

**RENATA DE CASTRO MARTINS**

***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  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
2003**

**RENATA DE CASTRO MARTINS**

***INFLUÊNCIA DO HIPOCLORITO DE SÓDIO  
E DA AÇÃO DE CORTE NA RESISTÊNCIA À  
FADIGA DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS  
DE NÍQUEL-TITÂNIO ACIONADOS A MOTOR***

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: Clínica Odontológica

Orientador: Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono

Co-orientadora: Prof<sup>a</sup>. Maria Guiomar de Azevedo Bahia

**BELO HORIZONTE  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
2003**

*Dedico este trabalho à minha querida família:*

**Meu pai, Welles, meu exemplo de força e determinação,**

**Minha mãe, Heloísa, minha maior incentivadora,**

**Minhas irmãs, Rogéria e Carolina, amigas e**

**companheiras de todas as horas.**

## *Agradecimentos*

Registro minha gratidão e carinho a todos que, de uma forma ou de outra, me estenderam a mão e apoiaram durante esta trajetória.

Ao Professor Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono, que me orientou de forma competente e sábia, sendo sempre gentil e paciente.

À Professora Maria Guiomar de Azevedo Bahia, por acreditar em mim e me tranquilizar em momentos difíceis, com sua competência, ponderação e amizade.

À Professora Dr<sup>a</sup> Isabela de Almeida Pordeus, coordenadora do Colegiado de Pós-Graduação da FO/UFMG, pelo apoio e competência na condução deste colegiado.

Ao Professor Dr. Allyson Nogueira Moreira, e Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Cláudia Silami de Magalhães, coordenador e sub-coordenadora da Área de Concentração de Clínica Odontológica, pelo carinho com que me receberam e pela convivência harmoniosa que tivemos.

Às colegas, Raquel, Santuza, Soraya e Suely pela amizade e inesquecíveis momentos de alegria vividos durante o curso.

Aos colegas de mestrado, Eliete, Emmerson, Karina e Takeshi, pelo companheirismo e momentos de descontração.

Aos Professores do CIAP I e V, pela convivência agradável durante o período do curso.

A Saul Martins de Paiva pelo apoio e incentivo constantes.

À Ana Maria Abras da Fonseca, pela amizade e eterna disponibilidade.

À Prefeitura Municipal de Patos de Minas, na pessoa da cirurgiã-dentista Lumena Barros Romão, pela doação dos dentes extraídos utilizados neste estudo.

À Engenheira Química Olívia Maria de Sousa Ribeiro Vasconcellos, pelas análises químicas das soluções empregadas neste estudo.

Ao Sr. Urias, pela disponibilidade e competência na execução da bancada de ensaio de testes utilizada nesta pesquisa.

Ao Professor Dr. Paulo José Modenesi, pelo auxílio nas análises estatísticas.

Aos funcionários do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da EE/UMFG, Sandra, Patrícia, João, Hilda, Núbia, Andréa, Viviane, Madalena, Sandro, Vicente e D. Efigênia, pela acolhida carinhosa.

Às secretárias do Colegiado de Pós-Graduação da FO/UFMG, Janete e Wanessa, pela paciência e disposição em ajudar.

## SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	
AGRADECIMENTOS	
LISTA DE ABREVIATURAS	
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE GRÁFICOS	
LISTA DE QUADRO	
LISTA DE TABELAS	
<b>RESUMO</b>	
<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>18</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>22</b>
2.1 Instrumentos endodônticos	23
2.2 Ligas níquel-titânio	24
2.3 Fabricação dos instrumentos de NiTi	30
2.4 Instrumentos de NiTi acionados a motor	31
2.5 Características de superfície dos instrumentos de NiTi	34
2.6 Fratura por fadiga dos instrumentos de NiTi	37
2.7 Ação do hipoclorito de sódio	44
2.8 Corrosão das ligas NiTi	50
<b>3 HIPÓTESES</b>	<b>55</b>
<b>4 OBJETIVOS</b>	<b>57</b>
4.1 Objetivo geral	58
4.2 Objetivos específicos	58
<b>5 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>59</b>
5.1 Instrumentos endodônticos analisados	60
5.2 Inspeção dos instrumentos	62
5.3 Imersão dos instrumentos em NaOCl a 5,25%	64
5.4 Seleção dos molares inferiores	65
5.4.1 Abertura coronária e exploração dos canais	66
5.4.2 Realização das tomadas radiográficas	67
5.4.3 Medida dos ângulos e raios de curvatura dos canais	67
5.5 Instrumentação dos canais	69
5.6 Ensaio de fadiga	71
5.7 Observação das superfícies de fratura	74
5.8 Análise estatística	75

<b>6 RESULTADOS</b>	<b>76</b>
6.1 Acabamento superficial dos instrumentos	77
6.2 Outras características dos instrumentos	79
6.3 Instrumentos imersos em NaOCl a 5,25%	84
6.4 Geometria dos canais radiculares	86
6.5 Formatação dos canais radiculares	88
6.6 Resistência à fadiga dos instrumentos	94
6.7 Superfícies de fratura	99
<b>7 DISCUSSÃO</b>	<b>104</b>
7.1 Características dos instrumentos novos	105
7.2 Características dos instrumentos dos Grupos 1, 2 e 3	106
7.2.1 Efeito da imersão em NaOCl	106
7.2.2 Efeito da instrumentação de canais radiculares	108
7.2.3 Efeito do NaOCl e da ação de corte	109
7.3 Resistência à fadiga	110
<b>8 CONCLUSÕES</b>	<b>115</b>
<b>9 SUMMARY</b>	<b>117</b>
<b>10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>119</b>
<b>11 ANEXOS</b>	<b>128</b>
ANEXO 1 Ficha de identificação dos instrumentos	129
ANEXO 2 Carta de doação dos dentes	130
ANEXO 3 Parecer de aprovação do COEP	131
ANEXO 4 Ficha de identificação dos molares inferiores	132
ANEXO 5 Estudo preliminar	133
ANEXO 6 Pesagem dos instrumentos	139
ANEXO 7 Geometria dos canais radiculares	143
ANEXO 8 Resultados dos ensaios de resistência à fadiga	145

## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>ADA</b>	<i>American Dental Association</i>
<b>Ai</b>	Austenita inicial
<b>Af</b>	Austenita final
<b>AR</b>	Alta rotação
<b>CRD</b>	Comprimento do dente na radiografia
<b>Cl<sub>2</sub></b>	Cloro
<b>COEP</b>	Comitê de Ética em Pesquisa
<b>CPC</b>	Comprimento de Patência do Canal
<b>CT</b>	Comprimento de Trabalho
<b>D<sub>0</sub></b>	Diâmetro na ponta
<b>D<sub>16</sub></b>	Diâmetro em 16 mm
<b>EMF</b>	Efeito Memória de Forma
<b>FDI</b>	<i>Federation Dentaire International</i>
<b>HOCl</b>	Ácido Hipocloroso
<b>H<sub>2</sub>O</b>	Água
<b>ISO</b>	<i>International Standards Organization</i>
<b>LF</b>	Local da fratura
<b>Mf</b>	Martensita final
<b>Mi</b>	Martensita inicial
<b>MEV</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura
<b>NaOCl</b>	Hipoclorito de sódio
<b>NaOH</b>	Hidróxido de sódio
<b>NH<sub>4</sub>OH</b>	Hidróxido de amônio
<b>NiTi</b>	Níquel-titânio
<b>Nitinol</b>	<i>Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory</i>

<b>NCF</b>	Número de ciclos até a fratura
<b>O<sub>2</sub></b>	Oxigênio
<b>OMS</b>	Organização Mundial de Saúde
<b>PMQ</b>	Preparo Mecânico-Químico
<b>pH</b>	Potencial hidrogeniônico
<b>rpm</b>	Rotação por minuto
<b>SCR</b>	Sistema de Canal Radicular
<b>SE</b>	Superelasticidade
<b>TF</b>	Tempo para fratura
<b>TM</b>	Transformação martensítica
<b>TR</b>	Transformação reversa

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 2.1</b>	Modelo simplificado da transformação martensítica	<b>27</b>
<b>FIGURA 2.2</b>	Representação esquemática da deformação invariante de rede requerida para TM	<b>28</b>
<b>FIGURA 5.1</b>	Suporte giratório com lima posicionada para ser observada na lupa estereomicroscópica	<b>62</b>
<b>FIGURA 5.2</b>	Estrias de corte em um instrumento <i>ProFile 30/.04</i>	<b>63</b>
<b>FIGURA 5.3</b>	Imagem radiográfica projetada no Projetor de Perfis com 10x de aumento	<b>67</b>
<b>FIGURA 5.4</b>	Método de medição do ângulo e raio de curvatura	<b>68</b>
<b>FIGURA 5.5</b>	Bancada de teste com instrumento posicionado no canal artificial	<b>72</b>
<b>FIGURA 5.6</b>	Canal artificial, com o instrumento posicionado, em maior aumento	<b>72</b>
<b>FIGURA 5.7</b>	Canal artificial, mostrando a deformação provocada no instrumento	<b>73</b>
<b>FIGURA 5.8</b>	Bancada de teste posicionada na lupa estereomicroscópica e a imagem do instrumento no canal artificial mostrada no monitor	<b>74</b>
<b>FIGURA 6.1</b>	Plano radial de um instrumento <i>ProFile 30/.04</i> , Grupo 2, bastante irregular, com rebarbas (1), riscos (2) e sulcos de usinagem (3). MEV, 1500x	<b>77</b>
<b>FIGURA 6.2</b>	Ponta de um instrumento <i>ProFile 20/.06</i> , Grupo 1, com material aderido (setas). MEV, 750x	<b>78</b>
<b>FIGURA 6.3</b>	Instrumento <i>ProFile 20/.04</i> , Grupo 3, com mordida no plano radial (1) e material aderido (2). MEV, 1500x	<b>78</b>
<b>FIGURA 6.4</b>	Ponta achatada de um instrumento <i>ProFile 20/.04</i> , Grupo 2, com usinagem irregular. MEV, 350x	<b>80</b>
<b>FIGURA 6.5</b>	Ponta de um instrumento <i>ProFile 30/.04</i> , Grupo 1, com boas características de usinagem. MEV, 350x	<b>80</b>
<b>FIGURA 6.6</b>	Instrumento <i>ProFile 20/.04</i> , Grupo 1, com planos radiais mais largos e concavidades menos profundas. MEV, 50x	<b>81</b>
<b>FIGURA 6.7</b>	Instrumento <i>ProFile 20/.04</i> , Grupo 1, com planos radiais mais estreitos e concavidades mais profundas. MEV, 50x	<b>81</b>

<b>FIGURA 6.8</b>	Plano radial de um instrumento <i>ProFile</i> 25/.04 antes da imersão em NaOCl 5,25%. MEV, 1500x	<b>85</b>
<b>FIGURA 6.9</b>	Plano radial de um instrumento <i>ProFile</i> 25/.04 após a imersão em NaOCl 5,25%. MEV, 1500x	<b>86</b>
<b>FIGURA 6.10</b>	Plano radial de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.04, Grupo 2, antes da formatação de canais radiculares. MEV, 1500x	<b>90</b>
<b>FIGURA 6.11</b>	Plano radial arranhado (seta), de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.04, Grupo 2, após a formatação de dez canais radiculares. MEV, 1500x	<b>91</b>
<b>FIGURA 6.12</b>	Plano radial de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.04, Grupo 3, com superfície irregular e rebarba de usinagem (seta), antes da formatação de canais radiculares. MEV, 1500x	<b>91</b>
<b>FIGURA 6.13</b>	Plano radial de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.04, Grupo 3, com superfície alisada e rebarba de usinagem se soltando (seta), após a formatação de dez canais radiculares. MEV, 1500x	<b>92</b>
<b>FIGURA 6.14</b>	Trincas (setas) na 3 <sup>a</sup> estria de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.06, Grupo 2. MEV, 2000x	<b>93</b>
<b>FIGURA 6.15</b>	Trincas (setas) na 3 <sup>a</sup> estria de um instrumento <i>ProFile</i> 30/.04, Grupo 3. MEV, 2000x	<b>93</b>
<b>FIGURA 6.16</b>	Superfície de fratura de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.06, Grupo 1, rompido em ensaio de fadiga, mostrando regiões lisas (setas pretas) e região fibrosa central (seta branca). MEV, 200x	<b>100</b>
<b>FIGURA 6.17</b>	Superfície de fratura de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.06, Grupo 2, rompido em ensaio de fadiga, mostrando regiões lisas (setas pretas) e região fibrosa central (seta branca). MEV, 200x	<b>100</b>
<b>FIGURA 6.18</b>	Superfície de fratura de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.06, Grupo 3, rompido em ensaio de fadiga, mostrando regiões lisas (setas pretas) e região fibrosa central (seta branca). MEV, 200x	<b>101</b>
<b>FIGURA 6.19</b>	Região lisa amassada na superfície de fratura de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.06 (setas), Grupo 3, rompido em ensaio de fadiga. MEV, 1000x	<b>101</b>
<b>FIGURA 6.20</b>	Região lisa amassada na superfície de fratura de um instrumento <i>ProFile</i> 20/.06 (seta), Grupo Controle, rompido em ensaio de fadiga. MEV, 2000x	<b>102</b>

- FIGURA 6.21** Região fibrosa central da superfície de fratura de um instrumento *ProFile 20/.06*, Grupo 3, rompido em ensaio de fadiga. MEV, 2000x **102**
- FIGURA 6.22** Estrias de fadiga na superfície de fratura de um instrumento *ProFile 20/.06* (setas), Grupo 2, rompido em ensaio de fadiga. MEV, 7500x **103**

## LISTA DE GRÁFICOS

<b>GRÁFICO 2.1</b>	Curva esquemática tensão-deformação-temperatura, ilustrando a ocorrência do EMF	<b>25</b>
<b>GRÁFICO 2.2</b>	Curvas tensão/deformação em tração esquemáticas para o aço ABNT 304 deformado e para uma liga NiTi superelástica	<b>26</b>
<b>GRÁFICO 2.3</b>	Representação esquemática da TM e TR	<b>29</b>
<b>GRÁFICO 6.1</b>	Comparação das médias dos ângulos de curvatura dos canais dos Grupos 2 e 3	<b>87</b>
<b>GRÁFICO 6.2</b>	Comparação das médias dos raios de curvatura dos canais dos Grupos 2 e 3	<b>88</b>
<b>GRÁFICO 6.3</b>	Comparação das médias de tempo gasto durante a formatação dos canais dos Grupos 2 e 3	<b>89</b>
<b>GRÁFICO 6.4</b>	Comparação das médias de NCF entre os instrumentos 20/04	<b>95</b>
<b>GRÁFICO 6.5</b>	Comparação das médias de NCF entre os instrumentos 25/04	<b>96</b>
<b>GRÁFICO 6.6</b>	Comparação das médias de NCF entre os instrumentos 30/04	<b>97</b>
<b>GRÁFICO 6.7</b>	Comparação das médias de NCF entre os instrumentos 20/06	<b>98</b>

## LISTA DE QUADRO

<b>QUADRO 1</b>	Seqüência operatória da técnica de instrumentação	<b>69</b>
-----------------	---	-----------

## LISTA DE TABELAS

<b>TABELA 6.1</b>	Distância média das estrias de corte nos instrumentos <i>ProFile</i> analisados	<b>82</b>
<b>TABELA 6.2</b>	Diâmetro médio das pontas e estrias de corte dos instrumentos <i>ProFile</i> analisados	<b>83</b>
<b>TABELA 6.3</b>	Peso médio dos instrumentos <i>ProFile</i> analisados	<b>83</b>
<b>TABELA 6.4</b>	Concentração de Ni e Ti nas soluções de NaOCl a 5,25%	<b>84</b>
<b>TABELA 6.5</b>	Concentração de Cl nas soluções de NH <sub>4</sub> OH a 2,5%	<b>85</b>
<b>TABELA 6.6</b>	Ângulos de curvatura médios dos canais dos Grupos 2 e 3	<b>87</b>
<b>TABELA 6.7</b>	Raios de curvatura médios dos canais dos Grupos 2 e 3	<b>88</b>
<b>TABELA 6.8</b>	Tempo médio para a formatação dos canais dos Grupos 2 e 3	<b>89</b>
<b>TABELA 6.9</b>	Comparação do NCF para os instrumentos 20/.04	<b>95</b>
<b>TABELA 6.10</b>	Comparação do NCF para os instrumentos 25/.04	<b>96</b>
<b>TABELA 6.11</b>	Comparação do NCF para os instrumentos 30/.04	<b>97</b>
<b>TABELA 6.12</b>	Comparação do NCF para os instrumentos 20/.06	<b>98</b>
<b>TABELA 6.13</b>	Redução percentual do NCF em relação do grupo controle	<b>99</b>
<b>TABELA A1</b>	Peso dos instrumentos do Grupo Controle	<b>139</b>
<b>TABELA A2</b>	Peso inicial instrumentos do Grupo 1	<b>139</b>
<b>TABELA A3</b>	Peso inicial dos instrumentos do Grupo 2	<b>140</b>
<b>TABELA A4</b>	Peso inicial dos instrumentos do Grupo 3	<b>140</b>
<b>TABELA A5</b>	Peso final dos instrumentos do Grupo 1	<b>141</b>
<b>TABELA A6</b>	Peso final dos instrumentos do Grupo 2	<b>141</b>
<b>TABELA A7</b>	Peso final dos instrumentos do Grupo 3	<b>142</b>
<b>TABELA A8</b>	Ângulos e raios de curvatura dos canais do Grupo 2	<b>143</b>
<b>TABELA A9</b>	Ângulos e raios de curvatura dos canais do Grupo 3	<b>144</b>
<b>TABELA A10</b>	Grupo controle – Instrumento 20/.04	<b>145</b>
<b>TABELA A11</b>	Grupo 1 - Instrumento 20/.04	<b>145</b>

<b>TABELA A12</b>	Grupo 2 - Instrumento 20/.04	<b>146</b>
<b>TABELA A13</b>	Grupo 3 - Instrumento 20/.04	<b>146</b>
<b>TABELA A14</b>	Grupo Controle - Instrumento 25/.04	<b>147</b>
<b>TABELA A15</b>	Grupo 1 - Instrumento 25/.04	<b>147</b>
<b>TABELA A16</b>	Grupo 2 - Instrumento 25/.04	<b>148</b>
<b>TABELA A17</b>	Grupo 3 - Instrumento 25/.04	<b>148</b>
<b>TABELA A18</b>	Grupo Controle - Instrumento 30/.04	<b>149</b>
<b>TABELA A19</b>	Grupo 1 - Instrumento 30/.04	<b>149</b>
<b>TABELA A20</b>	Grupo 2 - Instrumento 30/.04	<b>150</b>
<b>TABELA A21</b>	Grupo 3 - Instrumento 30/.04	<b>150</b>
<b>TABELA A22</b>	Grupo Controle - Instrumento 20/.06	<b>151</b>
<b>TABELA A23</b>	Grupo 1 - Instrumento 20/.06	<b>151</b>
<b>TABELA A24</b>	Grupo 2 - Instrumento 20/.06	<b>152</b>
<b>TABELA A25</b>	Grupo 3 - Instrumento 20/.06	<b>152</b>

## RESUMO

O presente estudo avaliou a influência do NaOCl e da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor, submetidos à formatação de 10 canais radiculares curvos e posteriormente ensaiados em fadiga, utilizando um dispositivo de bancada para fixação do sistema de acionamento dos instrumentos e um canal artificial de aço carbono com raio de curvatura de 4mm e ângulo de curvatura de 45°. O número de ciclos até a fratura foi determinado a partir do tempo de ensaio e da velocidade de rotação dos instrumentos, 250 rpm. Oitenta instrumentos novos, 20/.06, 30/.04, 25/.04 e 20/.04, foram divididos aleatoriamente em 4 Grupos com 20 amostras por grupo (cinco de cada calibre), nas seguintes condições: Grupo Controle constituído de instrumentos sem uso; Grupo 1 constituído de instrumentos imersos por 24 horas em solução de NaOCl a 5,25%; Grupo 2 constituído de instrumentos utilizados previamente na formatação de 10 canais radiculares curvos de dentes extraídos, empregando água deionizada como solução irrigante; e Grupo 3 constituídos de instrumentos empregados na formatação de 10 canais radiculares curvos utilizando NaOCl a 5,25% como solução irrigante. A imersão em NaOCl não alterou a superfície dos instrumentos, nem sua resistência à fadiga, entretanto a ação de corte resultante da formatação dos canais radiculares sob condições de deformação cíclica foi o fator crucial na redução do número de ciclos até a fratura. (Testes *t* de *Student* e *Kruskal-Wallis*  $p < 0,05$ ). A resistência à fadiga diminuiu com o aumento do calibre dos instrumentos em todos os grupos. Os instrumentos do Grupo 3 foram estatisticamente mais rápidos na formatação dos canais em comparação com o Grupo 2 (Teste *t* de *Student*  $p < 0,05$ ), havendo uma tendência de apresentarem um maior número de ciclos até a fratura que o Grupo 2, mas estes resultados não foram estatisticamente significativos (Testes *t* de *Student* e *Kruskal-Wallis*  $p > 0,05$ ). O emprego do NaOCl durante a formatação dos canais levou a um menor tempo de instrumentação, o que pode constituir fator importante no aumento da vida útil dos instrumentos.

INTRODUÇÃO

## 1 INTRODUÇÃO

O preparo mecânico-químico (PMQ) do sistema de canais radiculares (SCR) envolve uma adequada limpeza e formatação, criando um preparo cônico afunilado até o forame apical. Isto constitui uma condição essencial para a obturação do SCR em três dimensões, e conseqüentemente, para o sucesso da terapia endodôntica (Schilder, 1974).

A irrigação do SCR é um complemento indispensável para que a terapia endodôntica seja bem sucedida. Muitos agentes químicos na forma líquida e viscosa têm sido usados como auxiliares no preparo do canal, com a finalidade de lubrificação, dissolução de matéria orgânica e inorgânica, remoção de detritos e ação antimicrobiana (Stock *et al.*, 1996).

O hipoclorito de sódio (NaOCl) é a solução mais utilizada durante a limpeza e formatação do SCR, devido à sua excelente ação bactericida e de dissolução de tecido orgânico (West e Roane, 2000). Tem sido empregado em concentrações que variam de 0,5% a 5,25% (Stock *et al.*, 1996).

O objetivo da instrumentação é limpar e dar forma aos canais com remoção mínima de dentina e transporte. O transporte significa a remoção indesejável, excêntrica e excessiva de dentina radicular que circunda o canal original. Os instrumentos endodônticos existentes, fabricados em aço inoxidável, podem produzir efeitos indesejáveis como degraus, zips apicais e perfurações em rasgo. Estes erros de procedimento ocorrem devido às pontas agressivas dos instrumentos, corte indiscriminado nos 16 milímetros (mm) de lâminas cortantes e ao rápido aumento na rigidez com cada aumento no calibre do instrumento. (Weine *et al.*, 1975; Wildey *et al.*, 1992).

Durante os últimos anos, duas grandes inovações ocorreram em relação à tecnologia dos instrumentos endodônticos: instrumentos com pontas modificadas não cortantes (Roane *et al.*, 1985) e a utilização de ligas níquel-titânio (NiTi), altamente flexíveis, na fabricação dos mesmos (Walia *et al.*, 1988).

As ligas NiTi possuem um módulo de elasticidade mais baixo que as de aço inoxidável, flexibilidade superior em curvar-se e grande resistência à fratura por torção (Walia *et al.*, 1988).

Os desenhos de seção transversal e conicidades diferentes, assim como, modo de ação dos instrumentos de NiTi acionados a motor no interior dos canais, criou uma nova categoria de instrumentos endodônticos, completamente diferente das limas de aço inoxidável convencionais (Gambarini, 1999). O avanço no desenho destes instrumentos ocorreu em função de aumentar a segurança durante a formatação minimizando iatrogenias, e melhorar a eficiência de corte diminuindo o tempo de trabalho (De Luca *et al.*, 1998; Versümer *et al.*, 2002).

Os instrumentos de NiTi acionados a motor têm apresentado bons resultados na formatação do SCR, mantendo a trajetória original do canal, com boas características de fluxo e conicidade (Esposito e Cunningham, 1995; Glosson *et al.*, 1995; Martins *et al.*, 2000; Martins *et al.*, 2001a; Jardine e Gulabivala, 2000).

Apesar de todas as qualidades inerentes aos instrumentos de NiTi, eles podem sofrer fratura inesperada sem apresentar quaisquer sinais visíveis de deformação permanente anterior. Esta fratura é devida à fadiga que o instrumento sofre no interior do canal, por causa da tensão cíclica de tração-compressão (Pruett *et al.* 1997). Cada rotação submete o instrumento endodôntico a ambas tensões na área da curvatura. Esta é a forma mais destrutiva de carregamento cíclico (Dieter, 1986). A inspeção visual, portanto, não é um método confiável para a avaliação dos mesmos (Pruett *et al.* 1997).

Ainda não existe um consenso sobre o número de vezes que um instrumento de NiTi acionado a motor pode ser usado antes de ser descartado, exceto nos casos em que o instrumento apresenta fratura ou mostra-se visivelmente deformado (Svec e Powers, 2002; Gambarini, 2001b).

Além do problema de fratura inesperada, existem ainda controvérsias em relação à suscetibilidade à corrosão das ligas NiTi sob condições clínicas. Alguns estudos relataram que o NiTi exibe tendência à corrosão (Sarkar *et al.*, 1979; Edie *et al.*, 1981; Sarkar *et al.*, 1983; Kim e Johnson, 1999; Rondelli e Vicentini, 1999), enquanto outros não evidenciaram este fato (Serene *et al.*, 1995; Schäfer, 1997). A corrosão das ligas metálicas depende da interação de uma série de fatores, que influenciarão na degradação das mesmas como: composição química e microestrutura da liga, acabamento superficial do instrumento e tipo de solução de ataque (Lopes e Siqueira, 1999).

Acredita-se que a corrosão localizada forme sítios concentradores de tensão que podem funcionar como iniciadores de trincas, resultando posteriormente em uma fratura sob carga (Sarkar *et al.*, 1983).

Como ocorre uma exposição constante dos instrumentos endodônticos ao hipoclorito de sódio durante a limpeza e formatação do SCR, aliado a forças resultantes da ação de corte é de fundamental importância avaliar se estes fatores interferem na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi acionados a motor. Tendo isso em vista, este trabalho analisou a influência do hipoclorito de sódio e da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor.

REVISÃO DE LITERATURA

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Instrumentos endodônticos

O sucesso da terapia endodôntica depende de uma adequada limpeza e formatação do SCR com posterior obturação tridimensional (Schilder, 1974). Entretanto, durante a instrumentação de canais curvos, erros inadvertidos de procedimento como a formação de degraus, zips e fratura de instrumentos, podem ocorrer, alterando a morfologia do canal radicular (Weine *et al.*, 1975). Embora a técnica de instrumentação possa levar a estes erros, a rigidez das limas de aço inoxidável, comumente utilizadas na prática endodôntica, está implicada no transporte de canais curvos. Esta rigidez aumenta de acordo com o aumento do calibre dos instrumentos (Weine *et al.*, 1975; Wildey *et al.*, 1992).

Os instrumentos endodônticos fabricados em aço inoxidável são padronizados de acordo com a *International Standards Organization* (ISO), que é uma comissão mundial composta pela *Federation Dentaire Internationale* (FDI), Organização Mundial de Saúde (OMS) e a *American Dental Association* (ADA). Desta forma, estes instrumentos são fabricados dentro de exigências estabelecidas em termos do diâmetro, comprimento de haste cortante, resistência à fratura, rigidez e resistência à corrosão. De acordo com a padronização atual, as limas e alargadores estão disponíveis em comprimentos de haste de 21, 25 e 31 milímetros (mm). Os diâmetros das pontas das limas aumentam em incrementos de 0,05mm entre os números (nº) 10 até o nº 60 (0,60mm na ponta) e em incrementos de 0,1mm até o nº 140. O diâmetro na ponta é chamado de  $D_0$ . A haste cortante do instrumento deve ter um comprimento de 16mm e o diâmetro neste ponto é  $D_{16}$ . O diâmetro da lima aumenta na proporção de 0,02mm por milímetro de comprimento, resultando num diâmetro aumentado de 0,32mm da ponta ao final da haste cortante (McKendry e Krell, 1997).

As áreas críticas das limas e alargadores produzidos em aço inoxidável são a ponta e a haste cortante. A ponta padrão possui corte ativo, levando ao transporte do canal na região apical, enquanto a haste cortante remove dentina ao longo ao canal. Sempre que um instrumento é inserido em um canal curvo, ele é submetido a forças na região de curvatura e responde com uma força contrária sobre as paredes do canal na curvatura e na área apical. Esta força é devida à tendência do mesmo em tornar-se reto no interior do conduto. Quando o instrumento está em repouso dentro do canal, a

única força que é exercida sobre a dentina é a da rigidez, referente à massa do mesmo. Entretanto, quando o instrumento é movimentado ocorrem duas ações de alavanca, que resultarão em forças aumentadas sobre a parede do conduto em pontos distintos. O instrumento exerce uma força sobre a dentina e vice-versa, e é neste momento que ocorre o corte da mesma. A geometria do canal, isto é, a sua curvatura ditará qual a parede que o instrumento irá cortar (Willey *et al.*, 1992). Sendo assim, a flexibilidade é uma propriedade desejável nos instrumentos endodônticos, pois durante o preparo de canais curvos, os instrumentos flexíveis formatarão as paredes do canal e provavelmente não causarão transporte (Weine *et al.*, 1975).

Os conhecimentos de física, engenharia e metalurgia estão sendo constantemente aplicados na criação de novos instrumentos, com maior capacidade de corte e menor produção de acidentes durante a formatação dos canais radiculares. Em busca do aprimoramento dos instrumentos endodônticos, duas grandes inovações foram introduzidas nos últimos anos: instrumentos com pontas modificadas não cortantes (Roane *et al.*, 1985) e instrumentos altamente flexíveis feitos com ligas níquel-titânio (NiTi) (Walia *et al.*, 1988).

## **2.2 Ligas níquel-titânio**

As ligas metálicas NiTi foram desenvolvidas no Laboratório de Artilharia Naval da Marinha Americana para a aplicação em peças e instrumentos dotados de propriedades antimagnéticas e resistência à corrosão pela água salgada, recebendo o nome genérico de Nitinol (*Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory*) (Civjan *et al.*, 1975).

As ligas NiTi possuem uma habilidade inerente de alterar seu tipo de estrutura cristalina levando a mudanças significativas nas suas propriedades mecânicas. Estas mudanças ocorrem em função da temperatura e da aplicação de tensão (Otsuka e Wayman, 1998; Thompson, 2000).

De modo geral, as ligas NiTi são utilizadas por causa de suas propriedades de efeito memória de forma (EMF) e superelasticidade (SE). O EMF ocorre quando o metal é deformado de forma aparentemente permanente, recuperando sua forma original quando submetido a um aquecimento moderado (Miura *et al.*, 1986). Uma representação do EMF é mostrada no GRAF. 2.1.

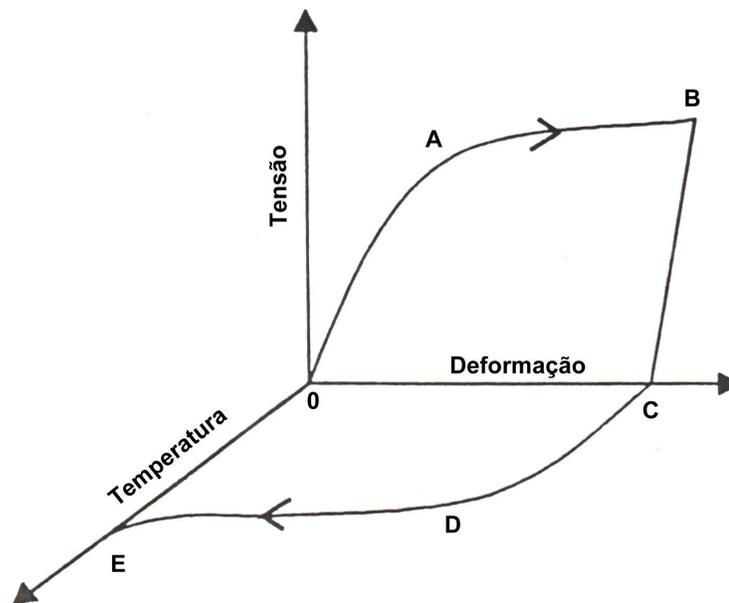


GRÁFICO 2.1 – Curva esquemática tensão-deformação-temperatura, ilustrando a ocorrência do EMF

FONTE – Auricchio *et al.*, 1997. p.298.

- 0 → A deformação do metal na região elástica
- A → B deformação aparentemente permanente
- B → C eliminação da tensão
- 0 → C deformação residual
- C → D aquecimento até o início da recuperação da forma
- D → E recuperação da forma original no aquecimento

A SE é um caso particular do EMF e está associada a uma grande deformação não linear recuperável (até 15%) sob carga e descarga, em uma temperatura apropriada. O carregamento mecânico produz uma transformação martensítica a partir da fase parente  $\beta$ , enquanto a descarga resulta na transformação reversa à fase austenítica. O comportamento superelástico da liga NiTi é ilustrado na curva tensão-deformação obtida em um ensaio de tração uniaxial mostrada no GRAF. 2.2, em comparação a um aço inoxidável austenítico previamente deformado em aproximadamente 30% por laminação a frio. Quando um ensaio de tração é interrompido após 8% de deformação, o aço inoxidável recupera aproximadamente 0,3% desta deformação, enquanto que o NiTi pode recuperar até os 8% de deformação (Otsuka e Wayman, 1998).

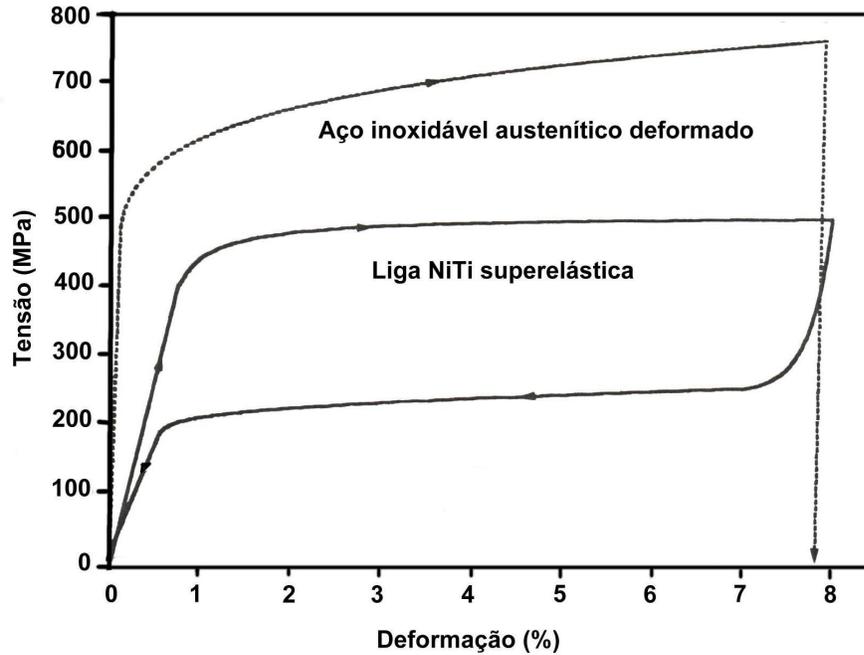


GRÁFICO 2.2 – Curvas tensão/deformação em tração esquemáticas para o aço ABNT 304 deformado e para uma liga NiTi superelástica

FONTE – Adaptado de Padilha e Guedes, 1994; Saburi, 1998.

Tanto o EMF quanto a SE estão implicados em uma mudança de fase no estado sólido, chamada de transformação martensítica (TM). A TM é adifusional, ou seja, não envolve mudança de composição e, portanto transporte de soluto por difusão. Os movimentos atômicos que produzem a TM são pequenos quando comparados com as distâncias interatômicas e são cooperativos, isto é, a transformação ocorre por um mecanismo de cisalhamento. Embora o deslocamento individual de átomos seja pequeno, uma mudança macroscópica ocorre na forma do material, associada a este movimento. Devido às estas características a TM geralmente pode ocorrer tanto pelo abaixamento de temperatura quanto pela aplicação de tensão (Buono, 1982; Otsuka e Wayman, 1998).

Usualmente, a fase parente ou de alta temperatura é chamada austenita e possui simetria cúbica, enquanto a fase produto, denominada martensita, possui simetria mais baixa (tetragonal, ortorrômbica, monoclinica, etc). Quando um material que sofre TM é resfriado abaixo de uma 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 austenita apresenta alta simetria, muitas variantes podem ser formadas da mesma fase parente. Quando o material é aquecido, a martensita se torna instável, e a transformação reversa (TR) ocorre, ou seja, a martensita retorna à fase parente. Devido à baixa simetria da martensita, o retorno à fase de alta temperatura se dá pelo caminho inverso da TM, e a fase parente é formada na sua orientação original (Otsuka e Wayman, 1998).

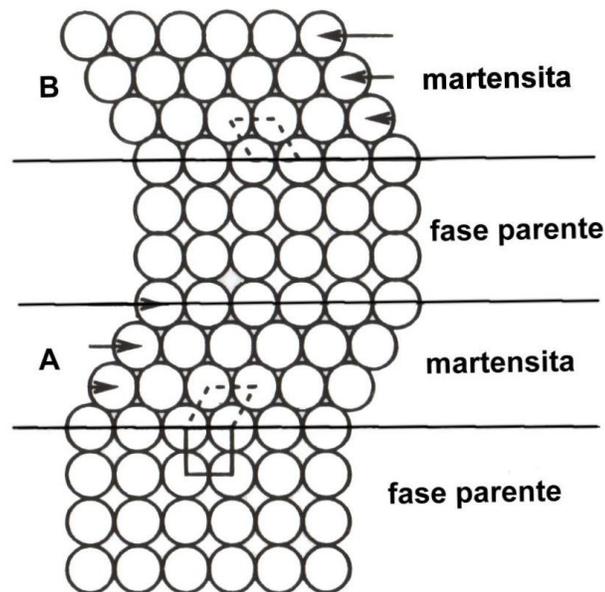


FIGURA 2.1 – Modelo simplificado da transformação martensítica  
FONTE - Otsuka e Wayman, 1998. p.3.

O EMF e SE estão relacionados com uma mudança de forma macroscópica e com o fato da TM ocorrer tanto pelo abaixamento de temperatura quanto pela aplicação de tensão. Além disso, estes efeitos podem também ocorrer envolvendo apenas a reorientação das variantes de martensita durante a aplicação de tensão. (Otsuka e Wayman, 1998; Thompson, 2000).

Devido à mudança de forma associada à TM, o aparecimento de uma variante de martensita gera tensão na fase parente adjacente. A redução desta tensão, que pode ser por escorregamento (a) ou maclação (b), é importante no processo de nucleação e crescimento da martensita (FIG. 2.2). Estas deformações não provocam mudança na rede cristalina e por isto são denominadas de deformações invariantes de rede, sendo

necessárias para a TM. Os defeitos gerados formam a subestrutura da martensita, constituída de discordâncias quando a deformação invariante é por escorregamento, ou falhas de empilhamento quando é por maclação. Estas deformações invariantes diminuem a tensão associada à TM, levando a uma “auto-acomodação” da martensita pela combinação dos planos variantes (Otsuka e Wayman, 1998).

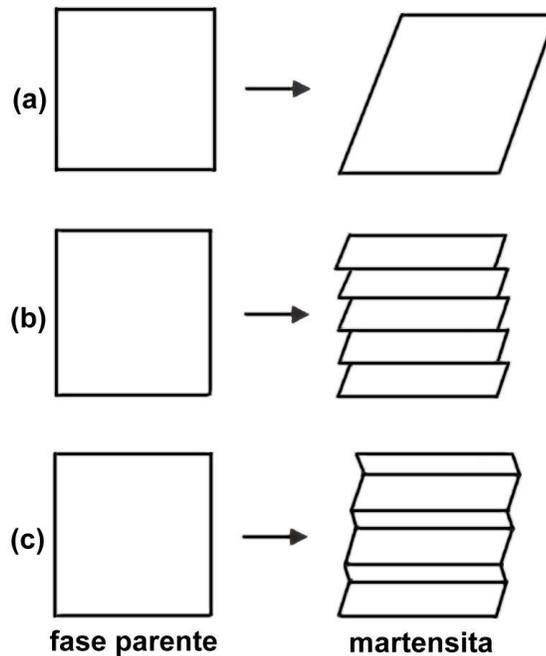


FIGURA 2.2 – Representação esquemática da deformação invariante de rede requerida para TM; (a) mudança de forma na transformação; (b) acomodação das tensões por escorregamento; e (c) por maclação  
FONTE - Otsuka e Wayman, 1998. p.11.

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 e Wayman, 1998; Thompson, 2000).

As quatro temperaturas que caracterizam estas transformações são: *martensite start* ( $M_s$ ) – temperatura em que a martensita começa a se formar; *martensite finish* ( $M_f$ ) – temperatura em que a martensita encontra-se completamente formada; *austenite start* ( $A_s$ ) – temperatura em que a austenita começa aparecer e *austenite finish* ( $A_f$ ) –

temperatura em que a liga volta a ser completamente austenítica (Kuhn, *et al.*, 2001). O GRAF. 2.3 mostra, de forma esquemática, as temperaturas de início e fim da formação da martensita no resfriamento, e as temperaturas de início e fim da TR da martensita para austenita no aquecimento. O intervalo entre as temperaturas de transformação  $M_f$  e  $A_f$  define o comportamento e aplicabilidade das ligas com memória de forma, pois é neste intervalo que o EMF opera, enquanto a SE ocorre em temperaturas logo acima de  $A_f$ .

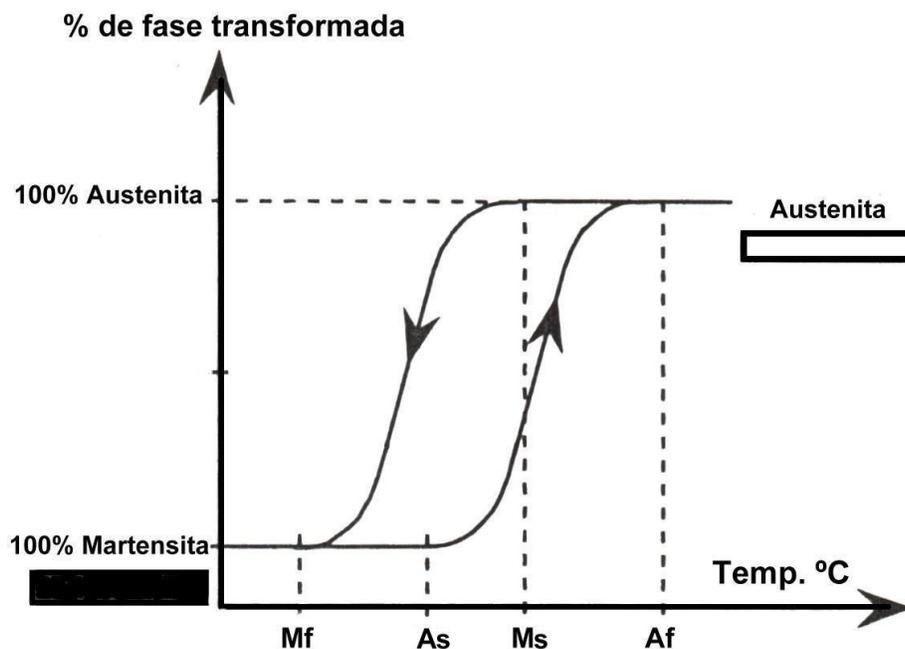


GRÁFICO 2.3 – Representação esquemática da TM e TR.  
FONTE: Kuhn, *et al.*, 2001. p.516.

As ligas NiTi são largamente utilizadas por causa da SE, apresentando uma grande recuperação de deformação, além de elevada resistência à corrosão e biocompatibilidade (Serene *et al.*, 1995; Thompson, 2000). As propriedades mecânicas e comportamento das mesmas variam de acordo com a composição, características de produção e diferenças no tratamento térmico durante a fabricação (Thompson, 2000; Kuhn *et al.*, 2001). No caso dos instrumentos endodônticos, a TM ocorre em função da tensão gerada no interior do canal radicular. Assim que a tensão cessa, ou seja, assim que o instrumento é removido do interior do canal, a TR ocorre restaurando a forma original das limas (Thompson, 2000).

### 2.3 Fabricação dos instrumentos de NiTi

A fabricação dos instrumentos endodônticos requer ligas que possuam resistência à tração e flexibilidade adequadas para proporcionar resistência à fadiga e diminuir o transporte dos canais (Schäfer, 1997).

As ligas NiTi usadas na fabricação dos instrumentos endodônticos contêm aproximadamente 56% de níquel e 44% de titânio por peso. Em alguns casos uma pequena porcentagem de níquel, menor que 2%, pode ser substituída por cobalto (Thompson, 2000). Estas ligas exibem comportamento superelástico, induzindo à TM sob tensão a partir da fase parente, austenita, e retornando à forma original assim que a carga de deformação é removida (Serene *et al.*, 1995; Thompson, 2000).

Os instrumentos endodônticos podem ser fabricados através dos processos de usinagem ou torção dos fios (Willey *et al.*, 1992), sendo que as propriedades físicas e mecânicas são fortemente influenciadas pelo processo empregado (Willey *et al.*, 1992; Thompson, 2000). Os instrumentos produzidos a partir de torção possuem sua secção transversal definida pelo desgaste do fio, que posteriormente é torcido originando as lâminas de corte. Já os instrumentos usinados têm sua secção transversal definida de maneira semelhante, entretanto suas lâminas de corte são definidas através de um maquinário de usinagem (Willey *et al.*, 1992).

Os instrumentos de NiTi devido à sua alta flexibilidade são produzidos pelo processo de usinagem, pois a superelasticidade desta liga torna impossível a torção da haste para se produzir uma espiral, mais provavelmente estes instrumentos fraturariam quando extensivamente torcidos (Schäfer, 1997). Desta forma, devido às dificuldades inerentes da microusinagem do NiTi, o acabamento destas limas é muitas vezes grosseiro, resultando em superfícies irregulares, marcas de usinagem, poros (pites), presença de rebarbas nas pontas e bordas cortantes, podendo comprometer a habilidade de corte, resistência à fadiga e potencializar problemas de corrosão (Serene *et al.*, 1995; Marsicovetere *et al.*, 1996; Schäfer, 1997; Marending *et al.*, 1998; Haikel *et al.*, 1998a; Eggert *et al.*, 1999; Thompson, 2000; Kuhn *et al.*, 2001).

Walia *et al.* (1988) foram os primeiros pesquisadores a examinarem as propriedades de fios ortodônticos de NiTi na fabricação de limas endodônticas. Limas endodônticas de nº 15 foram fabricadas com fio ortodôntico de Nitinol de seção triangular, com o intuito de verificar a resistência das mesmas em testes mecânicos de dobramento e

torção nos sentidos horário e anti-horário, comparadas com limas de aço inoxidável nº 15, seção triangular, fabricadas pelo mesmo processo de usinagem. Eles observaram que as limas de Nitinol apresentaram flexibilidade consideravelmente maior que as limas de aço inoxidável em todos os três modelos de teste, além de exibir uma maior resistência à fratura em torção. Desta forma, concluíram que as limas de Nitinol possuem de 2 a 3 vezes mais flexibilidade elástica que as limas de aço inoxidável, bem como resistência superior à fratura em torção nos sentidos horário e anti-horário. A SE desses instrumentos é resultante dos valores muito baixos do módulo de elasticidade em tração e do módulo de cisalhamento do Nitinol, comparado aos valores do aço inoxidável atualmente utilizado na fabricação das limas endodônticas.

O baixo módulo de elasticidade possibilita que o instrumento de NiTi seja distendido muito mais vezes que o aço inoxidável, sem ser submetido à deformação plástica ou permanente (Glosson *et al.*, 1995; Luiten *et al.*, 1995). A deformação plástica da haste cortante dos instrumentos é uma característica de grande significado clínico durante a prática endodôntica, pois possibilita a inspeção visual de deformidades e o descarte dos instrumentos antes da fratura (Rowan *et al.*, 1996).

Em relação à eficiência de corte das limas de NiTi, alguns autores observaram que as mesmas são menos eficientes que as limas de aço-inoxidável (Gambill *et al.*, 1996; Coleman e Svec, 1997; Haikel *et al.*, 1998a), enquanto outros relataram que são tão agressivas ou mais que os instrumentos de aço inoxidável na remoção de dentina, demorando mais tempo para perderem o corte, sendo desta forma, mais resistentes ao desgaste pelo uso (Kazemi *et al.*, 1996; Zuolo e Walton, 1997). Entretanto, existe uma grande variação na eficiência mecânica e resistência ao desgaste entre as diferentes marcas e tipos de instrumentos de NiTi (Kazemi *et al.*, 1996).

## **2.4 Instrumentos de NiTi acionados a motor**

Com o advento dos instrumentos fabricados com ligas NiTi, surgiu a possibilidade de instrumentos acionados a motor que apresentassem maior segurança durante a formatação do SCR (Lars e Spangber, 2000). Embora seja possível utilizar estes instrumentos com peça de mão a ar, é altamente recomendado que sejam utilizados com uma peça de mão adaptada a um motor elétrico, pois a velocidade é um fator crítico, uma vez que as variações de tensão em função das alterações de velocidade podem tornar a lima suscetível à fratura (Leonardo *et al.*, 1999; Lars e Spangber, 2000).

Os aparelhos automatizados empregados para utilização destes instrumentos são interessantes por diminuir o tempo operacional do tratamento endodôntico, o estresse profissional e oferecer uma qualidade de desempenho técnico eficiente ao término do preparo do canal radicular. Deve ser ressaltado que a sensibilidade tátil e o controle da parte ativa do instrumento são reduzidos, sendo considerados menores que no preparo manual. Desta forma, avaliações quanto às possíveis alterações estruturais desta lima frente ao número de vezes e ao tempo de utilização, devem ser realizadas (Estrela e Figueiredo, 1999).

Quanto às dimensões dos instrumentos de NiTi acionados a motor, não há uma concordância com o padrão ISO. O desenho e dimensão destes instrumentos foram desenvolvidos com o intuito de melhorar a atuação através do aumento da capacidade de corte e remoção de tecidos orgânicos e inorgânicos, bem como, evitar aumentos de diâmetros muito bruscos, minimizando os erros iatrogênicos (McKendry e Krell, 1997; De Luca *et al.*, 1998). A conicidade do padrão ISO com aumento de 0,20 mm no diâmetro para cada milímetro percorrido na parte ativa, representada por .02, foi modificada por conicidades maiores e variadas a fim de se conseguir um preparo mais cônico ao longo do canal. Além disso, com uma conicidade maior, a área de contato entre as paredes do canal e a lima diminui, assim como a resistência que a lima sofre durante o movimento de rotação (Leonardo *et al.*, 1999). Desta forma, para um instrumento de conicidade .02, o diâmetro no final dos 16mm de haste cortante ( $D_{16}$ ) é 0,32mm mais largo que o diâmetro da ponta ( $D_0$ ), para .04  $D_{16}$  é 0,64mm mais largo que  $D_0$ , e para .06  $D_{16}$  é 0,96mm mais largo que  $D_0$  (Kavanagh e Lumley, 1998).

Os desenhos de seção transversal e conicidades diferentes, assim como, modo de ação dos instrumentos de NiTi acionados a motor no interior dos canais, criou uma nova categoria de instrumentos endodônticos, completamente diferentes das limas de aço inoxidável convencionais. Uma nova especificação que determine parâmetros como regularidade no diâmetro das pontas e haste de corte, e considerações mínimas como flexibilidade e carga ativa, é necessária a fim de garantir o uso seguro destes instrumentos (Gambarini, 1999).

A investigação e experiência clínica mostraram muitas vantagens dos preparos cônicos de canais radiculares sobre os não cônicos, como melhor capacidade de limpeza, controle apical aumentado dos instrumentos e melhor formatação do canal

para as técnicas de obturação tridimensional (Schilder, 1974; Zmener e Balbachan, 1995; Beeson *et al.*, 1998; Kavanagh e Lumley, 1998).

A técnica de preparo mais utilizada por estes sistemas é do tipo coroa-ápice (*crown-down*), com alívio prévio dos terços cervical e médio, para posterior formatação apical. Desta forma, o emprego destes instrumentos girando no interior do canal radicular em sentido horário, com velocidade constante em direção coroa-ápice, irá promover a remoção de tecidos orgânicos e raspas de dentina para câmara pulpar e, simultaneamente, determinar o escalonamento e o pré-alargamento dos terços cervical e médio (Leonardo *et al.*, 1999).

O pré-alargamento coronário promove um preparo cônico afunilado mais adequado à forma dos canais radiculares (Kavanagh e Lumley, 1998). Como consequência deste alargamento prévio dos terços cervical e médio, a porção de menor diâmetro, próxima à ponta, atuará no terço apical de maneira centralizada, diminuindo o esforço de corte e a possibilidade de fratura (Leonardo *et al.*, 1999).

Os instrumentos do sistema *ProFile*<sup>1</sup> possuem secção transversal em forma de “U” para prevenir que a lima se parafuse no interior do canal. As hastes cortantes possuem bordas externas planas, conhecidas como planos ou guias radiais, que cortam com uma ação de aplainamento, mantendo o instrumento centralizado no canal, conservando a forma natural do mesmo. Áreas de escape bem dimensionadas evitam o acúmulo de raspas de dentina, que podem levar à obliteração do canal. A ponta modificada com ângulo de transição arredondado, não exerce função de corte, funcionando apenas como uma guia de penetração no canal. Devem ser usados numa velocidade constante de 150 a 350 rotações por minuto (rpm). Este sistema abrange três tipos de instrumentos: *ProFile Orifice Shapers*, *ProFile .06* e *ProFile .04*. Os *ProFile Orifice Shapers* possuem conicidade .05 a .08 e são utilizados para o preparo do terço coronário do canal. Os *ProFile .06* e *.04* possuem o triplo e o dobro de conicidade dos instrumentos ISO e são usados para preparar os terços médio e apical do canal, respectivamente (West e Roane, 2000). O avanço no desenho destes instrumentos incluindo pontas não cortantes, planos radiais e conicidades variadas, teve o objetivo de aumentar a segurança durante a formatação, minimizando iatrogenias, e melhorar a eficiência de corte, diminuindo o tempo de trabalho (De Luca *et al.*, 1998; Versümer *et al.*, 2002).

---

<sup>1</sup> ProFile Taper - Maillefer – Swiss Made

Os resultados da maioria dos estudos têm mostrado que a forma original do canal é mantida por instrumentos de NiTi acionados a motor (Esposito e Cunningham, 1995; Glosson *et al.*, 1995; Martins *et al.*, 2000; Martins *et al.*, 2001a; Jardine e Gulabivala, 2000), de maneira significativamente mais rápida (Esposito e Cunningham, 1995; Glosson *et al.*, 1995; Tucker *et al.* 1997; Beeson *et al.*, 1998; Martins *et al.*, 2000; Martins *et al.*, 2001a; Hata *et al.* 2002) e com menor quantidade de extrusão apical que a formatação manual (Tucker *et al.* 1997; Beeson *et al.*, 1998).

Apesar da grande flexibilidade da liga NiTi, vários autores encontraram deformações plásticas durante a utilização de instrumentos rotatórios de NiTi em canais curvos (Zuolo e Walton, 1997; Martins *et al.*, 2000; Martins *et al.*, 2001a; Yared *et al.*, 1999, 2000; Gambarini, 2001b). De acordo com Zuolo e Walton (1997), o fato dos instrumentos acionados a motor serem utilizados com alto torque pode resultar no desenrolar das estrias cortantes.

## **2.5 Características de superfície dos instrumentos de NiTi**

Os fabricantes dos instrumentos de NiTi deveriam promover um controle de qualidade rigoroso, uma vez que os mesmos não são padronizados de acordo com as normas da ISO. Uma correlação entre a forma dos instrumentos e sua ação no interior do SCR é fundamental a fim de se evitar iatrogenias durante a formatação do SCR (Marsicovetere *et al.*, 1996). Tendo isso em vista, estes autores inspecionaram 216 instrumentos novos de NiTi *Lightspeed* acionados a motor de diferentes calibres, com 40x de aumento, avaliando a presença de detritos na superfície, poros, defeitos resultantes do processo de fabricação, e regularidade em termos do desenho e dimensão das pontas e hastes cortantes. Quantidades variáveis de uma fina camada de substância não identificada foram encontradas nas pontas e hastes cortantes da maioria dos instrumentos. Além disso, 23 instrumentos apresentaram porosidade na superfície da liga e 17 apresentaram rebarbas de metal nas bordas das lâminas cortantes. Os instrumentos do mesmo calibre foram regulares no desenho, mas exibiram variações de dimensão nas pontas e profundidade das estrias cortantes. Já os instrumentos de diferentes calibres apresentaram variações na forma. Os instrumentos menos calibrosos apresentaram estrias de corte menos profundas e à medida que os instrumentos aumentavam de calibre, o aumento gradual no diâmetro dos mesmos, tornava mais evidente a profundidade das estrias.

Zuolo e Walton (1997) compararam instrumentos manuais de aço inoxidável (*K-Flex* e alargadores *ProFile Série 29*) e NiTi manuais (*Ultra-Flex* e alargadores *ProFile Série 29*) e acionados a motor (*ProFile .04 Série 29*) em relação à resistência ao desgaste e à deformação, sob condições clínicas usuais. Um total de 60 limas foi utilizado para instrumentar canais mesiais de molares, sendo que cada uma delas foi utilizada por um minuto em cada canal, resultando em 2 minutos por raiz, com um tempo máximo de vinte e dois minutos, ou até os instrumentos apresentarem desgaste ou fratura. Durante toda a formatação foi empregado hipoclorito de sódio a 2,6% como solução irrigadora. As limas foram examinadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) antes da utilização e após cada período de instrumentação. Segundo os autores, o desgaste e a deformação dos instrumentos estão relacionados com o calibre, técnica de formatação, tipo de metal e tempo de utilização dos mesmos. As limas menos calibradas apresentaram uma tendência maior ao desgaste e à fratura. Tempos maiores de utilização resultaram em maior deterioração dos instrumentos. Os instrumentos de aço inoxidável apresentaram deterioração das bordas cortantes mais rapidamente que os instrumentos de NiTi. Entre os instrumentos de NiTi os manuais foram mais resistentes ao desgaste (após vinte e dois minutos, a maioria era considerada adequada ao uso) que os acionados a motor (com 12 minutos foram considerados impróprios ao uso). Ocorreram poucas fraturas de instrumentos, com o maior índice no grupo dos instrumentos de NiTi acionados a motor de menor calibre. De modo geral, os instrumentos de NiTi, particularmente os manuais, resistiram ao uso melhor que os instrumentos de aço inoxidável. Estes resultados podem ter ocorrido devido à aparente resistência ao uso e flexibilidade do NiTi, reduzindo a pressão e o atrito nas bordas das lâminas e no corpo do instrumento.

As características de superfície de instrumentos de NiTi acionados a motor *Lightspeed* foram examinadas por MEV após os mesmos terem sido empregados durante a formatação de canais radiculares, por Marending *et al.* (1998). Cada instrumento foi examinado em termos da presença de detritos na superfície, poros, traços de desgaste e microtrincas. Cento e oito instrumentos foram separados em 6 grupos de 18 instrumentos, sendo que os instrumentos dos grupos 1 a 3 foram utilizados em clínicas de Faculdade de Odontologia e descartados como se segue: nº 20 a nº 32,5 após a formatação de 18 canais radiculares; nº 35 a nº 47,5 após a formatação de 36 canais, e nº 50 a nº 65 após a formatação de 54 canais. Todos os instrumentos foram examinados por MEV imediatamente após serem usados no último canal e sem limpeza da superfície cortante. Os instrumentos dos grupos 4 a 6 foram empregados

em clínicas particulares, descartados após a formatação de 18 canais radiculares, independente do calibre e limpos através de ultra-som antes de serem examinados por MEV. Em todos os grupos foram encontrados instrumentos que apresentaram um ou mais defeitos e/ou alterações. As bordas cortantes de quase todos os instrumentos não ultra-sonificados apresentaram detritos na superfície, enquanto apenas alguns espécimes dos grupos 4 a 6 apresentaram este tipo de característica. A prevalência de rebarbas de metal foi semelhante para todos os grupos, sendo mais freqüente nas pontas. As microtrincas foram mais prevalentes nos instrumentos dos grupos 1 a 3, que foram usados em um maior número de casos antes de serem descartados. Poros e desgastes ocorreram em todos os grupos, principalmente nas pontas. Os autores ressaltaram que os defeitos observados poderiam estar presentes nos instrumentos antes do uso, sendo agravados com o uso. Desta forma, a utilização repetida dos instrumentos poderia levar à predisposição e aumento de microtrincas ao longo da haste cortante dos mesmos.

Eggert *et al.* (1999) examinaram por MEV as características das superfícies cortantes de instrumentos *Lightspeed*, antes e após a formatação de 36 canais radiculares de molares inferiores humanos, extraídos, utilizando irrigação de 5ml de NaOCl a 1% entre cada instrumento. As limas nº 20 a nº 32,5 foram utilizadas em 9 canais, as nº 35 a nº 60 em 18 canais, e as nº 65 a nº 100 em 36 canais. Todos os instrumentos foram autoclavados (134°C por 5 min) após a utilização em 3 canais. As hastes cortantes de todos os instrumentos apresentaram uma ou mais imperfeições de superfície antes do uso, como a presença de fragmentos, poros, superfícies sem corte e rebarbas de metais, mostrando que as dificuldades inerentes de usinagem resultam em defeitos de fabricação. A maioria destas características modificou significativamente após o uso. Antes da utilização 100% dos instrumentos apresentavam poros, após a formatação esta porcentagem caiu para 54,5%. Isto pode ter ocorrido em função do desgaste da superfície pelo uso ou por preenchimento dos poros com material resultante da formatação dos canais. A incidência de rebarbas diminuiu de 18,8% para 0%, provavelmente devido ao desgaste da superfície dos instrumentos durante a instrumentação, e o número de superfícies sem corte permaneceu constante. Após o uso e os procedimentos de limpeza, incluindo ultra-sonificação e esterilização, 54,5% das hastes cortantes dos instrumentos permaneciam com fragmentos. Nenhuma fratura de instrumento ocorreu, indicando que o número de canais formatados não foi tão grande e que as imperfeições observadas não apresentaram influência na estabilidade dos instrumentos. Os autores ressaltaram que o acúmulo de impurezas

nas hastes cortantes após o uso, especialmente nos de calibres menores, alerta para a importância de se rever os métodos de limpeza dos instrumentos endodônticos.

Os tipos de irregularidades presentes na superfície de instrumentos de NiTi acionados a motor e como elas podem influenciar o uso dos mesmos durante a formatação do SCR foram examinadas por Martins *et al.* (2002), antes do uso, após dois métodos de esterilização e após a instrumentação de canais radiculares. Um total de 15 instrumentos de NiTi *ProFile* novos, foram analisados por MEV e Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios-X (EDS). Foram encontrados muitos fragmentos, rebarbas e raspas de metal, além de irregularidades e variações na geometria de instrumentos dentro de um mesmo calibre. Uma grande quantidade de material depositado nas pontas e ao longo das hastes cortantes dos instrumentos foi detectada, sendo que este padrão não se modificou após um ciclo de esterilização em autoclave ou estufa. O material de depósito, constituído basicamente de carbono, enxofre e oxigênio, mostrou-se muito retentivo, não sendo eliminado pelos procedimentos de limpeza e esterilização utilizados comumente. O uso dos instrumentos na formatação dos canais eliminou uma quantidade considerável deste material, entretanto houve uma tendência de acúmulo de depósitos ricos em cálcio e fósforo sobre este material remanescente aderido à superfície dos instrumentos. Os autores enfatizaram que a presença deste material de depósito juntamente com as imperfeições encontradas na superfície dos instrumentos de NiTi podem propiciar um maior acúmulo de resíduos resultantes da formatação do SCR e, ao mesmo tempo, dificultar uma adequada limpeza e desinfecção das limas, levando à quebra da cadeia asséptica, imprescindível para a manutenção da biossegurança, durante a terapia endodôntica.

## **2.6 Fratura por fadiga dos instrumentos de NiTi**

Apesar de todas as qualidades inerentes aos instrumentos de NiTi acionados a motor, eles apresentam fratura inesperada, sem deformação visível nas suas lâminas de corte (Pruett *et al.*, 1997; Sattapan *et al.*, 2000).

Os instrumentos de aço inoxidável usualmente se deformam antes de fraturarem, podendo ser inspecionados pelos sinais visíveis de deformação, como curvatura severa ou destorcimento das lâminas de corte, indicando que o limite elástico do metal foi excedido e que o instrumento deve ser descartado (Pruett *et al.*, 1997).

Como os instrumentos de NiTi são superelásticos e se curvam mais que os instrumentos de aço inoxidável antes de excederem seu limite elástico (Walia *et al.*, 1988; Serene *et al.*, 1995), a fratura pode ocorrer sem quaisquer sinais visíveis de deformação permanente anterior, aparentemente dentro do limite elástico do instrumento (Pruett *et al.*, 1997). Esta fratura é devida à fadiga que o instrumento sofre no interior do canal, por causa da tensão cíclica de tração-compressão (Pruett *et al.*, 1997). A rotação submete o instrumento endodôntico a ambas tensões na área da curvatura, sendo que o segmento de corte do instrumento voltado para o lado externo da curvatura sofre tração, enquanto que a outra metade, no lado interno da curvatura, sofre compressão. Cada rotação dentro de um canal curvo leva o instrumento a sofrer um ciclo completo de tração e compressão. Esta é a forma mais destrutiva de carregamento cíclico (Dieter, 1986).

A fadiga clássica implica no acúmulo de defeitos na estrutura do metal, formação de trincas e propagação das mesmas até a ruptura final, em dispositivos submetidos a tensões cíclicas (Otsuka e Wayman, 1998). A fratura por fadiga se inicia em pontos localizados ou em falhas e/ou defeitos pré-existentes na superfície do mesmo (Sotokawa, 1988). Gradualmente, em função da tensão repetida de tração-compressão, microtrincas vão se formando e propagando para o centro do instrumento, até um determinado estágio em que ocorre a fratura dúctil com completa separação do metal (Sotokawa, 1988; Mize *et al.*, 1998).

A fadiga é um fator relevante para a fratura dos instrumentos endodônticos. Deformações nos instrumentos decorrentes da ação de corte durante a formatação do SCR causam e agravam a fadiga do metal, e estas deformações dependem do tipo de ação que a lima sofre no interior dos canais (Sotokawa, 1988).

De acordo com Kuhn *et al.* (2001) os instrumentos de NiTi acionados a motor são submetidos a grandes tensões durante a usinagem, promovendo uma alta concentração de defeitos na liga, que podem alterar a transformação de fase através da introdução de deslocamentos e precipitados. O estado da superfície dos instrumentos, como a presença de fendas profundas ou rasas, pode contribuir para a degradação das propriedades mecânicas dos mesmos, sendo um importante fator na nucleação de trincas e fratura posterior. Em condições clínicas, a curvatura dos canais deforma o instrumento endodôntico na área de curvatura máxima. A nucleação e propagação de trincas aparecem principalmente na metade dos instrumentos que está em tração. A

nucleação de trincas é facilitada pela alta densidade de defeitos na superfície e o processo de propagação de trincas resulta na fratura do instrumento. Com o intuito de aumentar a vida útil dos instrumentos de NiTi os autores sugerem que os fabricantes deveriam aplicar tratamentos térmicos antes da usinagem com o objetivo de diminuir a tensão na liga, escolher condições de usinagem adaptadas ao NiTi e utilizar polimento eletrolítico para reduzir os defeitos de fabricação.

Os instrumentos de NiTi acionados a motor nunca devem permanecer estáticos dentro do canal. O movimento de vai e vem é necessário para que haja distribuição da deformação ao longo do instrumento, limitando a quantidade de fadiga em um único ponto (Mize *et al.*, 1998, Li *et al.*, 2002). Outro fator importante para diminuição da fadiga é o tempo que o instrumento permanece no interior do canal. O ideal é que estes instrumentos sejam usados por poucos segundos dentro de cada canal e com uma leve pressão apical (Gambarini, 2001a, Sattapan *et al.*, 2000). Entretanto, em decorrência da anatomia peculiar dos canais é muito difícil controlar o número de recapitulações necessárias para se atingir o comprimento de trabalho (CT) com um determinado instrumento (Yared *et al.*, 1999, 2000). Em casos de fratura, a remoção destes instrumentos se torna extremamente complexa, pois as limas tendem a rosquear no interior do canal, prendendo-se firmemente às paredes do mesmo (Sotokawa, 1988).

Parâmetros como raio, ângulo e ponto de curvatura máxima do canal, bem como, calibre dos instrumentos, possuem efeitos significativos sobre o número de ciclos até a fratura e a localização da mesma (Pruett *et al.*, 1997; Mize *et al.*, 1998; Gambarini, 1999; Haikel *et al.*, 1999; Sattapan *et al.*, 2000; Kuhn *et al.*, 2001; Melo *et al.*, 2002; Li *et al.* 2002; Zelada *et al.*, 2002). O ângulo de curvatura é independente do raio, desta forma, dois canais com o mesmo grau de curvatura podem ter raios completamente diferentes (Pruett *et al.*, 1997).

Em relação à velocidade de rotação, alguns autores encontraram que velocidades mais baixas aumentam a vida em fadiga (Laszkiewicz e Gambarini, 1998; Yared *et al.* 1999; Dietz *et al.*, 2000; Yared *et al.*, 2000; Li *et al.*, 2002; Zelada *et al.*, 2002) enquanto Pruett *et al.* (1997) e Melo *et al.* (2002) não observaram esta relação.

Pruett *et al.* (1997) examinaram o efeito da velocidade (rpm), diâmetro da haste e curvatura do canal, incluindo ângulo e raio de curvatura, na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi *Lightspeed* nº 30 e nº 40 acionados a motor. A rpm não

influenciou na resistência à fadiga dos instrumentos, por outro lado, a vida útil dos instrumentos foi inversamente proporcional ao calibre dos mesmos, e a fadiga do metal esteve profundamente implicada na fratura das limas. Os instrumentos de maior diâmetro apresentaram menor resistência à fadiga, resultando em significativamente menos ciclos até à fratura que os instrumentos de menor diâmetro. Uma redução no raio de curvatura de 5mm para 2mm resultou em uma diminuição significativa no número de ciclos até a fratura. Já o aumento sucessivo no ângulo de curvatura resultou em ciclos reduzidos até a fratura. Como os instrumentos que sofreram fadiga não demonstraram deformação visível, os autores ressaltaram que para prevenir a fratura dos instrumentos de NiTi acionados a motor, decorrentes da fadiga, estes deveriam ser descartados após um período específico que poderia variar de acordo com o desenho e calibre do instrumento, tensão colocada sobre ele durante o uso e a geometria do canal. Em caso de pequeno raio de curvatura e grande ângulo de curvatura, descartar o instrumento após um único uso poderia ser o mais seguro.

Ao contrário de Pruett *et al.* (1997), Laszkiewicz e Gambarini (1998) observaram influência da velocidade de rotação no número de ciclos até a fratura, em instrumentos de NiTi *ProFile 25/.04* acionados a motor. Os instrumentos ensaiados até a fratura em um canal artificial de aço-inoxidável com 5mm de raio e 60° de ângulo de curvatura, com uma velocidade de 350 rpm apresentaram um número de ciclos até a fratura significativamente menor que os instrumentos ensaiados a 100 e 200 rpm. Muitos outros fatores, entre eles, posição da curvatura, dureza da dentina, contato da haste cortante dos instrumentos com a parede do canal, podem aumentar a tensão que os instrumentos sofrem no interior do canal, diminuindo a resistência à fadiga. Entretanto, os autores sugerem que velocidades menores poderiam ser benéficas aumentando a vida clínica dos instrumentos, através do consumo mais lento do número finito de ciclos até a fratura.

Esta relação entre velocidades mais baixas e maior resistência à fadiga, foi observada também por Dietz *et al.* (2000) onde instrumentos *ProFile .04* apresentaram maior número de ciclos até a fratura quando ensaiados a 150 rpm, comparados com instrumentos ensaiados 350 rpm. Li *et al.* (2002) e Zelada *et al.* (2002), da mesma forma, encontraram uma diminuição no número de ciclos até a fratura quando o ângulo de curvatura e a velocidade de rotação aumentaram.

Os tratamentos térmicos são variáveis importantes a serem controladas durante o processo de fabricação dos instrumentos endodônticos. Em ligas superelásticas, a reorientação repetida da martensita sob tensão permite um acúmulo gradual de defeitos na estrutura da liga, gerando deslocamentos na interface entre as variantes da martensita. A alta densidade de deslocamentos influencia o processo de reorientação e TR da martensita com conseqüente aumento da deformação residual e degradação do EMF e SE (Sotokawa, 1988). A esterilização aumentaria a resistência à fadiga dos instrumentos de NiTi através da reversão de uma fração da martensita induzida por tensão à fase parente (Serene *et al.*, 1995).

Serene *et al.* (1995) compararam a microdureza de instrumentos de aço inoxidável e NiTi antes e após a esterilização em estufa e autoclave. A microdureza dos instrumentos de aço inoxidável permaneceu constante frente aos dois tipos de procedimentos de esterilização utilizados. Entretanto, os instrumentos de NiTi apresentaram um aumento na dureza em torno de 20%, sugerindo que a esterilização aumentaria a vida em fadiga dos instrumentos rotatórios de NiTi, através do aumento da dureza e resistência à torção.

O efeito do tratamento pelo calor, resultante da esterilização em autoclave, na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi acionados a motor *Lightspeed* nº 40, foi investigado por Mize *et al.* (1998). Os instrumentos foram ciclados em canais artificiais com raios de 2 e 5 mm e ângulo de curvatura de 30°. Num estudo piloto, os instrumentos foram esterilizados ou não e ciclados até a fratura para obter o número médio de ciclos até fratura em cada grupo. Na primeira parte do estudo, os instrumentos foram ciclados em 25%, 50%, ou 75% do número médio de ciclos até a fratura pré-determinado e então esterilizados ou não antes de serem ciclados até a fratura. Na segunda parte do experimento, os instrumentos foram ciclados em 25% do limite de fratura, e esterilizados ou não. Esta seqüência de ciclar em 25% do limite de fratura, seguida da esterilização, foi repetida até os instrumentos fraturarem. Nenhum aumento significativo no número de ciclos até a fratura foi observado entre os grupos que sofreram esterilização ou não, quando os instrumentos foram avaliados em relação ao mesmo raio de curvatura. Entretanto, diferenças significativas foram observadas entre estes mesmos grupos quando o raio de curvatura foi levado em consideração. A análise por MEV revelou a iniciação e propagação de trincas nos instrumentos em todos os períodos de ciclagem, independente do raio de curvatura do canal. O tratamento por calor, como resultado da esterilização por autoclave, não

aumentou a vida útil dos instrumentos de NiTi de maneira significativa. De acordo com os autores, a temperatura resultante deste processo não possui efeitos significantes na reordenação das fases cristalinas dos instrumentos de NiTi. Assim, independente dos métodos de tratamento por calor, eles não possuem efeito se microtrincas já estiverem presentes no instrumento.

Por outro lado, Melo *et al.* (2002) avaliando a resistência à fadiga de instrumentos de NiTi *ProFile* Série 29 (nº 5) e *Quantec* 2000 (nº 6 e nº 8) acionados a motor, ensaiados até a fratura em canais artificiais com 5mm de raio e 45º de ângulo de curvatura, encontraram que a aplicação de cinco ciclos de esterilização por calor seco aumentou em cerca de 70% a resistência à fadiga destes instrumentos. O calibre dos instrumentos foi o fator mais importante na resistência à fadiga, onde os instrumentos *ProFile* nº 5 e *Quantec* nº 6 apresentaram uma vida em fadiga quase duas vezes maior que os *Quantec* nº 8, enquanto o desenho das lâminas cortantes não influenciou significativamente o número de ciclos até a fratura. Os autores observaram também 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 tensão nesta região foi elevada, levando à nucleação de múltiplas trincas no perímetro dos instrumentos. As principais características das superfícies de fratura foram a presença de pequenas regiões lisas, que corresponderam às áreas de propagação lenta das trincas e uma grande área fibrosa central, associada à ruptura dúctil final. Foram observadas também estrias de fadiga na região lisa da maioria das limas, sugerindo fratura por fadiga.

Ainda não existe um consenso sobre o número de vezes que um instrumento de NiTi acionado a motor, pode ser usado antes de ser descartado, exceto nos casos em que o instrumento apresenta fratura ou mostra-se visivelmente deformado (Svec e Powers, 2002; Gambarini, 2001b). Svec e Powers (2002) examinaram instrumentos *ProFile* 20/04 utilizados durante a instrumentação de cinco canais de molares inferiores, com uma velocidade de 150 rpm e encontraram sinais de deterioração, como trincas após apenas um uso. Existem relatos na literatura do uso os instrumentos de NiTi acionados a motor em dez canais (Yared *et al.*, 1999) ou mais sem a ocorrência de fratura (Yared *et al.*, 2000; Gambarini, 2001a; b).

A correlação dos resultados relativos à resistência à fadiga obtidos através de ensaios experimentais com os dados que ocorrem na prática clínica é dificultada em função da complexidade anatômica dos canais em que são utilizados os instrumentos. A reprodução dos diferentes tipos de tensão que o instrumento sofre no interior de um canal curvo e irregular é muito difícil (Gambarini, 1999).

Tendo isto em vista, Yared *et al.* (1999) avaliaram a resistência à fadiga de instrumentos *ProFile*. 06 após o uso clínico simulado em canais mesiais de molares inferiores extraídos, em presença de NaOCl a 2,5% e ciclos de esterilização em calor seco antes de cada utilização. Os instrumentos foram divididos em três grupos, sendo que o grupo 1 foi utilizado em cinco canais, o grupo 2 em dez, com uma velocidade de 150 rpm, e o grupo 3 serviu como controle. Os instrumentos mostraram-se seguros após o emprego em dez canais radiculares, sendo que nenhuma fratura foi observada. Este fato pode ter ocorrido em função da leve pressão apical utilizada, bem como, velocidade de rotação reduzida. Entretanto, sinais de deformação plástica ocorreram em quatro instrumentos do grupo 2, e estas podem ter ocorrido em função do aumento de pressão apical e/ou uso prolongado destes instrumentos durante as recapitulações. O ensaio em fadiga foi realizado em um canal artificial de tubo de metal, com 2mm de diâmetro interno, e 90º de ângulo de curvatura. Todos instrumentos foram colocados na mesma profundidade dentro do canal, ficando com 2mm de ponta para fora. Os instrumentos foram girados livremente até a fratura. Estatisticamente não houve diferença entre os 3 grupos para instrumentos de mesmo calibre, ou seja, o calor seco e a simulação clínica em presença de NaOCl a 2,5% não aumentaram o risco de fratura por fadiga. Os instrumentos nº 15 e nº 20 foram os que apresentaram maior número de ciclos até fratura. Seria esperado que o número de ciclos diminuísse em função do maior número de utilizações. Como isto não ocorreu, o canal artificial utilizado pode não ter reproduzido as mesmas condições encontradas numa situação clínica. Além disso, a esterilização pode ter melhorado as características dos instrumentos como mostrado em estudos anteriores (Serene *et al.*, 1995; Melo *et al.*, 2002), justificando a estabilização do número de ciclos até a fratura.

Outro estudo realizado por estes mesmos autores, Yared *et al.* (2000), avaliou a resistência à fadiga de instrumentos *ProFile*. 06 após o uso clínico em 4 molares em presença de NaOCl a 2,5% e ciclos de esterilização em autoclave. Os instrumentos mostraram-se seguros na formatação dos casos clínicos, nenhuma fratura ocorreu, embora oito instrumentos tenham se deformado próximo à ponta. Destas oito

deformações apenas três foram possíveis de detectar com ajuda de aumento, o que reforça a necessidade de se inspecionar estes instrumentos sob aumento. Após a formatação dos canais os instrumentos foram ensaiados até a fratura como descrito no estudo anterior (Yared *et al.*, 1999). Estatisticamente não houve diferença entre os instrumentos novos e aqueles utilizados em quatro casos clínicos, ou seja, a ação de corte, esterilização em autoclave e presença de NaOCl a 2,5% não aumentaram o risco de fratura por fadiga. Neste trabalho não se confirmou a observação de que quanto maior o calibre, menor o número de ciclos até a fratura.

Gambarini (2001b) avaliou a resistência à fadiga de instrumentos de NiTi *ProFile* novos e usados acionados a motor. Os instrumentos usados foram empregados em 10 casos clínicos, numa média de 26 canais, usando instrumentação passiva e preparo *crown-down* a 250 rpm. A solução irrigadora utilizada foi NaOCl a 5%. Durante o uso clínico nenhum instrumento fraturou, entretanto 13 instrumentos se deformaram e foram descartados. A maioria das deformações ocorreu após o sétimo ou oitavo caso clínico. Os instrumentos foram ensaiados até a fratura em um canal artificial de aço inoxidável com 5mm de raio e 90° de ângulo de curvatura, onde puderam girar livremente. Todos os instrumentos foram colocados na mesma profundidade dentro do canal e giraram livremente até a fratura com uma velocidade de 350 rpm. Uma redução significativa no número de ciclos até a fratura foi detectada entre instrumentos novos e usados. Para todos os números e calibres o uso clínico prolongado dos instrumentos reduziu a vida em fadiga.

## **2.7 Ação do hipoclorito de sódio**

A correta irrigação do SCR é de suma importância para o sucesso da terapia endodôntica. Áreas que não são atingidas diretamente pela ação mecânica dos instrumentos endodônticos são limpas através da ação química e física dos irrigantes, levando-se em consideração a natureza, concentração e fluxo dos mesmos (Stock *et al.*, 1996; Siqueira *et al.*, 2002). Sendo assim, a utilização de um irrigante com propriedades solvente e antibacteriana é essencial durante a formatação do SCR, independente da técnica de instrumentação utilizada (Siqueira *et al.*, 2002).

Desde o começo do século XX, uma gama de substâncias tem sido utilizada na irrigação do SCR, incluindo soluções quimicamente inativas (água, solução salina, anestésico local) e ativas (estreptoquinase, estreptodornase, papaína), ácidos (ácido cítrico, ácido hidrocloreídrico a 30%), substâncias alcalinas (hidróxido de sódio,

hidróxido de potássio, hipoclorito de sódio), agentes quelantes (vários compostos à base do ácido etilendiaminotetracético-EDTA), agentes oxidantes (peróxido de hidrogênio, peróxido de carbamida), agentes antibacterianos (clorexidina) e detergentes (sulfato lauril de sódio) (Stock *et al.*, 1996).

As soluções irrigadoras facilitam a ação dos instrumentos endodônticos, através da lubrificação dos canais radiculares, auxiliando a passagem dos mesmos através de canais estreitos e curvos (Stock *et al.*, 1996). Além disso, removem detritos orgânicos e inorgânicos deixados no interior do canal durante a formatação, sendo que a frequência de irrigação e o volume da solução irrigadora utilizada são importantes fatores na remoção de detritos (West e Roane, 2000). Desta forma, para ser efetiva a irrigação deve ser empregada antes, durante e imediatamente após a instrumentação do SCR (De Deus, 1992).

Para uma maior eficiência, as soluções irrigadoras devem entrar em íntimo contato com as paredes dos canais e restos orgânicos ali presentes, e isto dependerá da tensão superficial. Quanto menor a tensão superficial da solução empregada, maior será a capacidade da mesma em penetrar nas irregularidades das paredes dos canais, promovendo assim um contato adequado (Guimarães *et al.*, 1988).

Os microrganismos desempenham um importante papel nas alterações pulpares e periapicais, desta forma, a eliminação da infecção é essencial para o sucesso da terapia endodôntica. A anti-sepsia do SCR é realizada pela ação dos instrumentos endodônticos, auxiliada por soluções irrigadoras e medicações intracanaís (Leonardo *et al.*, 1995; Siqueira Jr. *et al.*, 1998; Siqueira *et al.*, 2000; Siqueira *et al.*, 2002; Shuping *et al.*, 2000).

Mecanismos seletivos ocorrem no interior do SCR, de modo que certos microrganismos são mais capazes de sobreviverem e se multiplicarem que outros. O ambiente endodôntico é seletivo para o desenvolvimento de proporções específicas da microbiota anaeróbia. Os determinantes ecológicos que podem influenciar o crescimento e a colonização bacteriana do SCR são a baixa tensão de oxigênio em polpas necróticas, disponibilidade de nutrientes e interações bacterianas. Tecido pulpar desintegrado e fluidos tissulares constituem fontes essenciais de nutrientes no interior do canal radicular para o crescimento bacteriano. Assim, a eliminação de tecido orgânico do interior do SCR é de particular importância, pois a decomposição

de matéria orgânica favorece a presença de substrato para a proliferação bacteriana (Sundqvist, 1992).

O hipoclorito de sódio (NaOCl) é a solução mais empregada como auxiliar da instrumentação dos canais radiculares (West e Roane, 2000), em concentrações que variam de 0,5% a 5,25%, devido à sua eficiente ação antibacteriana e de dissolução de tecidos orgânicos (Stock *et al.*, 1996). Possui um pH alcalino, em torno de 11,5 – 12, baixa tensão superficial, e apresenta excelente ação solvente sobre tecidos vivos, necróticos e fixados. Sua habilidade de dissolução de tecido orgânico tem sido observada tanto em condições de aerobiose quanto de anaerobiose (Yang *et al.*, 1995). De modo geral, concentrações mais elevadas, levam a uma maior atividade solvente, porém com uma maior citotoxicidade para os tecidos vivos (Johnson e Remeikis, 1993).

O NaOCl tem provado ser a solução irrigadora mais efetiva com efeitos antimicrobianos, podendo eliminar do SCR todos os microrganismos encontrados, inclusive bactérias esporuladas e vírus (West e Roane, 2000). Estudos têm mostrado que soluções mais concentradas resultam em maior inibição bacteriana (Leonardo *et al.*, 1995; Siqueira *et al.*, 1998; Siqueira *et al.*, 2000). Desta forma, as propriedades bactericida e solvente diminuem à medida que a solução é diluída, sendo a segunda mais afetada que a primeira. Tais propriedades podem ser realçadas aquecendo-se a solução em torno de 37°C (Stock *et al.*, 1996).

A capacidade solvente do NaOCl depende fortemente da quantidade de matéria orgânica e solução presente, frequência e intensidade do fluxo do irrigante, bem como, superfície de contato entre o tecido e a solução. Sendo assim, a irrigação do SCR, nas várias concentrações, deve ser abundante e renovada constantemente para se obter um efeito máximo (Moorer e Wessenlink, 1982, Siqueira *et al.*, 2000).

Apesar de ser considerado o “irrigante ideal”, o NaOCl apresenta algumas desvantagens, como o fato de ser extremamente cáustico, corroer equipamentos e causar reação alérgica quando extravasado para o periápice em alta concentração e volume (Stock *et al.*, 1996).

Soares *et al.* (1994) observaram o comportamento do tecido conjuntivo subcutâneo de ratos frente ao implante de cones de prata submetidos ao contato prévio com algumas soluções irrigadoras. Concluíram que as soluções cloradas alteraram a estrutura dos

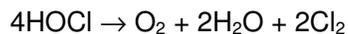
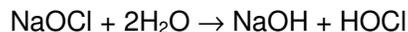
cones de prata, favorecendo a corrosão e determinando reações intensas quando os mesmos foram implantados no tecido conjuntivo dos ratos.

O tipo de agulha utilizada para a irrigação, bem como, o seu posicionamento no interior dos canais são importantes fatores a serem observados a fim de maximizar os efeitos da irrigação e evitar extrusão de NaOCl. O posicionamento mais profundo da agulha no interior do canal radicular é mais efetivo na remoção de detritos, entretanto aumentam as chances de extrusão periapical. Sendo assim, a solução irrigadora deve ser levada passivamente até a região apical através do instrumento endodôntico. Durante a irrigação a agulha deve ser introduzida frouxamente no canal e o líquido injetado com uma pressão mínima. Desta forma, evita-se uma extrusão acidental de NaOCl para os tecidos periapicais e permite um espaço para a solução circular no interior do canal removendo partículas em suspensão (Brown *et al.*, 1995; Beeson *et al.*, 1998).

O pré-alargamento coronário usualmente empregado durante a utilização de instrumentos de NiTi acionados a motor, proporciona um maior espaço nas regiões coronária e média, criando um reservatório para a solução. Além disso, cria espaço suficiente para refluxo da solução irrigadora quando a mesma é injetada no interior do canal, trazendo o material resultante da formatação em direção coronária, melhorando a capacidade de limpeza, diminuindo impactação de material na região apical e extrusão do mesmo para os tecidos periapicais (Beeson *et al.*, 1998). Isto melhora significativamente a limpeza dos terços coronário e médio pela solução irrigadora, em função de um maior tempo de contato, e facilita acesso da mesma à região apical (De Luca *et al.*, 1998; Siqueira *et al.*, 2002).

As soluções cloradas possuem ação necrolítica, antitóxica, bactericida e desodorante. A ação oxidante do NaOCl sobre as substâncias protéicas libera prontamente o cloro ativo ( $\text{Cl}_2$ ) e o oxigênio nascente ( $\text{O}_2$ ), o que obriga a uma renovação constante do medicamento a fim de manter sua ação anti-séptica (De Deus, 1992). O  $\text{Cl}_2$  liberado é um bactericida notável, promovendo ainda a desodorização e clareamento da dentina. A liberação gasosa do  $\text{O}_2$  é particularmente anti-séptica, e pela ação mecânica de efervescência, arrasta para o exterior os produtos sólidos e semi-sólidos encontrados no interior do SCR (Siqueira, *et al.*, 2000).

De acordo com Estrela e Figueiredo (1999) o mecanismo de ação do NaOCl poderia ser ilustrado pelas seguintes reações:



O hidróxido de sódio (NaOH) formado é um potente solvente orgânico e de gordura, formando sabões (saponificação). Já o ácido hipocloroso (HOCl), além de ser solvente orgânico, é um excelente agente antimicrobiano por liberar  $\text{Cl}_2$  nascente que se combina com o grupo amina das proteínas, formando as cloraminas, desta forma oxida e hidrolisa as proteínas celulares. Além disso, oxida o grupo sulfidril dos sistemas enzimáticos bacterianos, retirando osmoticamente água do interior da célula, interrompendo desta forma o metabolismo dos microrganismos (Estrela e Figueiredo, 1999, Siqueira *et al.*, 2000). As atividades do HOCl dependem do pH da solução. Em meio ácido ou neutro predomina a forma ácida não dissociada, mais instável e menos ativa, e em meio alcalino prevalece a forma iônica não dissociada, mais estável e ativa. Por este motivo a vida útil das soluções de NaOCl com pH elevado é mais estável que as de pH próximo do neutro (Estrela e Figueiredo, 1999).

A estabilidade química do NaOCl pode ser afetada por uma série de fatores, como a elevação da temperatura, exposição à luz, presença de sais metálicos e matéria orgânica, diminuição do pH e da concentração da solução (Johnson e Remeikis, 1993; Piskin e Turkun, 1995). Sendo assim, alguns cuidados devem ser tomados para diminuir a probabilidade de aquisição de soluções decompostas. As soluções devem ser acondicionadas em frascos escuros; vidro âmbar ou vidro de plástico opaco, que impeçam ou diminuam a penetração de luz, possuírem datas de fabricação e validade e serem guardadas bem fechadas em local fresco e escuro (Piskin e Turkun, 1995; Frais *et al.*, 2001). A temperatura de armazenamento, bem como, a concentração da solução são importantes fatores que podem afetar a velocidade de decomposição da mesma (Piskin e Turkun, 1995).

Piskin e Turkun (1995) avaliando os efeitos da temperatura de armazenamento e concentração da solução de NaOCl, em relação ao tempo de estabilidade química de diferentes marcas, observaram que todas as soluções mostraram degradação de acordo com o tempo. Esta degradação foi lenta exceto para as soluções de NaOCl a 5% estocadas a 24°C. Soluções de NaOCl a 0,5% estocadas a 4°C e 24°C, bem

como, NaOCl a 5% armazenado a 4°C mostram boa estabilidade por cerca de 200 dias. Entretanto, Johnson e Remeikis (1993) avaliando a vida útil de diferentes concentrações de NaOCl em relação à capacidade de dissolução de tecido de cordão umbilical humano, observaram que a capacidade solvente do NaOCl a 5,25% permaneceu relativamente estável por mais de 10 semanas, enquanto soluções diluídas (1% e 2,62%) apresentaram uma diminuição considerável na sua capacidade de dissolução a partir da segunda semana de experimento.

Outro fator que deve ser considerado na avaliação da estabilidade das soluções de NaOCl é a forma de manipulação durante a fabricação das mesmas (Frais *et al.*, 2001).

Vários autores são unânimes em afirmar que os instrumentos endodônticos sejam eles manuais ou acionados a motor, não são capazes de formatar todas as paredes do SCR, deixando áreas intocadas, sendo o terço apical o mais crítico (De Luca, *et al.*, 1998; Imura *et al.*, 2000; Schäfer e Zapke, 2000; Jardine e Gulabivala; 2000; Ahlquist *et al.*, 2001; Evans *et al.*, 2001; Peters *et al.*, 2001; Versümer *et al.*, 2002).

A complexa anatomia do SCR, o tempo de contato da solução no interior do canal, bem como, a natureza polimicrobiana das infecções endodônticas devem sempre ser consideradas durante a escolha de uma solução irrigadora e sua concentração (Sundqvist, 1992; Georgopoulou *et al.* 1994; Leonardo *et al.*, 1995; De Luca *et al.*, 1998; Siqueira *et al.*, 1998; Siqueira *et al.*, 2000; Spratt *et al.*, 2001; Siqueira *et al.*, 2002).

Os instrumentos de NiTi acionados a motor produzem uma formatação significativamente rápida, diminuindo o tempo de contato da solução irrigadora com o material existente no interior dos canais. Este fato pode afetar consideravelmente a eficácia solvente dos irrigantes em canais estreitos, sobretudo na região apical onde o contato é menor. Desta forma, em função do tempo do preparo mecânico-químico durante a terapia endodôntica ser usualmente curto, principalmente quando se empregam instrumentos acionados a motor, as efetividades antibacteriana e solvente da solução irrigadora no interior do canal podem depender grandemente da sua concentração. Concentrações mais altas tendem a produzir uma atividade antibacteriana e uma capacidade de dissolução mais prolongada dentro do canal radicular (Siqueira *et al.*, 2000).

## 2.8 Corrosão das ligas NiTi

Durante a formatação do SCR os instrumentos endodônticos sofrem os efeitos da distensão e compressão produzidos pela resistência friccional das paredes do canal radicular, além da ação dos agentes químicos utilizados na limpeza e anti-sepsia do SCR (Sotokawa, 1988).

As soluções irrigadoras, utilizadas durante a terapia endodôntica, podem afetar a superfície metálica das ligas NiTi, ocasionando uma corrosão e conseqüentemente o aparecimento de cavidades. Estes efeitos podem diminuir a eficiência e resistência das limas (Stokes *et al.*, 1999).

A corrosão das ligas metálicas depende da interação de uma série de fatores, que influenciarão na degradação das mesmas como: composição química e microestrutura da liga, acabamento superficial do instrumento e tipo de solução de ataque (Lopes e Siqueira, 1999). A resistência à corrosão localizada depende grandemente das condições de superfície das ligas, que por sua vez, são determinadas pelos tipos de tratamentos de superfície aplicados (Trépanier *et al.*, 1998; Kim e Johnson, 1999; Rondelli e Vicentini, 1999; Starosvetsky e Gotman, 2001).

Existem controvérsias em relação à susceptibilidade das ligas NiTi à corrosão. Alguns estudos relataram uma tendência do NiTi à corrosão em condições clínicas simuladas (Sarkar *et al.*, 1979; Edie *et al.*, 1981; Sarkar *et al.*, 1983; Kim e Johnson, 1999; Rondelli e Vicentini, 1999), enquanto outros não evidenciaram este fato (Serene *et al.*, 1995; Schäfer, 1997).

De um modo geral, a corrosão é resultante da formação de células galvânicas e é acompanhada de correntes elétricas. São necessários dois eletrodos diferentes para desenvolver uma corrosão, e isto pode ser ocasionado por diferenças nas composições dos metais, diferenças nos níveis de energia (desordem atômica e áreas tensionadas), ou diferentes meios eletrolíticos. O eletrodo que sofre corrosão é o anodo e o catodo é o eletrodo protegido. Tratamentos térmicos podem afetar a velocidade de corrosão pela alteração da microestrutura do metal (Van Vlack, 1984).

Os efeitos da tensão na corrosão são também evidentes após um metal ter sido deformado a frio, a parte que é deformada atua como anodo e a não deformada como catodo. Quando uma liga se encontra em meio corrosivo, a presença de tensão pode

acelerar significativamente a taxa de corrosão. A corrosão pode ser acelerada também em locais inacessíveis ao oxigênio, tais como fraturas ou fissuras e sob acúmulo de sujeira ou superfícies contaminadas, porque tais áreas funcionam como anodos. Isto freqüentemente torna a situação auto-agravante, porque o acúmulo de crostas de óxidos restringe o acesso de oxigênio e estabelece um anodo; que promove um acúmulo maior ainda. O resultado é uma corrosão localizada, também chamada de corrosão puntual. Qualquer fator que localize a corrosão afeta fortemente a vida útil do produto, facilitando a concentração de tensão (Van Vlack, 1984).

Passivação é o nome dado a uma reação que ocorre na superfície de alguns metais, quando os mesmos entram em contato com o oxigênio, reagem e formam películas superficiais oxidadas, que conferem certa proteção contra a corrosão. Ligas com alto teor de cromo, como os aços inoxidáveis, exibem elevada resistência à corrosão, através da formação de uma camada de óxido de cromo na superfície da liga. A formação desta camada protetora altera a velocidade do ataque corrosivo, e sob condições corrosivas, a corrosão se comporta de forma mais lenta. Entretanto, se a camada de óxido é destruída por qualquer dano a este filme, a taxa de corrosão pode mudar significativamente (Van Vlack, 1984).

De acordo com Sarkar *et al.* (1983), sobre a superfície dos fios de Nitinol forma-se um filme passivo, provavelmente um óxido de Ni e Ti, não tão estável como o de outras ligas. Esta instabilidade no filme pode ocasionar uma interrupção localizada no mesmo e uma conseqüente corrosão puntual. A corrosão localizada pode ser causada por uma dissolução seletiva do Ni nas camadas superficiais dos fios. Acredita-se que estes sítios localizados de corrosão possam funcionar como iniciadores de trincas, resultando posteriormente em uma fratura sob carga.

O aumento na resistência desta camada oxidada é fundamental na proteção contra a corrosão e, desta forma, na biocompatibilidade do NiTi (Trépanier *et al.*, 1998). A passividade das ligas NiTi pode ser aumentada por modificações na espessura, topografia e composição química da camada de óxido, através de diferentes tratamentos de superfície (Trépanier *et al.*, 1998; Kim e Johnson, 1999; Rondelli e Vicentini, 1999). A uniformidade, mais que a espessura e a composição do filme, é apontada como o fator mais relevante no aumento da resistência à corrosão (Trépanier *et al.*, 1998).

No caso dos instrumentos endodônticos danos a esta camada de óxido, permitiria que a superfície do metal fosse exposta ao acúmulo de detritos, irrigantes, efeitos da esterilização e ação de corte durante a terapia endodôntica (Marending *et al.*, 1998). Existe desta forma, uma preocupação com a possibilidade do NaOCl provocar corrosão nos instrumentos de NiTi, contribuindo para a degradação de suas superfícies, com perda de massa do material, favorecendo desta forma a fratura dos mesmos (Lopes e Siqueira, 1999).

De acordo com Rondelli e Vicentini (1999) são necessários mais estudos a fim de avaliar a resistência deste filme passivo formado sobre a superfície das ligas NiTi frente a um dano, como um arranhão, por exemplo, e a propensão do mesmo em ser reparado. A desestabilização localizada deste filme pode gerar sítios para ataque de corrosão puntual.

As ligas NiTi têm sido empregadas cada vez mais na área médica e odontológica, em implantes, próteses, ortodontia e endodontia. O Ni liberado durante a corrosão destas ligas apresenta caráter citotóxico, levando a reações alérgicas (Trépanier *et al.*, 1998). Tendo isso em vista, Ryhänen *et al.* (1997) realizaram um estudo para determinar o efeito citotóxico do Nitinol em culturas de fibroblastos e osteoclastos humanos e a média de dissolução desta liga em condições fisiológicas simuladas, comparada com ligas de aço inoxidável e de titânio. Os autores concluíram que o Nitinol apresentou um excelente potencial para o emprego clínico, com uma boa biocompatibilidade frente a fibroblastos e osteoblastos humanos. Inicialmente o Nitinol liberou mais Ni nas culturas de células que o aço inoxidável, entretanto após dois dias as concentrações foram aproximadamente iguais. A quantidade de Ni dissolvida foi tão baixa que nenhum efeito tóxico ou diminuição na proliferação e crescimento celular foi observado.

Instrumentos de NiTi acionados a motor *Lightspeed* imersos em solução de NaOCl a 1% e 5% foram avaliados em relação à susceptibilidade à corrosão, por Busslinger *et al.* (1998). Os instrumentos foram divididos em dois grupos de seis amostras e expostos nas respectivas soluções por seis períodos individuais de 5 min, seguidos por dois períodos de 15 min, totalizando um tempo de 60 min. Os instrumentos foram ultra-sonificados para simular as vibrações dos procedimentos clínicos e maximizar o processo de corrosão. Após 30 e 60 min de imersão dos instrumentos em NaOCl a 5%, foi observada corrosão, mas de acordo com os autores esta corrosão foi

considerada pequena e provavelmente não afetaria as propriedades mecânicas dos instrumentos.

Haikel *et al.* (1998a) avaliaram a eficiência de corte de limas endodônticas de NiTi em presença e ausência de NaOCl, comparada com a de limas tipo K de aço inoxidável convencional. Limas de NiTi de quatro marcas diferentes foram selecionadas aleatoriamente e imersas em NaOCl a 2,5% por 12 e 48 horas. O tratamento com NaOCl reduziu a eficiência de corte dos instrumentos, mas quando comparados com instrumentos que não sofreram a ação do NaOCl estes resultados não foram estatisticamente significativos para nenhuma das marcas testadas. Todas as limas de NiTi testadas apresentaram menor eficiência de corte quando comparadas com limas de aço inoxidável. Através do exame por MEV nenhum indício de corrosão puntual foi observado.

Em outro estudo realizado por estes mesmos autores (Haikel *et al.* 1998b) a imersão em NaOCl a 2,5%, por 12 e 48 horas não teve efeito significativo sobre as propriedades mecânicas de quatro marcas diferentes de limas endodônticas de NiTi. O exame dos instrumentos por MEV não mostrou indícios de corrosão. Os autores ressaltaram que a composição da liga, o tempo de imersão e a concentração do NaOCl são fatores que podem influenciar o comportamento das ligas NiTi frente à corrosão.

Stokes *et al.* (1999) avaliaram e compararam a susceptibilidade à corrosão de limas endodônticas de aço inoxidável e NiTi imersas em solução de NaOCl a 5,25% por 1 hora. As limas foram examinadas visualmente e observadas ao microscópio com 25 vezes de aumento. Houve uma diferença significativa na quantidade de corrosão entre as marcas, contudo o mesmo não ocorreu entre as ligas. Os autores ressaltaram que as diferenças entre as marcas podem ser causadas, possivelmente, pelas variações no processo de fabricação e controle de qualidade das mesmas. Geralmente, eles encontraram em uma mesma embalagem lacrada, limas corroídas e não corroídas antes da imersão no NaOCl a 5,25%. Desta forma, alertaram que variáveis no processo de fabricação podem afetar a corrosão das limas endodônticas e que onde não foi possível determinar uma corrosão visual, a mesma pode ter ocorrido de forma tão sutil que não pode ser detectada em um aumento de 25 vezes.

Martins *et al.* (2001b) avaliaram indícios de corrosão na superfície de instrumentos de NiTi *ProFile* .04 série 29 utilizados no preparo mecânico químico de canais radiculares,

em presença de NaOCl a 2,5%. Os instrumentos foram utilizados em oito canais mesiais de molares inferiores humanos, recém extraídos. Nove instrumentos calibre nº 3, nº 4 e nº 5 (três amostras de cada) foram selecionados aleatoriamente para observação por MEV. Foram encontradas superfícies alisadas, arranhadas, manchadas e com cavidades de corrosão. Algumas áreas apresentaram grandes cavidades de corrosão, inclusive com imagens de depósitos, provavelmente de dentina, no interior das mesmas. As cavidades de corrosão aumentaram à medida que a conicidade (regiões média e coronária) do instrumento aumentou. Com base nestes achados foi sugerido que o efeito do NaOCl, aliado à ação de corte durante a formatação, poderiam acelerar e agravar o desenvolvimento da corrosão, afetando as condições superficiais dos instrumentos e, conseqüentemente sua vida útil.

HIPÓTESES

### 3 HIPÓTESES

A fratura de instrumentos endodônticos de NiTi acionados a motor empregados na limpeza e formatação de canais radiculares curvos está associada à fadiga causada pelos ciclos de tensão de tração e compressão a que os mesmos são submetidos. O NaOCl empregado corriqueiramente durante a limpeza e formatação do SCR pode promover corrosão dos instrumentos de NiTi, gerando sítios concentradores de tensão, que podem facilitar a nucleação de trincas de fadiga, reduzindo, assim, a vida útil dos mesmos. Espera-se, portanto, que instrumentos de NiTi cuja superfície foi afetada pelo NaOCl e ação de corte durante a formatação de canais radiculares curvos apresentem menor resistência à fadiga que instrumentos afetados apenas pela ação do NaOCl, em experimentos de imersão, e que instrumentos afetados apenas pela ação de corte, sem o emprego do NaOCl.

OBJETIVOS

## **4 OBJETIVOS**

### **4.1 Objetivo geral**

Avaliar a influência do hipoclorito de sódio e da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor.

### **4.2 Objetivos específicos**

1- Avaliar a influência do hipoclorito de sódio a 5,25% na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor, calibres 20/.06, 30/.04, 25/.04 e 20/.04, submetidos previamente a um teste de imersão na solução e posteriormente ensaiados em fadiga.

2- Avaliar a influência da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor, calibres 20/.06, 30/.04, 25/.04 e 20/.04, submetidos à formatação 10 de canais radiculares curvos e posteriormente ensaiados em fadiga.

3- Avaliar a influência do hipoclorito de sódio a 5,25% e da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor, calibres 20/.06, 30/.04, 25/.04 e 20/.04, submetidos ao preparo mecânico-químico de 10 canais radiculares curvos e posteriormente ensaiados em fadiga.

MATERIAIS E MÉTODOS

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.1 Instrumentos endodônticos analisados

Os instrumentos endodônticos analisados foram limas de NiTi, *ProFile*<sup>1</sup> acionadas a motor, 25mm, calibres 20/.06, 30/.04, 25/.04 e 20/.04. Estes instrumentos foram escolhidos porque chegam até a região apical e trabalham em área de curvatura máxima, ou seja, em condições críticas numa região de tensão repetida de tração-compressão de acordo com a técnica de instrumentação empregada como preconizada pelo fabricante<sup>2</sup>.

Um total de 80 instrumentos: 20/.06, 30/.04, 25/.04 e 20/.04 foram divididos aleatoriamente em 4 Grupos experimentais de 20 amostras (5 de cada calibre), como descritos a seguir:

**Grupo controle:** 20 instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor (20/.06, 30/.04, 25/.04, e 20/.04) que foram ensaiados em fadiga até a fratura, para estabelecer o número médio de ciclos até a fratura.

**Grupo 1:** 20 instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor (20/.06, 30/.04, 25/.04, e 20/.04) que foram imersos em solução de NaOCl a 5,25%<sup>3</sup> por um período de 24 horas e posteriormente ensaiados em fadiga até a fratura. O objetivo deste Grupo foi verificar o efeito do NaOCl a 5,25% na resistência à fadiga dos instrumentos de NiTi. A solução de NaOCl a 5,25% foi empregada neste estudo, por ser utilizada nesta concentração na prática endodôntica e especialmente recomendada no emprego dos sistemas de NiTi acionados a motor.

**Grupo 2:** 20 instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor (20/.06, 30/.04, 25/.04, e 20/.04) que sofreram os efeitos da ação de corte resultante da formação de canais radiculares curvos (molares inferiores humanos, extraídos), sem a ação de NaOCl a 5,25%, e posteriormente foram ensaiados em fadiga até a fratura. Neste Grupo pretendeu-se avaliar o efeito da ação de corte resultante da formação de canais curvos, na ausência do NaOCl, na resistência à fadiga de instrumentos de NiTi.

---

<sup>1</sup> ProFile Taper .04/.06 e Orifice Shapers – Maillefer – Swiss Made

<sup>2</sup> Maillefer – Swiss Made

<sup>3</sup> Solução de Hipoclorito de Sódio 5,25% - Formas e Fórmulas – Farmácia de Manipulação – Belo Horizonte - MG

Durante a instrumentação, foi utilizada água deionizada<sup>4</sup> como irrigante, uma substância inerte, praticamente sem a presença de íons (resistividade elétrica de 18,2 MΩ.cm), ou seja, sem o poder de quebrar ligações, reagir e causar corrosão.

**Grupo 3:** 20 instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor (20/.06, 30/.04, 25/.04, e 20/.04) que sofreram os efeitos da ação do NaOCl a 5,25%<sup>5</sup> e ação de corte resultante do PMQ de canais radiculares curvos (molares inferiores humanos, extraídos) e posteriormente foram ensaiados em fadiga até a fratura. Este Grupo teve o objetivo de analisar os efeitos da ação do NaOCl a 5,25% simultaneamente aos efeitos da ação de corte na resistência à fadiga dos instrumentos de NiTi.

Todos os instrumentos empregados neste estudo foram retirados de caixas lacradas e numerados no cabo seqüencialmente em algarismos romanos (I, II, III, IV, V), utilizando uma broca diamantada de alta rotação (AR). Logo após, os cursores foram removidos e os instrumentos lavados com escova e detergente líquido em água corrente, para remover detritos resultantes do processo de fabricação e da marcação com a broca, secos à temperatura ambiente sobre um papel absorvente, e a partir deste momento manipulados com o auxílio de uma pinça para algodão<sup>6</sup>, com o intuito de manter a parte ativa livre de fragmentos. Em seguida foram ultra-sonificados por cinco minutos utilizando álcool etílico comercial, secos individualmente com jato de ar frio de um secador e pesados em uma balança de precisão<sup>7</sup>, a fim de se comparar a massa dos mesmos antes e após o experimento.

Os instrumentos foram acondicionados em vidros transparentes e rotulados de acordo com o Grupo e calibre dos mesmos. Com intuito de facilitar a identificação dos Grupos e evitar uma eventual mistura das amostras, os instrumentos do Grupo 1 além da numeração receberam uma marcação no cabo com sinal “menos” (-), os do Grupo 2 foram marcados com sinal “mais” (+), os do Grupo 3 com um traço vertical (|), e os do Grupo controle não receberam marcação adicional. Cada instrumento recebeu uma ficha de identificação onde foram anotados dados relativos a cada observação (ANEXO 1).

---

<sup>4</sup> Sistema Milli Q Plus - Millipore

<sup>5</sup> Solução de Hipoclorito de Sódio a 5,25% - Formas e Fórmulas – Farmácia de Manipulação – Belo Horizonte - MG

<sup>6</sup> Pinça de algodão – Odous Industrial e Comercial – Belo Horizonte - MG

<sup>7</sup> Balança Mettler AE 2000S - Swiss Made

## 5.2 Inspeção dos instrumentos

Após serem pesados, todos os instrumentos foram inspecionados em uma lupa estereomicroscópica<sup>8</sup>, com aumentos entre 6x e 50x. Durante esta inspeção foi empregado um suporte giratório, onde os instrumentos foram inseridos, posicionados no campo focal do aparelho, e girados em 360° para observação (FIG. 5.1).

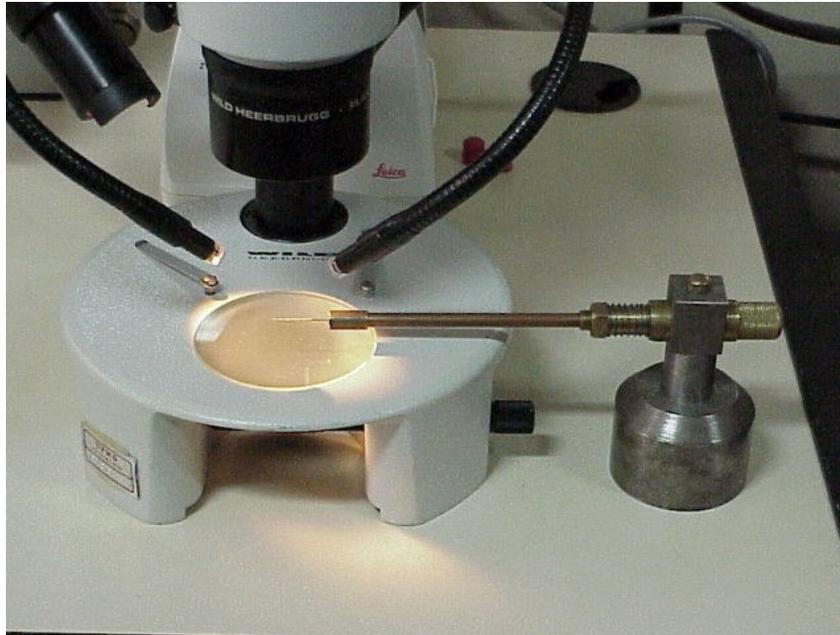


FIGURA 5.1 – Suporte giratório com lima posicionada para ser observada na lupa estereomicroscópica

As limas foram analisadas com o intuito de se observar o aspecto superficial e a geometria, em termos de padronização da ponta e dos 16mm de haste cortante, bem como defeitos de fabricação. Estas observações serviram de base para avaliar a superfície de instrumentos sem uso e de instrumentos submetidos à ação do NaOCl a 5,25% e/ou ação de corte durante a instrumentação de canais curvos. Uma régua endodôntica<sup>9</sup> foi utilizada para estabelecer a distância da ponta do instrumento até as regiões onde era encontrada alguma alteração. Instrumentos que apresentaram

<sup>8</sup> Wild M8 - Alemanha

<sup>9</sup> Régua endodôntica – Odous Industrial e Comercial – Belo Horizonte - MG

imagens diferentes do padrão normal foram selecionados para serem analisados por Microscopia Eletrônica de Varredura<sup>10</sup> (MEV).

Para se conhecer a distribuição das estrias de corte ao longo dos 16 mm de haste cortante do instrumento, bem como, a quantos milímetros da ponta se localiza cada estria, 20 instrumentos (5 de cada calibre) foram analisados em um Projetor de Perfis<sup>11</sup>, com aumento de 50x. Cada instrumento foi posicionado na base de projeção, utilizando as guias de referências vertical e horizontal localizadas na tela do aparelho. A ponta do instrumento era posicionada de forma perpendicular à guia horizontal e a haste cortante paralela à guia vertical. A base era movida em direção vertical e o deslocamento, em milésimos de milímetros, registrado pelo micrômetro digital. Em cada instrumento foram realizadas duas medidas em posições diferentes para se estabelecer uma média. Estas medidas posteriormente serviram de referência para observar a localização de trincas ao longo dos instrumentos utilizados nos Grupos 2 e 3. A imagem mostrada na FIG. 5.2, obtida na lupa estereomicroscópica, ilustra as regiões onde foram realizadas as medidas. O ponto onde a luz era refletida com maior intensidade foi estabelecido como final de uma estria e início de outra.

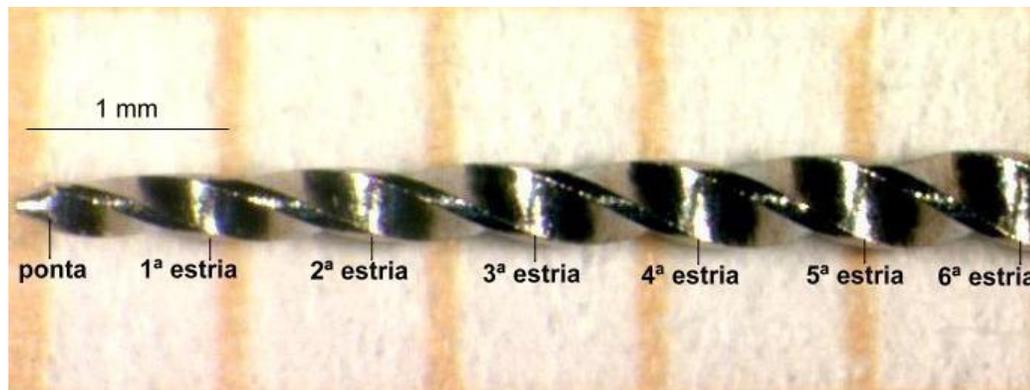


FIGURA 5.2 – Estrias de corte em um instrumento *ProFile 30/.04*

Foram realizadas também medidas dos diâmetros de cada estria na sua parte final. Amostras de 20 instrumentos (5 de cada calibre) foram posicionadas no Projetor de Perfis de forma semelhante à descrita anteriormente, entretanto, a base foi movida na

<sup>10</sup> Jeol JSM 5410 - Japão

<sup>11</sup> Mitutoyo -Japão

direção horizontal. Esta parte do estudo teve como objetivo avaliar a ocorrência de alterações dimensionais entre instrumentos de mesmo calibre.

Nos Grupos 1, 2 e 3, dois instrumentos de cada calibre foram selecionados aleatoriamente, num total de 8 instrumentos por Grupo, para serem analisados por MEV. Os instrumentos eram posicionados numa base com a ranhura para engate na peça de mão, localizada no cabo, para cima, fixados com tinta de carbono e levados ao MEV. Desta forma foi possível analisar estes mesmos instrumentos na mesma posição em outras fases do experimento. Foram realizadas duas imagens da ponta com aumentos de 350x e 750x, e no ponto médio das segunda, quarta e sexta estrias com aumentos de 1500x e 2000.

### **5.3 Imersão dos instrumentos em NaOCl a 5,25%**

Após serem previamente analisados na lupa estereomicroscópica e terem imagens registradas no MEV, os instrumentos incluídos no Grupo 1 foram lavados e secos, como descrito previamente na seção 5.1, antes de serem imersos na solução de NaOCl a 5,25%. Com a finalidade de evitar uma possível reação química com os elementos presentes no material do cabo das limas, que não é de NiTi, todos os instrumentos foram inseridos numa esponja e tiveram seus cabos protegidos por uma camada de verniz incolor<sup>12</sup>. Desta forma, foram deixados secar por 24 horas e novamente pesados, para estabelecer o aumento de massa em função da aplicação do verniz. Logo depois, foram imersos em solução de NaOCl a 5,25%, utilizando recipientes de vidro âmbar com tampa rosqueável e deixados em repouso por 24 horas. Estes vidros foram escolhidos na tentativa de minimizar os efeitos de degradação do hipoclorito de sódio frente à exposição à luz e ao oxigênio atmosférico. As limas foram colocadas em quatro vidros distintos, rotulados de acordo com o calibre das mesmas. Após o período de tempo estipulado as amostras foram retiradas dos vidros, lavadas com escova e detergente líquido em água corrente por 1 minuto e colocadas de acordo com os calibres em outros quatro recipientes de vidros âmbar com tampa rosqueável, com solução de hidróxido de amônio (NH<sub>4</sub>OH) a 2,5% por 1 minuto.

---

<sup>12</sup> Base transparente – Risqué – Taboão da Serra - SP

Os instrumentos foram completamente cobertos por esta solução, a fim de neutralizar o NaOCl que eventualmente poderia ainda estar presente sobre a superfície da liga. O emprego do  $\text{NH}_4\text{OH}$  objetivou consumir o Cl, que é muito reativo, através da ligação química com o  $\text{NH}_4$ , impossibilitando desta forma, sua reação com a liga, caso houvesse resíduo de NaOCl na superfície dos instrumentos mesmo após os procedimentos de lavagem empregados. Após o período de 1 minuto os instrumentos foram retirados dos vidros, lavados novamente da mesma maneira, e deixados à temperatura ambiente sobre papel absorvente, para secarem.

As soluções empregadas neste estudo foram recém-manipuladas e acondicionadas de forma adequada para preservar suas características. Amostras das soluções de NaOCl a 5,25% e  $\text{NH}_4\text{OH}$  a 2,5% novas, e das soluções em que os instrumentos foram imersos, foram submetidas à análise química. Nas soluções de NaOCl a 5,25%, buscou-se avaliar a presença de traços de Ni e Ti, que poderia indicar a corrosão da liga. Já a presença de traços de Cl nas soluções de  $\text{NH}_4\text{OH}$  a 2,5% seria indício de que o NaOCl a 5,25% não teria sido completamente removido da superfície dos instrumentos apenas com a lavagem.

Todos os instrumentos foram novamente pesados a fim de determinar se houve perda de massa em decorrência da imersão em NaOCl a 5,25%, inspecionados na lupa estereomicroscópica e imagens padronizadas como descrito na seção 5.2 foram feitas no MEV, para avaliar o efeito do NaOCl. Posteriormente estes instrumentos foram ensaiados em fadiga.

#### **5.4 Seleção dos molares inferiores**

Um total de 50 molares inferiores humanos, extraídos por razões estritamente clínicas foi selecionado com base nas raízes mesiais. Desta forma, todos os dentes apresentaram os ápices completamente formados e os canais mesiais com forames distintos. Estes dentes foram coletados em postos de saúde da Prefeitura Municipal de Patos de Minas – Minas Gerais, e doados com finalidade de estudo científico (ANEXO 2). Por se tratar de um experimento que envolveu tecidos humanos este trabalho foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), sendo aprovado no dia 23 de janeiro de 2002, através de parecer nº 215/01 (ANEXO 3).

Os dentes foram armazenados em solução de formol a 10%<sup>13</sup> para preservar, esterilizar e manter os tecidos hidratados. Posteriormente foram limpos para remoção de resíduos na região da raiz, divididos aleatoriamente em dois Grupos com 25 espécimes (Grupos 2 e 3), colocados em recipientes individuais identificados por números, e conservados em solução de NaOCl a 1%<sup>14</sup>. Cada dente recebeu uma ficha de identificação onde todos os dados foram anotados (ANEXO 4): Grupo, número do espécime, data da instrumentação, ângulo e raio de curvatura, medidas dos canais, tempo de instrumentação e observações de interesse (qualquer alteração ocorrida durante o experimento).

#### 5.4.1 Abertura coronária e exploração dos canais

Todo tecido cariado e restaurações existentes foram removidos antes de se iniciar o acesso à câmara pulpar, alisando as bordas, a fim de se obter um ponto de referência externo regular, utilizado durante a instrumentação. O acesso coronário foi realizado na superfície oclusal dos dentes com uma broca 1557<sup>15</sup> movimentada em AR<sup>16</sup> e com *spray* de água. Ao atingir a câmara pulpar, esta foi substituída pela broca *Endo Z*<sup>17</sup> para remoção do teto da câmara e retificação das paredes laterais a fim de que o preparo intracoronário se apresentasse adequado em tamanho, inclinação e forma, e permitisse um acesso livre e direto aos canais radiculares e forames apicais. A localização dos canais foi feita com explorador endodôntico duplo tipo *Rhein*<sup>18</sup>.

Identificadas as entradas dos canais iniciou-se a exploração inicial dos mesmos com limas manuais de aço inoxidável tipo K nº 08 e 10 com movimentos lentos e curtos de vai-e-vem. No Grupo 2 foi utilizada água deionizada como irrigante, enquanto no Grupo 3 foi empregado NaOCl a 5,25%. Em nenhum dos Grupos foi utilizado lubrificante. O comprimento de patência do canal (CPC) foi estabelecido nesta fase com a colocação de uma lima tipo K nº 08 no canal MV e uma 10 no ML até que ficassem visíveis nos forames apicais correspondentes e em seguidas os dentes foram radiografados. O comprimento de trabalho (CT) foi estabelecido a 0,5mm do CPC.

<sup>13</sup> Solução de Formol a 10% - Formas e Fórmulas – Farmácia de Manipulação – Belo Horizonte- MG

<sup>14</sup> Solução de Hipoclorito de Sódio a 1% - Formas e Fórmulas – Farmácia de Manipulação – Belo Horizonte - MG

<sup>15</sup> Broca 1557 – Maillefer – Swiss Made

<sup>16</sup> Caneta alta rotação – Dabi Atlante S.A. – Ribeirão Preto – SP

<sup>17</sup> Broca Endo Z – Maillefer – Swiss Made

<sup>18</sup> Explorador endodôntico tipo Rhein – Odous Industrial e Comercial – Belo Horizonte - MG

#### 5.4.2 Realização das tomadas radiográficas

Foram realizadas tomadas radiográficas<sup>19</sup> padronizadas, com os dentes fixados sobre o filme radiográfico, com cera Utilidade<sup>20</sup>, na posição orto (buco-lingual) a fim de verificar a configuração anatômica do SCR e determinar o ângulo e raio de curvatura dos canais. O aparelho radiográfico utilizado foi o modelo *Spectro II*<sup>21</sup> e a técnica adotada para as tomadas radiográficas foi a mesma, com uma incidência do feixe de raios perpendicular ao filme a uma distância de 2 centímetros. O tempo de exposição foi de três segundos, revelação<sup>22</sup> de três minutos, fixação<sup>23</sup> de dez minutos, lavagem em água corrente e secagem à temperatura ambiente. As radiografias obtidas foram cartonadas de acordo com o número do dente e anexadas às fichas de identificação de cada dente (ANEXO 4).

#### 5.4.3 Medidas dos ângulos e raios de curvatura dos canais

Para a determinação do ângulo e raio de curvatura dos canais mesiais, cada imagem radiográfica foi projetada com aumento de 10x no Projetor de Perfis (FIG. 5.3). O traçado das medidas foi realizado sobre uma folha de acetato, tendo como base os estudos de Pruett *et al.* (1997).



FIGURA 5.3 – Imagem radiográfica projetada no Projetor de Perfis com 10x de aumento

<sup>19</sup> Filme Kodak Ektaspeed Plus – EP – 21 P

<sup>20</sup> Cera Utilidade. Polidental – SP – Brasil.

<sup>21</sup> Aparelho de RX – Dabi Atlante S.A. - Ribeirão Preto – SP

<sup>22</sup> Revelador Kodak

<sup>23</sup> Fixador Kodak

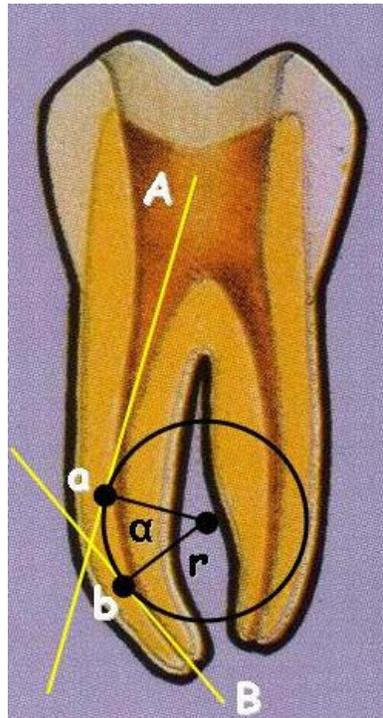


FIGURA 5.4 – Método de medição do ângulo e raio de curvatura  
FONTE: Pruett *et al.*, 1997.

Desta forma uma linha foi traçada ao longo eixo da porção coronária do canal (A), e uma segunda linha ao longo eixo da porção apical (B) (FIG. 5.4). Em cada uma destas linhas, os pontos em que o canal se desviou para tornar-se curvo (pontos *a* e *b*) foram localizados. A porção curva do canal foi representada por um círculo que tangenciou os pontos *a* e *b*, correspondendo ao comprimento do arco de curvatura. O ângulo de curvatura ( $\alpha$ ) foi formado pelas linhas perpendiculares traçadas dos pontos de desvio (*a* e *b*) que se intersectaram no centro do círculo. O comprimento (mm) destas linhas estabeleceu o raio de curvatura dos canais (Pruett *et al.*, 1997).

## 5.5 Instrumentação dos canais radiculares

A instrumentação dos canais radiculares seguiu a seqüência operatória preconizada pelo fabricante<sup>24</sup> (QUADRO1).

### QUADRO 1

#### Seqüência operatória da técnica de instrumentação

---

---

#### Seqüência operatória

- 1 Exploração do SCR com limas manuais de aço inoxidável tipo K
  - 2 Radiografias com limas tipo K nº 08 e 10 para determinação do CPC e CT a 0,5 mm do CPC
  - 3 Técnica *crown-down*: alargamento dos terços coronário e médio. Instrumentação com movimentação contínua de vai-e-vem sem forçar o instrumento apicalmente
    - *Orifice Shaper 50/.07*
    - *Orifice Shaper 40/.06*
    - *Orifice Shaper 30/.06*
    - *ProFile 30/.06*
    - *ProFile 25/.06*
    - *ProFile 20/.06*
    - *ProFile 30/.04*
    - *ProFile 25/.04*
    - *ProFile 20/.04*
  - 4 Preparo apical até o CT
    - *ProFile 20/.04*
    - *ProFile 25/.04*
    - *ProFile 30/.04*
  - 5 Modelagem final
    - *ProFile 20/.06 (CT)*
    - *ProFile 25/.06 (a 0,5mm do CT)*
    - *ProFile 30/.06 (1 a 1,5mm do CT)*
- 
- 

<sup>24</sup> Maillefer – Swiss Made

Todos canais foram instrumentados por um mesmo operador, utilizando um motor elétrico *Endo Plus*<sup>25</sup> com uma velocidade constante de 250 rpm, acoplado a uma peça de mão com redução 16:1. Este motor elétrico permite selecionar diferentes valores de torque a fim de oferecer maior segurança em relação ao travamento e fratura dos instrumentos por torção. O valor estipulado indica o torque máximo que um instrumento pode ser submetido sem que haja fratura. Sendo assim, quando a força exercida na ponta da lima se iguala ao valor selecionado, o aparelho trava automaticamente emitindo um sinal sonoro.

Cada instrumento de acordo com seu número e calibre, possui um determinado valor de torque máximo até a fratura e, quando este valor é excedido, o risco de fratura por torção aumenta. Estes valores são normalmente mais baixos para instrumentos menos calibrosos (Gambarini, 1999). Desta forma, para *Orifice Shaper* foi usado um torque de 5N.cm, e para os instrumentos *ProFile .06* e *.04* torques de 2N.cm e 1N.cm, respectivamente.

Durante toda a instrumentação foi realizada uma irrigação copiosa com água deionizada no Grupo 2 e NaOCl a 5,25% no Grupo 3, perfazendo um total de 10ml por canal. O tempo gasto durante a formatação foi registrado incluindo o tempo de instrumentação ativa, irrigação e troca de limas. Como o CT foi estabelecido antes do início da instrumentação em função de se determinar a geometria dos canais através de radiografias, todos cursores foram previamente colocados na medida do CT, sendo que este tipo de ação não entrou na contagem de tempo.

Após a formatação de cada canal, os instrumentos foram lavados com escova e detergente em água corrente por 1 minuto, e secos em papel absorvente. Esta limpeza foi realizada para remover restos de dentina ao longo da haste cortante dos instrumentos e desta forma não comprometer a eficiência de corte dos mesmos.

Cada instrumento *ProFile* foi utilizado em dez canais, baseado no trabalho de Yared *et al.*,1999 onde instrumentos de NiTi acionados a motor foram usados em dez canais sem que houvesse fratura. Desta forma, optou-se por empregar um número de utilizações já relatado na literatura.

---

<sup>25</sup> Motor elétrico: Endo-Puls – VK Driller – São Paulo - SP

Após esta etapa do experimento todos os instrumentos foram lavados e ultrasonificados, como descrito na seção 5.1, pesados novamente a fim de determinar se houve perda de massa em decorrência da formatação dos canais, e inspecionados na lupa estereomicroscópica e MEV com intuito de observar as características superficiais frente aos efeitos do NaOCl a 5,25% e/ou ação de corte resultante da formatação dos canais radiculares. Posteriormente estes instrumentos foram ensaiados em fadiga.

## 5.6 Ensaio de fadiga

Todos os instrumentos dos quatro Grupos experimentais foram submetidos à teste de resistência à fadiga até a fratura. O Grupo controle serviu de referência para estabelecer o número médio de ciclos de rotação que um instrumento novo pode sofrer até sua fratura.

Nestes ensaios foi empregado o mesmo motor elétrico<sup>26</sup> utilizado na formatação dos canais radiculares, com uma velocidade constante de 250 rpm, acoplado a uma peça de mão com redução 16:1 e torque de 10N.cm. Os instrumentos foram conectados à peça de mão, adaptada a uma bancada de teste confeccionada a partir dos estudos de Haikel *et al.* (1999), Gambarini (1999; 2001a,b) e Melo *et al.* (2002). Esta bancada, mostrada na FIG. 5.5, consiste de uma base de aço carbono com suportes para fixação da peça de mão e do canal artificial. Este último é formado por uma peça de aço carbono usinada na forma de um arco cuja curvatura se ajusta a um cilindro guia, feito do mesmo material, com raio de 4 mm (FIG. 5.6). 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.

---

<sup>26</sup> Motor elétrico: Endo-Puls – VK Driller – São Paulo - SP

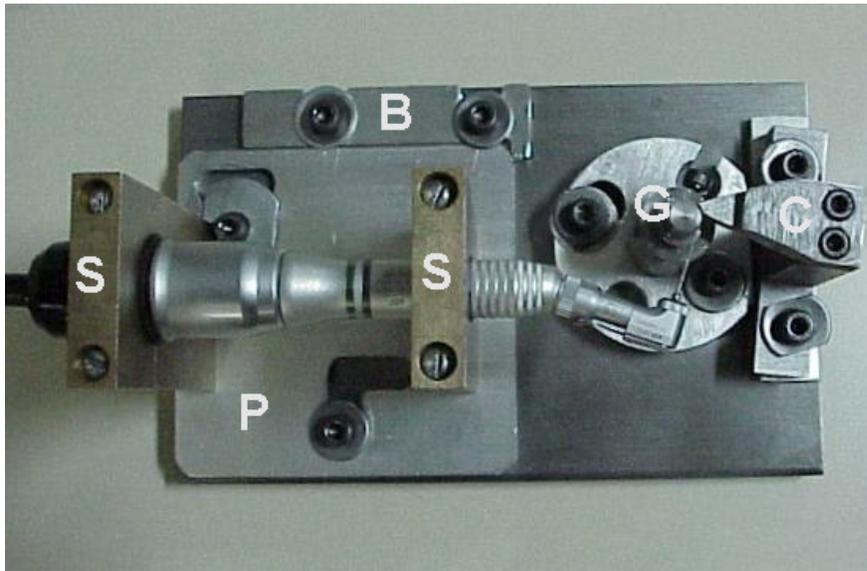


FIGURA 5.5 – Bancada de teste com instrumento posicionado no canal artificial: S – suportes de fixação da peça de mão; P – plataforma móvel; B – batente para ajuste de posicionamento; G – cilindro guia; C – canaleta.

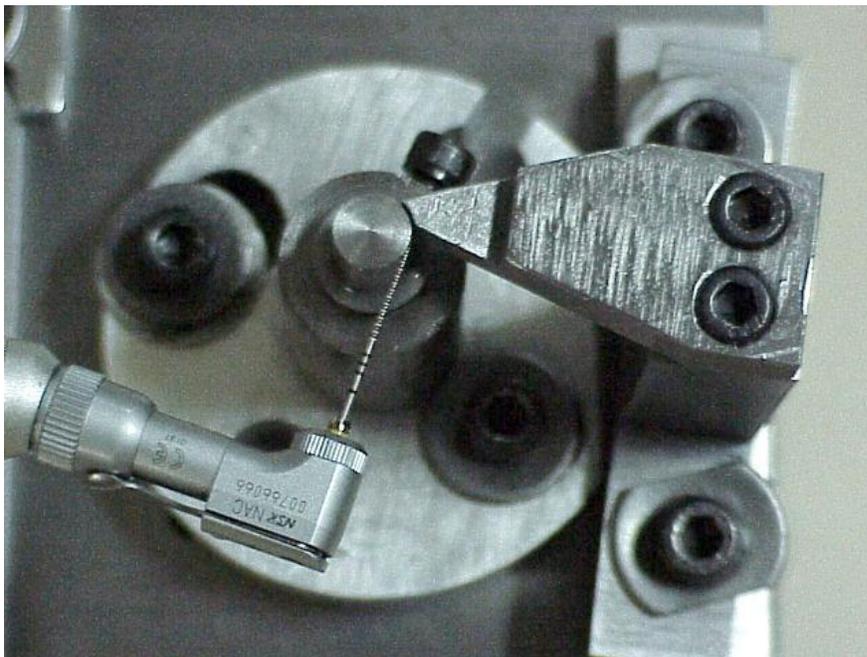


FIGURA 5.6 – Canal artificial, com o instrumento posicionado, em maior aumento

Os instrumentos foram inseridos no canal artificial com 1 mm da ponta para fora, e giraram até a fratura com um raio de curvatura de 4mm, ângulo de 45°, e região de curvatura máxima em torno de 4 mm da ponta (FIG. 5.7). Esta plataforma de teste foi posicionada na lupa estereomicroscópica<sup>27</sup>, na qual havia uma câmera<sup>28</sup> acoplada que captava a imagem do instrumento em rotação e a transferia para o monitor de um computador, facilitando a visualização da fratura dos instrumentos (FIG. 5.8).

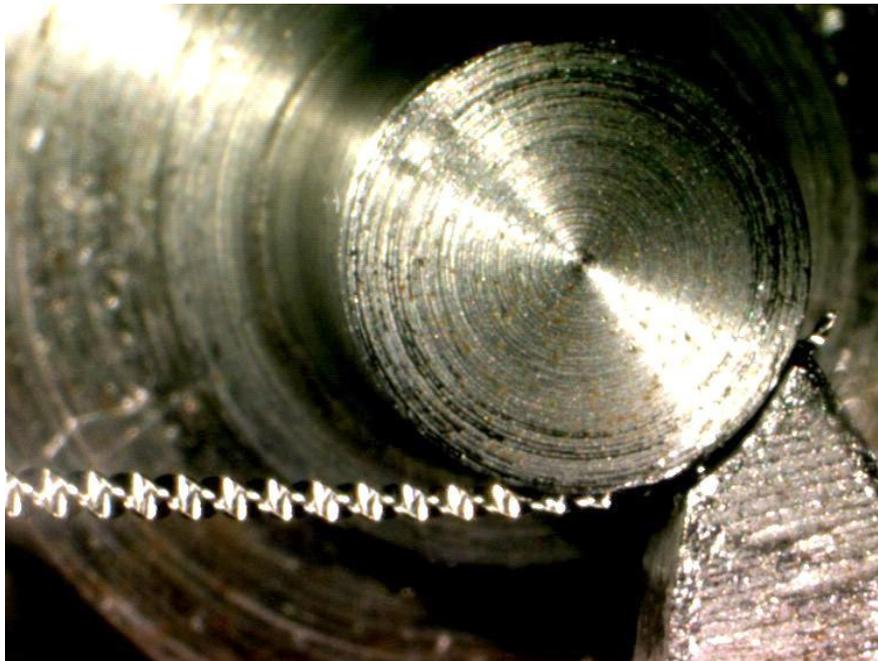


FIGURA 5.7 – Canal artificial, mostrando a deformação provocada no instrumento

Durante todo o ensaio foi utilizado óleo mineral<sup>29</sup> como lubrificante, para minimizar o atrito das limas com as paredes do canal, e conseqüentemente a produção de calor, que poderia afetar as propriedades de superelasticidade da liga. O torque mais alto empregado nesta fase do estudo teve como objetivo evitar que uma eventual resistência ao movimento do instrumento no canal artificial pudesse alterar a velocidade de rotação.

<sup>27</sup> Wild M8 - Alemanha

<sup>28</sup> Vídeo Câmera Module – Modelo XC – 003P – Sony - Japão

<sup>29</sup> Óleo Mineral Medicinal – Bravir Industrial LTDA – Contagem - MG

O motor e um cronômetro digital<sup>30</sup> eram acionados simultaneamente, sendo desligados no instante em que a fratura dos instrumentos ocorria. O tempo de fratura era registrado e o número de ciclos até a fratura calculado, multiplicando-se o tempo de ensaio pela velocidade de rotação utilizada.



FIGURA 5.8 – Bancada de teste posicionada na lupa estereomicroscópica e a imagem do instrumento no canal artificial mostrada no monitor

### 5.7 Observação das superfícies de fratura

Os instrumentos fraturados tiveram sua superfície de fratura observada na lupa estereomicroscópica utilizando o mesmo suporte giratório mostrado na seção 5.2. Um dispositivo acoplado à ponta deste suporte permitia inclinar a superfície de fratura no campo de observação e girar o instrumento em torno de seu eixo principal. Oito instrumentos 20/.06 (2 de cada Grupo) foram selecionados aleatoriamente para que suas superfícies de fratura fossem observadas no MEV. Estes instrumentos foram escolhidos por serem os mais calibrosos e por terem trabalhado no CT.

<sup>30</sup> Cronômetro digital TECHNOS – MOD. 696 – Manaus - AM

## 5.8 Análise estatística

Os dados obtidos nos ensaios de fadiga foram avaliados estatisticamente utilizando os testes  $T$  de *Student* e *Kruskal-Wallis* ( $p < 0,05$ ) para verificar a ocorrência de diferenças significativas entre os Grupos controle e experimentais, isto é, se a resistência à fadiga dos instrumentos de NiTi *ProFile* acionados a motor foi influenciada pelo efeito do NaOCl e/ou ação de corte durante o PMQ do SCR.

RESULTADOS

## 6 RESULTADOS

### 6.1 Acabamento superficial dos instrumentos

Os instrumentos analisados antes de qualquer procedimento experimental apresentaram um acabamento superficial bastante irregular, com sulcos, rebarbas de metal, riscos de usinagem, além de material aderido na ponta e ao longo das concavidades e planos radiais (FIG. 6.1 a 6.3).

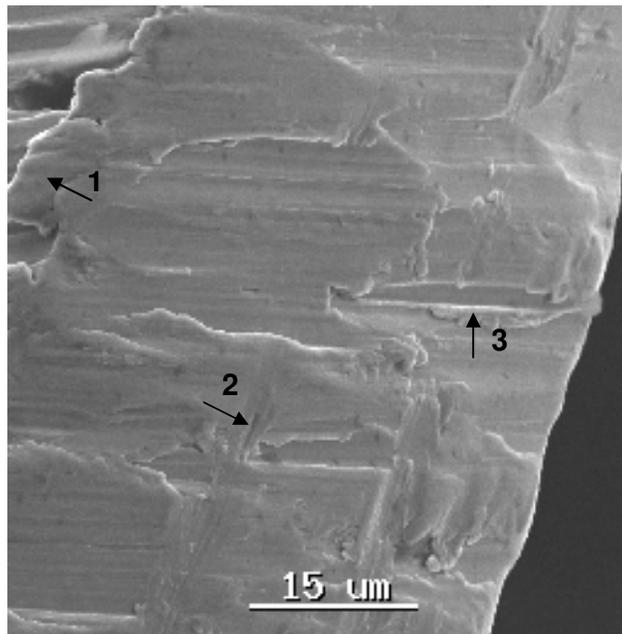


FIGURA 6.1 – Plano radial de um instrumento *ProFile 30/.04*, Grupo 2, bastante irregular, com rebarbas (1), riscos (2) e sulcos de usinagem (3). MEV, 1500x

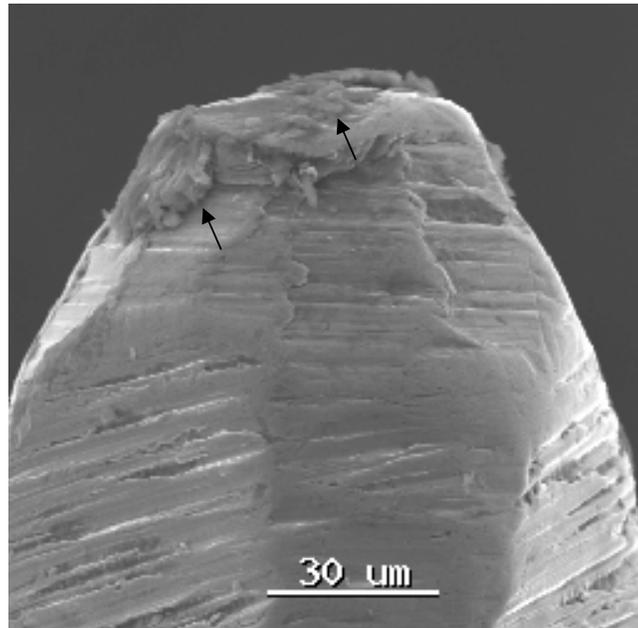


FIGURA 6.2 – Ponta de um instrumento *ProFile 20/.06*, Grupo 1, com material aderido (setas). MEV, 750x

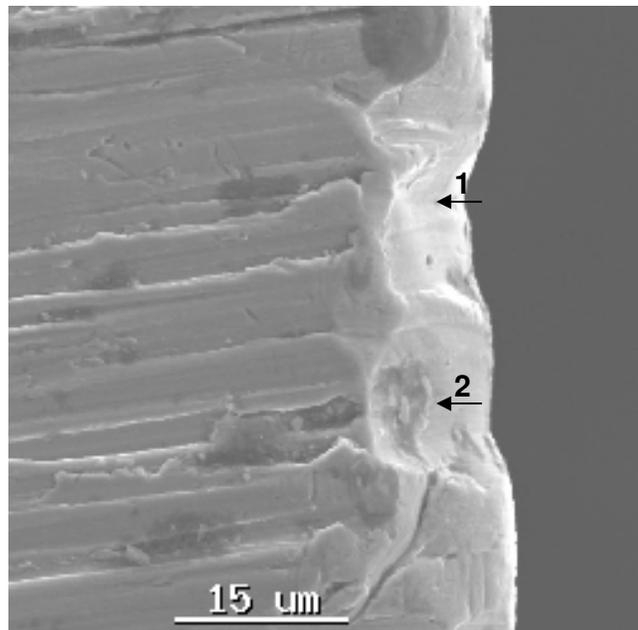


FIGURA 6.3 – Instrumento *ProFile 20/.04*, Grupo 3, com mordida no plano radial (1) e material aderido (2). MEV, 1500x

Estas observações deram origem a um estudo preliminar (ANEXO 5), que teve como objetivo avaliar as características da superfície de instrumentos ProFile 20/.04, 25/.04 e 20/.06 sem uso, após esterilização e após seu emprego clínico. A observação dos instrumentos por MEV e a análise química semiquantitativa dos depósitos por espectroscopia de energia de raios-X (EDS), realizada no mesmo equipamento, mostraram que o material aderido, rico em carbono e enxofre, não é completamente removido nas etapas de limpeza e esterilização dos instrumentos. Este material, cuja origem está provavelmente associada à oxidação do fluido lubrificante empregado na usinagem dos instrumentos, retém substâncias de origem dentinária durante o preparo do SCR, aumentando os riscos de infecção cruzada.

## **6.2 Outras características dos instrumentos**

Variações dimensionais e morfométricas relativas ao tamanho e desenho das pontas (FIG. 6.4 e 6.5), bem como à largura e profundidade dos planos radiais (FIG. 6.6 e 6.7), foram encontradas na maioria dos instrumentos analisados. De uma forma geral, os instrumentos 20/.04 e 20/.06 apresentaram pontas mais achatadas e superfícies de usinagem mais irregulares (FIG. 6.4). Os instrumentos 30/.04 foram os que apresentaram as melhores características de usinagem e padronização no desenho das pontas (FIG. 6.5). As variações dimensionais foram mais evidentes nas regiões próximas à ponta do instrumento (FIG. 6.6 e 6.7).

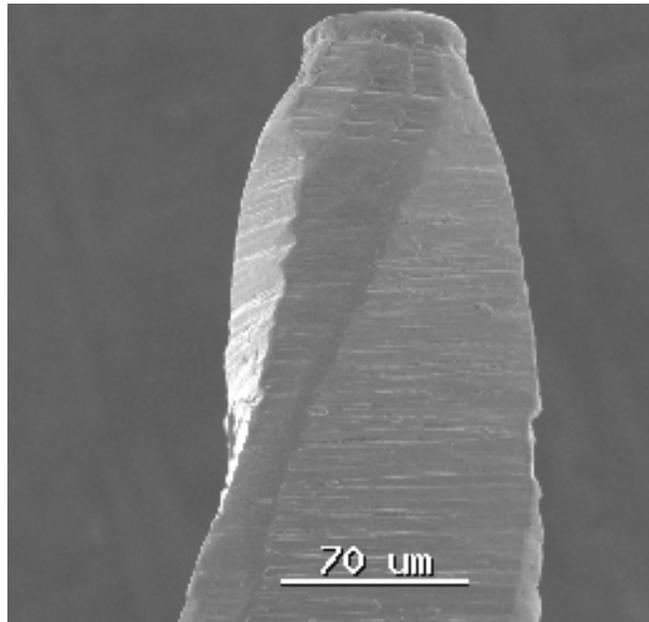


FIGURA 6.4 – Ponta achatada de um instrumento *ProFile 20/.04*, Grupo 2, com usinagem irregular. MEV, 350x

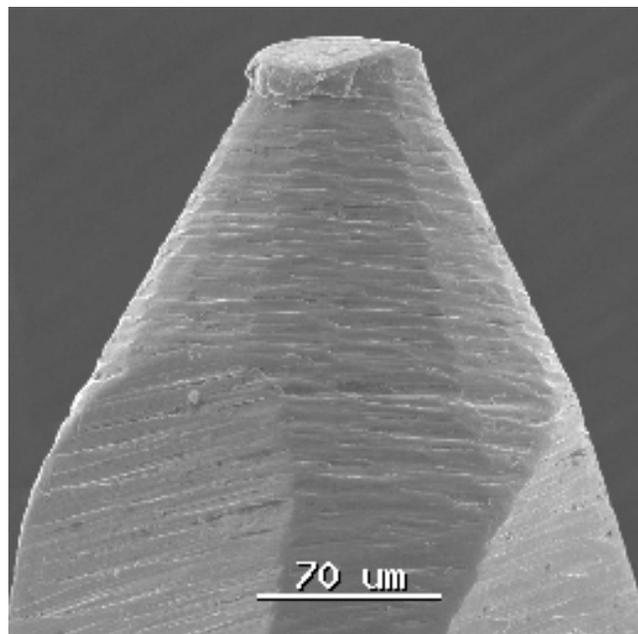


FIGURA 6.5 – Ponta de um instrumento *ProFile 30/.04*, Grupo 1, com boas características de usinagem. MEV, 350x

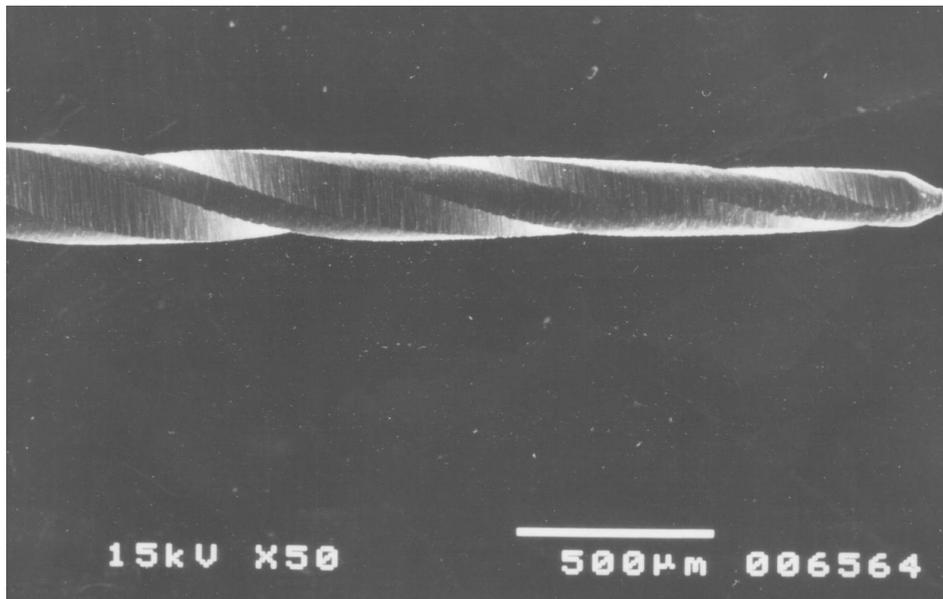


FIGURA 6.6 - Instrumento *ProFile 20/.04*, Grupo 1, com planos radiais mais largos e concavidades menos profundas. MEV, 50x

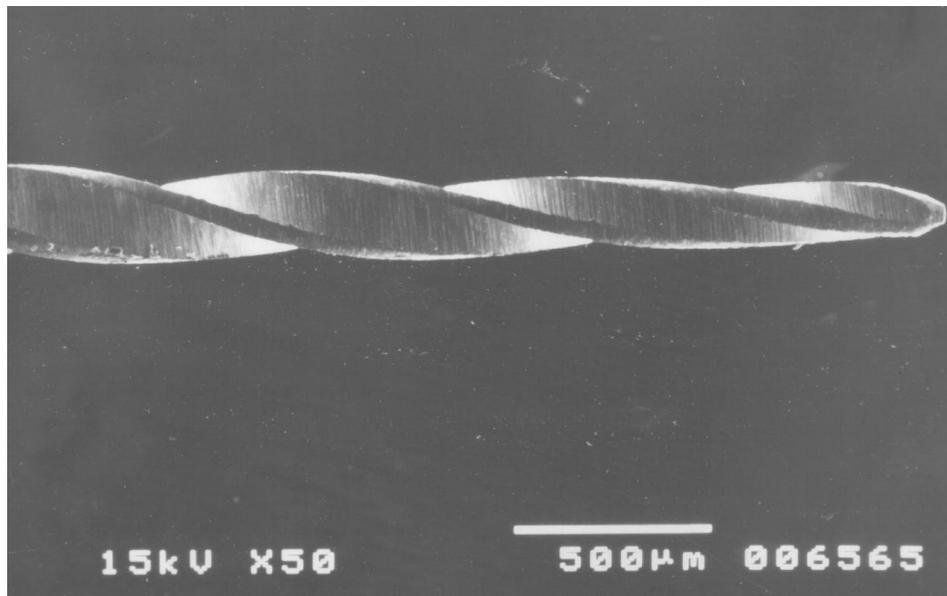


FIGURA 6.7 - Instrumento *ProFile 20/.04*, Grupo 1, com planos radiais mais estreitos e concavidades mais profundas. MEV, 50x

Os instrumentos *ProFile* observados apresentaram 21 estrias de corte distribuídas ao longo dos 16mm de haste cortante. A distância média entre as estrias de corte foi de 0,8mm. Os valores médios das distâncias das seis primeiras estrias de corte em relação à ponta do instrumento são mostrados na TAB. 6.1. A distância entre o final da primeira estria de corte e a ponta dos instrumentos foi ligeiramente menor, com uma média igual a 0,6mm.

**TABELA 6.1**

Distância média das estrias de corte nos instrumentos *ProFile* analisados

Estrias de corte	Distância da ponta (mm)
1 <sup>a</sup>	0,6
2 <sup>a</sup>	1,4
3 <sup>a</sup>	2,2
4 <sup>a</sup>	3,0
5 <sup>a</sup>	3,8
6 <sup>a</sup>	4,6

A TAB. 6.2 apresenta as médias das variações de diâmetro dos instrumentos na ponta e no final das seis primeiras estrias de corte, com seus respectivos erros médios absolutos. O erro médio foi calculado baseado na seguinte equação matemática:

$$EM = \left[ \frac{\sum_{i=1}^n |X_i - \bar{X}|}{n\bar{X}} \right] \times 100$$

Onde:

n = tamanho da amostra

X<sub>i</sub> = valor de cada amostra

$\bar{X}$  = média dos valores das amostras

As maiores variações de diâmetro foram observadas na região próxima à ponta dos instrumentos. De uma forma geral, todos os instrumentos apresentaram variações de diâmetro ao longo das primeiras seis estrias de corte, sendo estas variações mais acentuadas nos instrumentos 30/.04 e 20/.06.

**TABELA 6.2**

Diâmetro médio das pontas e estrias de corte dos instrumentos *ProFile* analisados

<b>Região</b>	<b>20/.04</b> <b>(mm)</b>	<b>Erro</b> <b>Médio</b> <b>(%)</b>	<b>25/.04</b> <b>(mm)</b>	<b>Erro</b> <b>Médio</b> <b>(%)</b>	<b>30/.04</b> <b>(mm)</b>	<b>Erro</b> <b>Médio</b> <b>(%)</b>	<b>20/.06</b> <b>(mm)</b>	<b>Erro</b> <b>Médio</b> <b>(%)</b>
<b>Ponta</b>	0,13	5,5	0,19	4,7	0,22	6,3	0,13	6,6
<b>1<sup>a</sup></b>	0,19	1,6	0,23	1,6	0,29	5,2	0,20	4,9
<b>2<sup>a</sup></b>	0,22	2,1	0,26	1,1	0,33	1,5	0,25	4,1
<b>3<sup>a</sup></b>	0,25	1,8	0,29	1,9	0,35	2,1	0,29	3,1
<b>4<sup>a</sup></b>	0,28	0,9	0,32	1,7	0,39	3,0	0,33	1,9
<b>5<sup>a</sup></b>	0,31	0,6	0,34	1,3	0,41	1,5	0,38	0,8
<b>6<sup>a</sup></b>	0,34	2,4	0,38	1,5	0,43	1,3	0,43	2,2

Os resultados referentes à pesagem dos instrumentos dos Grupos controle, 1, 2 e 3 antes de qualquer procedimento experimental estão apresentados nas TAB. A1 a A4, ANEXO 6. O peso médio de cada instrumento de acordo com o calibre e número é mostrado na TAB. 6.3. As variações que ocorreram entre instrumentos de mesmo número e calibre foram muito pequenas, e provavelmente se devem às variações dimensionais observadas.

**TABELA 6.3**

Peso médio dos instrumentos *ProFile* analisados

<b>Instrumento</b>	<b>Peso Médio (g)</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Erro Médio (%)</b>
20/.04	0,528	0,001	0,1
25/.04	0,529	0,001	0,1
30/.04	0,533	0,001	0,2
20/.06	0,544	0,003	0,2

### 6.3 Instrumentos imersos em NaOCl a 5,25%

Os resultados da análise química das soluções de NaOCl a 5,25% são mostrados na TAB. 6.4. A solução de controle apresentou uma contaminação por Ni de 0,644 mg/l, enquanto o teor de Ti foi menor que 0,5 mg/l. As soluções onde os instrumentos ficaram imersos apresentaram uma concentração maior de Ni em relação à solução controle, mas esta diferença não chegou a 10%, enquanto o conteúdo de Ti não mostrou alteração. A presença de Ni na solução de controle, provavelmente associada à manipulação e/ou armazenagem da mesma em recipientes de aço inoxidável contendo este elemento (p.ex. aço ABNT 304), fez com que as variações no teor de Ni após a imersão dos instrumentos fossem pouco significativas, invalidando a análise dos dados em relação ao comportamento químico do NiTi imerso por 24 horas em NaOCl a 5,25%.

**TABELA 6.4**

Concentração de Ni e Ti nas soluções de NaOCl a 5,25%

<b>Amostra</b>	<b>Ni (mg/l)</b>	<b>Ti (mg/l)</b>	<b>Aumento de Ni (%)</b>
Controle	0,644	< 0,5	-
20/.04	0,694	< 0,5	7,7%
25/.04	0,705	< 0,5	9,5%
30/.04	0,703	< 0,5	9,2%
20/.06	0,698	< 0,5	8,4%

A TAB. 6.5 mostra os resultados da análise química para a solução de  $\text{NH}_4\text{OH}$  a 2,5%. A solução controle apresentou uma contaminação por Cl de 3,14 mg/l, entretanto houve um aumento maior que 250% no teor de Cl nas soluções onde os instrumentos ficaram imersos por 1 minuto. Isso mostra que a lavagem destes instrumentos por 1 minuto com escova e detergente líquido em água corrente, não foi suficiente para remover todo NaOCl da superfície dos mesmos.

TABELA 6.5

Concentração de Cl nas soluções de  $\text{NH}_4\text{OH}$  a 2,5%

Amostra	Cl (mg/l)	Aumento de Cl (%)
Controle	3,14	-
20/.04	11,59	269
25/.04	11,39	263
30/.04	11,62	270
20/.06	11,08	253

Os resultados da pesagem dos instrumentos após a imersão em  $\text{NaOCl}$  5,25% são mostrados na TAB. A5 do ANEXO 6 e, quando comparados com os resultados obtidos antes da imersão (TAB. A2, ANEXO 6), pode-se observar que o  $\text{NaOCl}$  5,25% não causou alteração na massa nos mesmos. Isto foi confirmado através das observações realizadas por MEV antes e após a imersão destes instrumentos em  $\text{NaOCl}$  5,25%. Nenhuma alteração foi constatada na superfície dos instrumentos em decorrência da imersão. As FIG. 6.8 e 6.9 mostram uma mesma superfície de um instrumento em dois momentos diferentes.

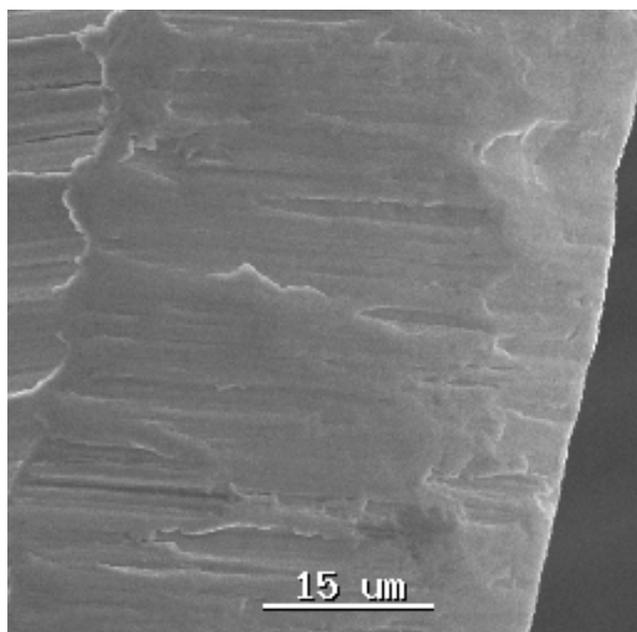


FIGURA 6.8 – Plano radial de um instrumento *ProFile* 25/.04 antes da imersão em  $\text{NaOCl}$  5,25%. MEV, 1500x

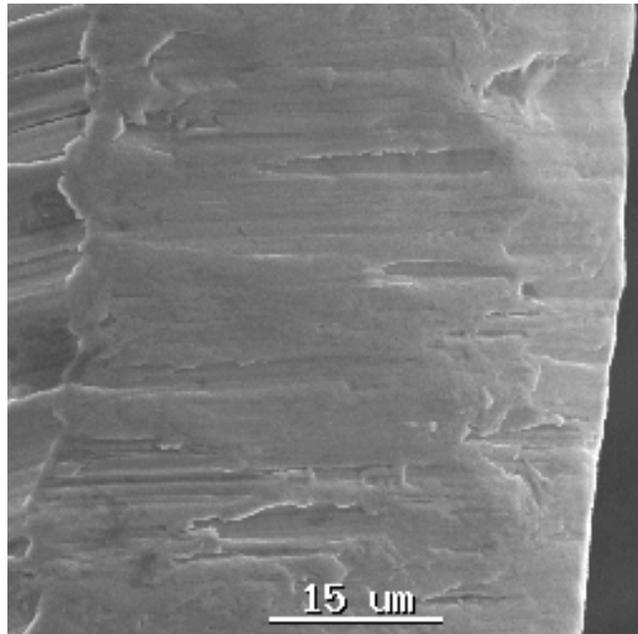


FIGURA 6.9 - Plano radial de um instrumento *ProFile 25/.04* após a imersão em NaOCl 5,25%. MEV, 1500x

#### 6.4 Geometria dos canais radiculares

Com o objetivo de saber se os instrumentos pertencentes aos Grupos 2 e 3 foram submetidos a uma deformação semelhante durante a formatação dos canais radiculares, as médias dos ângulos e raios de curvatura foram comparadas entre os grupos. Os canais mesiais dos molares inferiores utilizados neste estudo apresentaram uma média de ângulo de curvatura de 32,9° e raio de 4,1mm. Todas as medidas referentes aos canais pertencentes aos grupos 2 e 3 encontram-se no ANEXO 7 (TAB. A8 e A9). Estes resultados foram submetidos ao teste *t* de *Student*, presumindo variâncias equivalentes. Este é um teste paramétrico que compara amostras independentes, usando as estimativas dos parâmetros da distribuição gaussiana. Desta forma, é adequado para situações em que as variáveis estudadas supostamente possuem distribuições gaussianas com mesmo desvio padrão. Todos resultados foram considerados significativos para uma probabilidade de significância menor ou igual a 5% ( $p \leq 0,05$ ), apresentando 95% de confiança.

Os resultados obtidos para cada grupo são mostrados nas TAB. 6.6 e 6.7 e nos GRAF. 6.1 e 6.2. A média dos ângulos de curvatura para o Grupo 2 foi de 32,2° e para

o Grupo 3 foi de 33,7°, enquanto a média para os raios de curvatura foi de 4,4mm para o Grupo 2 e de 3,8mm para o Grupo 3. Apesar do Grupo 2 apresentar uma média de ângulo de curvatura menor que o Grupo 3 e este por sua vez, uma média de raio menor que o grupo 2, estas diferenças não foram estatisticamente significativas, ou seja, os instrumentos trabalharam dentro de um nível semelhante de deformação.

**TABELA 6.6**

Ângulos de curvatura médios dos canais dos Grupos 2 e 3

Grupos	Mínimo (°)	Máximo (°)	Média (°)	DP* (°)	<i>t</i>	<i>p</i>
2	9	67	32,2	10,9	-0,646	> 0,05
3	14	65	33,7	12,2		

\*DP: desvio padrão

Nota: a probabilidade de significância se refere ao teste *t* de *Student*

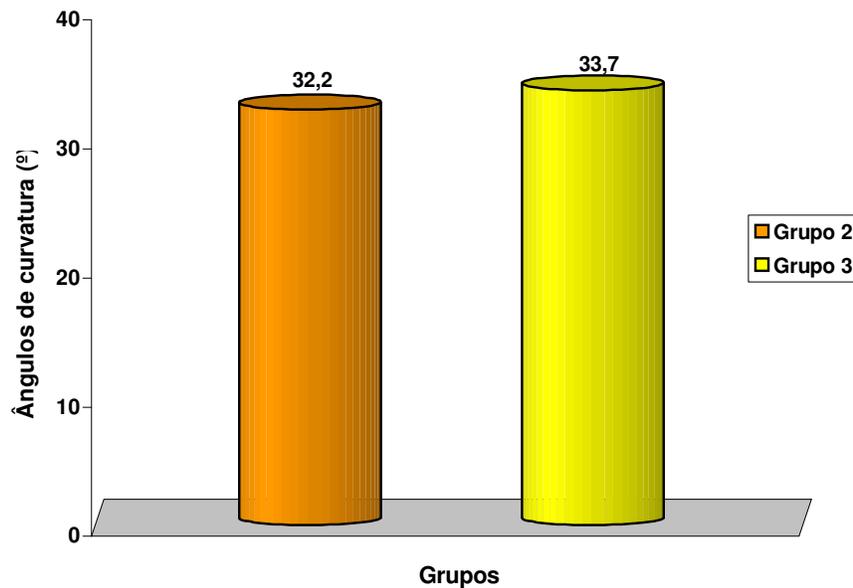


GRÁFICO 6.1 – Comparação das médias dos ângulos de curvatura dos canais dos Grupos 2 e 3

TABELA 6.7

Raios de curvatura médios dos canais dos Grupos 2 e 3

Grupos	Mínimo (°)	Máximo (°)	Média (°)	DP* (°)	<i>t</i>	<i>p</i>
2	2,1	7,2	4,4	1,58	1,75	> 0,05
3	1,4	8,2	3,8	1,58		

\*DP: desvio padrão

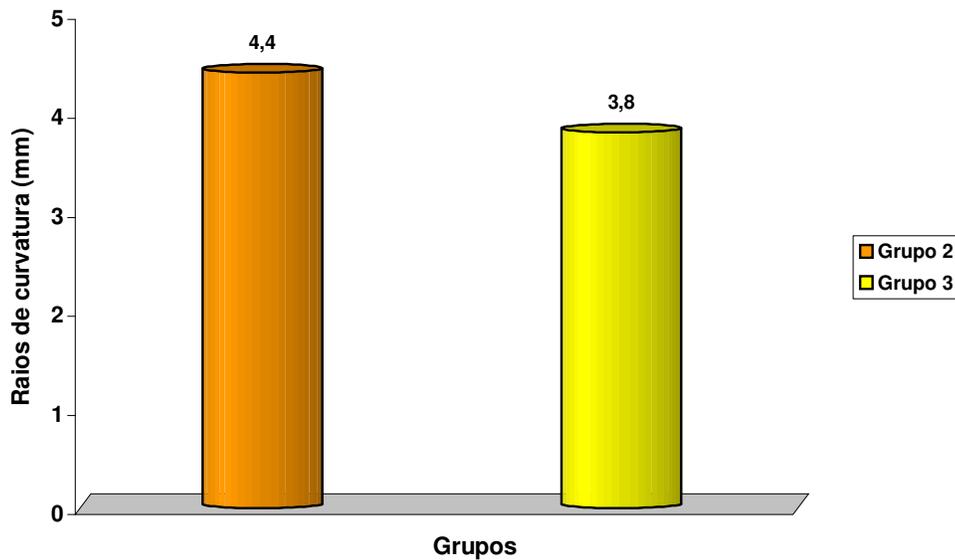
Nota: a probabilidade de significância se refere ao teste *t* de *Student*

GRÁFICO 6.2 – Comparação das médias dos raios de curvatura dos canais dos Grupos 2 e 3

### 6.5 Formação dos Canais Radiculares

Os resultados relativos ao tempo gasto durante a formação dos canais referentes aos Grupos 2 e 3 são mostrados na TAB. 6.8 e no GRAF. 6.3. Estes resultados foram submetidos ao teste *t* de *Student* apresentando diferença estatística entre os grupos. Os canais do Grupo 2, formatados utilizando água deionizada como irrigante,

apresentaram valores médios de tempo de instrumentação significativamente maior que os canais formatados com NaOCl 5,25%.

**TABELA 6.8**

Tempo médio para a formatação dos canais dos Grupos 2 e 3

Grupos	Mínimo (seg)	Máximo (seg)	Média (seg)	DP* (seg)	<i>t</i>	<i>p</i>
2	180	555	329,3	95,3	3,17	≤ 0,05
3	156	470	276,1	70,5		

\*DP: desvio padrão

Nota: a probabilidade de significância se refere ao teste *t* de *Student*

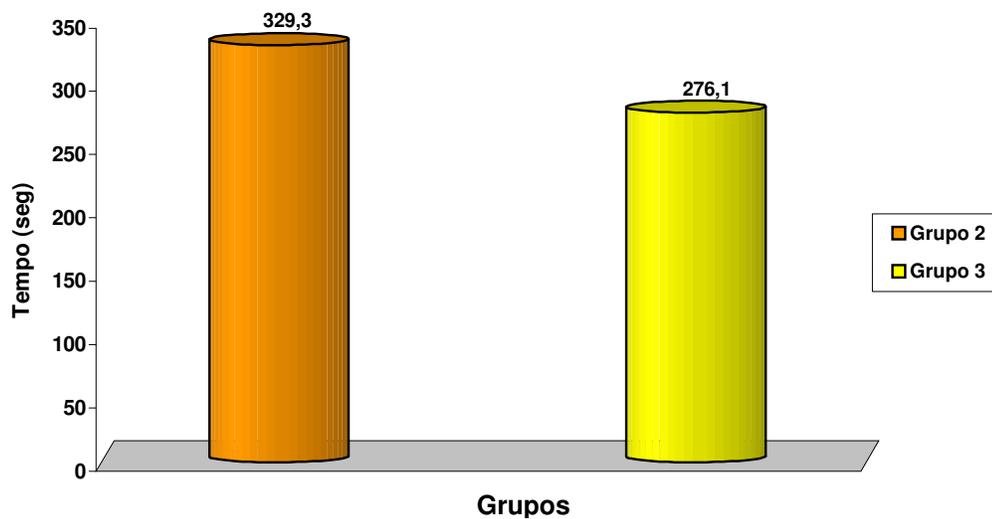


GRÁFICO 6.3 – Comparação das médias de tempo gasto durante a formatação dos canais dos Grupos 2 e 3

As TAB. A6 e A7, ANEXO 6, apresentam o peso dos instrumentos dos Grupos 2 e 3, respectivamente, após a formatação dos canais radiculares. Comparando estes dados com os apresentados nas TAB. A3 e A4, ANEXO 6, mostradas anteriormente, observa-se que não ocorreu alteração de massa nestes instrumentos em decorrência da utilização dos mesmos no preparo dos canais em presença ou não de NaOCl 5,25%.

Não ocorreu fratura de instrumentos durante a formatação dos canais e nenhum dos instrumentos apresentou deformação plástica quando examinados na lupa estereomicroscópica ou no MEV. Entretanto, ao comparar as imagens realizadas no MEV antes e após o emprego dos mesmos em canais radiculares, tanto os instrumentos do Grupo 2 quanto os instrumentos do Grupo 3 apresentaram superfícies desgastadas, alisadas ou arranhadas, bem como remoção de material e rebarbas de usinagem nas pontas e ao longo dos planos radiais (FIG. 6.10 a 6.13).

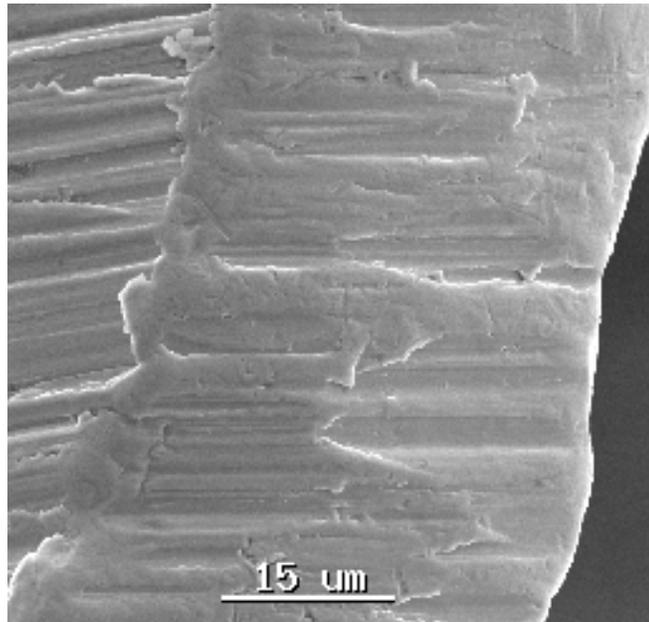


FIGURA 6.10 – Plano radial de um instrumento *ProFile 20/.04*, Grupo 2, antes da formatação de canais radiculares. MEV, 1500x

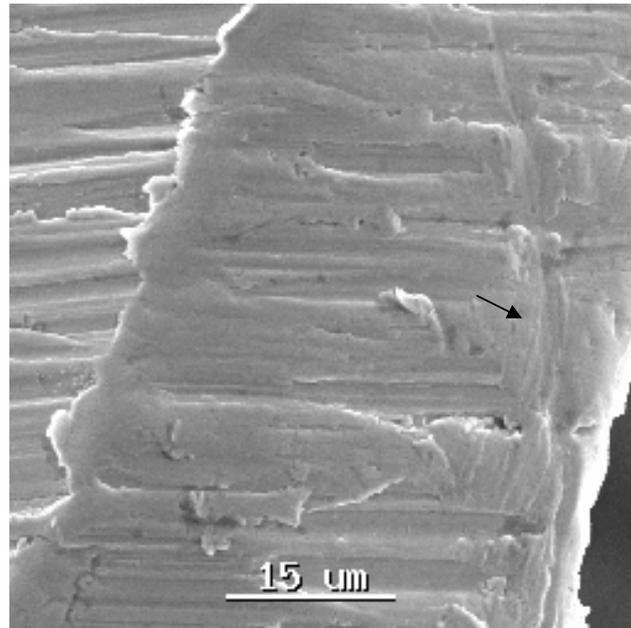


FIGURA 6.11 – Plano radial arranhado (seta), de um instrumento *ProFile 20/.04*, Grupo 2, após a formação de dez canais radiculares. MEV, 1500x

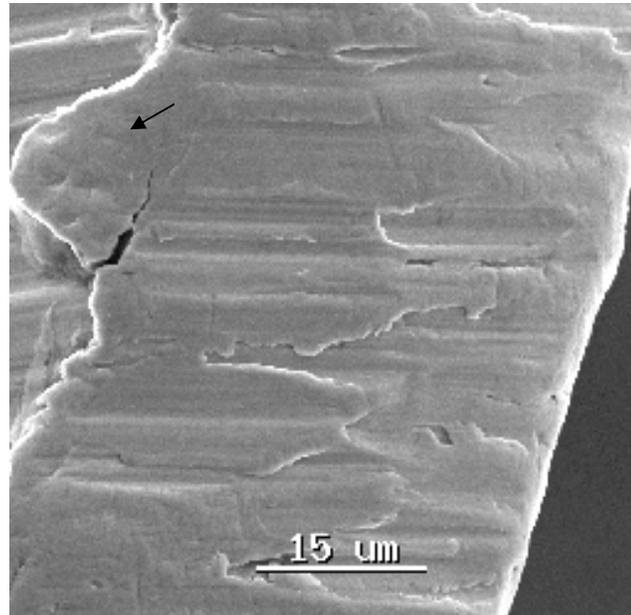


FIGURA 6.12 – Plano radial de um instrumento *ProFile 20/.04*, Grupo 3, com superfície irregular e rebarba de usinagem (seta), antes da formação de canais radiculares. MEV, 1500x

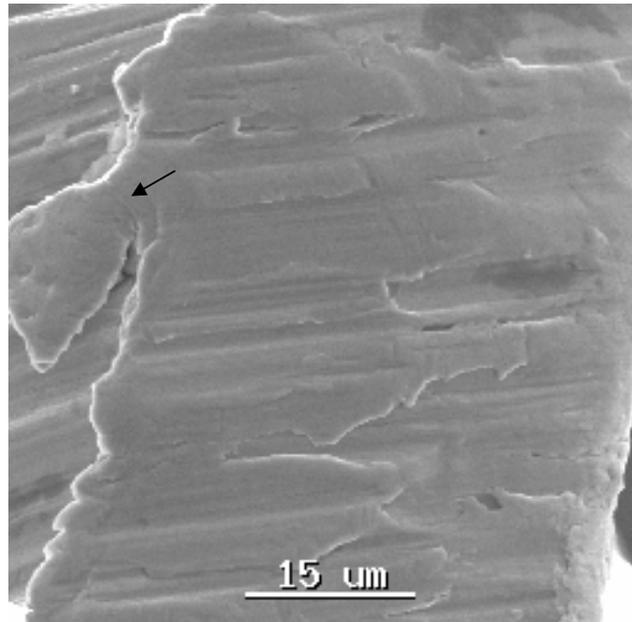


FIGURA 6.13 – Plano radial de um instrumento *ProFile* 20/.04, Grupo 3, com superfície alisada e rebarba de usinagem se soltando (seta), após a formatação de dez canais radiculares. MEV, 1500x

O aparecimento de trincas na superfície dos instrumentos foi verificado com detalhes até a sexta estria de corte, pois de acordo com os resultados apresentados na TAB. 6.1 o final desta estria de corte se encontra em torno de 4,6mm da ponta, e normalmente é nesta região que as fraturas ocorrem. Na primeira estria de corte, poucas trincas, finas e pequenas, foram detectadas em alguns instrumentos 30/.04 e 20/.06. A partir da segunda estria de corte, todos instrumentos examinados apresentaram trincas, com uma tendência de concentração de trincas maiores e mais largas entre a terceira e quinta estrias. Com exceção da observação de trincas na primeira estria de corte de instrumentos mais calibrosos, não foram detectadas diferenças marcantes em relação à distribuição e tamanho das trincas entre instrumentos de número e calibre diferentes, bem como entre grupos diferentes. As FIG. 6.14 e 6.15 ilustram estrias de corte com trincas.

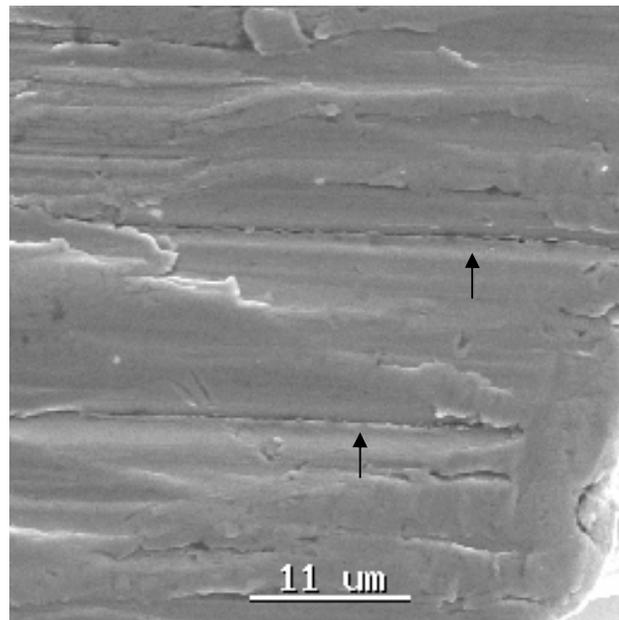


FIGURA 6.14 – Trincas (setas) na 3ª estria de um instrumento *ProFile 20/.06*, Grupo 2. MEV, 2000x

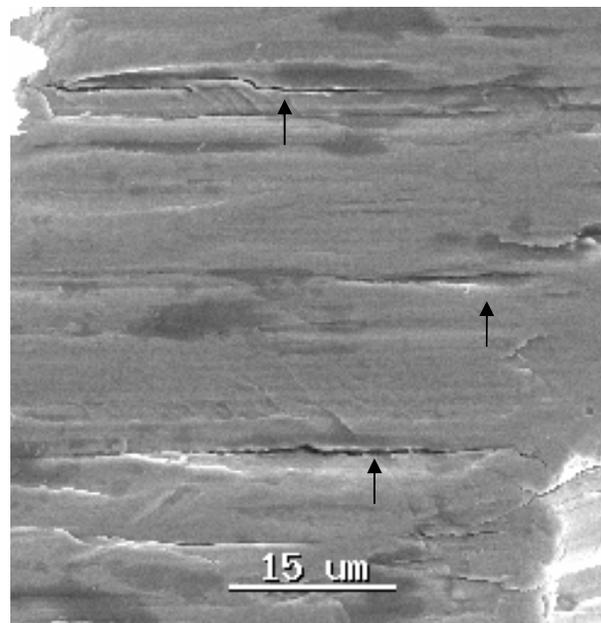


FIGURA 6.15 – Trincas (setas) na 3ª estria de um instrumento *ProFile 30/.04*, Grupo 3. MEV, 2000x

## 6.6 Resistência à fadiga dos instrumentos

Os resultados relativos ao tempo de fratura (TF), número de ciclos até a fratura (NCF) e local da fratura (LF), são apresentados no ANEXO 8. O número médio de ciclos até a fratura estabelecido a partir do grupo controle foi comparado com os outros grupos experimentais, utilizando o teste *Kruskal-Wallis*. Este é um teste não paramétrico que tem como objetivo comparar amostras independentes em relação a uma medida, neste caso o NCF. A opção por um teste não paramétrico ocorreu em função do número reduzido de amostras e por não se conhecer o tipo de distribuição da variável de interesse, ou seja, se esta possuía ou não comportamento gaussiano. Entretanto, a fim de se confirmar os resultados estatísticos, o teste *t* de *Student* foi também aplicado aos dados obtidos nos ensaios de fadiga, apresentando igualdade estatística ao *Kruskal-Wallis* em todas as situações analisadas.

Nos dois testes, todos os resultados foram considerados significativos para uma probabilidade de significância menor ou igual a 5% ( $p \leq 0,05$ ), apresentando 95% de confiança. Para todos os instrumentos de mesmo número e calibre, os Grupos Controle e 1 não se diferenciaram significativamente em relação ao NCF, ou seja, a imersão por 24 horas no NaOCl 5,25% não afetou a superfície dos instrumentos de forma a comprometer sua resistência à fadiga. Entretanto, quando o Grupo Controle e o Grupo 1 foram comparados aos Grupos 2 e 3, diferenças significativas foram encontradas, resultando na diminuição do NCF (TAB. 6.9 a 6.12 e GRAF. 6.4 a 6.7). A TAB. 6.13 mostra a porcentagem de redução de NCF para os Grupos 2 e 3 em relação ao Grupo Controle. Embora sem significância estatística, houve uma tendência de menor NCF para os instrumentos do Grupo 2, exceto para os instrumentos 30/.04.

TABELA 6.9

Comparação do NCF para os instrumentos 20/.04

Grupos	H	t	p
Controle x 1	0,01	0,07	> 0,05
Controle x 2	6,80	11,70	≤ 0,05
Controle x 3	6,80	10,17	≤ 0,05
1 x 2	6,80	6,52	≤ 0,05
1 x 3	6,80	5,83	≤ 0,05
2 x 3	2,50	1,57	> 0,05

Nota: a probabilidade de significância se refere aos testes *Kruskal-Wallis* (H) e *t* de *Student* (t)

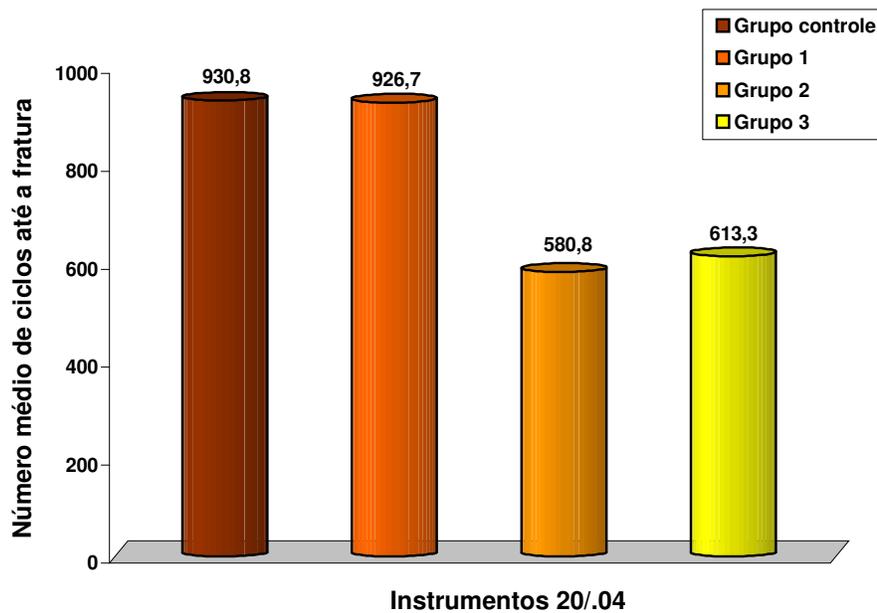


GRÁFICO 6.4 - Comparação das médias de NCF entre os instrumentos 20/.04

TABELA 6.10

Comparação do NCF para os instrumentos 25/.04

Grupos	H	t	p
Controle x 1	0,01	0,13	> 0,05
Controle x 2	6,80	10,03	≤ 0,05
Controle x 3	6,80	11,16	≤ 0,05
1 x 2	6,80	9,25	≤ 0,05
1 x 3	6,80	9,97	≤ 0,05
2 x 3	1,30	0,96	> 0,05

Nota: a probabilidade de significância se refere aos testes *Kruskal-Wallis* (H) e *t* de *Student* (t)

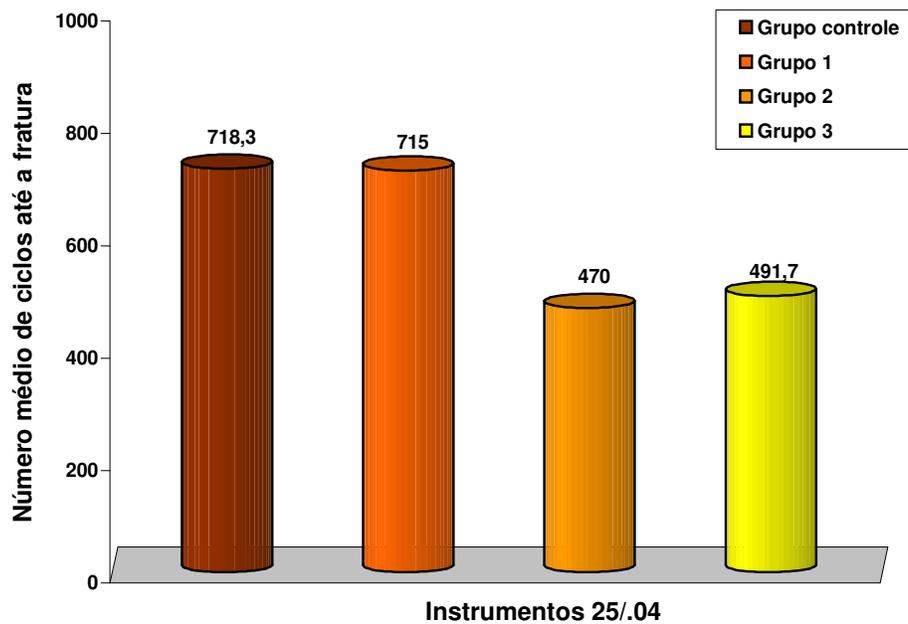


GRÁFICO 6.5 - Comparação das médias de NCF entre os instrumentos 25/.04

TABELA 6.11

Comparação do NCF para os instrumentos 30/.04

Grupos	H	t	p
Controle x 1	0,01	0,17	> 0,05
Controle x 2	6,80	6,00	≤ 0,05
Controle x 3	6,80	7,19	≤ 0,05
1 x 2	6,80	5,79	≤ 0,05
1 x 3	6,80	6,94	≤ 0,05
2 x 3	0,17	0,42	> 0,05

Nota: a probabilidade de significância se refere aos testes *Kruskal-Wallis* (H) e *t* de *Student* (t)

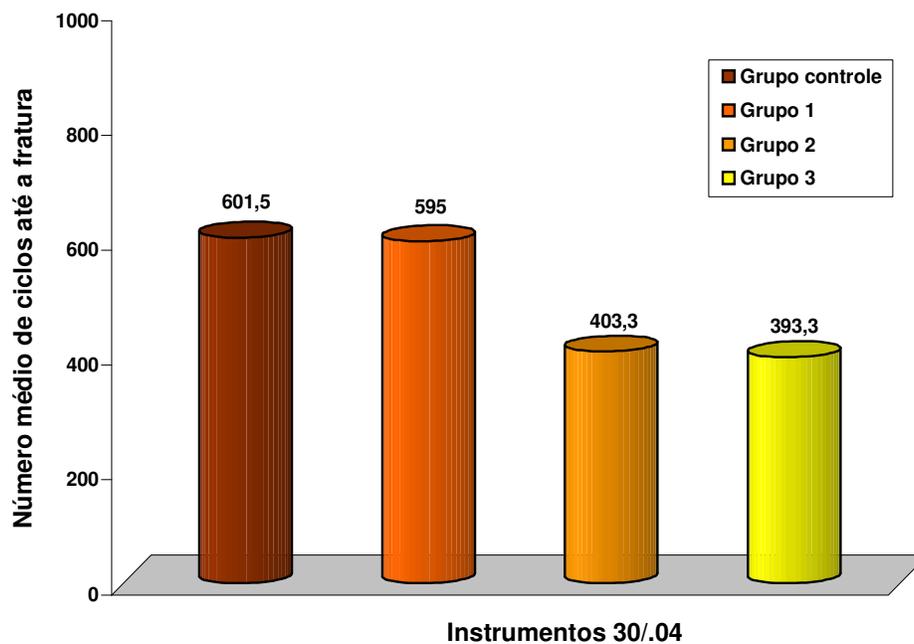


GRÁFICO 6.6 - Comparação das médias de NCF entre os instrumentos 30/.04

TABELA 6.12

Comparação do NCF para os instrumentos 20/.06

Grupos	H	t	p
Controle x 1	0,04	0,19	> 0,05
Controle x 2	6,80	7,47	≤ 0,05
Controle x 3	6,80	5,84	≤ 0,05
1 x 2	6,80	5,84	≤ 0,05
1 x 3	6,80	4,64	≤ 0,05
2 x 3	1,80	1,33	> 0,05

Nota: a probabilidade de significância se refere aos testes *Kruskal-Wallis* (H) e *t* de *Student* (t)

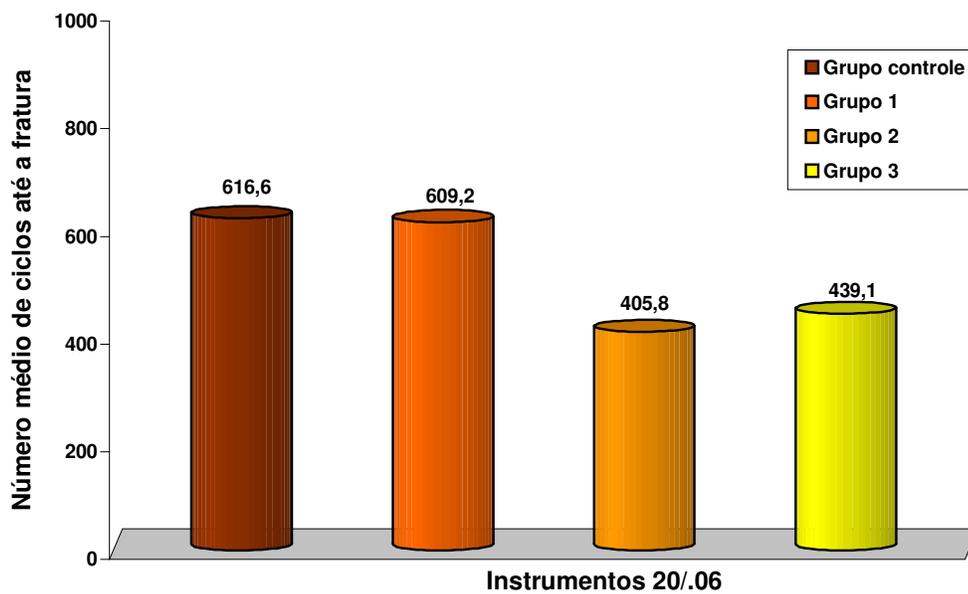


GRÁFICO 6.7 - Comparação das médias de NCF entre os instrumentos 20/.06

**TABELA 6.13**

Redução percentual do NCF em relação do grupo controle

<b>Instrumento</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Grupo 3</b>
20/.04	37,6%	34,1%
25/.04	34,6%	31,6%
30/.04	33,0%	34,6%
20/.06	34,2%	28,8%

A localização da fratura em relação à ponta do instrumento, parâmetro LF, mostrou que os instrumentos fraturaram aproximadamente a 4mm da ponta, ou seja, próximo à região de curvatura máxima (TAB. A10 a A 25, ANEXO 8).

### **6.7 Superfícies de fratura**

Os instrumentos fraturados nos ensaios de fadiga, selecionados de maneira aleatória, tiveram suas superfícies de fratura analisada na lupa estereomicroscópica. As características observadas foram uma pequena área de nucleação e propagação lenta das trincas (superfície lisa), localizada na borda dos instrumentos, e uma grande área central correspondente à fratura dúctil final. Observou-se, também, que as limas fraturadas não apresentaram distorções em sua geometria, que poderiam ser associadas com fratura por sobrecarga de torção. Isso mostra que a técnica utilizada nos ensaios de bancada foi apropriada para avaliar a resistência à fadiga em condições nas quais o instrumento não sofre restrição associada ao atrito com as paredes do canal.

Após o exame na lupa estereomicroscópica, foram selecionados dois instrumentos 20/.06 de cada Grupo, para análise de sua superfície de fratura no MEV. Foram confirmadas as observações anteriores de que as superfícies de fratura apresentavam pequenas áreas de propagação de trincas (FIG. 6.16 e 6.18), que na sua maioria estavam amassadas (FIG. 6.19 e 6.20), e uma grande área fibrosa central associada à ruptura dúctil final (FIG. 6.21). O amassamento nas bordas das regiões lisas é o resultado do movimento do instrumento no canal artificial após a fratura. Estrias de fadiga foram observadas nas regiões lisas de todos os instrumentos examinados (FIG. 6.22), confirmando a origem da fratura como resultado da fadiga do material.

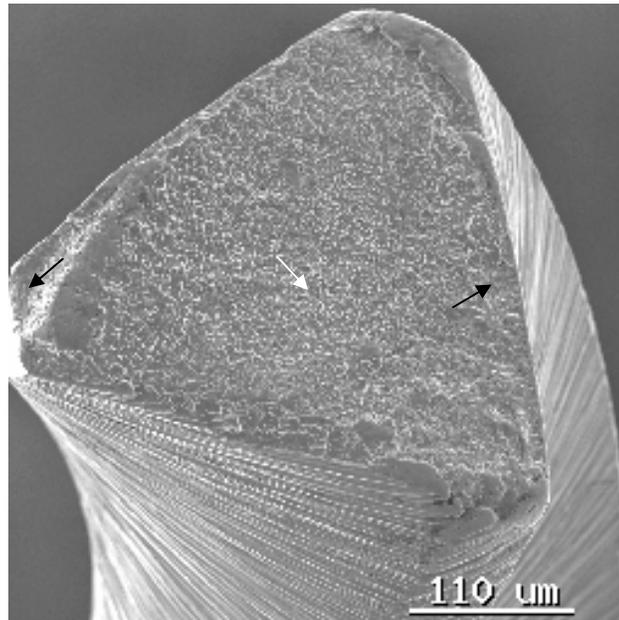


FIGURA 6.16 – Superfície de fratura de um instrumento *ProFile* 20/.06, Grupo 1, rompido em ensaio de fadiga, mostrando regiões lisas (setas pretas) e região fibrosa central (seta branca). MEV, 200x

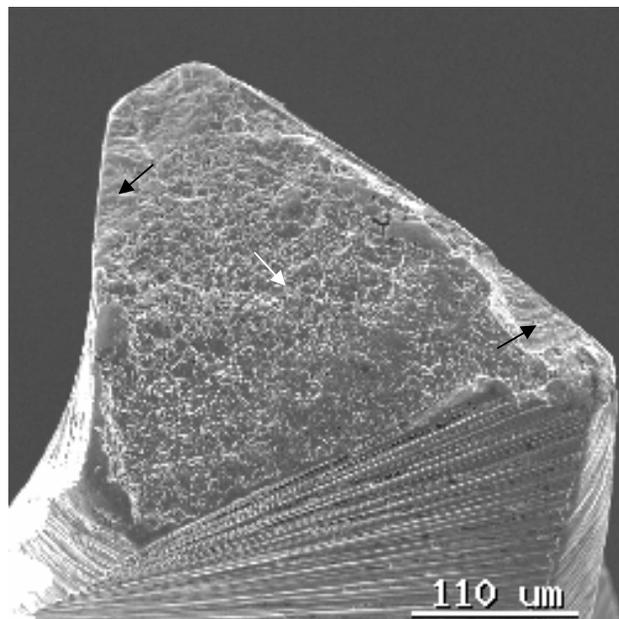


FIGURA 6.17 – Superfície de fratura de um instrumento *ProFile* 20/.06, Grupo 2, rompido em ensaio de fadiga, mostrando regiões lisas (setas pretas) e região fibrosa central (seta branca). MEV, 200x

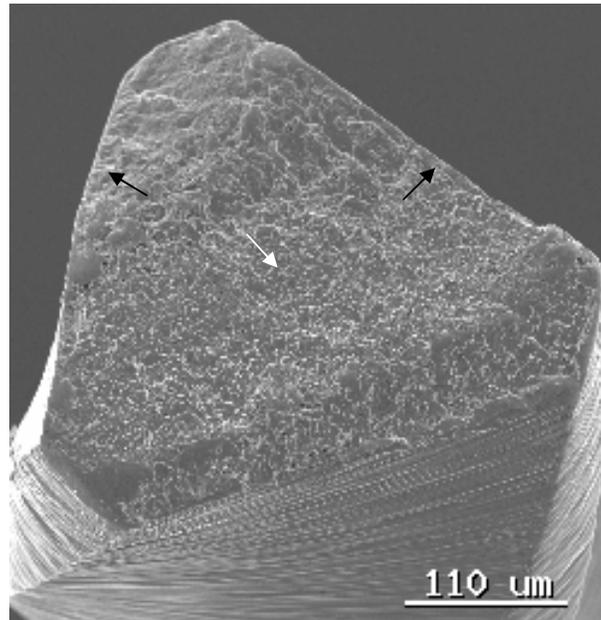


FIGURA 6.18 – Superfície de fratura de um instrumento *ProFile 20/.06*, Grupo 3, rompido em ensaio de fadiga, mostrando regiões lisas (setas pretas) e região fibrosa central (seta branca). MEV, 200x

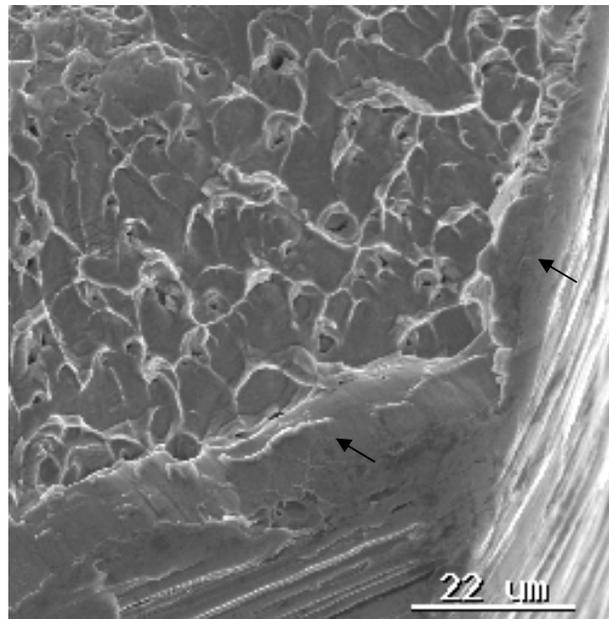


FIGURA 6.19 – Região lisa amassada na superfície de fratura de um instrumento *ProFile 20/.06* (setas), Grupo 3, rompido em ensaio de fadiga. MEV, 1000x

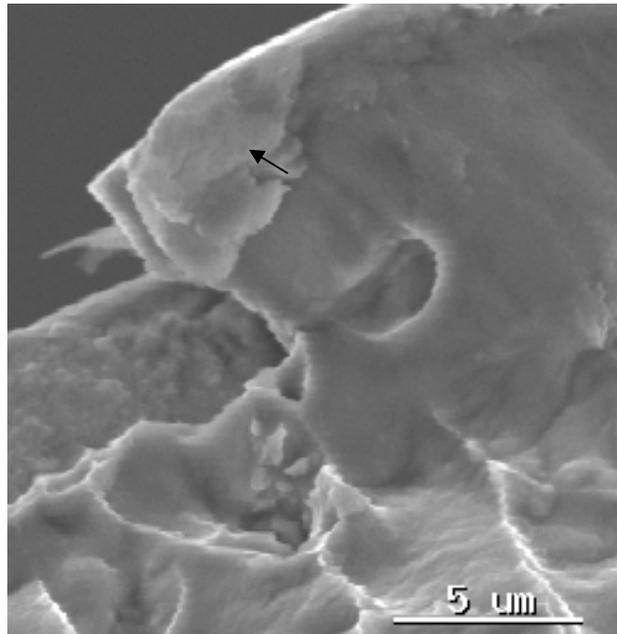


FIGURA 6.20 – Região lisa amassada na superfície de fratura de um instrumento *ProFile 20/.06* (seta), Grupo Controle, rompido em ensaio de fadiga. MEV, 2000x

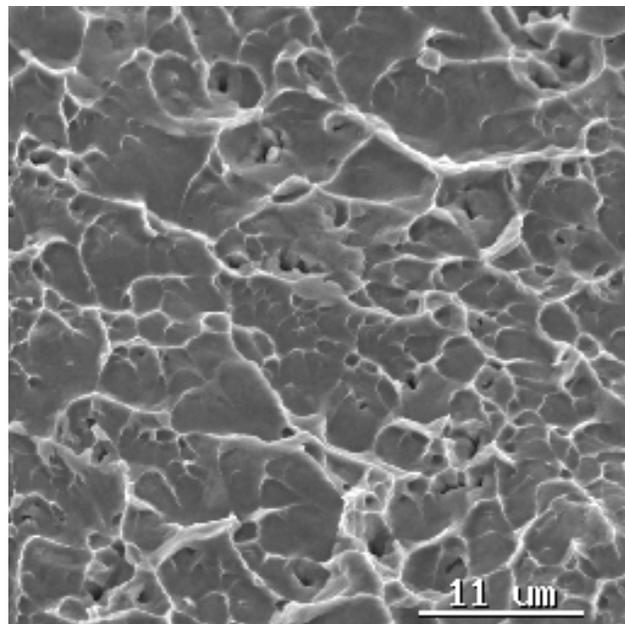


FIGURA 6.21 – Região fibrosa central da superfície de fratura de um instrumento *ProFile 20/.06*, Grupo 3, rompido em ensaio de fadiga. MEV, 2000x

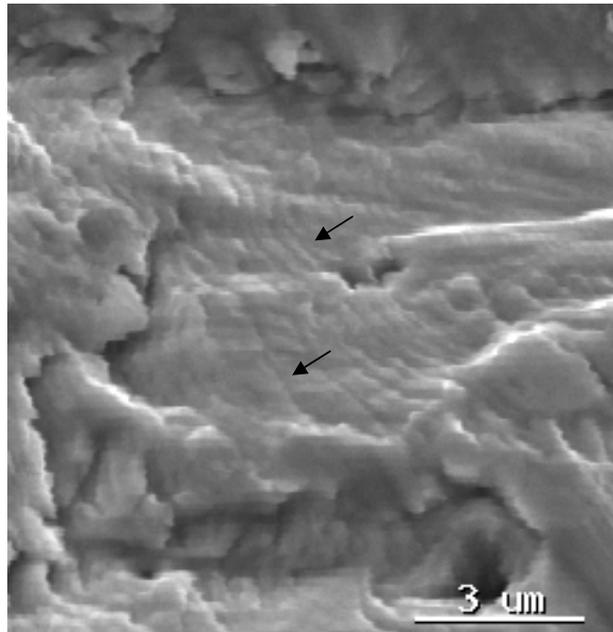


FIGURA 6.22 – Estrias de fadiga na superfície de fratura de um instrumento *ProFile* 20/.06 (setas), Grupo 2, rompido em ensaio de fadiga. MEV, 7500x

DISCUSSÃO

## 7 DISCUSSÃO

### 7.1 Características dos instrumentos novos

Os instrumentos de NiTi foram introduzidos na prática endodôntica com o objetivo de minimizar os erros iatrogênicos ocorridos durante a formatação do SCR com instrumentos de aço inoxidável (Weine *et al.*, 1975; Wildey *et al.*, 1992; Wallia *et al.*, 1988). Em função da SE da liga NiTi (Serene *et al.*, 1995; Otsuka e Wayman, 1998; Thompson, 2000), estes instrumentos podem ser acionados a motor e são capazes de manter a forma original dos canais curvos de maneira significativamente mais rápida que instrumentos manuais de aço inoxidável (Esposito e Cunningham, 1995; Glosson *et al.*, 1995; Tucker *et al.*, 1997; Beeson *et al.*, 1998; Jardine e Gulabivala, 2000; Lars e Spangber, 2000; Martins *et al.*, 2000; Martins *et al.*, 2001a; Hata *et al.* 2002).

O avanço no desenho destes instrumentos, incluindo pontas não cortantes (Roane *et al.*, 1985), planos radiais e conicidades variadas, ocorreu em função de aumentar a segurança durante a formatação e diminuir o tempo de trabalho (De Luca *et al.*, 1998; Versümer *et al.*, 2002).

Devido à alta flexibilidade dos fios de NiTi superelásticos, estes instrumentos são fabricados pelo processo de usinagem, resultando em superfícies irregulares, que podem comprometer a eficiência dos mesmos (Serene *et al.*, 1995; Marsicovetere *et al.*, 1996; Schäfer, 1997; Marending *et al.*, 1998; Haikel *et al.*, 1998a; Eggert *et al.*, 1999; Thompson, 2000; Kuhn *et al.*, 2001). Além disso, conforme relatado no estudo preliminar do ANEXO 2 (Martins *et al.*, 2002), o ajuste dos parâmetros operacionais do processo de usinagem de ligas NiTi é complexo e pode levar ao superaquecimento, com a conseqüente oxidação de lubrificantes e/ou refrigerantes, ocasionando a deposição de substâncias indesejáveis na superfície dos instrumentos usinados. A dificuldade de remoção dessas substâncias durante os procedimentos rotineiros de limpeza e esterilização dos instrumentos, aliada à possibilidade de retenção de material dentinário nos depósitos remanescentes, constitui um risco adicional da terapia endodôntica, que necessita estudos mais aprofundados.

Todos os instrumentos utilizados neste estudo foram inspecionados antes de qualquer procedimento experimental e apresentaram superfícies bastante irregulares, com sulcos, riscos de usinagem, rebarbas de metal, e material aderido ao longo das pontas

e das hastes cortantes. Estes resultados estão de acordo com os achados de Marsicovetere *et al.* (1996), Eggert *et al.* (1999) e Martins *et al.* (2002). Variações de geometria nas pontas e planos radiais foram encontrados em todos os instrumentos. Assim como os resultados encontrados por Marsicovetere *et al.* (1996), os instrumentos com menor diâmetro de ponta (20/.04 e 20/.06) apresentaram estrias de corte menos definidas, bem como pontas mais achatadas. À medida que o diâmetro da ponta aumentava, havia uma tendência dos planos radiais e pontas apresentarem uma maior definição e melhor usinagem. Entretanto, diferenças entre instrumentos de mesmo calibre e conicidade e entre instrumentos de calibre e conicidade diferentes foram sempre notadas, e este fato foi mais proeminente nas regiões próximas às pontas. Ao contrário dos estudos de Marsicovetere *et al.* (1996) e Eggert *et al.* (1999), nenhum dos instrumentos novos apresentou poros em sua superfície. Entretanto, estes autores analisaram instrumentos *Lightspeed*, cujos procedimentos de fabricação podem ser diferentes dos empregados nos instrumentos avaliados neste trabalho.

Em relação às características morfométricas e dimensionais dos instrumentos, as maiores alterações foram detectadas na ponta dos mesmos e na sua vizinhança. As medidas realizadas (TAB. 6.2) indicaram que os instrumentos *ProFile* analisados não possuem os diâmetros de ponta especificados pelo fabricante, de acordo com a Especificação nº 28 da ADA.

## **7.2 Características dos instrumentos dos Grupos 1, 2 e 3**

### **7.2.1 Efeito da imersão em NaOCl**

O NaOCl é a solução irrigadora mais utilizada durante a terapia endodôntica por ser um excelente agente antibacteriano e solvente de tecido orgânico (Leonardo *et al.*, 1995; Stock *et al.*, 1996; Siqueira *et al.*, 1998; Siqueira *et al.*, 2000; West e Roane, 2000). De uma forma geral, as propriedades bactericida e solvente diminuem à medida que a solução é diluída, sendo a segunda mais afetada que a primeira (Stock *et al.*, 1996).

Ainda existem controvérsias em relação à susceptibilidade à corrosão das ligas NiTi frente às soluções cloradas. Alguns pesquisadores observaram susceptibilidade à corrosão em condições clínicas simuladas (Sarkar *et al.*, 1979; Edie *et al.*, 1981;

Sarkar *et al.*, 1983; Kim e Johnson, 1999; Rondelli e Vicentini, 1999), enquanto outros não evidenciaram este fato (Serene *et al.*, 1995; Schäfer, 1997).

Os instrumentos de NiTi acionados a motor produzem uma formatação do SCR significativamente rápida, diminuindo o tempo de contato da solução irrigadora com o material existente no interior dos canais (Siqueira *et al.*, 2000). Como a efetividade do NaOCl depende da concentração e do tempo de ação no interior do canal, optou-se pelo emprego de uma solução mais concentrada neste estudo. Muitos profissionais estão fazendo uso do NaOCl a 5,25% ao empregar instrumentos de NiTi acionados a motor, a fim de conseguir um melhor efeito do NaOCl durante a terapia endodôntica.

Os resultados da análise das soluções onde os instrumentos ficaram imersos por 24 horas (TAB 6.4) não podem ser considerados significativos, uma vez que a solução de controle já apresentava uma contaminação prévia de Ni, associada, provavelmente, à manipulação e/ou armazenagem da mesma em recipientes de aço inoxidável contendo este elemento. A estabilidade química do NaOCl pode ser afetada por uma série de fatores (Johnson e Remeikis, 1993; Piskin e Turkun, 1995), sendo a forma de manipulação durante a fabricação do mesmo um fator importante na avaliação desta estabilidade (Frais *et al.*, 2001). É bem provável que esta contaminação tenha ocorrido durante a manipulação do NaOCl, uma vez que as soluções utilizadas neste estudo foram recém-manipuladas, acondicionadas em frascos de plásticos opacos, guardadas em local fresco e escuro e abertas apenas na hora do experimento.

Quando os instrumentos foram novamente pesados após a imersão em NaOCl a 5,25%, foi constatado que não houve perda significativa de massa. A observação por MEV (FIG. 6.8 e 6.9) de que a superfície dos instrumentos não apresentou alteração após este procedimento, confirma este resultado. Esta análise indicou que a imersão em NaOCl a 5,25% por 24 horas não alterou a superfície dos instrumentos, ou seja, sob as condições empregadas neste estudo, os instrumentos *ProFile* mostraram-se resistentes à corrosão. A composição da liga, tempo de imersão e concentração do NaOCl (Haikel *et al.*, 1998b), bem como tratamentos de superfície (Trépanier *et al.*, 1998; Kim e Johnson, 1999; Rondelli e Vicentini, 1999), são fatores que podem influenciar o comportamento das ligas NiTi frente à corrosão. Assim, a comparação dos resultados deste trabalho com os obtidos em outros estudos torna-se difícil, uma vez que não há uma padronização em relação ao tipo de instrumento, concentração

da solução de NaOCl e tempo de imersão. Busslinger *et al.* (1998), Stokes *et al.* (1999) e Martins *et al.* (2001b) observaram indícios de corrosão em instrumentos de NiTi submetidos a diferentes procedimentos experimentais, enquanto Haikel *et al.* (1998a,b) não observaram este fato.

Os resultados da análise química da solução de NH<sub>4</sub>OH, indicando que o NaOCl não foi completamente removido da superfície dos instrumentos durante o procedimento habitual de limpeza dos mesmos, sugerem que os indícios de corrosão observados nos instrumentos de NiTi podem ser devidos à permanência de resíduos de hipoclorito na sua superfície.

### **7.2.2 Efeito da instrumentação de canais radiculares**

Conforme mostrado nos GRAF. 6.1 e 6.2 da seção 6.4, os raios e ângulos de curvatura dos canais em que os instrumentos dos Grupos 2 e 3 foram empregados não apresentaram diferença estatística, ou seja, todos os instrumentos trabalharam dentro de um mesmo nível de deformação. Entretanto, quando se compara os mesmos Grupos em relação ao tempo de instrumentação (GRAF. 6.3, seção 6.5), observa-se que os instrumentos do Grupo 3 formataram os canais em tempos menores. Isto pode ter ocorrido em função da presença do NaOCl a 5,25% como irrigante durante a formatação dos canais deste Grupo. De acordo com Stock *et al.* (1996), as soluções irrigadoras facilitam a ação dos instrumentos endodônticos, através da lubrificação dos canais radiculares. Uma vez que no presente trabalho não foi utilizado nenhum tipo de lubrificante adicional, coube à solução irrigadora desempenhar este papel. Além disso, uma das grandes vantagens do NaOCl sobre outros irrigantes é justamente sua capacidade de dissolução de tecido orgânico, sendo que esta capacidade aumenta em função da concentração. Acredita-se que o NaOCl a 5,25%, através de sua ação lubrificante e principalmente solvente, tenha facilitado a penetração dos instrumentos no interior dos canais, aumentando a eficiência da instrumentação em consequência de uma melhor capacidade de remoção de tecido orgânico, diminuindo com isso, o tempo de trabalho.

Em termos clínicos, isto é vantajoso tanto do ponto de vista biológico quanto mecânico. Do ponto de vista biológico, a ação bactericida do NaOCl (Estrela e Figueiredo, 1999; Siqueira, *et al.*, 2000; West e Roane, 2000) aliada a sua ação solvente, elimina microrganismos, bem como o substrato necessário para a

proliferação dos mesmos (Sundqvist, 1992), promovendo uma adequada anti-sepsia do SCR. Do ponto de vista mecânico, a ação lubrificante e a dissolução de tecido orgânico pelo NaOCl facilitam a ação dos instrumentos dentro do canal, diminuindo o atrito e a tensão resultante da ação de corte que os mesmos sofrem no interior de canais curvos, minimizando, assim, os efeitos da fadiga.

### 7.2.3 Efeito do NaOCl e da ação de corte

Os instrumentos dos Grupos 2 e 3 apresentaram superfícies alisadas, arranhadas, desgastadas, com remoção de rebarbas e material ao longo das pontas e hastes cortantes. Estas características ocorrem em função da ação de corte a que os instrumentos foram submetidos no interior dos canais e estes resultados estão de acordo com Zuolo *et al.* (1997), Marending *et al.* (1998) e Eggert *et al.* (1999). Entretanto, estas características não alteraram a massa destes instrumentos em função da ação de corte em presença ou não de NaOCl.

As regiões mais detalhadamente estudadas neste trabalho foram os planos radiais das seis primeiras estrias, por se encontrarem em torno de 4,6 mm da ponta. Geralmente é esta a região que sofre maior deformação e, conseqüentemente, a maior incidência de fratura.

Microtrincas foram encontradas em todos instrumentos independente do Grupo em que estavam inseridos. Mize *et al.* (1998) também encontraram trincas em instrumentos de NiTi ciclados em 25%, 50% ou 75% do número médio de ciclos até a fratura. Powers e Svec (2002) observaram trincas em instrumentos *ProFile* após uma única utilização em canais curvos. No presente estudo, as trincas foram mais prevalentes a partir da segunda estria, entretanto alguns instrumentos 30/.04 e 20/.06 apresentaram trincas na primeira estria. Neste caso as trincas foram finas e pouco numerosas.

Houve uma tendência de concentração de trincas maiores e mais largas entre as terceira e quinta estrias. Como os instrumentos de NiTi acionados a motor nunca devem permanecer estáticos dentro do canal, o movimento de vai e vem promove uma distribuição da deformação ao longo do instrumento, na região de curvatura, limitando a quantidade de deformação cíclica em um único ponto (Mize *et al.*, 1998, Li *et al.*, 2002). Como resultado deste movimento dinâmico dos instrumentos no interior dos

canais, as trincas tendem a se distribuir na região que está sofrendo maior tensão de tração-compressão (Pruett *et al.*, 1997).

Outro fator relevante na iniciação de trincas são os defeitos gerados durante a usinagem, que podem promover uma alta concentração de tensão na liga. A nucleação de trincas é facilitada pela alta densidade de defeitos na superfície e o processo de propagação de trincas resulta na fratura do instrumento (Kuhn *et al.*, 2001). Como discutido na seção 6.1, estes instrumentos apresentaram uma superfície bastante irregular e os defeitos presentes podem ter funcionado como iniciadores de trincas.

Devido ao aumento necessário para visualização das trincas limitar a área de observação, a análise no MEV não permitiu quantificar as trincas para cada Grupo. Aparentemente não houve diferença marcante entre os Grupos em termos de distribuição e tamanho das trincas para os instrumentos de mesmo calibre e conicidade.

### **7.3 Resistência à fadiga**

O dispositivo de teste usado neste trabalho foi desenvolvido com base nos estudos de Haikel *et al.* (1999), Gambarini (1999; 2001a; b) e Melo *et al.* (2002). Os instrumentos foram colocados no canal artificial sempre na mesma posição, minimizando desta forma a interferência do operador. Parâmetros como raio, ângulo e ponto de curvatura máxima do canal, além do calibre dos instrumentos, possuem efeitos significativos sobre sua resistência à fadiga e a localização da fratura (Pruett *et al.*, 1997; Mize *et al.*, 1998; Gambarini, 1999; Haikel *et al.*, 1999; Sattapan *et al.*, 2000; Melo *et al.*, 2002; Kuhn *et al.*, 2001; Li *et al.*, 2002; Zelada *et al.*, 2002). O raio de curvatura de 4 mm para o canal artificial foi escolhido por estar dentro da média dos raios em que os instrumentos trabalharam, nos canais dos dentes extraídos, mantendo, assim, a deformação dentro das condições clínicas encontradas. A escolha do ângulo de 45°, se deu em função de proporcionar uma deformação que não fosse muito elevada e reduzisse drasticamente o tempo de ensaio.

Uma vez ajustadas todas as partes da bancada, a única peça movimentada para a troca de instrumentos era a plataforma móvel, onde se fixava a peça de mão. Porém, este conjunto sempre voltava à mesma posição em função do batente previamente

ajustado. Desta forma, todos os instrumentos foram ensaiados com a deformação máxima na mesma posição. Esta observação foi confirmada pelo local de ocorrência da fratura, tendo os instrumentos fraturado na região de amplitude de deformação máxima, em torno de 4 mm da ponta.

O ensaio dos instrumentos com 1 mm de ponta para fora do canal se deu em função das diferenças na geometria e dimensão encontradas ao longo das pontas dos mesmos. Estas diferenças foram mais relevantes principalmente próximo às pontas destes instrumentos. A técnica *crown-down* usada quando se empregam instrumentos de NiTi acionados a motor tem como objetivo proporcionar menor esforço próximo às pontas dos instrumentos, através de um pré-alargamento, diminuindo a possibilidade de fratura (Kavanagh e Lumley, 1998; Leonardo *et al.*, 1999). Desta forma, caso a ponta estivesse mantida sob esforço dentro do canal, diferentes resultados poderiam ser encontrados para instrumentos de um mesmo calibre, em função das diferenças de forma e tamanho das pontas observadas. Além disso, o posicionamento de 1mm de ponta para fora do canal facilitou a visualização e registro do momento da fratura.

A utilização de óleo de silicone como lubrificante se deu em função de diminuir o atrito do instrumento no interior do canal. De acordo com Laszkiewicz e Gambarini (1998), o contato da haste cortante dos instrumentos com as paredes do canal pode aumentar a tensão que os mesmos sofrem no interior do canal, diminuindo sua resistência à fadiga. Além disso, um aquecimento excessivo gerado em função do atrito seria indesejável, uma vez que poderia levar ao comprometimento das propriedades de superelasticidade da liga (Otsuka e Wayman, 1998; Thompson, 2000).

No presente estudo, os instrumentos dos Grupos controle e 1 não apresentaram diferenças entre si em relação ao número de ciclos até a fratura, mostrando que nas condições testadas o NaOCl a 5,25% não alterou a resistência à fadiga dos instrumentos de NiTi acionados a motor. Entretanto, uma significativa diferença no número de ciclos até a fratura foi observada entre os instrumentos que foram usados na formatação de canais radiculares e aqueles dos Grupos controle e 1. Resultados semelhantes foram obtidos por Gambarini (2001b), onde os autores encontraram que instrumentos utilizados em dez casos clínicos, em presença de NaOCl a 5%, apresentaram uma redução significativa no número de ciclos até a fratura, quando comparados com instrumentos novos.

Já Yared *et al.* (1999, 2000) empregaram instrumentos rotatórios de NiTi na formatação de canais de molares em presença de NaOCl a 2,5% e não observaram influência na resistência à fadiga desses instrumentos, em comparação com instrumentos sem uso. Este resultado foi atribuído a dois fatores: a esterilização dos instrumentos após seu uso e a baixa velocidade de rotação empregada (150rpm). Vários estudos encontraram que velocidades mais baixas aumentam o número de ciclos até a fratura (Laszkiewicz e Gambarini, 1998; Dietz *et al.*, 2000; Li *et al.*, 2002; Zelada *et al.*, 2002), enquanto Pruett *et al.* (1997) e Melo *et al.* (2002) não observaram esta relação. De fato, existem estudos que mostram um aumento da resistência à fadiga dos instrumentos de NiTi após ciclos de esterilização (Serene *et al.*, 1995; Melo *et al.*, 2002), mas outros trabalhos não evidenciaram este efeito (Mize *et al.*, 1998).

Embora as metodologias destes estudos apresentem muitas diferenças, é possível que o fator crucial afetando os resultados esteja relacionado à não coincidência das regiões de amplitude máxima de deformação no uso clínico e nos ensaios em bancada. Assim, pela descrição, ainda que incompleta, destas condições de deformação, percebe-se que os ensaios em bancada relatados foram realizados em condições geométricas nas quais os efeitos da fadiga durante o emprego clínico não foram adequadamente avaliados nos ensaios de fadiga. Nestes ensaios, a deformação cíclica provavelmente se concentrou em regiões mais distantes da ponta dos instrumentos do que seria desejável. No presente trabalho, buscou-se, tanto quanto possível, realizar os ensaios de fadiga concentrando a deformação na mesma região em que os instrumentos são exigidos na prática clínica.

Em relação ao comportamento dos instrumentos durante o preparo do SCR, é importante observar que nenhum instrumento dos Grupos 2 e 3 se deformou ou se rompeu nesta condição. Ou seja, os instrumentos *Profile* se mostraram seguros na formatação de 10 canais radiculares curvos realizada neste trabalho. Gambarini (2001b) e Yared *et al.* (1999, 2000) obtiveram resultados semelhantes sobre a não ocorrência de ruptura, mas assim como Zuolo e Walton (1997) e Martins *et al.* (2000; 2001a), observaram deformação permanente das limas após a instrumentação do SCR. No presente trabalho, todos instrumentos foram examinados em maior aumento após a formatação dos canais e nenhuma deformação permanente foi detectada. As características observadas nas superfícies de fratura (seção 6.7) foram semelhantes às relatadas por Melo *et al.* (2002), indicando que a fadiga foi o mecanismo

responsável pela fratura dos instrumentos ensaiados. As superfícies apresentaram as características geralmente observadas neste tipo de ocorrência: região lisa, na periferia da superfície, associada à nucleação e propagação lenta de trincas, e região fibrosa central, resultante da fratura rápida final.

Na avaliação da vida útil restante em fadiga, os instrumentos mais calibrosos utilizados na formatação do SCR apresentaram menor número de ciclos até a fratura, em concordância com os resultados da literatura (Pruett *et al.*, 1997; Gambarini, 1999; Yared *et al.*, 1999; Sattapan *et al.*, 2000; Melo *et al.*, 2002).

Entre os instrumentos dos Grupos 2 e 3 não houve uma diferença significativa na redução do número de ciclos até a fratura. De uma forma geral os instrumentos do Grupo 2 apresentaram uma tendência de fraturar com um menor número de ciclos que os instrumentos do Grupo 3, exceto para os instrumento 30/.04. Embora esta tendência não tenha dado origem a uma diferença estatisticamente significativa (TAB. 6.9 a 6.12 e GRAF. 6.4 a 6.7), quando considerada juntamente com os resultados relativos ao tempo gasto na formatação dos canais dos Grupos 2 e 3 (TAB. 6.8 e GRAF. 6.3), pode-se supor que os instrumentos do Grupo 3 foram menos exigidos durante o preparo do SCR devido à ação lubrificante e solvente do NaOCl, como discutido no item 7.2. Desta forma, uma melhora na capacidade de desbridamento, conferida aos instrumentos pela ação do NaOCl, possibilitou uma diminuição no tempo de trabalho e conseqüentemente uma redução na fadiga dos instrumentos

A correlação dos resultados de resistência à fadiga obtidos através de ensaios experimentais com o comportamento dos instrumentos na prática clínica é dificultada em função da complexidade anatômica do SCR (Gambarini, 1999), forma de esterilização, velocidade de rotação empregada, bem como força apical aplicada, que varia de acordo com cada profissional. Além disso, normalmente os ensaios de fadiga são realizados em condições estáticas (Mize *et al.*, 1998; Li *et al.*, 2002), diferente do que ocorre na prática, onde o instrumento está sempre em movimento de vai-e-vem. Nos testes estáticos a tensão incide sempre em um mesmo local, na região de curvatura máxima, resultando numa redução do número de ciclos até a fratura, uma vez que a deformação não é distribuída ao longo do instrumento, como ocorre durante a prática clínica.

Neste estudo, não foi empregado nenhum tipo de procedimento de esterilização, assim, não há como avaliar se a resistência à fadiga seria alterada por este motivo, como mostraram outros autores (Serene *et al.*, 1995; Melo *et al.*, 2002). Entretanto, os trabalhos de Mize *et al.* (1998), Yared *et al.* (1999, 2000) não encontraram esta relação.

No presente estudo, a ação de corte resultante da formatação de 10 canais radiculares curvos foi o fator decisivo para a diminuição do número de ciclos até a fratura. O NaOCl não apresentou efeito sobre a superfície dos instrumentos imersos por 24 horas nesta solução, bem como na resistência à fadiga dos mesmos. Quando os instrumentos utilizados na formatação dos canais foram analisados em termos da redução do número de ciclos até a fratura, houve uma tendência de um menor número de ciclos para aqueles instrumentos que trabalharam sem a ação do NaOCl. Sendo assim, a partir destes resultados observa-se que o NaOCl além de suas importantes propriedades antibacteriana e solvente, pode ser benéfico no auxílio da ação dos instrumentos no interior dos canais, através da lubrificação das paredes dos canais, reduzindo o atrito e melhorando a resistência à fadiga.

CONCLUSÕES

## 8 CONCLUSÕES

1 Todos os instrumentos analisados neste trabalho apresentaram defeitos de usinagem em sua superfície que, dentro de condições de tensão encontradas durante a formação do SCR, podem servir de sítios para nucleação de trincas de fadiga.

2 A bancada de ensaios de fadiga utilizada neste estudo permitiu concentrar a deformação máxima na região onde os instrumentos são mais solicitados na prática clínica. O dispositivo de testes pode ser aprimorado de forma que se consiga um ensaio dinâmico, incorporando movimentos de vai e vem, a fim de se aproximar mais das condições reais de emprego dos instrumentos.

3 A imersão na solução de NaOCl a 5,25% por um período de 24 horas não causou alterações na superfície dos instrumentos, bem como no número de ciclos até a fratura, quando comparados com instrumentos novos. A observação de teores Cl nas soluções de  $\text{NH}_4\text{OH}$  após os procedimentos de limpeza dos instrumentos realça a necessidade de se rever os métodos de limpeza empregados.

4 A ação de corte resultante da formação dos canais radiculares sob condições de deformação cíclica foi o fator crucial na redução do número de ciclos até a fratura. Os instrumentos apresentaram-se seguros durante a formação de dez canais radiculares curvos, entretanto trincas foram encontradas após este procedimento, principalmente nas regiões dos instrumentos mais exigidas durante a formação do SCR.

5 O emprego do NaOCl a 5,25% durante a formação dos canais radiculares levou a um menor tempo de instrumentação, o que pode constituir fator importante no aumento da vida útil do instrumento.

SUMMARY

## 9 SUMMARY

The present study evaluated the influence of sodium hypochlorite (NaOCl) and of the cutting action on the fatigue resistance of ProFile rotary NiTi endodontic instruments, employed for shaping 10 curved root canals and then tested in fatigue, using a stand for fixation of the hand piece and an carbon steel artificial canal with radius of 4mm and angle of curvature of 45°. The number of cycles to failure was determined in terms of the measured test time and the rotation speed, 250rpm. Eighty new instruments, 20/.06, 30/.04, 25/.04 and 20/.04, were randomly divided into a four Groups, with 20 samples in each Group, (five of each size), in the following conditions: control Group, with 5 non-used instruments of each type; Group 1 with the same amount of instruments, which were immersed for 24 hours in a solution of NaOCl 5.25%; Group 2, also with 5 instruments of each type, previously employed for preparing 10 curved canals of extracted teeth using deionized water as irrigant; and Group 3, with the same amount of instruments, after their use in formatting 10 curved canals using NaOCl 5.25% as irrigant. The immersion in NaOCl did not affect the surface of the instruments nor their fatigue resistance, whereas the cutting action resulting of their use in formatting curved canals was the critical factor to reduce the number of cycles to failure (Student's *t* test and Kruskal-Wallis  $p < 0,05$ ). It has been observed that the fatigue resistance decreased with the increase in instrument size, in all Groups. The instruments of Group 3 were statistically faster in shaping the root canals than those in Group 2 (Student's *t* test  $p < 0,05$ ). There was a tendency of the instruments of Group 3 to show greater fatigue resistance than those of Group 2, although these results were not statistically significant (Student's *t* test and Kruskal-Wallis  $p > 0,05$ ). The use of NaOCl during shaping of curved root canals reduced the time spent in the instrumentation and this can be an important factor to increase the useful life of the instruments.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

## 10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 AHLQUIST, M. et al. The effectiveness of manual and rotary techniques in cleaning of root canals: a scanning electron microscopy study. **International Endodontic Journal**, London, v.34, n.7, p.533-537, Oct. 2001.
- 2 AURICCHIO, F.; TAYLOR, R.L.; LUBLINER, J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behaviour. **Computer methods in applied mechanics and engineering**, v.146, n.314, p.281-312, July 1997.
- 3 BEESON, T.J. et al. Comparison of debris extruded apically in straight canals: conventional filling versus Profile .04 taper series 29. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.24, n.1, p.18-22, Jan. 1998.
- 4 BROWN, D.C. et al. An in vitro study of apical extrusion of sodium hypochlorite during endodontic canal preparation. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.21, n.12, p.587-591, Dec. 1995.
- 5 BUONO, V.T.L. **On the application of the theory of phase transitions to their martensitic transformation**. 1982. 121p. Dissertação (Mestrado em Física) – College of Fisics, Katholieke Universiteit Leuven, Bélgica.
- 6 BUSSLINGER, A.; SENER, B.; BARBAKOW, F. Effects of sodium hypochlorite on nickel-titanium Lightspeed instruments. **International Endodontic Journal**, London, v.31, n.4, p.290-294, July 1998.
- 7 CIVJAN, S. et al. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. **Journal of Dental Research**, Chicago, v.54, n.1, p.89-96, Jan./Feb. 1975.
- 8 COLEMAN, C.L.; SVEC, T.A. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.23, n.4, p.232-235, Apr. 1997.
- 9 DE DEUS, Q.D. **Endodontia**. 5.ed. Rio de Janeiro: Medsi, 1992. 695p.
- 10 DE LUCA, M. et al. Smear layer removal using Profile .04 and .06 tapers rotary instruments: a SEM study. **Journal of Evolutionary Dentistry**, v.1, n.2, p.59-67, Dec. 1998. Available in: <[http:// www.dental.smile.com/1998/1-2-1998\\_4.htm](http://www.dental.smile.com/1998/1-2-1998_4.htm)> Access in: 12/10/2001.
- 11 DIETER, G.E. **Mechanical metallurgy**. 3.ed. New York: Mc Graw-Hill, 1986. p.119, 138, 185-188, 382-387, 394 apud PRUETT, J.P. et al. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.23, n.2, p.77-85, Feb. 1997.
- 12 DIETZ, D.B. et al. Effect of rotational speed on breakage of nickel-titanium rotary files. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.26, n.2, p.68-71, Feb. 2000.

- 13 EDIE, J.W.; ANDREASEN, F.; ZAYTOUN, M.P. Surface corrosion of Nitinol and stainless steel under clinical conditions. **The Angle Orthodontist**, v.51, n.4, p.319-324, Oct. 1981.
- 14 EGGERT, C.; PETERS, O.; BARBAKOW, F. Wear of nickel-titanium Lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.25, n.7, p.494-497, July 1999.
- 15 ESPOSITO, P.T.; CUNNINGHAM, C.J. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.21, n.4, p.173-176, Apr. 1995.
- 16 ESTRELA, C.; FIGUEIREDO, J.A.P. **Endodontia: princípios biológicos e mecânicos**. São Paulo: Artes Médicas, 1999. 819p.
- 17 EVANS, G.E.; SPEIGHT, P.M.; GULABIVALA, K. The influence of preparation technique and sodium hypochlorite on removal of pulp and predentine from root canals of posterior teeth. **International Endodontic Journal**, London, v.34, n.4, p.322-330, June 2001.
- 18 FRAIS, S.; NG, Y-L.; GULABIVALA, K. Some factors affecting the concentration of available chlorine in commercial sources of sodium hypochlorite. **International Endodontic Journal**, London, v.34, n.3, p.206-215, Apr. 2001.
- 19 GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low and high torque endodontic motors. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.27, n.12, p.772-774, Dec. 2001a.
- 20 GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. **International Endodontic Journal**, London, v.34, n.5, p.386-389, July 2001b.
- 21 GAMBARINI, G. Torsional and cyclic fatigue testing of ProFile NiTi rotary instruments. **Journal of Evolutionary Dentistry**, v.2, n.1, p.4-14, Apr. 1999. Available in: <[http:// www.dental.smile.com/1999/1-2-1999\\_3.htm](http://www.dental.smile.com/1999/1-2-1999_3.htm)> Access in: 12/10/2001.
- 22 GAMBILL, J.M.; ALDER, M.; DEL RIO, C.E. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.22, n.7, p.369-375, July 1996.
- 23 GEORGOPOULOU, M.; KONTAKIOTIS, E.; NAKOU, M. Evaluation of the antimicrobial effectiveness of citric acid and sodium hypochlorite on the anaerobic flora of the infected root canal. **International Endodontic Journal**, London, v.27, n.3, p.139-143, May 1994.
- 24 GLOSSON, C.R. et al. A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven and K-Flex endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.21, n.3, p.146-151, Mar. 1995.
- 25 GUIMARÃES, L.F.L. et al. Tensão superficial de algumas soluções irrigantes de canais radiculares. **Revista de Odontologia da USP**, São Paulo, v.2, n.1, p.6-9, jan./mar. 1988.

- 26 HAIKEL, Y. et al. Cutting efficiency of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.24, n.11, p.736-739, Nov. 1998a.
- 27 HAIKEL, Y. et al. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.25, n.6, p.434-440, June 1999.
- 28 HAIKEL, Y. et al. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and effect of sodium hypochlorite treatment. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.24, n.11, p.731-735, Nov. 1998b.
- 29 HARLAN, A.L.; NICHOLLS, J.I.; STEINER, J.C. A comparison of curved canal instrumentation using nickel-titanium or stainless steel files with the Balance-Force Technique. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.22, n.8, p.410-413, Aug. 1996.
- 30 HATA, G. et al. A comparison of shaping ability using ProFile, GT file, and Flex-R endodontic instruments in simulated canals. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.28, n.4, p.316-321, Apr. 2002.
- 31 HIMEL, V.T. et al. An evaluation of nitinol and stainless steel files used by dental students during a laboratory proficiency exam. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontic**, St. Louis, v.79, n.2, p.232-237, Feb. 1995.
- 32 IMURA, N. et al. A comparison of the relative efficacies of four hand and rotary instrumentation techniques during endodontic retreatment. **International Endodontic Journal**, London, v.33, n.4, p.361-366, July 2000.
- 33 JARDINE, S.J.; GULABIVALA, K. An in vitro comparison of canal preparation using two automated rotary nickel-titanium instrumentation techniques. **International Endodontic Journal**, London, v.33, n.4, p.381-391, July 2000.
- 34 JOHNSON, B.R.; REMEIKIS, N.A. Effective shelf-life of prepared sodium hypochlorite solution. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.19, n.1, p.40-43, Jan. 1993.
- 35 KAVANAGH, D.; LUMLEY, P.J. An in vitro evaluation of canal preparation using ProFile .04 and .06 taper instruments. **Endodontic Dental Traumatology**, Copenhagen, v.14, n.1, p.16-20, Feb. 1998.
- 36 KAZEMI, R.B.; STENMAN, E.; SPANGBERG, L.S.W. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontic**, St. Louis, v.81, n.5, p.596-602, May 1996.
- 37 KIM, H.; JOHNSON, J.W. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. **The Angle Orthodontist**, v.69, n.1, p.39-44, Feb. 1999.
- 38 KUHN, G.; TRAVERNIER, B.; JORDAN, L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.27, n.8, p.516-520, Aug. 2001.

- 39 LARS, S.W.; SPANGBER, G. Instrumentos, materiais e aparelhos. In: COHEN, S.; BURNS, R.C. **Caminhos da polpa**. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. Cap.14, p.449-501.
- 40 LASZKIEWICZ, L.; GAMBARINI, G. The effect of rotational speed on cyclic failure of ProFile .04 taper, nickel-titanium rotary. **Journal of Evolutionary Dentistry**, v.1; n.2, p.52-58, Dec. 1998. Available in: <http:// [www.dental.smile.com/1998/1-2-1998\\_3.htm](http://www.dental.smile.com/1998/1-2-1998_3.htm)> Access in: 12/10/2001.
- 41 LI, U.M. et al. Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.28, n.6, p.448-451, June 2002.
- 42 LEONARDO, M.R.; BONETTI FILHO, I.; LEONARDO, R. Instrumentos endodônticos fabricados com ligas de níquel-titânio. In: LEONARDO, M.R., LEAL, J.M. **Endodontia: tratamento de canais radiculares**. 3.ed. São Paulo: Médica Panamericana, 1999. Cap. 22, p.465-486.
- 43 LEONARDO, M.R. et al. Histopathological observations of periapical repair in teeth with radiolucent areas submitted to two different methods of root canal treatment. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.21, n.3, p.137-141, Mar. 1995.
- 44 LOPES, H.P.; SIQUEIRA, J.F.Jr. **Endodontia: biologia e técnica**. Rio de Janeiro: Medsi, 1999. Cap.16, p.273-318.
- 45 LUITEN, D.J. et al. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.21, n.1, p.26-32, Jan. 1995.
- 46 MARENDING, M.; LUTZ, F.; BARBAKOW, F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. **International Endodontic Journal**, London, v.31, n.1, p.57-62, Jan. 1998.
- 47 MARSICOVETERE, E.S.; CLEMENT, D.J.; DEL RIO, C.E. Morphometric video analysis of the engine-driven nickel-titanium Lightspeed instrument system. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.22, n.5, p.231-235, May. 1996.
- 48 MARTINS, R.C. et al. Apical transport of root canals prepared with hand and rotary files. **Journal of Dental Research**, v.79, n.5, p.1125, 2000. Divisional Abstracts: Brazilian Division.
- 49 MARTINS, R.C. et al. Desvio apical de canais radiculares com limas de níquel-titânio acionadas a motor e manuais de aço inoxidável. **Arquivos em Odontologia**, Belo Horizonte, v.37, n.2, p.175-182, jul/dez. 2001a.
- 50 MARTINS, R.C.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Evaluation of corrosion in engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments by Scanning Electron Microscopy. **Journal of Dental Research**, v.80, n.4, p.1029, 2001b. Divisional Abstracts: Brazilian Division.
- 51 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**, London, v.35, n.10, p.848-853, Oct. 2002.

52 McKENDRY, D.J.; KRELL, K.V. Instrumental Endodôntico. In: WALTON, R.E.; TORABINEJAD, M. **Princípios e Prática em Endodontia**. 2.ed. São Paulo: Santos, 1997. Cap.10, p.153-165.

53 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**, Baltimore, v.28, n.11, p.765-769, Nov. 2002.

54 MIURA, F. et al. The super-elastic property of japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **American Journal Of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v.90, n.1, p.1-10, July 1986.

55 MIZE, S.B. et al. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.24, n.12, p.843-847, Dec. 1998.

56 MOORER, W.R.; WESSENLINK, P.R. Factors promoting the tissue dissolving capability of sodium hypochlorite. **International Endodontic Journal**, London, v.15, n.4, p.186-187, Oct. 1982.

57 OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. **Shape memory materials**. New York: Cambridge University, 1998. 284p.

58 PADILHA, A.F.; GUEDES, L.C. **Aços inoxidáveis austeníticos: microestrutura e propriedades**. São Paulo: Hemus, 1994. 170p.

59 PISKIN, B.; TURKUN, M. Stability of various sodium hypochlorite solutions. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.21, n.5, p.253-255, May 1995.

60 PETERS, O.A.; SCHONENBERGER, K.; LAIB, A. Effects of four NiTi preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. **International Endodontic Journal**, London, v.34, n.3, p.221-230, Apr. 2001.

61 PRUETT, J.P. et al. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.23, n.2, p.77-85, Feb. 1997.

62 ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON, M.G.Jr. The "Balanced Force" concept for instrumentation of curved canals. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.11, n.5, p.203-211, May 1985.

63 RONDELLI, G., VICENTINI, B. Localized corrosion behaviour in simulated human body fluids of commercial NiTi orthodontic wires. **Biomaterials**, Oxford, v.20, n.8, p.785-792, Apr. 1999.

64 ROWAN, M.B.; NICHOLLS, J.I.; STEINER, J. Torsional properties of stainless steel and nickel- titanium endodontic files. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.22, n.7, p.341-345, July 1996.

RYHÄNEN, J. et al. Biocompatibility of nickel-titanium shape memory metal and its corrosion behavior in human cell cultures. **Journal of Biomedical Materials Research**, v.35, p.451-457, 1997.

66 SABURI, T. NiTi shape memory alloys. In: OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. **Shape memory materials**. New York: Cambridge, 1998. 284p.

67 SARKAR, N.K. et al. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. **Journal of Dental Research**, v.58, p.98, Jan. 1979. Abstract: 22.

68. SARKAR, N.K. et al. The chloride corrosion behaviour of four orthodontic wires. **Journal of Oral Rehabilitation**, Boston, v.10, n.2, p.121-128, Jan. 1983.

69 SATTAPAN, B. et al. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.26, n.3, p.161-165, Mar. 2000.

70 SCHÄFER, E. Root canal instruments for manual use. **Endodontic Dental Traumatology**, Copenhagen, v.13, n.2, p.51-64, Apr. 1997.

71 SCHÄFER, E., ZAPKE, K. A comparative scanning electron microscopic investigation of the efficacy of manual and automated instrumentation of the canals. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.26, n.11, p.660-664, Nov. 2000.

72 SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v.18, n.2, p.269-296, Apr. 1974.

73 SHUPING, G.B. et al. Reduction of intracanal bacteria using nickel-titanium rotary instrumentation and various medications. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.26, n.12, p.751-755, Dec. 2000.

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

75 SIQUEIRA, J.F.Jr. et al. Antibacterial effects of endodontic irrigants on black-pigmented gram-negative anaerobes e facultative bacteria. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.24, n.6, p.414-416, June 1998.

76 SIQUEIRA, J.F.Jr. et al. Chemomechanical reduction on the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1%, 2.5%, 5.25% sodium hypochlorite. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.25, n.6, p.331-334, June 2000.

77 SIQUEIRA, J.F.Jr. et al. Efficacy of instrumentation techniques and irrigation regimens in reducing the bacterial population within root canals. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.28, n.3, p.181-184, Mar. 2002.

78 SOARES, I.J.; TAVARES, T.; GIL, J.N. Avaliação do comportamento do tecido conjuntivo de ratos a implantes de cones de prata submetidos à ação de soluções irrigadoras. **Revista Brasileira de Odontologia**, Rio de Janeiro, v.51, n.1, p.29-33, jan./fev. 1994.

79 SOTOKAWA, T. An analysis of clinical breakage of root canal instruments. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.14, n.2, p.75-82, Feb. 1988.

- 80 SPRATT, D.A. et al. An in vitro evaluation of antimicrobial efficacy of irrigants on biofilms of root canal isolates. **International Endodontic Journal**, London, v.34, n.4, p.300-307, June 2001.
- 81 STAROSVETSKY, D.; GOTMAN, I. Corrosion behavior of titanium nitride coated NiTi shape memory surgical alloy. **Biomaterials**, Oxford, v.22, n.13, p.1853-1859, July 2001.
- 82 STOCK, C.J.R. et al. **Atlas Colorido e Texto de Endodontia**. 2.ed. Rio de Janeiro: Artes Médicas, 1996. 291p.
- 83 STOKES, O.W. et. al. Corrosion in stainless steel and nickel-titanium files. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.25, n.1, p.17-20, Jan. 1999.
- 84 SUNDQVIST, G. Ecology of root canal flora. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.18, n.9, p.427-430, Sep. 1992.
- 85 SVEC, T.A.; POWERS, J.M. The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.28, n.2, p.105-107, Feb. 2002.
- 86 THOMPSON, S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **International Endodontic Journal**, London, v.33, n.1, p.297-310, Jan. 2000.
- 87 THOMPSON, S.A.; DUMMER P.M.H. Shaping ability of ProFile .04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. **International Endodontic Journal**, London, v.30, n.1, p.1-7, Jan. 1997a.
- 88 THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of ProFile .04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. **International Endodontic Journal**, London, v.30, n.1, p.8-15, Jan. 1997b.
- 89 TUCKER, D.; WENCKUS, C.S.; BENTKOVER, S.K. Canal wall planning by engine-driven nickel-titanium instruments, compared with stainless steel hand instrumentation. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.23, n.3, p.170-173, Mar. 1997.
- 90 TRÉPANIÉ, C. et al. Effect of modification of oxide layer on NiTi stent corrosion resistance. **Journal of Biomedical Materials Research**, v.43, p.433-440, 1998.
- 91 VAN VLACK, L.H. Corrosão dos metais. IN: VAN VLACK, L.H. **Princípios de ciência e tecnologia dos materiais**. 4.ed. São Paulo: Campus, 1984. Cap.12, p.463-492.
- 92 VERSÜMER, J.; HÜLSMANN, M.; SCHÄFERS, F. A comparative study of root canal preparation using ProFile .04 and Lightspeed rotary NiTi instruments. **International Endodontic Journal**, London, v.35, n.1, p.37-46, Jan. 2002.
- 93 WALIA, H.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.14, n.7, p.346-351, July 1988.

- 94 WEINE, F.S.; KELLY, R.F.; LIO, P.J. The effect of preparation procedures on original shape and on apical foramen shape. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.1, n.8, p.255-262, Aug. 1975.
- 95 WEST, J.D.; ROANE, J.B. Limpeza e modelagem do sistema de canais radiculares. In: COHEN, S.; BURNS, R.C. **Caminhos da Polpa**. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. Cap.8, p.191-242.
- 96 WILDEY, W.L.; SENIA, S.; MONTGOMERY, S. Another look at root canal instrumentation. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontic**, St. Louis, v.74, n.4, p.499-507, Oct. 1992.
- 97 YANG, S.F. et al. Anaerobic tissue-dissolving abilities of calcium hydroxide and sodium hypochlorite, **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.21, n.12, p.613-616, Dec. 1995.
- 98 YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MATCHOU, P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. **International Endodontic Journal**, London, v.32, n.2, p.115-119, Mar. 1999.
- 99 YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MATCHOU, P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. **International Endodontic Journal**, London, v.33, n.3, p.204-207, Mar. 2000.
- 100 ZELADA, G. et al. The effect of rotational speed and curvature of root canals on breakage of rotary endodontic instruments. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.28, n.6, p.540-542, July 2002.
- 101 ZMENER, O., BALBACHAN, L. Effectiveness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. **Endodontic Dental Traumatology**, Copenhagen, v.11, n.3, p.121-123, June 1995.
- 102 ZUOLO, M.L., WALTON, R.E. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. **Quintessence International**, Illinois, v.28, n.6, p.397-402, June 1997.

ANEXOS

**ANEXO 1****Ficha de identificação dos instrumentos**

Aluna: Renata de Castro Martins  
Orientador: Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono  
Co-Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Maria Guiomar de Azevedo Bahia  
Dissertação de Mestrado em Clínica Odontológica  
Universidade Federal de Minas Gerais

**INFLUÊNCIA DO HIPOCLORITO DE SÓDIO E DA AÇÃO DE CORTE NA RESISTÊNCIA À FADIGA DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NÍQUEL-TITÂNIO ACIONADOS A MOTOR****Ficha de Identificação**

GRUPO: \_\_\_\_\_ INSTRUMENTO: \_\_\_\_\_  
Número do instrumento: \_\_\_\_\_  
Pesagem inicial: \_\_\_\_\_  
Data da primeira observação/lupa estereomicroscópica/MEV: \_\_\_\_\_  
Registro de imagem: sim ( ) não ( )  
Observações de alterações na superfície (medidas em mm a partir da ponta):

---

---

---

---

---

---

Pesagem final: \_\_\_\_\_  
Data da segunda observação lupa estereomicroscópica/MEV: \_\_\_\_\_  
Registro de imagem: sim ( ) não ( )  
Observações de alterações na superfície (medidas em mm a partir da ponta):

---

---

---

---

---

---

Data da terceira observação lupa estereomicroscópica/MEV: \_\_\_\_\_  
Registro de imagem: sim ( ) não ( )  
Características da superfície de fratura:

---

---

---

---

---

---

## ANEXO 2

## Carta de doação dos dentes



PREFEITURA DE PATOS DE MINAS  
SECRETARIA MUNICIPAL DE SAÚDE

## DEPARTAMENTO ODONTOLÓGICO

## DECLARAÇÃO

Declaro, para os devidos fins, que o Departamento Odontológico da Prefeitura Municipal de Patos de Minas, doou molares inferiores, extraídos por razões estritamente clínicas, e coletados nos postos de saúde da referida cidade, para a cirurgia dentista Renata de Castro Martins, com finalidade de pesquisa de Mestrado pela Universidade Federal de Minas Gerais.

Patos de Minas, 10 de Outubro de 2001

  
FRANCISCO DE ASSIS MACHADO  
Secretário Municipal de Saúde

  
DR. PEDRO DE CASTRO  
CRO MG 5779 - MAT. 7721

COORDENAÇÃO ODONTOLÓGICA  
SMS - PATOS DE MINAS - MG

Cartório Amarel 5º Ofício de Notas  
AV. JOÃO PINHEIRO, 152 - BELÓ HORIZONTE  
PABX: (31) 3224-2303 - FAX: 3224-4001

Conferida e achada conforme o original exibido. Dou fé	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
B. Hie.	22	OUT.	2001		
Em test. da verdade.					
Carlos A. F. Amarel	<input type="checkbox"/>	Isabel F. Amarel	<input type="checkbox"/>	Regina F. Amarel	<input type="checkbox"/>
Thais Marilene de Souza	<input type="checkbox"/>	Vanessa R. Castanheira	<input type="checkbox"/>	Renata Soares Mello	<input type="checkbox"/>

**ANEXO 3****Parecer de aprovação do COEP**

Universidade Federal de Minas Gerais  
Comitê de ética em pesquisa da UFMG - COEP

**Parecer nº 215/01**

**Interessados: Prof. Vicente Tadeu Lopes Buono e  
Renata de castro Martins**

**Voto:**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprova no dia 23 de janeiro de 2002 o projeto de pesquisa intitulado «**Influência do hipoclorito de sódio e da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de níquel titânio acionados a motor** » e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto. O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.



**Prof. Dr. Carlos Alberto Montanari**  
**Presidente, em exercício do COEP/UFMG**

**ANEXO 4****Ficha de identificação dos molares inferiores**

Aluna: Renata de Castro Martins  
 Orientador: Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono  
 Co-Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Maria Guiomar de Azevedo Bahia  
 Dissertação de Mestrado em Clínica Odontológica  
 Universidade Federal de Minas Gerais

**INFLUÊNCIA DO HIPOCLORITO DE SÓDIO E DA AÇÃO DE CORTE NA RESISTÊNCIA  
 À FADIGA DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NÍQUEL-TITÂNIO ACIONADOS A  
 MOTOR**

**IDENTIFICAÇÃO**

DENTE Nº \_\_\_\_\_

GRUPO: \_\_\_\_\_

Dente:	
Raio de curvatura:	
Data de instrumentação:	
Solução irrigadora utilizada:	Volume:
Tempo de instrumentação:	

Canal	CPC	Lima M1	CT	Lima M2	Ref.	Curv.
MV		#		#		
ML		#		#		

OBS.:

---



---



---



---



---



---



---



---



---



---

## ANEXO 5

## Estudo preliminar

## Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study

R. C. Martins<sup>1</sup>, M. G. A. Bahia<sup>1</sup> & V. T. L. Bueno<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Restoration Dentistry, Faculty of Dentistry, <sup>2</sup>Department of Metallurgical and Materials Engineering, Engineering School, Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

### Abstract

**Martins RC, Bahia MGA, Bueno VTL.** Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *International Endodontic Journal*, 35, 848–853, 2002.

**Aim** The purpose of this preliminary study was to analyze surface irregularities on ProFile nickel-titanium (NiTi) rotary instruments before use, after sterilization by two different methods and after instrumentation of molar root canals.

**Methodology** Five new ProFile NiTi rotary instruments with 0.04 taper, size 20, five instruments with 0.04 taper, size 25 and five with 0.06 taper, size 20 were analyzed by scanning electron microscopy (SEM) and X-ray energy-dispersive spectroscopy (EDS). The instruments were then divided into two groups: three of each taper and size were sterilized in a dry heat sterilizer, whilst two of each taper and size were

sterilized in an autoclave. After inspection by the same techniques, the files were used to instrument six molar root canals, and again analyzed by SEM/EDS.

**Results** Together with the usual machining defects, a variable amount of material containing mainly carbon and sulphur was found on the surface of new instruments. This material was not removed by standard cleaning and sterilization procedures. The use of the files for instrumentation of root canals eliminated a considerable amount of the adhered substance, but deposits rich in calcium and phosphorus accumulated on the remaining impurities.

**Conclusions** The adherence of dentine on surface deposits found on new ProFile instruments requires special cleaning, prior to sterilization.

**Keywords:** cross infection, nickel-titanium, ProFile, surface irregularities.

Received 25 January 2002; accepted 20 June 2002

### Introduction

The machining of nickel-titanium (NiTi) endodontic files is a complex procedure, generally resulting in surfaces with a high concentration of defects such as debris and metal strips, in addition to pits and blunt cutting edges (Serene *et al.* 1995, Marsicovetere *et al.* 1996, Marending *et al.* 1998, Eggert *et al.* 1999). Morphometric variations

have also been observed amongst instruments of the same size (Marsicovetere *et al.* 1996). The detection of a variable amount of material adhering to the tips and cutting edges of new NiTi instruments (Marsicovetere *et al.* 1996, Marending *et al.* 1998), and the observation that the amount of these deposits increases after root-canal instrumentation (Marending *et al.* 1998, Eggert *et al.* 1999) may be important. Eggert *et al.* (1999), when reporting an increase of debris on instruments after usage, indicate that a review of instrument cleaning procedure was justified. The exchange of debris via instruments from one patient to another is undesirable as they can act as antigens, infecting agents or nonspecific irritants (Murgel *et al.* 1990). Because microorganisms

Correspondence: Prof Vicente T. L. Bueno, Department of Metallurgical and Materials Engineering, Engineering School, Federal University of Minas Gerais, Rua Espírito Santo 35/206, 30160-030, Belo Horizonte, MG, Brazil (Tel.: +55 31 3238 1859; fax: +55 31 3238 1815; e-mail: vbueno@deme.ufmg.br).

are the major cause of endodontic disease, asepsis and microbiological control are essential for endodontic success (Hurt & Rossman 1996). As pointed out by Reams *et al.* (1995), if the bioburden (blood, saliva, debris) is not removed from endodontic instruments, any method of sterilization may be ineffective.

The purpose of this preliminary study was to analyze surface irregularities on ProFile NiTi rotary instruments before use, after sterilization by two different methods and after root-canal instrumentation. The main objective was to investigate the nature of these irregularities and how they might influence the use of the instruments during root-canal treatment.

### Materials and methods

A total of 15 ProFile NiTi rotary instruments (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), five with 0.04 taper, size 20, five with 0.04 taper, size 25 and five with 0.06 taper, size 20 were analyzed. They were withdrawn from sealed boxes and sequentially numbered on the handle, using a high-speed diamond bur. The instruments were washed with a brush and liquid detergent in running water and ultrasonically cleaned at a frequency of 40 kHz (Thornton-INPEC, Vinhedos, SP, Brazil) for 5 min in commercially hydrated ethyl alcohol.

The files were then inspected in a stereomicroscope (Wild M8, Heerbrugg, Switzerland), at magnifications between 6× and 50×, using a support where they could be rotated 360° for observation. Morphometric changes, surface imperfections and the presence of particles were then observed, using an endodontic ruler, to establish the position of the surface irregularities in relation to

the instrument tip. Each instrument was provided with an identification record, used to guide the analysis by scanning electron microscopy (SEM) (Jeol JSM 5410, Tokyo, Japan). Secondary electron images, showing the topographic characteristics of the irregularities, were recorded. X-ray energy-dispersive spectroscopy (EDS) (Noran TN-M3055, Middleton, WI, USA) was used to identify and characterize semi-quantitatively, chemical elements present in deposits found on instrument surfaces.

Following this initial analysis, the instruments were washed again as previously described, but not ultrasonically cleaned, and randomly divided into two groups: nine instruments (three of each taper and size) were sterilized at 170 °C for 1 h in a dry heat sterilizer (Fanen 311CG, São Paulo, SP, Brazil) and the remaining six instruments (two of each taper and size) were sterilized for 20 min in an autoclave (Cristofoli, Campo Mourão, PR, Brazil), at 128 °C, a pressure of 1.6 kgf cm<sup>-2</sup>. After sterilization, the instruments were ultrasonically cleaned and inspected as described before.

Finally, each instrument was used to prepare six molar root canals with average curvature between 25° and 40°. Canal instrumentation was performed using a crown-down technique, following the clinical protocol described in Table 1. The files were operated at 300 rpm, using a slow-speed high-torque endodontic electric motor (TC Motor 3000, Nuvag, Goldach, Switzerland), with a 16 : 1 gear reduction handpiece. Rc-Prep (Premier Dental Products, Norristown, PA, USA) was used for lubrication and a 2.5% sodium hypochlorite solution was employed as irrigant. Dry heat sterilization, which is the most common procedure used in Brazil for

**Table 1** Preparation technique

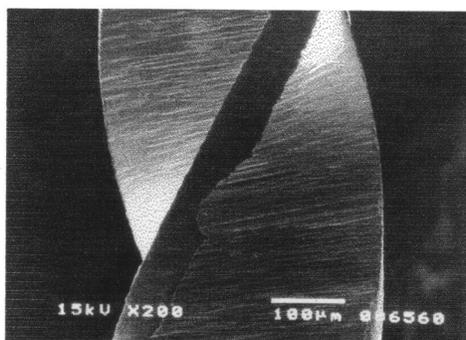
Preparation technique	Instrument used
Pre-operative X-ray and approximate estimation of the working length (WL). Patency of the root canal was established	Manual K-file size 10
Crown-down preliminary enlargement: passive instrumentation with a continuous in-and-out movement without forcing the instruments in the apical direction	Orifice shaper 0.07 taper, size 50 Orifice shaper 0.06 taper, size 40 Orifice shaper 0.06 taper, size 30 ProFile 0.06 taper, size 30 ProFile 0.06 taper, size 25 ProFile 0.06 taper, size 20
Determination of the WL	Manual file and X-ray
Apical shaping at the WL	ProFile 0.04 taper, size 20 ProFile 0.04 taper, size 25 ProFile 0.04 taper, size 30
Final shaping	ProFile 0.06 taper, size 25 ProFile 0.06 taper, size 20

sterilizing endodontic instruments, was applied between canal preparations. After use, the files were washed again, ultrasonically cleaned as described before, and then observed using the same techniques.

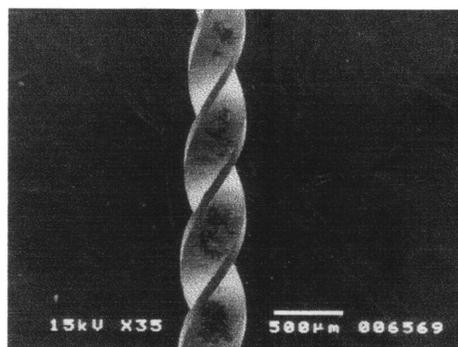
## Results

Morphometric variations such as sharpened, flattened or rounded tips, deeper or shallower U-plane concavities and wider or thinner radial lands, were observed by stereomicroscopy and SEM in new instruments. The presence of debris, metal flash and deep milling marks (Fig. 1) was detected in all files. The irregularities were randomly distributed along the length of the instruments and the majority of them could only be observed by SEM with a relatively high magnification (between 200 $\times$  and 1000 $\times$ ). These two aspects, size and distribution, rendered quantitative analysis of the irregularities impracticable.

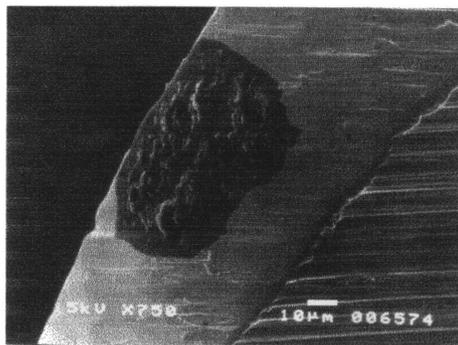
A variable amount of adherent material on the tip and along the 16-mm of the concavities and radial lands was observed in the majority of the new instruments (Figs 2 and 3). The exact location, distribution, size, thickness and chemical composition of the material varied from one instrument to another, irrespective of size and taper. The EDS analysis (Fig. 4) of this material on unused instruments showed that it contained mainly carbon (C) and sulphur (S), together with smaller amounts of other elements such as oxygen (O), sodium (Na), calcium (Ca) and aluminium (Al). The presence of Ni and Ti peaks in the EDS spectrum of Fig. 4 is owing to the fact that the electron probe also detects the substances underneath the deposits. It is also important to



Deep milling marks on the radial land, affecting the cutting edge of a new size 25 ProFile instrument with 0.04 taper. Original magnification: 200 $\times$ .



Material adhered along the surface of a new size 20 ProFile instrument with 0.04 taper. Original magnification: 35 $\times$ .

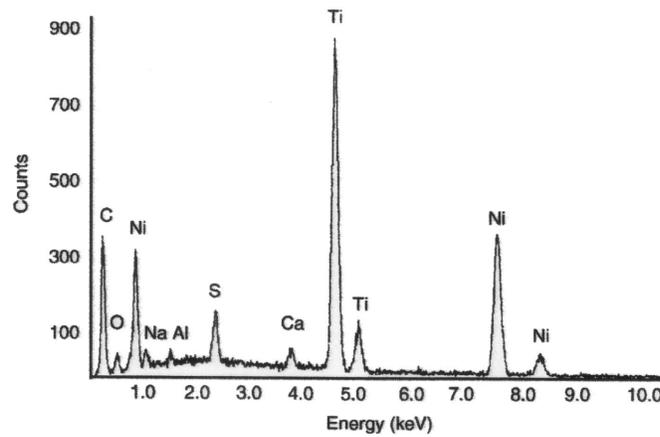


Material adhered on the radial land of the same file shown in Fig. 2. Original magnification: 750 $\times$ .

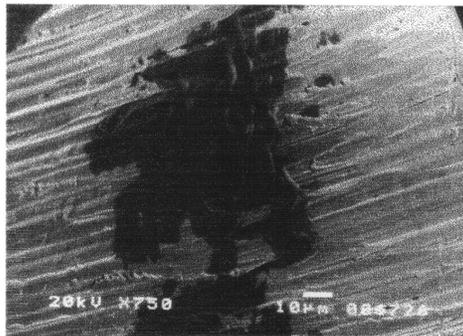
observe that the correlation between peak amplitudes and the concentration of chemical elements in the analyzed areas is only semi-quantitative.

After the files were subjected to the cleaning procedures and to one sterilization cycle in a dry heat sterilizer or in a steam autoclave, no appreciable changes were observed on the topographic aspect of the adhered material (Fig. 5), nor on its chemical composition; EDS spectra displayed the same peaks shown in Fig. 4. These results indicate that the cleaning and sterilization procedures employed were not sufficient to remove the adhered substance.

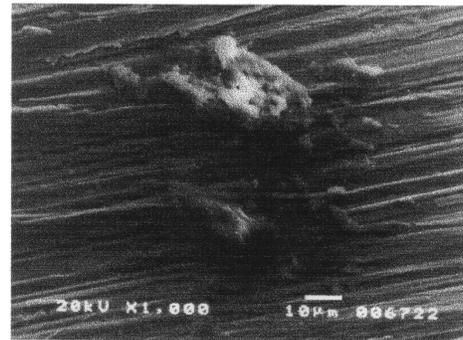
Surface analysis of the instruments after shaping six root canals, followed by cleaning and sterilization showed wear marks and a decrease in the amount of



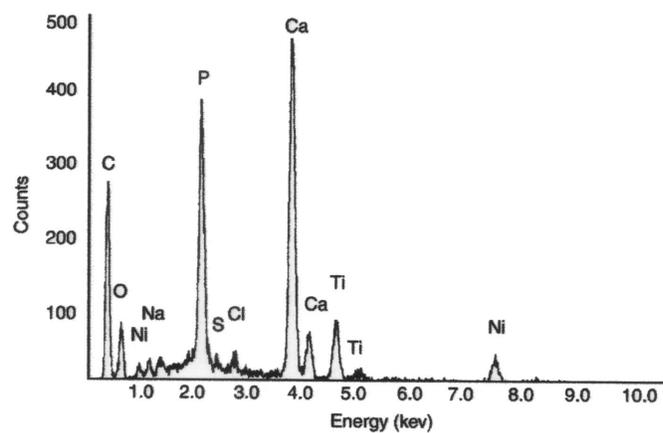
**Figure 4** EDS spectrum of the adhered substance, showing the presence of carbon (C) and sulphur (S) and smaller amounts of oxygen (O), sodium (Na), calcium (Ca) and aluminium (Al).



**Figure 5** Material adhered on the surface of a size 20 ProFile instrument with 0.04 taper, sterilized in autoclave. Original magnification: 750x.



**Figure 6** Deposits accumulated on the surface of a size 20 ProFile instrument with 0.06 taper, after cleaning and shaping six root canals. Original magnification: 1000x.



**Figure 7** EDS spectrum of the deposit shown in Fig. 6, with high concentrations of calcium (Ca) and phosphorus (P).

the deposited material. Moreover, it has been verified that in the remaining adherent material, there was a tendency for the accumulation of new deposits (Fig. 6). A typical EDS spectrum of these deposits, recorded with the same characteristics, is shown in Fig. 7. The high concentrations of calcium (Ca) and phosphorus (P) in these new deposits show that they were of dentinal origin.

### Discussion

The morphometric variations of ProFile instruments, as well as the presence of debris, metal strips, flattened surfaces and defects had the same characteristics as those reported by Marsicovetere *et al.* (1996) in new Lightspeed instruments. The consequences of these imperfections in terms of durability and performance of the files during clinical use have not yet been adequately evaluated. According to Eggert *et al.* (1999), the effects of these irregularities on the cleaning and shaping performance of the instruments is difficult to assess and probably not clinically relevant. On the other hand, Thompson (2000) states that the presence of surface irregularities on the cutting edges of the instruments may compromise their cutting ability and potentially cause problems with corrosion.

The presence of adherent material on the tips and along the concavities and radial lands of new ProFile instruments is also in agreement with the observations of Marsicovetere *et al.* (1996) and Eggert *et al.* (1999) in new Lightspeed instruments. The fact that the adherent material was analyzed in this work and exhibited high concentrations of C and S and a small amount of O constitutes an important contribution to the understanding of its origin. As discussed in a recent review by Thompson (2000), the manufacture of NiTi endodontic files requires complex machining operations, involving careful selection of cutting speeds and feed rates, together with the appropriate choice of tools and cutting oils. Adjusting the process parameters of this operation is a difficult task and if the cutting speed and/or feed rate employed for machining the ProFile instruments were too high, overheating of the cutting tool and of the instrument surface could have occurred. Overheating generally causes decomposition and oxidation of the lubricating oil. The results obtained here suggest that such a process may have occurred and that a sulphurized cooling and lubricating agent was employed during the machining of the instruments, which is a common practice to increase cutting speeds, feed rates and depths of cut in this type of operation (El Baradie 1996). The heat

and the surface irregularities would certainly increase the adhesion of the reaction products, rendering their removal during the subsequent cleaning operation much more difficult.

The presence of these deposits on the surface of new instruments, the fact that they are difficult to remove together with the observation that dentine adheres to these deposits after root-canal instrumentation requires attention. Before manufacturers can suitably adjust their processing parameters to prevent the accumulation of these substances, a review of the cleaning methods is necessary, because the adherence of dentine to the deposits may prevent appropriate file sterilization and enhance the risk of cross infection between patients.

The cleaning procedure employed in this work followed the favourable results reported by Tanomaru Filho *et al.* (2001), regarding ultrasonic cleaning of endodontic instruments. The use of ethyl alcohol in the ultrasonic bath is a traditional practice for cleaning metallic parts from oil contamination. The fact that the deposits on new instruments could not be completely removed by these cleaning procedures is an important contribution to the task of reviewing the cleaning methods.

### Conclusions

During canal preparation, dentine adhered to surface deposits found on new ProFile instruments. This potential problem indicates a need to re-evaluate the process employed for machining these instruments and to review the cleaning methods currently in use.

### Acknowledgements

This work was partially supported by the Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG, Belo Horizonte, MG, Brazil.

### References

- Eggert C, Peters O, Barbakow F (1999) Wear of nickel-titanium Lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *Journal of Endodontics* **25**, 494–7.
- El Baradie MA (1996) Cutting fluids. Part I. Characterisation. *Journal of Materials Processing Technology* **56**, 786–97.
- Hurt C, Rossman J.E (1996) The sterilization of endodontic hand files. *Journal of Endodontics* **22**, 321–2.
- Marending M, Lutz F, Barbakow F (1998) Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *International Endodontic Journal* **31**, 57–62.

- Marsicovetere ES, Clement DJ, del Rio CE (1996) Morphometric video analysis of the rotary nickel-titanium Lightspeed instrument system. *Journal of Endodontics* **22**, 231–5.
- Murgel CAF, Walton RE, Rittman B, Pécora JD (1990) A comparison of techniques for cleaning endodontic files after usage: a quantitative scanning electron microscopy study. *Journal of Endodontics* **16**, 214–7.
- Reams GJ, Baumgartner JC, Kulild JC (1995) Practical application of infection control in endodontics. *Journal of Endodontics* **21**, 281–4.
- Serene TP, Adams JD, Saxena A (1995) *Nickel-titanium instruments: applications in endodontics*. St. Louis, MO, USA: Ishiyaku EuroAmerica, Inc.
- Tanomaru Filho M, Leonardo MR, Bonifácio KC, Dametto FR, Silva IAB (2001) The use of ultrasound for cleaning the surface of stainless steel and nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal* **34**, 581–5.
- Thompson SA (2000) An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal* **33**, 297–310.

**ANEXO 6****Pesagem dos instrumentos****TABELA A1**

Peso dos instrumentos do Grupo Controle

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5292	0,5299	0,5334	0,5425
II	0,5277	0,5291	0,5325	0,5404
III	0,5284	0,5287	0,5326	0,5403
IV	0,5292	0,5300	0,5344	0,5401
V	0,5275	0,5295	0,5344	0,5418
<b>Média</b>	<b>0,5284</b>	<b>0,5294</b>	<b>0,5335</b>	<b>0,5410</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>

**TABELA A2**

Peso inicial instrumentos do Grupo 1

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5283	0,5299	0,5350	0,5443
II	0,5281	0,5290	0,5317	0,5423
III	0,5292	0,5284	0,5335	0,5442
IV	0,5280	0,5295	0,5340	0,5434
V	0,5289	0,5279	0,5343	0,5427
<b>Média</b>	<b>0,5285</b>	<b>0,5289</b>	<b>0,5337</b>	<b>0,5434</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,1</b>

**TABELA A3**

Peso inicial dos instrumentos do Grupo 2

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5278	0,5302	0,5338	0,5420
II	0,5286	0,5299	0,5320	0,5441
III	0,5294	0,5289	0,5319	0,5450
IV	0,5298	0,5272	0,5311	0,5413
V	0,5285	0,5299	0,5331	0,5418
<b>Média</b>	<b>0,5288</b>	<b>0,5292</b>	<b>0,5324</b>	<b>0,5428</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,2</b>	<b>0,3</b>

**TABELA A4**

Peso inicial dos instrumentos do Grupo 3

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5254	0,5267	0,5324	0,5475
II	0,5267	0,5299	0,5325	0,5434
III	0,5269	0,5291	0,5343	0,5482
IV	0,5287	0,5287	0,5307	0,5476
V	0,5259	0,5286	0,5330	0,5485
<b>Média</b>	<b>0,5267</b>	<b>0,5286</b>	<b>0,5326</b>	<b>0,547</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,002</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,2</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,3</b>

**TABELA A5**

Peso final dos instrumentos do Grupo 1

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5282	0,5299	0,5349	0,5443
II	0,5281	0,5290	0,5317	0,5423
III	0,5292	0,5284	0,5335	0,5442
IV	0,5279	0,5295	0,5340	0,5434
V	0,5289	0,5278	0,5343	0,5427
<b>Média</b>	<b>0,5285</b>	<b>0,5289</b>	<b>0,5334</b>	<b>0,5434</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>

**TABELA A6**

Peso final dos instrumentos do Grupo 2

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5277	0,5302	0,5337	0,5420
II	0,5285	0,5299	0,5320	0,5441
III	0,5289	0,5288	0,5318	0,5450
IV	0,5298	0,5272	0,5311	0,5413
V	0,5284	0,5298	0,5331	0,5418
<b>Média</b>	<b>0,5287</b>	<b>0,5292</b>	<b>0,5323</b>	<b>0,5428</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,2</b>	<b>0,3</b>

**TABELA A7**

Peso final dos instrumentos do Grupo 3

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5254	0,5267	0,5324	0,5475
II	0,5267	0,5299	0,5325	0,5433
III	0,5268	0,5291	0,5343	0,5481
IV	0,5287	0,5287	0,5307	0,5476
V	0,5260	0,5286	0,5330	0,5485
<b>Média</b>	<b>0,5267</b>	<b>0,5286</b>	<b>0,5326</b>	<b>0,547</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,002</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,2</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,3</b>

**ANEXO 7**  
**Geometria dos canais radiculares**

**TABELA A8**  
Ângulos e raios de curvatura dos canais do Grupo 2

Dente	Ângulo de curvatura (°)	Raio de curvatura (mm)
1	MV 48	MV 6,7
	ML 25	ML 6,7
2	MV 39	MV 3,8
	ML 30	ML 3,2
3	MV 40	MV 6,8
	ML 52	ML 7,2
4	MV 24	MV 5,6
	ML 27	ML 7
5	MV 33	MV 6,2
	ML 23	ML 2,3
6	MV 36	MV 5,8
	ML 30	ML 4,8
7	MV 41	MV 5,5
	ML 22	ML 4,5
8	MV 46	MV 6
	ML 34	ML 4,9
9	MV 20	MV 5
	ML 19	ML 2,7
10	MV 33	MV 6,5
	ML 37	ML 5,3
11	MV 23	MV 3,2
	ML 26	ML 3,5
12	MV 46	MV 4,5
	ML 35	ML 3,1
13	MV 36	MV 3,9
	ML 46	ML 3,9
14	MV 24	MV 3,2
	ML 33	ML 4,2
15	MV 11	MV 2,3
	ML 22	ML 3,1
16	MV 42	MV 4,3
	ML 26	ML 3,5
17	MV 41	MV 4,7
	ML 67	ML 4,4
18	MV 40	MV 4,3
	ML 28	ML 4,3
19	MV 9	MV 2,5
	ML 18	ML 2,3
20	MV 26	MV 2,2
	ML 26	ML 2,7
21	MV 44	MV 6,1
	ML 42	ML 5,9
22	MV 23	MV 2,1
	ML 35	ML 3,7
23	MV 38	MV 2,7
	ML 24	ML 2,1
24	MV 23	MV 2,5
	ML 21	ML 2,7
25	MV 40	MV 6,5
	ML 37	ML 7

**TABELA A9**  
**Ângulos e raios de curvatura dos canais do Grupo 3**

<b>Dente</b>	<b>Ângulo de curvatura (°)</b>	<b>Raio de curvatura (mm)</b>
26	MV 49	MV 6
	ML 47	ML 5,5
27	MV 35	MV 7,8
	ML 25	ML 8,2
28	MV 41	MV 5,3
	ML 25	ML 3,8
29	MV 28	MV 2,9
	ML 58	ML 4,4
30	MV 56	MV 5,1
	ML 65	ML 5
31	MV 41	MV 6,6
	ML 28	ML 4,7
32	MV 55	MV 5,5
	ML 39	ML 4,2
33	MV 31	MV 2,9
	ML 28	ML 2,5
34	MV 20	MV 2,6
	ML 29	ML 4,5
35	MV 23	MV 3
	ML 14	ML 3,1
36	MV 23	MV 1,8
	ML 14	ML 1,4
37	MV 40	MV 5,1
	ML 26	ML 3,6
38	MV 26	MV 2,7
	ML 36	ML 5,1
39	MV 51	MV 6,2
	ML 40	ML 4,8
40	MV 32	MV 3,4
	ML 37	ML 3,9
41	MV 30	MV 2,5
	ML 20	ML 1,5
42	MV 23	MV 3,8
	ML 32	ML 3,3
43	MV 38	MV 2
	ML 55	ML 4,3
44	MV 46	MV 4,9
	ML 29	ML 2,5
45	MV 34	MV 2,5
	ML 43	ML 2,6
46	MV 47	MV 3,5
	ML 32	ML 3,9
47	MV 20	MV 2,1
	ML 31	ML 4,1
48	MV 33	MV 4,2
	ML 25	ML 2,6
49	MV 18	MV 1,8
	ML 22	ML 1,4
50	MV 31	MV 2,8
	ML 15	ML 2,3

**ANEXO 8****Resultados dos ensaios de resistência à fadiga****TABELA A10**

Grupo controle – Instrumento 20/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	238	991,7	3,5
II	220	916,7	3,5
III	239	995,8	3,25
IV	209	870,8	4,5
V	211	879,2	3,5
<b>Média</b>	<b>223,4</b>	<b>930,8</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>14,4</b>	<b>60</b>	<b>0,5</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>5,4</b>	<b>5,4</b>	<b>10,7</b>

**TABELA A11**

Grupo 1 - Instrumento 20/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	199	829,2	4,5
II	258	1075	4
III	227	945,8	4
IV	191	795,8	3,75
V	237	987,5	3,75
<b>Média</b>	<b>222,4</b>	<b>926,7</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>27,5</b>	<b>114,8</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>9,9</b>	<b>9,9</b>	<b>5</b>

**TABELA A12**

Grupo 2 - Instrumento 20/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	140	583,3	3,5
II	129	537,5	3,75
III	143	595,8	3,5
IV	137	570,8	4
V	148	616,7	3,75
<b>Média</b>	<b>139,4</b>	<b>580,8</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>7,1</b>	<b>29,6</b>	<b>0,2</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>3,7</b>	<b>3,7</b>	<b>4</b>

**TABELA A13**

Grupo 3 - Instrumento 20/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	157	654,2	4,25
II	134	558,3	4,5
III	151	629,2	4
IV	145	604,2	4,25
V	149	620,8	3,5
<b>Média</b>	<b>147,2</b>	<b>613,3</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>8,6</b>	<b>35,7</b>	<b>0,4</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,2</b>	<b>4,2</b>	<b>7,5</b>

**TABELA A14**

Grupo Controle - Instrumento 25/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	175	729,2	3,5
II	161	670,8	3,75
III	166	691,7	4,25
IV	181	754,2	4
V	179	745,8	4
<b>Média</b>	<b>172,4</b>	<b>718,3</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>8,6</b>	<b>35,8</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,1</b>	<b>4,1</b>	<b>5</b>

**TABELA A15**

Grupo 1 - Instrumento 25/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	159	662,5	4,75
II	165	687,5	4,75
III	178	741,7	4
IV	184	766,7	4,5
V	172	716,7	4,75
<b>Média</b>	<b>171,6</b>	<b>715</b>	<b>4,5</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>10%</b>	<b>41,5</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,5</b>	<b>4,5</b>	<b>5,6</b>

**TABELA A16**

Grupo 2 - Instrumento 25/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	111	462,5	4,25
II	112	466,7	4,25
III	130	541,7	3,75
IV	107	445,8	4,5
V	104	433,3	4,5
<b>Média</b>	<b>112,8</b>	<b>470</b>	<b>4,25</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>10,1</b>	<b>42,2</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>6,1</b>	<b>6,1</b>	<b>4,7</b>

**TABELA A17**

Grupo 3 - Instrumento 25/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	115	479,2	4
II	121	504,2	4,25
III	109	454,2	4,5
IV	118	491,7	4
V	127	529,2	4,5
<b>Média</b>	<b>118</b>	<b>491,7</b>	<b>4,25</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>6,7</b>	<b>27,9</b>	<b>0,25</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,1</b>	<b>4,1</b>	<b>4,7</b>

**TABELA A18**

Grupo Controle - Instrumento 30/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	161	670,8	4,5
II	153	637,5	4,25
III	146	608,3	3,25
IV	125	520,8	3,75
V	137	570	3,75
<b>Média</b>	<b>144,4</b>	<b>601,5</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>14</b>	<b>58,4</b>	<b>0,5</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>7,4</b>	<b>7,4</b>	<b>10</b>

**TABELA A19**

Grupo 1 - Instrumento 30/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	165	687,5	3,75
II	148	616,7	4
III	130	541,7	4,5
IV	134	558,3	4,5
V	137	570,8	4,5
<b>Média</b>	<b>142,8</b>	<b>595</b>	<b>4,25</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>14</b>	<b>58,7</b>	<b>0,4</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>7,7</b>	<b>7,7</b>	<b>7,1</b>

**TABELA A20**

Grupo 2 - Instrumento 30/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	83	345,8	4,25
II	110	458,3	3,5
III	105	437,5	4
IV	95	395,8	3,75
V	91	379,2	4,25
<b>Média</b>	<b>96,8</b>	<b>403,3</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>10,8</b>	<b>45,1</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>8,8</b>	<b>8,8</b>	<b>6,3</b>

**TABELA A21**

Grupo 3 - Instrumento 30/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	94	391,7	4
II	105	437,5	4
III	91	379,2	4,5
IV	87	362,5	4,25
V	95	395,8	3,75
<b>Média</b>	<b>94,4</b>	<b>393,3</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>6,7</b>	<b>27,9</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,7</b>	<b>4,7</b>	<b>5</b>

**TABELA A22**

Grupo Controle - Instrumento 20/.06

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	159	662,5	2,5
II	164	683,3	4,25
III	141	587,5	4
IV	136	566,6	3,75
V	140	583,3	3,75
<b>Média</b>	<b>148</b>	<b>616,6</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>12,6</b>	<b>52,5</b>	<b>0,6</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>7,3</b>	<b>7,3</b>	<b>10,7</b>

**TABELA A23**

Grupo 1 - Instrumento 20/.06

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	155	645,8	4
II	124	516,7	4
III	136	566,7	3,5
IV	149	620,8	4,25
V	167	695,8	4
<b>Média</b>	<b>146,2</b>	<b>609,2</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>16,7</b>	<b>69,5</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>8,8</b>	<b>8,8</b>	<b>3,8</b>

**TABELA A24**

Grupo 2 - Instrumento 20/06

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
<b>I</b>	93	387,5	3,5
<b>II</b>	89	370,9	3,5
<b>III</b>	111	462,5	3,75
<b>IV</b>	95	395,8	4
<b>V</b>	99	412,5	3,5
<b>Média</b>	<b>97,4</b>	<b>405,8</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>8,4</b>	<b>35</b>	<b>0,2</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>6,2</b>	<b>6,2</b>	<b>5,3</b>

**TABELA A25**

Grupo 3 - Instrumento 20/06

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
<b>I</b>	119	495,8	3,75
<b>II</b>	112	466,7	4,5
<b>III</b>	97	404,2	3,5
<b>IV</b>	105	437,5	3,25
<b>V</b>	94	391,2	3,5
<b>Média</b>	<b>105,4</b>	<b>439,1</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>10,4</b>	<b>43,3</b>	<b>0,4</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>7,7</b>	<b>7,7</b>	<b>9,3</b>

**ANEXO 1****Ficha de identificação dos instrumentos**

Aluna: Renata de Castro Martins  
Orientador: Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono  
Co-Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Maria Guiomar de Azevedo Bahia  
Dissertação de Mestrado em Clínica Odontológica  
Universidade Federal de Minas Gerais

**INFLUÊNCIA DO HIPOCLORITO DE SÓDIO E DA AÇÃO DE CORTE NA RESISTÊNCIA À FADIGA DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NÍQUEL-TITÂNIO ACIONADOS A MOTOR****Ficha de Identificação**

GRUPO: \_\_\_\_\_ INSTRUMENTO: \_\_\_\_\_  
Número do instrumento: \_\_\_\_\_  
Pesagem inicial: \_\_\_\_\_  
Data da primeira observação/lupa estereomicroscópica/MEV: \_\_\_\_\_  
Registro de imagem: sim ( ) não ( )  
Observações de alterações na superfície (medidas em mm a partir da ponta):

---

---

---

---

---

---

Pesagem final: \_\_\_\_\_  
Data da segunda observação lupa estereomicroscópica/MEV: \_\_\_\_\_  
Registro de imagem: sim ( ) não ( )  
Observações de alterações na superfície (medidas em mm a partir da ponta):

---

---

---

---

---

---

Data da terceira observação lupa estereomicroscópica/MEV: \_\_\_\_\_  
Registro de imagem: sim ( ) não ( )  
Características da superfície de fratura:

---

---

---

---

---

---

## ANEXO 2

## Carta de doação dos dentes



PREFEITURA DE PATOS DE MINAS  
SECRETARIA MUNICIPAL DE SAÚDE

## DEPARTAMENTO ODONTOLÓGICO

## DECLARAÇÃO

Declaro, para os devidos fins, que o Departamento Odontológico da Prefeitura Municipal de Patos de Minas, doou molares inferiores, extraídos por razões estritamente clínicas, e coletados nos postos de saúde da referida cidade, para a cirurgia dentista Renata de Castro Martins, com finalidade de pesquisa de Mestrado pela Universidade Federal de Minas Gerais.

Patos de Minas, 10 de Outubro de 2001

  
FRANCISCO DE ASSIS MACHADO  
Secretário Municipal de Saúde

  
DR. PEDRO DE CASTRO  
CRO MG 5779 - MAT. 7721

COORDENAÇÃO ODONTOLÓGICA  
SMS - PATOS DE MINAS - MG

Cartório Amarel 5º Ofício de Notas  
AV. JOÃO PINHEIRO, 152 - BELÓ HORIZONTE  
PABX: (31) 3224-2303 - FAX: 3224-4001

Conferida e achada conforme o original exibido. Dou fé	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
B. Hie.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Em test. da verdade.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Carlos A. F. Amarel	Isabel F. Amarel	Regina F. Amarel	Thais Marilene de Souza	Vânia R. Castanheira
	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**ANEXO 3****Parecer de aprovação do COEP**

Universidade Federal de Minas Gerais  
Comitê de ética em pesquisa da UFMG - COEP

**Parecer nº 215/01**

**Interessados: Prof. Vicente Tadeu Lopes Buono e  
Renata de castro Martins**

**Voto:**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprova no dia 23 de janeiro de 2002 o projeto de pesquisa intitulado «**Influência do hipoclorito de sódio e da ação de corte na resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de níquel titânio acionados a motor** » e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto. O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.



**Prof. Dr. Carlos Alberto Montanari**  
**Presidente, em exercício do COEP/UFMG**

**ANEXO 4****Ficha de identificação dos molares inferiores**

Aluna: Renata de Castro Martins  
 Orientador: Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono  
 Co-Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Maria Guiomar de Azevedo Bahia  
 Dissertação de Mestrado em Clínica Odontológica  
 Universidade Federal de Minas Gerais

**INFLUÊNCIA DO HIPOCLORITO DE SÓDIO E DA AÇÃO DE CORTE NA RESISTÊNCIA  
 À FADIGA DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NÍQUEL-TITÂNIO ACIONADOS A  
 MOTOR**

**IDENTIFICAÇÃO**

DENTE Nº \_\_\_\_\_

GRUPO: \_\_\_\_\_

Dente:	
Raio de curvatura:	
Data de instrumentação:	
Solução irrigadora utilizada:	Volume:
Tempo de instrumentação:	

Canal	CPC	Lima M1	CT	Lima M2	Ref.	Curv.
MV		#		#		
ML		#		#		

OBS.:

---



---



---



---



---



---



---



---



---



---

## ANEXO 5

## Estudo preliminar

## Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study

R. C. Martins<sup>1</sup>, M. G. A. Bahia<sup>1</sup> & V. T. L. Bueno<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Restoration Dentistry, Faculty of Dentistry, <sup>2</sup>Department of Metallurgical and Materials Engineering, Engineering School, Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil

### Abstract

**Martins RC, Bahia MGA, Bueno VTL.** Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *International Endodontic Journal*, 35, 848–853, 2002.

**Aim** The purpose of this preliminary study was to analyze surface irregularities on ProFile nickel-titanium (NiTi) rotary instruments before use, after sterilization by two different methods and after instrumentation of molar root canals.

**Methodology** Five new ProFile NiTi rotary instruments with 0.04 taper, size 20, five instruments with 0.04 taper, size 25 and five with 0.06 taper, size 20 were analyzed by scanning electron microscopy (SEM) and X-ray energy-dispersive spectroscopy (EDS). The instruments were then divided into two groups: three of each taper and size were sterilized in a dry heat sterilizer, whilst two of each taper and size were

sterilized in an autoclave. After inspection by the same techniques, the files were used to instrument six molar root canals, and again analyzed by SEM/EDS.

**Results** Together with the usual machining defects, a variable amount of material containing mainly carbon and sulphur was found on the surface of new instruments. This material was not removed by standard cleaning and sterilization procedures. The use of the files for instrumentation of root canals eliminated a considerable amount of the adhered substance, but deposits rich in calcium and phosphorus accumulated on the remaining impurities.

**Conclusions** The adherence of dentine on surface deposits found on new ProFile instruments requires special cleaning, prior to sterilization.

**Keywords:** cross infection, nickel-titanium, ProFile, surface irregularities.

Received 25 January 2002; accepted 20 June 2002

### Introduction

The machining of nickel-titanium (NiTi) endodontic files is a complex procedure, generally resulting in surfaces with a high concentration of defects such as debris and metal strips, in addition to pits and blunt cutting edges (Serene *et al.* 1995, Marsicovetere *et al.* 1996, Marending *et al.* 1998, Eggert *et al.* 1999). Morphometric variations

have also been observed amongst instruments of the same size (Marsicovetere *et al.* 1996). The detection of a variable amount of material adhering to the tips and cutting edges of new NiTi instruments (Marsicovetere *et al.* 1996, Marending *et al.* 1998), and the observation that the amount of these deposits increases after root-canal instrumentation (Marending *et al.* 1998, Eggert *et al.* 1999) may be important. Eggert *et al.* (1999), when reporting an increase of debris on instruments after usage, indicate that a review of instrument cleaning procedure was justified. The exchange of debris via instruments from one patient to another is undesirable as they can act as antigens, infecting agents or nonspecific irritants (Murgel *et al.* 1990). Because microorganisms

Correspondence: Prof Vicente T. L. Bueno, Department of Metallurgical and Materials Engineering, Engineering School, Federal University of Minas Gerais, Rua Espírito Santo 35/206, 30160-030, Belo Horizonte, MG, Brazil (Tel.: +55 31 3238 1859; fax: +55 31 3238 1815; e-mail: vbueno@deme.ufmg.br).

are the major cause of endodontic disease, asepsis and microbiological control are essential for endodontic success (Hurt & Rossman 1996). As pointed out by Reams *et al.* (1995), if the bioburden (blood, saliva, debris) is not removed from endodontic instruments, any method of sterilization may be ineffective.

The purpose of this preliminary study was to analyze surface irregularities on ProFile NiTi rotary instruments before use, after sterilization by two different methods and after root-canal instrumentation. The main objective was to investigate the nature of these irregularities and how they might influence the use of the instruments during root-canal treatment.

### Materials and methods

A total of 15 ProFile NiTi rotary instruments (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), five with 0.04 taper, size 20, five with 0.04 taper, size 25 and five with 0.06 taper, size 20 were analyzed. They were withdrawn from sealed boxes and sequentially numbered on the handle, using a high-speed diamond bur. The instruments were washed with a brush and liquid detergent in running water and ultrasonically cleaned at a frequency of 40 kHz (Thornton-INPEC, Vinhedos, SP, Brazil) for 5 min in commercially hydrated ethyl alcohol.

The files were then inspected in a stereomicroscope (Wild M8, Heerbrugg, Switzerland), at magnifications between 6× and 50×, using a support where they could be rotated 360° for observation. Morphometric changes, surface imperfections and the presence of particles were then observed, using an endodontic ruler, to establish the position of the surface irregularities in relation to

the instrument tip. Each instrument was provided with an identification record, used to guide the analysis by scanning electron microscopy (SEM) (Jeol JSM 5410, Tokyo, Japan). Secondary electron images, showing the topographic characteristics of the irregularities, were recorded. X-ray energy-dispersive spectroscopy (EDS) (Noran TN-M3055, Middleton, WI, USA) was used to identify and characterize semi-quantitatively, chemical elements present in deposits found on instrument surfaces.

Following this initial analysis, the instruments were washed again as previously described, but not ultrasonically cleaned, and randomly divided into two groups: nine instruments (three of each taper and size) were sterilized at 170 °C for 1 h in a dry heat sterilizer (Fanen 311CG, São Paulo, SP, Brazil) and the remaining six instruments (two of each taper and size) were sterilized for 20 min in an autoclave (Cristofoli, Campo Mourão, PR, Brazil), at 128 °C, a pressure of 1.6 kgf cm<sup>-2</sup>. After sterilization, the instruments were ultrasonically cleaned and inspected as described before.

Finally, each instrument was used to prepare six molar root canals with average curvature between 25° and 40°. Canal instrumentation was performed using a crown-down technique, following the clinical protocol described in Table 1. The files were operated at 300 rpm, using a slow-speed high-torque endodontic electric motor (TC Motor 3000, Nuvag, Goldach, Switzerland), with a 16 : 1 gear reduction handpiece. Rc-Prep (Premier Dental Products, Norristown, PA, USA) was used for lubrication and a 2.5% sodium hypochlorite solution was employed as irrigant. Dry heat sterilization, which is the most common procedure used in Brazil for

**Table 1** Preparation technique

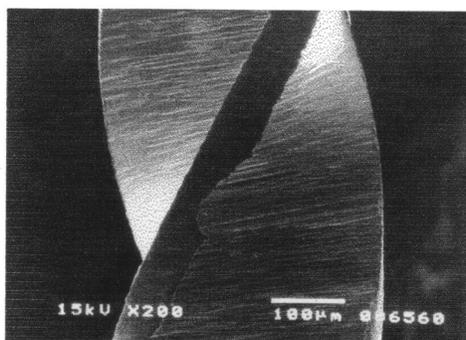
Preparation technique	Instrument used
Pre-operative X-ray and approximate estimation of the working length (WL). Patency of the root canal was established	Manual K-file size 10
Crown-down preliminary enlargement: passive instrumentation with a continuous in-and-out movement without forcing the instruments in the apical direction	Orifice shaper 0.07 taper, size 50 Orifice shaper 0.06 taper, size 40 Orifice shaper 0.06 taper, size 30 ProFile 0.06 taper, size 25 ProFile 0.06 taper, size 20
Determination of the WL	Manual file and X-ray
Apical shaping at the WL	ProFile 0.04 taper, size 20 ProFile 0.04 taper, size 25 ProFile 0.04 taper, size 30
Final shaping	ProFile 0.06 taper, size 25 ProFile 0.06 taper, size 20

sterilizing endodontic instruments, was applied between canal preparations. After use, the files were washed again, ultrasonically cleaned as described before, and then observed using the same techniques.

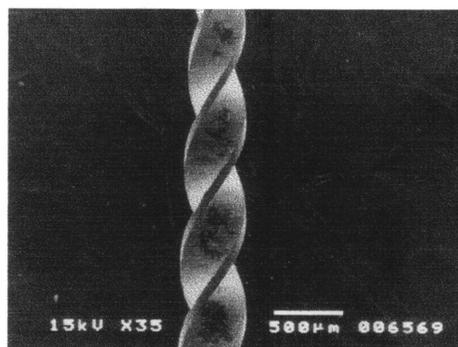
## Results

Morphometric variations such as sharpened, flattened or rounded tips, deeper or shallower U-plane concavities and wider or thinner radial lands, were observed by stereomicroscopy and SEM in new instruments. The presence of debris, metal flash and deep milling marks (Fig. 1) was detected in all files. The irregularities were randomly distributed along the length of the instruments and the majority of them could only be observed by SEM with a relatively high magnification (between 200 $\times$  and 1000 $\times$ ). These two aspects, size and distribution, rendered quantitative analysis of the irregularities impracticable.

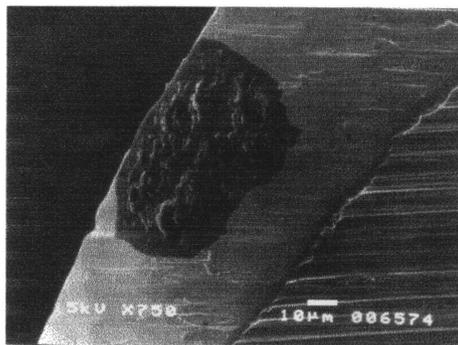
A variable amount of adherent material on the tip and along the 16-mm of the concavities and radial lands was observed in the majority of the new instruments (Figs 2 and 3). The exact location, distribution, size, thickness and chemical composition of the material varied from one instrument to another, irrespective of size and taper. The EDS analysis (Fig. 4) of this material on unused instruments showed that it contained mainly carbon (C) and sulphur (S), together with smaller amounts of other elements such as oxygen (O), sodium (Na), calcium (Ca) and aluminium (Al). The presence of Ni and Ti peaks in the EDS spectrum of Fig. 4 is owing to the fact that the electron probe also detects the substances underneath the deposits. It is also important to



Deep milling marks on the radial land, affecting the cutting edge of a new size 25 ProFile instrument with 0.04 taper. Original magnification: 200 $\times$ .



Material adhered along the surface of a new size 20 ProFile instrument with 0.04 taper. Original magnification: 35 $\times$ .

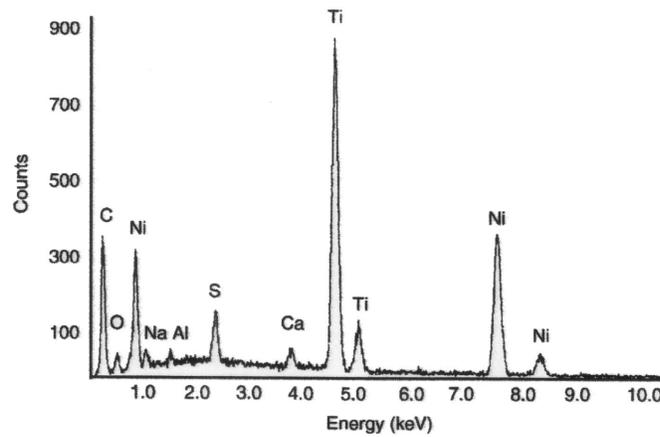


Material adhered on the radial land of the same file shown in Fig. 2. Original magnification: 750 $\times$ .

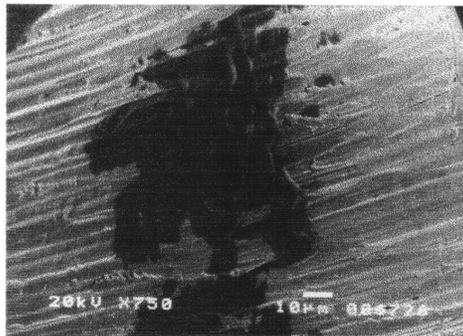
observe that the correlation between peak amplitudes and the concentration of chemical elements in the analyzed areas is only semi-quantitative.

After the files were subjected to the cleaning procedures and to one sterilization cycle in a dry heat sterilizer or in a steam autoclave, no appreciable changes were observed on the topographic aspect of the adhered material (Fig. 5), nor on its chemical composition; EDS spectra displayed the same peaks shown in Fig. 4. These results indicate that the cleaning and sterilization procedures employed were not sufficient to remove the adhered substance.

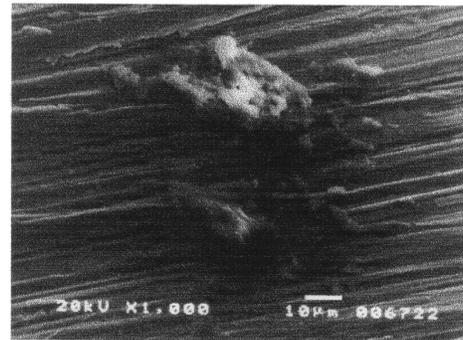
Surface analysis of the instruments after shaping six root canals, followed by cleaning and sterilization showed wear marks and a decrease in the amount of



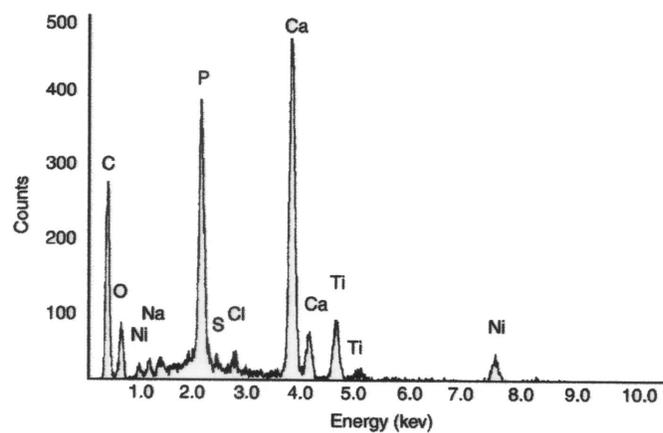
**Figure 4** EDS spectrum of the adhered substance, showing the presence of carbon (C) and sulphur (S) and smaller amounts of oxygen (O), sodium (Na), calcium (Ca) and aluminium (Al).



**Figure 5** Material adhered on the surface of a size 20 ProFile instrument with 0.04 taper, sterilized in autoclave. Original magnification: 750×.



**Figure 6** Deposits accumulated on the adhered material on the surface of a size 20 ProFile instrument with 0.06 taper, after cleaning and shaping six root canals. Original magnification: 1000×.



**Figure 7** EDS spectrum of the deposit shown in Fig. 6, with high concentrations of calcium (Ca) and phosphorus (P).

the deposited material. Moreover, it has been verified that in the remaining adherent material, there was a tendency for the accumulation of new deposits (Fig. 6). A typical EDS spectrum of these deposits, recorded with the same characteristics, is shown in Fig. 7. The high concentrations of calcium (Ca) and phosphorus (P) in these new deposits show that they were of dentinal origin.

### Discussion

The morphometric variations of ProFile instruments, as well as the presence of debris, metal strips, flattened surfaces and defects had the same characteristics as those reported by Marsicovetere *et al.* (1996) in new Lightspeed instruments. The consequences of these imperfections in terms of durability and performance of the files during clinical use have not yet been adequately evaluated. According to Eggert *et al.* (1999), the effects of these irregularities on the cleaning and shaping performance of the instruments is difficult to assess and probably not clinically relevant. On the other hand, Thompson (2000) states that the presence of surface irregularities on the cutting edges of the instruments may compromise their cutting ability and potentially cause problems with corrosion.

The presence of adherent material on the tips and along the concavities and radial lands of new ProFile instruments is also in agreement with the observations of Marsicovetere *et al.* (1996) and Eggert *et al.* (1999) in new Lightspeed instruments. The fact that the adherent material was analyzed in this work and exhibited high concentrations of C and S and a small amount of O constitutes an important contribution to the understanding of its origin. As discussed in a recent review by Thompson (2000), the manufacture of NiTi endodontic files requires complex machining operations, involving careful selection of cutting speeds and feed rates, together with the appropriate choice of tools and cutting oils. Adjusting the process parameters of this operation is a difficult task and if the cutting speed and/or feed rate employed for machining the ProFile instruments were too high, overheating of the cutting tool and of the instrument surface could have occurred. Overheating generally causes decomposition and oxidation of the lubricating oil. The results obtained here suggest that such a process may have occurred and that a sulphurized cooling and lubricating agent was employed during the machining of the instruments, which is a common practice to increase cutting speeds, feed rates and depths of cut in this type of operation (El Baradie 1996). The heat

and the surface irregularities would certainly increase the adhesion of the reaction products, rendering their removal during the subsequent cleaning operation much more difficult.

The presence of these deposits on the surface of new instruments, the fact that they are difficult to remove together with the observation that dentine adheres to these deposits after root-canal instrumentation requires attention. Before manufacturers can suitably adjust their processing parameters to prevent the accumulation of these substances, a review of the cleaning methods is necessary, because the adherence of dentine to the deposits may prevent appropriate file sterilization and enhance the risk of cross infection between patients.

The cleaning procedure employed in this work followed the favourable results reported by Tanomaru Filho *et al.* (2001), regarding ultrasonic cleaning of endodontic instruments. The use of ethyl alcohol in the ultrasonic bath is a traditional practice for cleaning metallic parts from oil contamination. The fact that the deposits on new instruments could not be completely removed by these cleaning procedures is an important contribution to the task of reviewing the cleaning methods.

### Conclusions

During canal preparation, dentine adhered to surface deposits found on new ProFile instruments. This potential problem indicates a need to re-evaluate the process employed for machining these instruments and to review the cleaning methods currently in use.

### Acknowledgements

This work was partially supported by the Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais – FAPEMIG, Belo Horizonte, MG, Brazil.

### References

- Eggert C, Peters O, Barbakow F (1999) Wear of nickel-titanium Lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *Journal of Endodontics* **25**, 494–7.
- El Baradie MA (1996) Cutting fluids. Part I. Characterisation. *Journal of Materials Processing Technology* **56**, 786–97.
- Hurt CA, Rossman JE (1996) The sterilization of endodontic hand files. *Journal of Endodontics* **22**, 321–2.
- Marending M, Lutz F, Barbakow F (1998) Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *International Endodontic Journal* **31**, 57–62.

- Marsicovetere ES, Clement DJ, del Rio CE (1996) Morphometric video analysis of the rotary nickel-titanium Lightspeed instrument system. *Journal of Endodontics* **22**, 231–5.
- Murgel CAF, Walton RE, Rittman B, Pécora JD (1990) A comparison of techniques for cleaning endodontic files after usage: a quantitative scanning electron microscopy study. *Journal of Endodontics* **16**, 214–7.
- Reams GJ, Baumgartner JC, Kulild JC (1995) Practical application of infection control in endodontics. *Journal of Endodontics* **21**, 281–4.
- Serene TP, Adams JD, Saxena A (1995) *Nickel-titanium instruments: applications in endodontics*. St. Louis, MO, USA: Ishiyaku EuroAmerica, Inc.
- Tanomaru Filho M, Leonardo MR, Bonifácio KC, Dametto FR, Silva IAB (2001) The use of ultrasound for cleaning the surface of stainless steel and nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal* **34**, 581–5.
- Thompson SA (2000) An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal* **33**, 297–310.

## ANEXO 6

## Pesagem dos instrumentos

TABELA A1

Peso dos instrumentos do Grupo Controle

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5292	0,5299	0,5334	0,5425
II	0,5277	0,5291	0,5325	0,5404
III	0,5284	0,5287	0,5326	0,5403
IV	0,5292	0,5300	0,5344	0,5401
V	0,5275	0,5295	0,5344	0,5418
<b>Média</b>	<b>0,5284</b>	<b>0,5294</b>	<b>0,5335</b>	<b>0,5410</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>

TABELA A2

Peso inicial instrumentos do Grupo 1

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5283	0,5299	0,5350	0,5443
II	0,5281	0,5290	0,5317	0,5423
III	0,5292	0,5284	0,5335	0,5442
IV	0,5280	0,5295	0,5340	0,5434
V	0,5289	0,5279	0,5343	0,5427
<b>Média</b>	<b>0,5285</b>	<b>0,5289</b>	<b>0,5337</b>	<b>0,5434</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,1</b>

**TABELA A3**

Peso inicial dos instrumentos do Grupo 2

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5278	0,5302	0,5338	0,5420
II	0,5286	0,5299	0,5320	0,5441
III	0,5294	0,5289	0,5319	0,5450
IV	0,5298	0,5272	0,5311	0,5413
V	0,5285	0,5299	0,5331	0,5418
<b>Média</b>	<b>0,5288</b>	<b>0,5292</b>	<b>0,5324</b>	<b>0,5428</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,2</b>	<b>0,3</b>

**TABELA A4**

Peso inicial dos instrumentos do Grupo 3

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5254	0,5267	0,5324	0,5475
II	0,5267	0,5299	0,5325	0,5434
III	0,5269	0,5291	0,5343	0,5482
IV	0,5287	0,5287	0,5307	0,5476
V	0,5259	0,5286	0,5330	0,5485
<b>Média</b>	<b>0,5267</b>	<b>0,5286</b>	<b>0,5326</b>	<b>0,547</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,002</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,2</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,3</b>

**TABELA A5**

Peso final dos instrumentos do Grupo 1

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5282	0,5299	0,5349	0,5443
II	0,5281	0,5290	0,5317	0,5423
III	0,5292	0,5284	0,5335	0,5442
IV	0,5279	0,5295	0,5340	0,5434
V	0,5289	0,5278	0,5343	0,5427
<b>Média</b>	<b>0,5285</b>	<b>0,5289</b>	<b>0,5334</b>	<b>0,5434</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>	<b>0,1</b>

**TABELA A6**

Peso final dos instrumentos do Grupo 2

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5277	0,5302	0,5337	0,5420
II	0,5285	0,5299	0,5320	0,5441
III	0,5289	0,5288	0,5318	0,5450
IV	0,5298	0,5272	0,5311	0,5413
V	0,5284	0,5298	0,5331	0,5418
<b>Média</b>	<b>0,5287</b>	<b>0,5292</b>	<b>0,5323</b>	<b>0,5428</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,2</b>	<b>0,3</b>

**TABELA A7**

Peso final dos instrumentos do Grupo 3

Número	Peso (g)			
	20/.04	25/.04	30/.04	20/.06
I	0,5254	0,5267	0,5324	0,5475
II	0,5267	0,5299	0,5325	0,5433
III	0,5268	0,5291	0,5343	0,5481
IV	0,5287	0,5287	0,5307	0,5476
V	0,5260	0,5286	0,5330	0,5485
<b>Média</b>	<b>0,5267</b>	<b>0,5286</b>	<b>0,5326</b>	<b>0,547</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,002</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>0,2</b>	<b>0,1</b>	<b>0,2</b>	<b>0,3</b>

**ANEXO 7**  
**Geometria dos canais radiculares**

**TABELA A8**  
Ângulos e raios de curvatura dos canais do Grupo 2

Dente	Ângulo de curvatura (°)	Raio de curvatura (mm)
1	MV 48	MV 6,7
	ML 25	ML 6,7
2	MV 39	MV 3,8
	ML 30	ML 3,2
3	MV 40	MV 6,8
	ML 52	ML 7,2
4	MV 24	MV 5,6
	ML 27	ML 7
5	MV 33	MV 6,2
	ML 23	ML 2,3
6	MV 36	MV 5,8
	ML 30	ML 4,8
7	MV 41	MV 5,5
	ML 22	ML 4,5
8	MV 46	MV 6
	ML 34	ML 4,9
9	MV 20	MV 5
	ML 19	ML 2,7
10	MV 33	MV 6,5
	ML 37	ML 5,3
11	MV 23	MV 3,2
	ML 26	ML 3,5
12	MV 46	MV 4,5
	ML 35	ML 3,1
13	MV 36	MV 3,9
	ML 46	ML 3,9
14	MV 24	MV 3,2
	ML 33	ML 4,2
15	MV 11	MV 2,3
	ML 22	ML 3,1
16	MV 42	MV 4,3
	ML 26	ML 3,5
17	MV 41	MV 4,7
	ML 67	ML 4,4
18	MV 40	MV 4,3
	ML 28	ML 4,3
19	MV 9	MV 2,5
	ML 18	ML 2,3
20	MV 26	MV 2,2
	ML 26	ML 2,7
21	MV 44	MV 6,1
	ML 42	ML 5,9
22	MV 23	MV 2,1
	ML 35	ML 3,7
23	MV 38	MV 2,7
	ML 24	ML 2,1
24	MV 23	MV 2,5
	ML 21	ML 2,7
25	MV 40	MV 6,5
	ML 37	ML 7

**TABELA A9**  
**Ângulos e raios de curvatura dos canais do Grupo 3**

<b>Dente</b>	<b>Ângulo de curvatura (°)</b>	<b>Raio de curvatura (mm)</b>
26	MV 49	MV 6
	ML 47	ML 5,5
27	MV 35	MV 7,8
	ML 25	ML 8,2
28	MV 41	MV 5,3
	ML 25	ML 3,8
29	MV 28	MV 2,9
	ML 58	ML 4,4
30	MV 56	MV 5,1
	ML 65	ML 5
31	MV 41	MV 6,6
	ML 28	ML 4,7
32	MV 55	MV 5,5
	ML 39	ML 4,2
33	MV 31	MV 2,9
	ML 28	ML 2,5
34	MV 20	MV 2,6
	ML 29	ML 4,5
35	MV 23	MV 3
	ML 14	ML 3,1
36	MV 23	MV 1,8
	ML 14	ML 1,4
37	MV 40	MV 5,1
	ML 26	ML 3,6
38	MV 26	MV 2,7
	ML 36	ML 5,1
39	MV 51	MV 6,2
	ML 40	ML 4,8
40	MV 32	MV 3,4
	ML 37	ML 3,9
41	MV 30	MV 2,5
	ML 20	ML 1,5
42	MV 23	MV 3,8
	ML 32	ML 3,3
43	MV 38	MV 2
	ML 55	ML 4,3
44	MV 46	MV 4,9
	ML 29	ML 2,5
45	MV 34	MV 2,5
	ML 43	ML 2,6
46	MV 47	MV 3,5
	ML 32	ML 3,9
47	MV 20	MV 2,1
	ML 31	ML 4,1
48	MV 33	MV 4,2
	ML 25	ML 2,6
49	MV 18	MV 1,8
	ML 22	ML 1,4
50	MV 31	MV 2,8
	ML 15	ML 2,3

**ANEXO 8****Resultados dos ensaios de resistência à fadiga****TABELA A10**

Grupo controle – Instrumento 20/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	238	991,7	3,5
II	220	916,7	3,5
III	239	995,8	3,25
IV	209	870,8	4,5
V	211	879,2	3,5
<b>Média</b>	<b>223,4</b>	<b>930,8</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>14,4</b>	<b>60</b>	<b>0,5</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>5,4</b>	<b>5,4</b>	<b>10,7</b>

**TABELA A11**

Grupo 1 - Instrumento 20/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	199	829,2	4,5
II	258	1075	4
III	227	945,8	4
IV	191	795,8	3,75
V	237	987,5	3,75
<b>Média</b>	<b>222,4</b>	<b>926,7</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>27,5</b>	<b>114,8</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>9,9</b>	<b>9,9</b>	<b>5</b>

**TABELA A12**

Grupo 2 - Instrumento 20/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	140	583,3	3,5
II	129	537,5	3,75
III	143	595,8	3,5
IV	137	570,8	4
V	148	616,7	3,75
<b>Média</b>	<b>139,4</b>	<b>580,8</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>7,1</b>	<b>29,6</b>	<b>0,2</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>3,7</b>	<b>3,7</b>	<b>4</b>

**TABELA A13**

Grupo 3 - Instrumento 20/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	157	654,2	4,25
II	134	558,3	4,5
III	151	629,2	4
IV	145	604,2	4,25
V	149	620,8	3,5
<b>Média</b>	<b>147,2</b>	<b>613,3</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>8,6</b>	<b>35,7</b>	<b>0,4</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,2</b>	<b>4,2</b>	<b>7,5</b>

**TABELA A14**

Grupo Controle - Instrumento 25/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	175	729,2	3,5
II	161	670,8	3,75
III	166	691,7	4,25
IV	181	754,2	4
V	179	745,8	4
<b>Média</b>	<b>172,4</b>	<b>718,3</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>8,6</b>	<b>35,8</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,1</b>	<b>4,1</b>	<b>5</b>

**TABELA A15**

Grupo 1 - Instrumento 25/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	159	662,5	4,75
II	165	687,5	4,75
III	178	741,7	4
IV	184	766,7	4,5
V	172	716,7	4,75
<b>Média</b>	<b>171,6</b>	<b>715</b>	<b>4,5</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>10%</b>	<b>41,5</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,5</b>	<b>4,5</b>	<b>5,6</b>

**TABELA A16**

Grupo 2 - Instrumento 25/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	111	462,5	4,25
II	112	466,7	4,25
III	130	541,7	3,75
IV	107	445,8	4,5
V	104	433,3	4,5
<b>Média</b>	<b>112,8</b>	<b>470</b>	<b>4,25</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>10,1</b>	<b>42,2</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>6,1</b>	<b>6,1</b>	<b>4,7</b>

**TABELA A17**

Grupo 3 - Instrumento 25/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	115	479,2	4
II	121	504,2	4,25
III	109	454,2	4,5
IV	118	491,7	4
V	127	529,2	4,5
<b>Média</b>	<b>118</b>	<b>491,7</b>	<b>4,25</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>6,7</b>	<b>27,9</b>	<b>0,25</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,1</b>	<b>4,1</b>	<b>4,7</b>

**TABELA A18**

Grupo Controle - Instrumento 30/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
<b>I</b>	161	670,8	4,5
<b>II</b>	153	637,5	4,25
<b>III</b>	146	608,3	3,25
<b>IV</b>	125	520,8	3,75
<b>V</b>	137	570	3,75
<b>Média</b>	<b>144,4</b>	<b>601,5</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>14</b>	<b>58,4</b>	<b>0,5</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>7,4</b>	<b>7,4</b>	<b>10</b>

**TABELA A19**

Grupo 1 - Instrumento 30/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
<b>I</b>	165	687,5	3,75
<b>II</b>	148	616,7	4
<b>III</b>	130	541,7	4,5
<b>IV</b>	134	558,3	4,5
<b>V</b>	137	570,8	4,5
<b>Média</b>	<b>142,8</b>	<b>595</b>	<b>4,25</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>14</b>	<b>58,7</b>	<b>0,4</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>7,7</b>	<b>7,7</b>	<b>7,1</b>

**TABELA A20**

Grupo 2 - Instrumento 30/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	83	345,8	4,25
II	110	458,3	3,5
III	105	437,5	4
IV	95	395,8	3,75
V	91	379,2	4,25
<b>Média</b>	<b>96,8</b>	<b>403,3</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>10,8</b>	<b>45,1</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>8,8</b>	<b>8,8</b>	<b>6,3</b>

**TABELA A21**

Grupo 3 - Instrumento 30/.04

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	94	391,7	4
II	105	437,5	4
III	91	379,2	4,5
IV	87	362,5	4,25
V	95	395,8	3,75
<b>Média</b>	<b>94,4</b>	<b>393,3</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>6,7</b>	<b>27,9</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>4,7</b>	<b>4,7</b>	<b>5</b>

**TABELA A22**

Grupo Controle - Instrumento 20/.06

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	159	662,5	2,5
II	164	683,3	4,25
III	141	587,5	4
IV	136	566,6	3,75
V	140	583,3	3,75
<b>Média</b>	<b>148</b>	<b>616,6</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>12,6</b>	<b>52,5</b>	<b>0,6</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>7,3</b>	<b>7,3</b>	<b>10,7</b>

**TABELA A23**

Grupo 1 - Instrumento 20/.06

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
I	155	645,8	4
II	124	516,7	4
III	136	566,7	3,5
IV	149	620,8	4,25
V	167	695,8	4
<b>Média</b>	<b>146,2</b>	<b>609,2</b>	<b>4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>16,7</b>	<b>69,5</b>	<b>0,3</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>8,8</b>	<b>8,8</b>	<b>3,8</b>

**TABELA A24**

Grupo 2 - Instrumento 20/06

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
<b>I</b>	93	387,5	3,5
<b>II</b>	89	370,9	3,5
<b>III</b>	111	462,5	3,75
<b>IV</b>	95	395,8	4
<b>V</b>	99	412,5	3,5
<b>Média</b>	<b>97,4</b>	<b>405,8</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>8,4</b>	<b>35</b>	<b>0,2</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>6,2</b>	<b>6,2</b>	<b>5,3</b>

**TABELA A25**

Grupo 3 - Instrumento 20/06

<b>Número</b>	<b>Tf</b>	<b>Nf</b>	<b>Lf (mm)</b>
<b>I</b>	119	495,8	3,75
<b>II</b>	112	466,7	4,5
<b>III</b>	97	404,2	3,5
<b>IV</b>	105	437,5	3,25
<b>V</b>	94	391,2	3,5
<b>Média</b>	<b>105,4</b>	<b>439,1</b>	<b>3,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>10,4</b>	<b>43,3</b>	<b>0,4</b>
<b>Erro Médio (%)</b>	<b>7,7</b>	<b>7,7</b>	<b>9,3</b>