. A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *Journal of Endodontics*, v.31, n.6, p.468-470, 2005.
30. GLOSSON, C.R.; HALLER, R.H.; DOVE, S.B.; DEL RIO, C. 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.
31. HAIKEL, Y.; SERFATY, R.; BATEMAN, G.; SENGER, B.; ALLEMANN, C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.25, n.6, p.434-440, 1999.
32. 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, n.2, p.76-80, 2000.
33. HUANG, W.; WONG, Y.L. Effects of pre-strain on transformation temperatures of NiTi alloy. *Journal of Materials Science letters*, v.18, p.1797-1798, November, 1999.
34. IVERSON, G.W.; VonFRAUNHOFER, J.A.; HERRMANN, J.W. The effects of various sterilization methods on the torsional strength of endodontic files. *Journal of Endodontics*, v.11, n.6, p.266-268, 1985.
35. JOHNSON E.; LLOYD A.; KUTTLER S. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of *ProFile 25/.04* rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.34, n.11, p.1406-1409, 2008.
36. KHALIL-ALLAFI, J.; DLOUHY, A.; EGGELER, G. Ni<sub>4</sub>Ti<sub>3</sub> – precipitation during aging of NiTi memory alloys and its influence on martensitic phase. *Acta Materialia*, v.50, n.1717, p.4255-4274, 2002.
37. KENNON, N.F.; DUNNE, D.P. Shape memory behaviour. *Metals forum*, v.4, n.3, p.130-134, 1981.
38. KUHN, G.; TAVERNIER. B.; JORDAN, L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, v.27, n.8, p.516-520, 2001.
39. KUHN, G.; JORDAN, L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontics instruments. *Journal of Endodontics*, v.28, n.10, p.716-720, 2002.

40. KRAMKOWSKI, T.R.; BAHCALL, J. An in vitro comparison of *ProFile* GT and *ProFile* GT Series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, v.35, n.3, p.404-407, 2009.
41. LARSEN, C.M.; WATANABE, I.; GLICKMAN, G.N.; HE, J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.35, n.3, p.401-403, 2009.
42. 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.
43. MARTINS, R.C.; BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Surface analysis of *ProFile* instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *International Endodontic Journal*, v.35, n.10, p.848-853, 2002.
44. MARTINS, R.C. Influência do hipoclorito de sódio e da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de níquel-titânio acionados a motor. Belo Horizonte, Brasil: Universidade Federal de Minas Gerais, 2003, 152 p. (Dissertação de Mestrado, área de concentração: endodontia).
45. MELO, M.C.C. Avaliação da resistência à fadiga de instrumentos de Níquel-Titânio acionados a motor. Belo Horizonte, Brasil: Universidade Federal de Minas Gerais, 1999, 153 p. (Dissertação de Mestrado, área de concentração: endodontia).
46. MELO, M.C.C.; BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.28, n.11, p.765-769, 2002.
47. 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 behavior of K3 rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.41, p.329-338, 2008.
48. MELTON, K.N.; MERCIER, O. Fatigue of NiTi thermoelastic martensites. *Acta Metallurgica*, v.27, p.137-144, 1979.
49. MELTON, K.N. Ni-Ti based shape memory alloys. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, eds. T. W. Duerig et al., London: Butterworth-Heinemann p.21-35, 1990.
50. MIZE, S.B.; CLEMENT, D.J.; PRUETT, J.P.; CARNES, D.L. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.24, n.12, p.843-847, 1998.
51. MIYAI, K.; EBHARA, A.; HAYASHI, Y.; DOI, H.; SUDA e T. YONEYAMA, H. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.39, p.119-126, 2006.

52. MIYAZAKI, S.; OHMI, Y.; OTSUKA, K.; SUZUKI, Y. Characteristics of deformation and transformation pseudo elasticity in Ti-Ni alloys. *Journal of Physique*, Supplement 12, v.43, p.255-260, 1982.
53. MURGEL, C.A.; WALTON, R.E.; RITTMAN, B.; PÉCORRA, J.D. A comparison of techniques for cleaning endodontic files after usage: a quantitative scanning electron microscopy study. *Journal of Endodontics*, v.16, p.214-217, 1990.
54. OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. *Shape Memory Materials*. 1ed. United Kingdom: Cambridge University Press, p.284, 1998.
55. OTSUKA, K.; REN, X. Martensitic transformations in nonferrous shape memory alloys. *Materials Science and Engineering*, A273-275, p.89-105, 1999.
56. OTSUKA, K.; REN, X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*, v.50, p.511-678, 2005.
57. PARASHOS, P.; MESSER, H.H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics*, v.32, n.11, 2006.
58. PATIÑO, P.V.; BIEDMA, B.M.; LIÉBANA, C.R.; CANTATORE, G.; BAHILLO, J.G. The influence of manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.31, n.2, p.114-116, 2005.
59. PEREIRA, M.M., BUONO, V.T.L., ZAVAGLIA, C.A.C. *Biomateriais: Fundamentos e aplicação*. 1 ed. Rio de Janeiro, 2005, v.1, cap.2.
60. PETERS, O.A. Current challenges and concepts in the preparation of root canal system: a review. *Journal of Endodontics*, v.30, n.8, p.559-567, 2004.
61. 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.
62. PELTON, A.R.; DICELLO, J.; MIYAZAKI, S. Optimization of processing and properties of medical grade Nitinol wire. *Min Invas Ther & Allied Technol*, v.9, p.107-118, 2000.
63. PETERS, O.A.; BARBAKOW, F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *International Endodontic Journal*, v.35, p.379-389, 2002.
64. 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.
65. PRUETT, J.; CLEMENT, D.; CARNES, D.J. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.23, n.2, p.77-85, 1997.
66. ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON, M.G. "The balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *Journal of Endodontics*, v.11, n.5, p.203-211, 1985.

67. RÖDIG, T.; HÜLSMANN, M.; KAHLMEIER, C. Comparison of root canal preparation with two rotary NiTi instruments: *ProFile .04* and GT rotary. *International Endodontic Journal*, v.40, p.553-562, 2007.
68. RUDDLE, C.J. Nickel-titanium rotary instruments: current concepts for preparing the root canal system. *Australian Endodontic Journal*, v.29, n.2, p. 87-98, 2003.
69. SABURI T. TiNi shape memory alloys. In: OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M., *Shape Memory Materials*, Cambridge Univ. Press, 1998, UK,289P., 1998.
70. SATTAPAN, B.; NERVO, G.J.; PALAMARA, J.E.A.; MESSER, H.H. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*, v.26, n.3, p.161- 165, 2000.
71. SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinic of North America*, v.18, p.5-14, 1974.
72. SVEC, T.A.; POWERS, J.M. Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v.25, n.11, p.759-760, 1999.
73. SCHRADER, C.; PETERS, O.A. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of Endodontics*, v.31, n. 2, p.120-123, 2005.
74. SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A. *Nickel-Titanium instruments: Applications in Endodontics*. St. Louis, MO, USA: Ishiaku EuroAmerica, Inc., 1995.
75. THOMPSON, S.A.A overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, v.33, p.297-310, 2000.
76. TRIPI, T.R.; BONACCORSO, A.; CONDORELLI, G.G. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 20, n.10, p.1-9, 2006.
77. VIANA, A.C.D., GONZALEZ B.M., BUONO V.T.L., BAHIA M.G.A. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.39, p.709-715, 2006.
78. 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.
79. WAYMAN, C.M. Some applications of shape-memory alloys. *Journal of Metals*, p. 129-137, 1980.
80. WAYMAN, C.M. The shape memory effect. *Metals Forum*, v.4, n.3, p.135-141, 1981.
81. WAYMAN, C.M.; DUERIG, T.W. An introduction to martensite and shape memory. *Engineering Aspects of shape Memory Alloys*, p.3-20, 1990.

82. WEST, J.D.; ROANE, J.B. Cleaning and shaping the root canal system. In: COHEN, S.; BURNS, R.C. *Pathways of the Pulp*. 7 ed; St. Louis: Mosby, C.8, p.203-257, 1998.
83. WEI, X.; LING, J.; JIANG, J.; HUANG, X.; LIU, L. Modes of failure of ProTaper instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, v.33, n.3, p.276-279, 2007.
84. WEY, S.H.Y. Contemporary Endodontics for the 21<sup>st</sup> Century. A clinical and technique guide. University of Hong Kong, 2000. 33p.
85. WILDEY, W.; SENIA, S.; MONTGOMERY, S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, v.74, n.4, p.499-507, 1992.
86. WILKES, K.E.; LIAW, P.K. The fatigue behavior of shape-memory alloys. *JOM*, v.52,n.10, p.45-51, 2000.
87. WILLIAMSON, A.E.; SANDOR, A.J.; JUSTMAN, B.C. A comparison of three nickel titanium rotary systems, EndoSequence, ProTaper Universal, and *ProFile* GT, for canal-cleaning ability. *Journal of Endodontics*, v.35, n.1, p.107-109, 2009.
88. WOLCOTT, J.; HIMEL V.T. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *Journal of Endodontics*, v.23, n.4, p. 217-220, 1997.
89. YAHATA, Y.; YONEAMA, T.; HAYASHI Y.; EBIHARA A.; DOI H.; HANAWA & 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.
90. YARED, G.; SLEIMAN, P. Failure of *ProFile* instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.93, p.92-96, 2002.
91. YARED, G.; KULKARNI, G. K., GHOSSAYN, F. Torsional properties of new and used rotary K3 NiTi files. *Australian Endodontic Journal*, v.29, p.75-78, 2003a.
92. YARED, G.; KULKARNI, G. K., GHOSSAYN, F. An in vitro study of torsional properties of new and used K3 instruments. *International Endodontic Journal*, v.36, p.764-769, 2003b.
93. ZINELIS, S.; DARABARA, M.; TAKASE, T.; OGANE, K.; PAPADIMITRIOU, G.D. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v.103, p.843-847, 2007.

*ANEXOS*

---

**ANEXO II**Comprimento da parte ativa dos instrumentos *ProFile* GT

	<b>GT 20.04</b>	<b>GT 20.06</b>
1	19,310	14,000
2	19,310	14,030
3	19,530	14,000
4	19,290	14,070
5	19,560	14,000
6	19,320	14,070
7	19,450	14,070
8	19,370	14,070
9	19,530	14,030
10	19,570	14,000
<b>Média</b>	<b>19,424</b>	<b>14,034</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,12</b>	<b>0,03</b>

Medidas do comprimento da parte ativa dos instrumentos *ProFile* GTX

	<b>GTX 20.04</b>	<b>GTX 20.06</b>
1	16,600	16,599
2	16,618	16,616
3	16,624	16,589
4	16,587	16,605
5	16,631	16,614
6	16,586	16,631
7	16,596	16,578
8	16,570	16,562
9	16,600	16,606
10	16,567	16,596
<b>Média</b>	<b>16,598</b>	<b>16,600</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,02</b>	<b>0,02</b>

**ANEXO III**

Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*piches*) dos instrumentos *ProFile* GT 20/04

mm	Comprimento de pitches GT 20.04										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,322	0,290	0,390	0,470	0,470	0,454	0,469	0,393	0,379	0,413	0,405	0,06
2	0,516	0,451	0,453	0,485	0,544	0,515	0,500	0,469	0,500	0,465	0,490	0,03
3	0,548	0,467	0,593	0,617	0,588	0,621	0,575	0,590	0,534	0,569	0,570	0,04
4	0,629	0,596	0,645	0,661	0,705	0,636	0,666	0,697	0,672	0,620	0,653	0,03
5	0,725	0,645	0,725	0,764	0,779	0,757	0,727	0,757	0,689	0,724	0,729	0,04
6	0,774	0,709	0,822	0,808	0,794	0,803	0,787	0,787	0,793	0,810	0,789	0,03
7	0,838	0,806	0,790	0,852	0,882	0,833	0,833	0,863	0,844	0,844	0,839	0,02
8	0,935	0,871	0,951	0,926	0,956	0,924	0,909	0,939	0,862	0,931	0,920	0,03
9	0,983	0,887	1,032	1,015	0,985	1,000	0,969	1,000	0,982	0,982	0,984	0,04
10	1,016	0,983	1,048	1,029	1,059	1,061	1,045	1,030	1,052	1,052	1,038	0,02
11	1,129	1,081	1,109	1,132	1,132	1,106	1,061	1,121	1,103	1,086	1,106	0,02
12	1,145	1,113	1,188	1,162	1,191	1,182	1,152	1,152	1,172	1,207	1,166	0,03
13	1,258	1,194	1,203	1,235	1,279	1,258	1,212	1,242	1,259	1,224	1,236	0,03
14	1,274	1,234	1,328	1,265	1,294	1,364	1,273	1,333	1,345	1,328	1,304	0,04
15	1,387	1,313	1,438	1,441	1,456	1,409	1,364	1,379	1,431	1,397	1,402	0,04
16	1,452	1,406	1,469	1,456	1,471	1,455	1,455	1,439	1,483	1,483	1,457	0,02
17	1,516	1,453	1,500	1,485	1,485	1,500	1,470	1,500	1,552	1,517	1,498	0,03
18	1,532	1,500	1,594	1,471	1,647	1,545	1,500	1,773	1,586	1,621	1,577	0,08

Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*piches*) dos instrumentos *ProFile* GT 20/06

mm	Comprimento de pitches GT 20.06										Média	Desvio Padrão
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
1	0,344	0,245	0,327	0,311	0,285	0,232	0,267	0,250	0,250	0,216	0,273	0,04
2	0,344	0,311	0,393	0,409	0,446	0,339	0,464	0,416	0,350	0,383	0,386	0,05
3	0,475	0,499	0,508	0,426	0,482	0,464	0,500	0,450	0,450	0,450	0,470	0,03
4	0,590	0,524	0,557	0,541	0,607	0,517	0,571	0,583	0,500	0,566	0,556	0,03
5	0,704	0,573	0,688	0,623	0,732	0,571	0,678	0,633	0,550	0,666	0,642	0,06
6	0,721	0,639	0,737	0,737	0,767	0,678	0,750	0,766	0,716	0,700	0,721	0,04
7	0,836	0,754	0,836	0,770	0,821	0,785	0,821	0,816	0,766	0,800	0,801	0,03
8	0,868	0,803	0,901	0,901	0,946	0,821	0,892	0,883	0,833	0,900	0,875	0,04
9	0,983	0,934	0,967	0,950	0,982	0,875	1,000	0,983	0,966	0,966	0,961	0,03
10	1,049	0,950	1,098	0,983	1,125	1,036	1,089	1,050	0,983	1,017	1,038	0,05
11	1,148	1,098	1,115	1,115	1,196	1,125	1,161	1,167	1,083	1,117	1,136	0,03
12	1,230	1,148	1,279	1,213	1,268	1,179	1,268	1,250	1,167	1,250	1,225	0,04
13	1,246	1,246	1,328	1,262	1,357	1,286	1,357	1,317	1,267	1,300	1,297	0,04
14	1,393	1,311	1,344	1,344	1,464	1,339	1,375	1,333	1,350	1,350	1,360	0,04
15	1,377	1,311	1,623	1,361	1,411	1,411	1,411	1,383	1,367	1,450	1,411	0,08

Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*piches*) dos instrumentos *ProFile GTX 20.04*

<i>mm</i>	<b>Comprimento de pitches GTX 20.04</b>										<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>		
1	0,730	0,726	0,838	0,891	0,838	0,608	0,686	0,743	0,942	0,829	0,783	0,102
2	0,918	1,044	1,064	1,162	1,081	1,006	0,943	1,000	1,086	1,057	1,036	0,072
3	1,276	1,247	1,178	1,426	1,405	1,057	1,257	1,286	1,429	1,343	1,290	0,117
4	1,541	1,543	1,622	1,703	1,676	1,343	1,429	1,543	1,657	1,629	1,569	0,114
5	1,781	1,665	1,779	2,000	1,919	1,571	1,771	1,800	1,943	1,829	1,806	0,128
6	2,027	2,108	2,162	2,189	2,189	1,914	1,943	2,057	2,171	2,114	2,087	0,100
7	2,279	2,323	2,409	2,432	2,405	2,029	2,229	2,257	2,400	2,371	2,313	0,122
8	2,568	2,591	2,703	2,784	2,622	2,343	2,486	2,600	2,686	2,629	2,601	0,122
9	2,919	2,973	3,027	3,081	3,054	2,629	2,771	2,971	3,057	3,000	2,948	0,143

Medidas das distâncias entre as lâminas de corte (*piches*) dos instrumentos *ProFile GTX 20.06*

<i>mm</i>	<b>Comprimento de pitches GTX 20.06</b>										<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>		
1	0,556	0,556	0,583	0,512	0,561	0,527	0,528	0,526	0,553	0,553	0,545	0,021
2	0,694	0,583	0,750	0,651	0,683	0,694	0,639	0,684	0,684	0,711	0,677	0,045
3	0,889	0,806	1,000	0,829	0,878	0,917	0,833	0,842	0,921	0,895	0,881	0,057
4	1,194	1,083	1,250	1,090	1,195	1,139	1,083	1,132	1,211	1,158	1,154	0,058
5	1,417	1,306	1,472	1,317	1,366	1,417	1,278	1,342	1,395	1,421	1,373	0,062
6	1,639	1,528	1,639	1,561	1,585	1,583	1,611	1,605	1,632	1,605	1,599	0,036
7	1,806	1,722	1,861	1,707	1,756	1,833	1,722	1,789	1,789	1,816	1,780	0,052
8	2,000	1,917	2,083	1,927	2,024	2,056	1,944	2,000	2,079	2,000	2,003	0,060
9	2,167	2,111	2,389	2,029	2,122	2,167	2,222	2,211	2,211	2,237	2,187	0,095

**ANEXO IV**Medidas dos ângulos de ponta de instrumentos *ProFile GT*

	<b>GT</b>	
	<b>20/04</b>	<b>20/06</b>
1	59,0	49,6
2	48,5	57,2
3	57,6	60,2
4	57,2	50,6
5	74,6	58,4
6	63,6	58,1
7	41,1	51,6
8	61,9	75,5
9	59,1	72,1
10	54,9	55,9
<b>MÉDIA</b>	<b>57,8</b>	<b>58,9</b>
<b>DP</b>	<b>8,9</b>	<b>8,6</b>

Medidas dos ângulos de ponta de instrumentos *ProFile GTX*

	<b>GTX</b>	
	<b>20/04</b>	<b>20/06</b>
1	60,9	66,1
2	69,8	59,6
3	72,6	67,6
4	64,9	60,7
5	60,0	62,7
6	60,0	72,6
7	63,5	66,5
8	68,3	58,8
9	70,9	65,6
10	69,6	69,6
<b>MÉDIA</b>	<b>65,0</b>	<b>64,3</b>
<b>DP</b>	<b>4,7</b>	<b>4,7</b>

**ANEXO V****RESULTADOS DOS ENSAIOS DE FADIGA****Instrumentos GT 20.06- Ensaio de fadiga**

<b>GT 20.06</b>	<b>Tempo (s)</b>	<b>NCF</b>	<b>Comprimento do Fragmento(mm)</b>
<b>Ordem</b>			
1	99,8	499	22
2	98,2	491	22
3	93,0	465	22
4	89,2	446	22
5	113,4	567	22
6	98,4	492	22
7	98	490	22
8	106,8	534	22,5
9	98	490	22
10	96,6	483	22
<b>Médias</b>	<b>99,14</b>	<b>492</b>	<b>22,05</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>6,74</b>	<b>34</b>	<b>0,15</b>

**Instrumentos GTX 20.06- Ensaio de fadiga**

<b>GT 20.06</b>	<b>Tempo (s)</b>	<b>NCF</b>	<b>Comprimento do Fragmento(mm)</b>
<b>Ordem</b>			
1	150	750	22
2	159,6	798	22
3	157,6	788	22
4	151,4	757	22
5	162,6	813	22
6	153	765	22
7	190,6	953	22
8	151	755	22
9	158,8	794	22
10	157	785	21,5
<b>Médias</b>	<b>159,16</b>	<b>801</b>	<b>21,95</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>11,81</b>	<b>58</b>	<b>0,15</b>

**ANEXO VI****RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TORÇÃO****Instrumentos GT 20/04- Ensaio de torção**

<b>GT 20/04 Ordem</b>	<b>Torque Máximo(N.cm)</b>	<b>Deflexão Angular Máxima (°)</b>
1	0,436	592
2	0,410	600
3	0,384	594
4	0,442	522
5	0,432	606
6	0,429	493
7	0,420	768
8	0,441	623
9	0,446	533
10	0,410	596
<b>Média</b>	<b>0,425</b>	<b>592,7</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,019</b>	<b>74,82</b>

**Instrumentos GTX 20.04- Ensaio de torção**

<b>GTX 20.04 Ordem</b>	<b>Torque Máximo(N.cm)</b>	<b>Deflexão Angular Máxima (°)</b>
1	0,315	642
2	0,289	632
3	0,265	576
4	0,336	643
5	0,345	599
6	0,331	836
7	0,312	659
8	0,322	732
9	0,305	612
10	0,297	594
<b>Média</b>	<b>0,312</b>	<b>652,5</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,024</b>	<b>77,76</b>

*ARTIGO*

---

# Flexural Fatigue and Torsional Resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X Instruments

Isabella Faria da Cunha Peixoto, DDS, MS,\* Érika Sales Joviano Pereira, DDS, MS,\*  
 Jacqueline Gonçalves da Silva, DDS,\* Ana Cecília Diniz Viana, DDS, MS,\*  
 Vicente Tadeu Lopes Bueno, BS, MS, PhD,<sup>†</sup> and Maria Guiomar de Azevedo Babia, DDS, MS, PhD\*

## Abstract

**Introduction:** The purpose of this study was to compare the flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and GT Series X instruments, taking into account their structural and dimensional characteristics.

**Methods:** Instrument diameter at each millimeter from the tip and pitch length were the dimensional parameters measured. Chemical composition was determined by energy-dispersive x-ray spectroscopy and phase constitution by x-ray diffraction. Vickers microhardness measurements were performed to assess instrument strength. One group of 20/06 GT and GTX instruments ( $n = 10$  each) was tested until failure in a flexural fatigue test device, whereas another group of 20/04 files ( $n = 10$  each) was tested in torsion based on ISO 3630-1. **Results:** GT and GTX instruments showed approximately the same chemical composition, namely 51at%Ni-49at%Ti (56wt%Ni-44wt%Ti) and contained mainly the  $\beta$ -phase. GTX instruments showed higher intensity x-ray diffraction peaks and a statistically higher Vickers microhardness. There was a significant decrease in the diameter of GTX in relation to GT instruments from D6 to D9 for 20/04 instruments and from D4 to D7 for 20/06 instruments. Pitch length increased along the active part of both instruments, with a steeper increase in GTX. In general, GT Series X instruments were significantly more resistant to flexural fatigue than were similar GT instruments ( $p < 0.001$ ) but exhibited lower torsional strength ( $p < 0.001$ ). **Conclusions:** Different structural and dimensional characteristics were found in GTX instruments in comparison with GT instruments; this is probably the cause for their higher flexural fatigue resistance and lower torsional strength. (*J Endod* 2010;36:741–744)

## Key Words

Diameter, flexural fatigue, GT Series X, microhardness, NiTi rotary instruments, pitch length, torsional strength

Rotary instruments made of nickel-titanium (NiTi) alloys, because of their superelasticity, are commonly used in endodontic treatments to facilitate the shaping of root canals with complex anatomy. However, during root canal shaping, rotary NiTi instruments simultaneously undergo flexural and torsional cyclic loads that can cause structural and functional fatigue, both of which limit the instrument's service life (1, 2). Torsional overload is another mechanism of NiTi instrument failure and occurs when the tip or another part of the instrument is locked in the canal while the shaft continues to rotate, ultimately leading to fracture (3). A strong relationship has been reported between the maximum torque an instrument can withstand and its diameter (4, 5) and cross-sectional area (6, 7), which define the stress distribution patterns in the instrument (8). It is also recognized that the fatigue life of a rotary endodontic instrument is related to its diameter and the degree in which the instrument is flexed when placed in a curved root canal; greater diameters and flexures lead to shorter fatigue life expectation (9–11). The essence of fatigue resistance is to avoid the formation and accumulation of lattice defects during cycling (12) although in superelastic NiTi alloys it seems that slow crack propagation occupies the greatest part of the fatigue life (5).

In NiTi alloys, superelasticity occurs in association with the stress-induced martensitic transformation from the parent  $\beta$ -phase to the monoclinic B19 martensitic structure (13). This phenomenon is sensitive to the fine structure of the parent  $\beta$ -phase, and factors such as nickel content, the addition of alloying elements, annealing, and other thermomechanical treatments that affect this fine structure are important for controlling the superelastic behavior of NiTi alloys (13). Essentially, strengthening the  $\beta$ -phase, thus favoring stress-induced martensite and not common slipping, improves superelasticity (14).

Recently, a new series of NiTi instruments, the GT Series X (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), were produced using a heat-treated NiTi wire called M-Wire. This heat treatment is performed during the drawing process of the wire, but the details of this treatment and their metallurgical consequences are not specified (15). According to the manufacturer, instruments made from M-Wire exhibit a greater resistance to fatigue than the conventional GT instruments (16). However, there is no consensus in the literature concerning the superiority of GTX instruments with respect to fatigue resistance (15, 17–19). The purpose of this study was to compare the flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and ProFile GT Series X instruments, taking into account their structural and dimensional characteristics.

From the Departments of \*Restorative Dentistry and <sup>†</sup>Metallurgical and Materials Engineering, Federal University of Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil.

Supported in part by the Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais—FAPEMIG, Belo Horizonte, MG, Brazil, and Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico—CNPq, Brasília, DF, Brazil.

Address requests for reprints to Dr Vicente T.L. Bueno, Department of Metallurgical and Materials Engineering, Federal University of Minas Gerais, Av. Antonio Carlos, 6.627—Campus Pampulha, 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil. E-mail address: vbuono@demet.ufmg.br.

0099-2399/\$0 - see front matter

Copyright © 2010 American Association of Endodontists.  
 doi:10.1016/j.joen.2009.12.016

## Materials and Methods

Two groups of new 20/.04 and 20/.06 GT and GTX instruments ( $n = 10$  each) were used in this study. Before mechanical tests, the instruments were photographed using a high-resolution digital camera (20D; Canon, Tokyo, Japan) to assess their dimensional characteristics based on American National Standards Institute/American Dental Association Specification No. 101. Lines were drawn on either side of the instrument images, and the outermost diameters at each millimeter from the tip were measured by using Image Pro Plus 6.0 (Media Cybernetics, Silver Spring, MD). The same method was used to determine pitch length.

Specimens cut from 20/.06 GT and GTX instruments were analyzed by x-ray energy-dispersive spectroscopy (TN-M3055; Noran, Middleton, WI) to semiquantitatively determine their nickel and titanium contents, which were averaged over 10 areas in each type of instrument. To identify the phases present in the instruments, 10 segments of 12 mm in length of each material were glued side by side, forming a specimen 12 mm  $\times$  12 mm in area and were analyzed by x-ray diffraction (PW1710; Philips-PANalytical, Almelo, The Netherlands) using Cu-K $\alpha$  radiation. Vickers microhardness measurements (Durimet 2; Leica, Wetzlar, Germany) with a 100-gram force load were performed in three specimens of each type of instrument previously mounted with metallographic resin, ground, and polished with diamond paste. Ten indentations were made on each specimen, totaling 30 measurements per instrument type.

One group of 20/.06 GT and GTX instruments ( $n = 10$ ) was tested until failure in a fatigue test bench device to determine their mean number of cycles to failure (NCF). Fatigue tests were performed in a test device with an artificial canal made of quenched American Iron and Steel Institute H13 tool steel. This canal consisted of an arch whose angle of curvature was 45° with a radius of 5 mm and a guide cylinder of 10 mm in diameter made of the same material. The chosen geometry placed the area of maximum canal curvature at about 3 mm from the tip of the instruments. The instruments were allowed to rotate freely inside the artificial canal, and the NCF was obtained by multiplying the rotation speed used in the fatigue test device, 300 rpm, by the test time registered with a digital chronometer. The point of fracture in relation to the tip of the instrument was determined by measuring the fractured file with an endodontic rule.

The torsion tests were performed based on International Organization for Standardization ISO 3630-1 using a torsion machine (AN8050; Analogica, Belo Horizonte, MG, Brazil). In brief, torque values were assessed by measuring the force exerted on a small load cell by a lever arm linked to the torsion axis. Measurement and control of the rotation angle were performed by a resistive angular transducer connected to a process controller. The rotation speed was set clockwise to 2 rpm. Before testing, each instrument handle was removed at the point where the handle is attached to the shaft. The end of the shaft was clamped into a chuck connected to a reversible geared motor. Three millimeters of the instrument's tip were clamped in another chuck with brass jaws to prevent sliding. Continuous recording of torque and angular deflection as well as measurements of the maximum torque and angular deflection were provided by a specifically designed computer program.

The statistical significance of differences in the measured parameters among different types of instruments was determined using a one-way analysis of variance at a 95% confidence level.

## Results

Semiquantitative x-ray energy-dispersive spectroscopy analysis of the GT and GTX instruments showed that, on average, both instruments

have the same chemical composition, namely 51at%Ni-49at%Ti (56wt%Ni-44wt%Ti). X-ray diffraction analyses showed that both types of files, GT and GTX, mainly contained the  $\beta$ -phase. As shown in Figure 1, GTX instruments showed higher intensity peaks, with an extra peak beginning to form at  $2\theta$  at approximately 40°. Measured values of Vickers microhardness were  $403 \pm 10$  Vickers Hardness and  $436 \pm 10$  Vickers Hardness for GT and GTX, respectively, and they were statistically different ( $p = 0.003$ ).

The variations in mean values of diameter at each millimeter from the tip are shown in Figure 2A. There was a significant decrease in the diameter of GTX in relation to GT instruments from D<sub>6</sub> to D<sub>9</sub> for 20/.04 instruments and from D<sub>4</sub> to D<sub>7</sub> in the case of 20/.06 instruments. Pitch length increased along the active part of both instruments, with a steeper increase recorded in GTX instruments (Fig. 2B). In general, GTX presented larger pitch lengths than did GT instruments, as shown in Figure 2C for 20/.04 files, which also shows variable land widths in the middle of the instruments.

The mean values (and standard deviations) of the NCF obtained in the fatigue tests of GT and GTX instruments were 492 (34) and 801 (58), respectively. For both instruments, the average point of fracture was 3.0 (0.01) mm from the tip. The NCF values of 20/.06 GTX instruments were significantly higher than that of similar GT instruments ( $p < 0.001$ ).

The mean values of maximum torque determined for 20/.04 GT and GTX instruments were 0.425 (0.02) N/cm and 0.312 (0.02) N.cm, respectively. Typical torque curves versus angular deflection for these instruments are shown in Figure 3. The torsional resistance of 20/.04 GTX instruments was significantly higher than that of similar GT instruments ( $p < 0.001$ ). The mean values of angular deflection at fracture were 593 (75°) and 653 (78°) for the GT and GTX instruments, respectively. However, no statistically significant difference could be observed ( $p = 0.098$ ) for this parameter.

## Discussion

During the past 2 decades, new methods, technologies, and approaches have been used in manufacturing rotary NiTi instruments aimed at decreasing the fracture rate in clinical practices. The shape and dimensions of endodontic instruments can have a crucial effect on their mechanical behavior, especially as regards fatigue and torsional resistance (10, 11, 21). In the present study, the mechanical properties of GT and GTX instruments of similar size were compared in

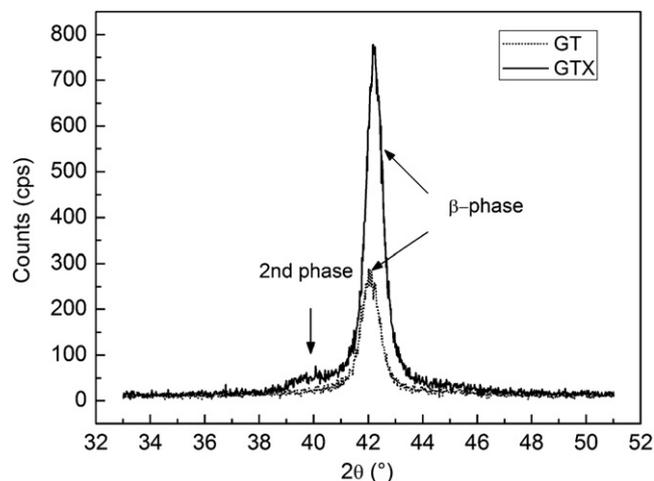
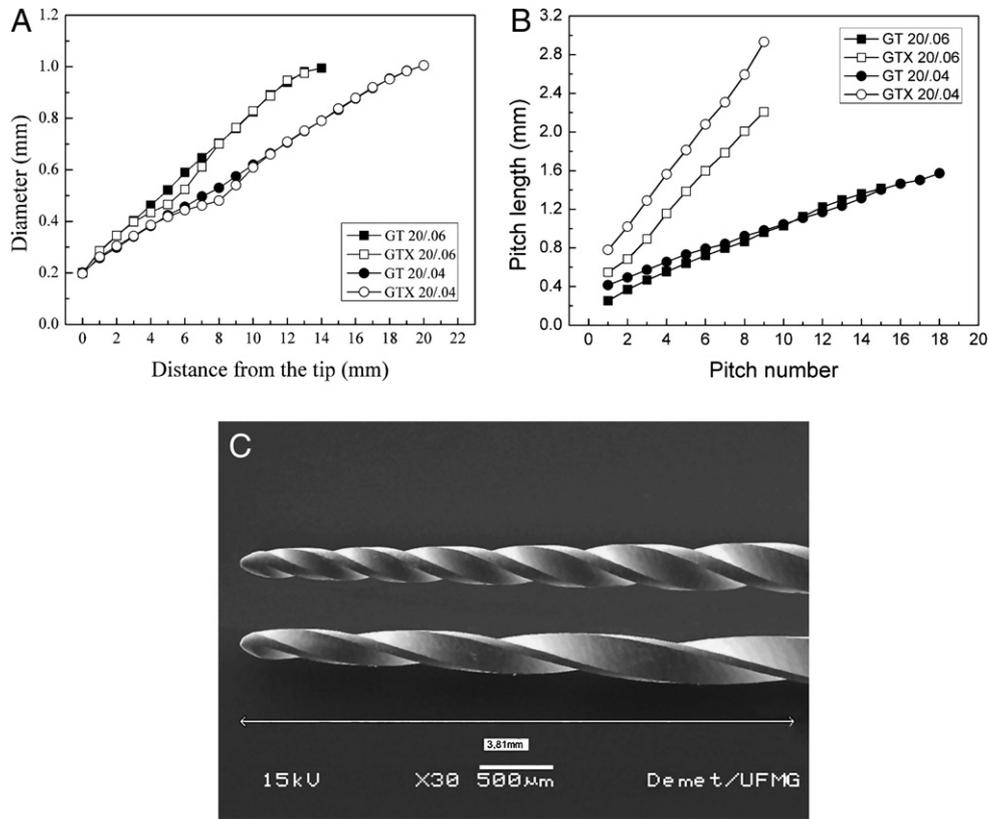


Figure 1. The main XRD peak of the  $\beta$ -phase in GT and GTX instruments.



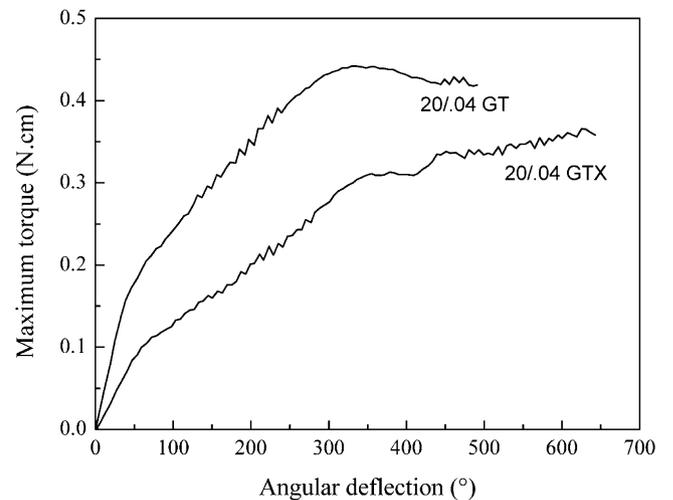
**Figure 2.** (A) The mean values of diameter at each millimeter from the tip and (B and C) the difference in pitch length for 20/.04 GT and GTX instruments.

an attempt to minimize instrument design as a variable. However, pitch lengths were larger in both GTX instruments as compared with similar GT instruments, whereas their diameter tended to be smaller (Fig. 2), with statistically significant differences occurring at their centers. In addition, variable land widths in the GTX could be observed, which is in accordance with that reported by the manufacturer (16). From the clinical point of view, larger pitch lengths may improve cutting efficiency and the removal of debris (22). These geometric characteristics may also prevent the screw-in effect and reduce the torsional stress on the instrument (23).

The instruments 20/.06 were chosen for the fatigue tests because of their larger diameters, which make them more prone to fatigue failure during clinical use (10, 11, 20). The results of the fatigue tests showed that GTX presented an average fatigue resistance of 65% higher than that for GT instruments. This result is in agreement with previous findings from other authors (15, 19) although Gambarini et al (17) and Kramkowski and Bahcall (18) reported no significant increase in fatigue resistance of GTX in comparison with other instruments made with conventional NiTi. However, it is important to mention that the first authors compared instruments with different cross-section designs, whereas the second studied the fatigue behavior of GT and GTX at 7 mm from the tip.

As mentioned before, instrument diameter,  $D$ , and radius of curvature of the root canal,  $R$ , have been identified as the most important factors controlling fatigue resistance of endodontic instruments (9–11). The critical parameter is the maximum tensile strain amplitude,  $\epsilon_T$ , which is given by the expression  $\epsilon_T = D/(2R - D)$ , when the canal radius is measured at the outer canal wall, as was done in the present study. Considering that the mean diameter at 3 mm from the tip ( $D_3$ ) of the 20/.06 GT and GTX instruments analyzed in this work was 0.40 (0.01) mm, a maximum tensile strain amplitude of approxi-

mately 4.2% would be imposed on both types of instruments by means of the artificial canal with a 5-mm radius of curvature used (11). Thus, the higher fatigue resistance of GTX instruments cannot be attributed to differences in geometry alone, the mechanical properties of M-Wire being probably the most important factor. The superelasticity of NiTi alloys can be improved by using special thermomechanical treatments. The mechanism for this improvement is to suppress slip during stress-induced martensitic transformation by raising the critical stress for slip (24). Two mechanisms are available to raise the critical stress for slip in nickel-rich NiTi alloys: (1) precipitation hardening and (2) hardening



**Figure 3.** The typical torque curves versus angular deflection for 20/.04 GT and GTX instruments tested in torsion to rupture.

because of a high density of thermally rearranged dislocations (24, 25). Evidence could be found indicating that both mechanisms could be operating in the case of GTX instruments associated with the thermomechanical treatment applied to M-Wire. The higher intensity of the GTX peak shown in Figure 1 indicates that the internal defects (dislocations) have been rearranged (26), whereas the extra peak that begins to form at  $2\theta$  at approximately  $40^\circ$  indicates the occurrence of precipitation of a second phase. Moreover, the increase in Vickers microhardness is by itself an indication that the critical stress for slip, and, thus, the torsional strength has risen in GTX.

The comparison between torsional properties of similar 20/04 GT and GTX instruments showed that GTX was significantly less resistant than were GT instruments, whereas no significant difference was found for their maximum angular deflection (Fig. 3). These results are similar to those reported by Kell et al (27). Kramkowski and Bahcall (18) found no significant difference in the torsional resistance and maximum angular deflection of 20/04 GT and GTX instruments, whereas Johnson et al (15) reported a significantly higher torsional resistance for instruments manufactured with M-Wire. Although the mean values of the diameter at  $D_3$  of both instruments were equal to 0.34 (0.01) mm, Figure 2 showed that GTX presented larger pitch lengths than did GT instruments. Shortening the pitch length is known to be one of the mechanisms for increasing torsional resistance of endodontic instruments (23). In the case of GTX instruments, the effect of larger pitch lengths was not overbalanced by the observed increase in hardness, and their torsional resistance was lower than that of GT instruments.

The results of the present study suggested that GTX instruments manufactured with M-Wire are more resistant to flexural fatigue than are similar GT instruments made with conventional NiTi wire, mainly because of the fact that the thermomechanical treatment applied to the material increases its resistance to slip. Nevertheless, the torsional resistance of GTX was lower than that of similar GT instruments, probably because of their increased pitch length.

## References

- Eggeler G, Hornbogen E, Yawny A, et al. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Mater Sci Eng A* 2004;378:24–33.
- Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL. Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. *Int Endod J* 2008;41:883–91.
- Blum JY, Machtou P, Micallef JP. Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int Endod J* 1999;32:108–14.
- Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002;35:379–89.
- Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101:675–80.
- Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod* 2000;26:414–7.
- Câmara AS, Martins RC, Viana ACD, et al. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper Universal rotary instruments assessed by mechanical tests. *J Endod* 2009;35:113–6.
- Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, et al. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 2003;29:15–9.
- Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23:77–85.
- Melo MCC, Bahia MGA, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28:765–9.
- Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100:249–55.
- Mckelvey AL, Ritchie RO. Fatigue-crack growth behavior in the superelastic and shape-memory alloy Nitinol. *Metall Mater Trans A* 2001;32A:731–43.
- Otsuka K, Wayman CM. Mechanism of shape memory effect and superelasticity. In: Otsuka K, Wayman CM, eds. *Shape Memory Materials*. 1st ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press; 1998.
- Saburi T. Ti-Ni shape memory alloys. In: Otsuka K, Wayman CM, eds. *Shape Memory Materials*. 1st ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press; 1998.
- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, et al. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34:1406–9.
- GT Series X Brochure. Tulsa, OK: Dentsply Tulsa Dental Specialties; 2008.
- Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34:1003–5.
- Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2009;35:404–7.
- Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, et al. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:401–3.
- Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, et al. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25:434–40.
- Camps J, Pertot WJ. Torsional and stiffness properties of canal master U stainless steel and nitinol instruments. *J Endod* 1994;20:395–8.
- Mounce RE. The K3 rotary nickel-titanium file system. *Dent Clin North Am* 2004;48:137–57.
- Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod* 2004;30:716–8.
- Miyazaki S, Ohmi Y, Otsuka K, et al. Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in Ti-Ni alloys. *J Phys* 1982;43(suppl 12):255–60.
- Saburi T, Tatsumi T, Nenno S. Effects of heat treatment on mechanical behavior of Ti-Ni alloys. *J Phys* 1982;43(suppl 12):261–6.
- Cullity BD, Stock SR. *Elements of X-ray Diffraction*. 3rd ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall; 2001.
- Kell T, Azarpazhooh A, Peters OA, et al. Torsional profiles of new and used 20/.06 GT Series X and GT rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35:1278–81.