

**Rodrigo Keigo Lopes Nakagawa**

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES INSTRUMENTOS DE  
EXPLORAÇÃO NO COMPORTAMENTO EM TORÇÃO  
DOS INSTRUMENTOS MTWO APÓS USO CLÍNICO  
MÚLTIPLO**

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

**2015**

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES INSTRUMENTOS DE  
EXPLORAÇÃO NO COMPORTAMENTO EM TORÇÃO  
DOS INSTRUMENTOS MTWO APÓS USO CLÍNICO  
MÚLTIPLO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em  
Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como  
requisito parcial à obtenção do grau de Doutor em Odontologia

Área de Concentração: Endodontia

Orientadores: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Maria Guiomar de Azevedo Bahia

Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono

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

**2015**

## FICHA CATALOGRÁFICA

N163i 2015 T	<p>Nakagawa, Rodrigo Keigo Lopes. Influência de diferentes instrumentos de exploração no comportamento em torção dos instrumentos Mtwo após uso clínico múltiplo / Rodrigo Keigo Lopes Nakagawa. – 2015..</p> <p>118 f. : il.</p> <p>Orientadora: Maria Guiomar de Azevedo Bahia. Co-orientador: Vicente Tadeu Lopes Buono.</p> <p>Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Gerais, Minas Faculdade de Odontologia.</p> <p>1. Instrumentos odontológicos - Utilização. 2. Tratamento do canal radicular - Instrumentação. I. Bahia, Maria Guiomar de Azevedo. II. Buono, Vicente Tadeu Lopes. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. IV Título.</p> <p>BLACK – D047</p>
--------------------	---



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



## ATA DA DEFESA DE TESE DO ALUNO RODRIGO KEIGO LOPES NAKAGAWA

Realizou-se, no dia 10 de julho de 2015, às 08:00 horas, Faculdade de Odontologia, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de tese, intitulada *INFLUÊNCIA DE DIFERENTES INSTRUMENTOS DE EXPLORAÇÃO NO COMPORTAMENTO EM TORÇÃO DOS INSTRUMENTOS MTWO APÓS USO CLÍNICO MÚLTIPLO*, apresentada por RODRIGO KEIGO LOPES NAKAGAWA, número de registro 2011712135, graduado no curso de ODONTOLOGIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutor em ODONTOLOGIA, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Maria Guiomar de Azevedo Bahia - Orientador (UFMG), Prof(a). Ana Cecília Diniz Viana Castro (UFMG), Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto (UFMG), Prof(a). Elaine Carballo Siqueira Corrêa (Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Ge), Prof(a). Sônia Teresa de Oliveira Lara Mendes (FO-Universidade de Itaúna).

A Comissão considerou a tese:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.  
Belo Horizonte, 10 de julho de 2015.

Prof(a). Maria Guiomar de Azevedo Bahia ( Doutora )

Prof(a). Ana Cecília Diniz Viana Castro ( Doutora )

Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto ( Doutora )

Prof(a). Elaine Carballo Siqueira Corrêa ( Doutora )

Prof(a). Sônia Teresa de Oliveira Lara Mendes ( Doutora )



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



## FOLHA DE APROVAÇÃO

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES INSTRUMENTOS DE EXPLORAÇÃO NO  
COMPORTAMENTO EM TORÇÃO DOS INSTRUMENTOS MTWO APÓS USO  
CLÍNICO MÚLTIPLO**

**RODRIGO KEIGO LOPES NAKAGAWA**

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Doutor em ODONTOLOGIA, área de concentração ENDODONTIA.

Aprovada em 10 de julho de 2015, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Maria Guiomar de Azevedo Bahia - Orientador  
UFMG

Prof(a). Ana Cecília Diniz Viana Castro  
UFMG

Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto  
UFMG

Prof(a). Elaine Carballo Siqueira Corrêa  
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Ge

Prof(a). Sônia Teresa de Oliveira Lara Mendes  
FO-Universidade de Itaúna

Belo Horizonte, 10 de julho de 2015.

## **Dedicatória**

Aos meus pais, **Laura e Keigo**,  
pelo amor, incentivo e apoio incondicional em todos os momentos.

### **Agradecimentos Especiais**

À **Profª. Drª. Maria Guiomar de Azevedo Bahia**, pela competente orientação. Agradeço toda paciência e incentivo. A disponibilidade e os ensinamentos. Foi um honra a oportunidade de tê-la como orientadora.

Ao **Prof. Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono**, pelos bons momentos de bate-papo, ensinamentos e os momentos de aprendizagem na escola de engenharia.

## **Agradecimentos**

Aos professores e funcionários da Faculdade de Odontologia e da Escola de Engenharia, aos colegas de curso, aos amigos e familiares. Obrigado a todos vocês que de certo modo participaram e contribuíram para a conclusão desse trabalho.



## RESUMO

As propriedades mecânicas, especialmente a resistência dos instrumentos endodônticos de NiTi são influenciadas pelas suas características geométricas, físicas e químicas, somadas ainda à influência da anatomia dos canais radiculares. A exploração e negociação do canal radicular seguido de dilatação prévia ao processo de formatação (*Glide Path*) reduz consideravelmente as chances de fratura dos instrumentos. Essa manobra elimina as interferências em toda a extensão do canal, possibilitando aos instrumentos seguintes agirem livremente na formatação e limpeza minimizando assim, a sobrecarga sobre o mesmo. O objetivo desse trabalho foi avaliar a resistência torcional após uso clínico múltiplo dos instrumentos de NiTi PathFile e Scout RaCe e a influência de três diferentes sequências de *glide path* (K-File, PathFile e Scout RaCe) no comportamento em torção dos instrumentos de formatação Mtwo. O comportamento mecânico foi avaliado através de ensaios de torção até a ruptura, de acordo com especificação ISO 3630-1. Todos os instrumentos apresentaram características geométricas dentro dos limites de tolerância. Embora nenhuma diferença estatisticamente significativa tenha sido observada antes e após o uso clínico múltiplo, todos instrumentos apresentaram um ligeiro aumento no valor de torque máximo, é sugestivo que o método de esterilização ou o próprio encruamento da liga NiTi possa estar relacionado ao aumento do valores de torque máximo. Assim, ressalta-se a importância do *glide path* independente da técnica de escolha e fica estabelecido que os padrões de controle de infecção utilizados rotineiramente na prática clínica não afetam adversamente a resistência mecânica dos instrumentos de NiTi. Se alguma mudança for observada, esta tende a favorecer as propriedades mecânica dos mesmos.

**Palavras-Chave:** Instrumentos endodônticos de NiTi, instrumentos endodônticos de aço inoxidável, características geométricas, resistência à torção

## ABSTRACT

The mechanical properties, mainly the resistance of endodontic instruments are affected by factors such as diameter, design, chemical composition, physical properties and canal anatomy. Instrument failure can be controlled by creating a manual or mechanical glide path. The aim of this study was to evaluate the torsional resistance of PathFile and Scout RaCe NiTi rotary instruments with the purpose of "glide path" after multiple clinical use and the influence of three different preflaring (K-File, PathFile and Scout RaCe) on the torsional resistance of shaping Mtwo files after multiple clinical use. The mechanical behavior was evaluated by torsion tests, in accordance with specification ISO 3630-1. All instruments showed geometric features within the tolerance limits and no significant difference concerned about the torsional resistance. Despite of one subtle increase in torsional resistance is noted, it is suggested as an effect of simultaneous sterilization methods or by the work hardening of the NiTi alloy. The present study highlights the importance of preparing the glide path before introducing the shaping files and concludes if sterilization does not render rotary NiTi endodontic instruments stronger, it does not result in deleterious effects that could reduce their mechanical resistance.

**Keywords:** NiTi endodontic instruments, stainless steel instruments, geometric characteristics, torsional resistance

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b>	Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros $r$ e $\alpha$	22
<b>Figura 2.</b>	Modelo simplificado da transformação martensítica Fonte: OTSUKA & WAYMAN, 1998	26
<b>Figura 3.</b>	Representação esquemática da transformação martensítica e reversa Fonte: KUHN <i>et al.</i> , 2001	27
<b>Figura 4.</b>	Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura em que ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas $A_f$ e $M_d$ . Abaixo da temperatura $M_s$ , a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de $M_d$ a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento. Fonte: DUERIG & ZADNO, 1990	28
<b>Figura 5.</b>	Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita induzida por temperatura, e (c) martensita induzida por tensão, onde A-B é a deformação sofrida pelo material durante a transformação de fase e C-D a recuperação da forma original com a transformação reversa. Fonte: WILKES & LIAW, 2000	29
<b>Figura 6.</b>	Esquema ilustrando a redução do ângulo de transição e alteração da ponta entre os instrumentos K-File (a) e PathFile (b)	31
<b>Figura 7.</b>	Esquema ilustrando a medida do diâmetro a cada milímetro dos instrumentos analisados: (a) imagem do instrumento, (b) linhas tangentes paralelas ao eixo longitudinal, (c) escala de 1000 micrômetros a partir da ponta e (d) diâmetro $D_1$ , $D_2$ e $D_3$ .	39
<b>Figura 8.</b>	Esquema ilustrando a análise do comprimento das lâminas de corte nos instrumentos analisados.	39

<b>Figura 9.</b>	Valores médios do comprimento entre as lâminas de corte ( <i>Pitch</i> ) dos instrumentos K-File, PathFile, Scout RaCe e Mtwo.	47
<b>Figura 10.</b>	Esquema ilustrativo do ângulo helicoidal	48
<b>Figura 11.</b>	Valores médios do torque máximo dos instrumentos PathFile (a) e Scout RaCe (b) novos (Controle) e após o uso clínico (Grupo Experimental).	51
<b>Figura 12.</b>	Valores médios do torque máximo até a fratura dos instrumentos Mtwo (Controle) e após o uso clínico, utilizando a exploração com os diferentes sistemas K-File, PathFile e Scout RaCe (Grupos Experimentais).	53
<b>Figura 13.</b>	Imagens mostrando a superfície de instrumentos novos (Grupo Controle) PathFile (a) e Scout RaCe (c) e após uso clínico (Grupos Experimentais) PathFile (b) e Scout RaCe (d).	60
<b>Figura 14.</b>	Imagem exibindo o perfil da lâmina de corte no instrumento PathFile 19/.02 novo (a) e no instrumento usado (b).	61
<b>Figura 15.</b>	Imagens de instrumentos Mtwo 25/.06 - Grupo Controle (a) e com a presença de trincas transversais e trincas longitudinais após o uso clínico em cinco molares - Grupo Experimental Scout RaCe (b).	63
<b>Figura 16.</b>	Instrumento Mtwo 25/.06 após uso clínico em cinco molares e precedido por exploração realizada por instrumentos Scout RaCe (a) e PathFile (b), apresentando microtrincas transversais (Setas brancas).	65
<b>Figura 17.</b>	Instrumento Mtwo 10/.04 após uso clínico em cinco molares e precedido por exploração realizada por instrumentos de aço inoxidável K-File, apresentando microtrincas longitudinais (Setas brancas).	66

**Figura 18.** Instrumento Mtwo 25/06 após uso clínico em cinco molares e precedido por exploração realizada por instrumentos de NiTi Scout RaCe (3000x), apresentando microtrincas transversais (Seta branca) e longitudinais (Seta amarela).

67

**Figura 19.** Imagens de instrumentos Mtwo 10/04 (a) e 15/06 (c) novos e deformação de ponta dos instrumentos Mtwo 10/04 (b) e 15/06 (d) após uso clínico em cinco molares e precedido por exploração realizada por instrumentos PathFile e RaCe, respectivamente.

69

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b>	Comparação entre algumas propriedades das ligas NiTi de composição aproximadamente equiatômica e do aço inoxidável.	30
<b>Tabela 2.</b>	Valores médios (desvio padrão) do diâmetro a 3 mm da ponta (D3) dos instrumentos K-File, PathFile, Scout RaCe e Mtwo.	43
<b>Tabela 3.</b>	Valores médios (desvio-padrão) de ângulo e raio de curvatura dos canais formatados divididos de forma randômica em três grupos.	49
<b>Tabela 4.</b>	Valores médios (desvio padrão) do torque máximo e deflexão angular até a fratura dos instrumentos de exploração PathFile e Scout RaCe novos e após uso clínico, ensaiados em torção até a ruptura.	50
<b>Tabela 5.</b>	Valores médios (desvio padrão) do torque máximo e deflexão angular até a fratura dos instrumentos Mtwo, novos e após a formatação dos canais explorados pelos diferentes sistemas K-File, PathFile e Scout RaCe, ensaiados em torção até a ruptura.	52

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b><math>\alpha</math></b>	Ângulo de curvatura
<b>A<sub>3</sub></b>	Área a 3 mm da ponta
<b>ADA</b>	<i>American Dental Association</i>
<b>AISI</b>	<i>American Iron and Steel Institute</i>
<b>ANOVA</b>	Analysis of Variance
<b>ANSI</b>	<i>American National Standards Institute</i>
<b>Af</b>	<i>Austenite finish</i>
<b>As</b>	Austenite start
<b>B2</b>	Fase austenítica da liga NiTi
<b>B19'</b>	Fase martensítica da liga NiTi
<b>CPC</b>	Comprimento de Patência do Canal
<b>CT</b>	Comprimento de Trabalho
<b>D<sub>3</sub></b>	Diâmetro a 3 mm da ponta
<b>DRX</b>	Difratometria de Raio-X
<b>DSC</b>	Calorimetria Diferencial Exploratória
<b>EDS</b>	Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raio-X
<b>EFM</b>	Efeito Memória de Forma
<b>FDI</b>	<i>Federation Dentaire International</i>
<b>ICDD</b>	<i>International Committee for Diffraction Data.</i>
<b>ISO</b>	<i>International Standards Organization</i>
<b>Md</b>	Temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão
<b>Mf</b>	<i>martensite finish</i>
<b>Ms</b>	<i>martensite start</i>
<b>MHV</b>	Microdureza Vickers
<b>M<sub>D</sub></b>	Momento do dobramento
<b>M<sub>T</sub></b>	Torque máximo até a fratura
<b>NiTi</b>	Níquel -Titânio
<b>OMS</b>	Organização Mundial de Saúde

<b>r</b>	Raio de curvatura
<b>RaCe</b>	Reamer with Alternate Cutting Edges
<b>SAE</b>	<i>Society of Automotive Engineers</i>
<b>SCR</b>	Sistema de canais radiculares
<b>Rpm</b>	Rotações por minuto
<b>SE</b>	Superelasticidade
<b>TM</b>	Transformação martensitica
<b>TR</b>	Transformação reversa



## SUMÁRIO

<b>1.</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	19
<b>2.</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	21
2.1.	Anatomia do Sistema de Canais Radiculares	21
2.2.	Instrumentos Endodônticos de Aço Inoxidável	22
2.3.	Propriedades da Liga NiTi: Transformações Martensítica e Reversa, Efeito Memória de Forma e Superelasticidade	25
2.4.	Instrumentos Endodônticos de NiTi	29
2.4.1.	Sistema PathFile	31
2.4.2.	Sistema RaCe	32
2.4.3.	Sistema Mtwo	33
2.5.	Fratura por Torção	34
<b>3.</b>	<b>OBJETIVOS</b>	37
3.1.	Objetivo Geral	37
3.2.	Objetivo Específicos	37
<b>4.</b>	<b>METODOLOGIA</b>	38
4.1.	Caracterização Dimensional dos Instrumentos	38
4.1.1.	Análise do Diâmetro e do Comprimento das Lâminas de Corte ( <i>pitch</i> )	38

4.2.	Análise de Ângulo e Raio de Curvatura dos Canais	40
4.3	Ensaio Mecânico dos Instrumentos	41
4.4.	Análise dos Defeitos de Superfície	42
4.5.	Análise dos Dados	42
5.	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	43
5.1.	Características Dimensionais dos Instrumentos	43
5.1.1.	Análise do Diâmetro e do Comprimento das Lâminas de Corte ( <i>pitch</i> )	43
5.2.	Análise de Ângulo e Raio de Curvatura	48
5.3.	Ensaio de Torção	49
5.4.	Análise dos Defeitos de Superfície	59
6.	<b>CONCLUSÕES</b>	71
7.	<b>REFERÊNCIAS</b>	72
8.	<b>ANEXOS</b>	86
8.1.	Apêndice A	86
8.2.	Apêndice B	92
8.3.	Apêndice C	112
8.4.	Apêndice D	116

## 1. INTRODUÇÃO

O sucesso da terapia endodôntica é determinado pelo controle microbiano, resultado de um criterioso processo de limpeza e formatação do sistema de canais radiculares (SCR), seguido por uma obturação adequada que preencha o espaço anteriormente ocupado pelo tecido pulpar, que objetiva manter e/ou restabelecer o reparo tecidual e conseqüentemente a função do elemento dental.

A etapa de limpeza e formatação fica a cargo dos mais diversos tipos de instrumentos complementados pela irrigação química. Entretanto, durante o processo de limpeza e formatação em canais potencialmente estreitos e curvos, podem ocorrer erros inadvertidos tais como, transporte, desvios, degraus e perfurações, que além de alterar a morfologia original do canal podem predispor o tratamento ao insucesso. Tais erros são comumente associados ao uso dos instrumentos de aço inoxidável, que apresentam flexibilidade inferior a necessária para lidar com a anatomia radicular.

Nas últimas décadas, devido ao baixo módulo de elasticidade e outras propriedades particulares que conferem uma alta flexibilidade e resistência mecânica dos instrumentos de Níquel-Titânio (NiTi), vários sistemas rotatórios com diferentes configurações e design têm sido desenvolvidos com o objetivo de reduzir o tempo de preparo, simplificar o procedimento e, principalmente, reduzir os erros associados ao processo de formatação do SCR.

Todas as vantagens descritas da liga NiTi são em função de duas propriedades denominadas Superelasticidade e Efeito Memória de Forma, caracterizadas pela recuperação do metal à sua forma original quando submetido a deformações aparentemente permanentes. Entretanto, fraturas inesperadas decorrentes de sobrecarga torcional ou flexural podem ocorrer durante o uso clínico.

É sabido que as propriedades mecânicas e, portanto, a resistência dos instrumentos endodônticos de NiTi são influenciadas pelas suas características geométricas, físicas e químicas, somadas à influência da anatomia dos canais radiculares. Portanto, uma forma de reduzir o risco de fratura é realizar a exploração e negociação do canal radicular seguido de dilatação prévia ao processo de formatação, processo denominada "*glide path*". Esta exploração inicial almeja eliminar as interferências em toda a extensão do canal, possibilitando aos instrumentos seguintes agirem livremente na formatação e limpeza do SCR, minimizando assim a sobrecarga anteriormente descrita e aumentando a previsibilidade do tratamento endodôntico.

O processo de exploração e negociação (*glide path*) é realizado com os instrumentos manuais de aço inoxidável e/ou instrumentos rotatórios de NiTi de menor diâmetro. Todavia, não há nenhum registro na literatura que descreva o comportamento mecânico destes instrumentos após o uso clínico múltiplo e ofereça bases científicas suficientes para o uso clínico previsível e seguro dos mesmos. Ressalta-se ainda a restrita informação no que diz respeito ao comportamento torcional dos instrumentos de formatação após o uso de diferentes sistemas de exploração radicular. Sendo assim, é fundamental a avaliar não somente o comportamento mecânico destes sistemas de NiTi após o uso clínico múltiplo, como também comparar a influência que exercem nos instrumentos de formatação dos canais radiculares.

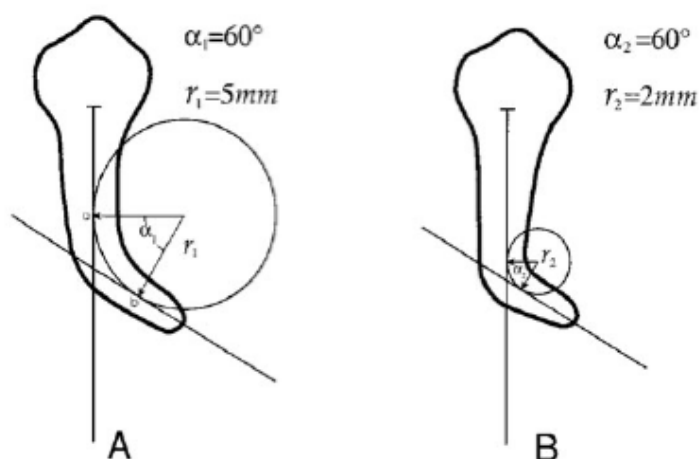
## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1. Anatomia do Sistema de Canais Radiculares

Numerosos estudos abordando a anatomia do sistema de canais radiculares (SCR) e utilizando as mais diversas metodologias vêm demonstrando sua peculiar complexidade e ressaltando ainda o fato de que raramente esses canais seguem um trajeto linear, muitas vezes sugerido pelas imagens radiográficas utilizadas diariamente durante o tratamento endodôntico. A curvatura radicular é, portanto, uma ocorrência freqüente na dentição humana que introduz um determinado nível de dificuldade para o profissional e que, uma vez negligenciada, pode resultar em fatos isolados indesejáveis predispondo ao insucesso do tratamento.

Muitas técnicas foram descritas na literatura para avaliar e descrever a curvatura radicular. A primeira foi descrita por Schneider (1971) e mais tarde reelaborada por Weine (1982), entretanto, ambas abordavam apenas o ângulo como fator descritor da geometria do canal radicular. Atualmente, a definição mais bem aceita é a proposta por Pruett e colaboradores (1997), na qual a geometria radicular é definida através de dois parâmetros independentes: o ângulo e raio de curvatura.

O raio de curvatura é definido como o raio de um círculo que tangencia duas retas traçadas sobre o caminho tomado pelo canal e que se cruzam no ponto de curvatura mais abrupta. O ângulo de curvatura, por sua vez é o ângulo formado por duas linhas perpendiculares às linhas que tangenciam o trajeto do canal, descritas anteriormente, e que se intersectam no centro do círculo (Figura 1). O raio de curvatura representa quão abrupto um ângulo de curvatura específico ocorre quando o trajeto do canal desvia de uma linha reta, assim, quanto menor o raio mais abrupto será o desvio do canal (PRUETT *et al.*, 1997). Por outro lado, canais de mesmo ângulo podem ter curvaturas diferentes se seus raios forem diferentes (PRUETT *et al.*, 1997; MARTIN *et al.*, 2003).



**Figura 1.** Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros  $r$  e  $\alpha$

A complexidade do sistema de canal radicular se torna ainda mais acentuada quando se considera a presença de curvaturas nos mais diversos planos, o que é descrito como curvatura primária, secundária e terciária. Sendo assim, os instrumentos utilizados durante o processo de formatação necessitam um valor de dureza suficiente para terem ação de corte e resistirem às condições mecânicas que os predisõem à fratura, e por outro lado, flexíveis o bastante para seguirem o trajeto do canal respeitando a curvatura (WILDEY, 1992).

Apesar de toda a atenção atribuída tanto ao processo de limpeza e formatação do canal radicular quanto à sua complexidade anatômica, erros de procedimento, tais como transportes, formação de degraus e perfurações podem ocorrer durante o preparo mecânico. De um modo geral, esse fato é atribuído à força de restauração, ou seja, a tendência do instrumento em retornar à sua forma reta original quando inserido em um canal curvo, devido principalmente a rigidez do instrumento, em especial do aço inoxidável, comumente empregado na fabricação dos instrumentos endodônticos (ROANE *et al.*, 1985).

Embora o surgimento dos instrumentos de níquel-titânio tenha revolucionado a Endodontia contemporânea é de extrema relevância considerar que os instrumentos de aço inoxidável ainda são comumente usados durante o tratamento endodôntico e são de fato indispensáveis, principalmente na etapa inicial de exploração e negociação do canal radicular.

## 2.2. Instrumentos Endodônticos de Aço Inoxidável

A fabricação dos primeiros instrumentos endodônticos datam de aproximadamente 1875. Basicamente eram confeccionados a mão a partir de finos fios de aço farpado sem nenhum

critério técnico pré-estabelecido. Durante muito tempo o aço-carbono foi amplamente utilizado, formado por uma liga Fe-C (Ferro e Cromo) com ferrita somado a um carboneto.

Atualmente, os instrumentos são confeccionados a partir de fios de aço inoxidável. Os aços inoxidáveis pertencem a um grande grupo de ligas especiais que foram desenvolvidas, primeiramente para resistirem a corrosão, principalmente em atmosfera ambiente. Para conferir alta resistência à corrosão, o teor de cromo, deve ser superior a 12% em peso, isso porque o cromo produz uma fina camada de óxido que fica firmemente aderida à superfície do aço, impedindo o prosseguimento da oxidação (KRAUSS, 1989). A resistência à corrosão também pode ser aumentada pela adição de níquel e molibdênio (CALLISTER, 1990).

A adição de outros elementos à composição básica do aço inoxidável, como os intersticiais carbono e nitrogênio ou elementos metálicos substitucionais, lhes confere uma vasta gama de propriedades mecânicas que, combinadas com a excelente resistência à corrosão, lhes tornaram versáteis em diversas aplicações (LACOMBE *et al.*, 1993).

De acordo com a fase predominante de sua estrutura cristalina os aços inoxidáveis são classificados em três grupos: Ferríticos, Martensíticos e Austeníticos. Os aços inoxidáveis martensíticos e ferríticos apresentam propriedades magnéticas, já os austeníticos apresentam elevada resistência a corrosão principalmente em função do teor de cromo de aproximadamente 18% em peso e não são magnéticos. Definidos pela SAE (*Society of Automotive Engineers*) e AISI (*American Iron and Steel Institute*), os três grupos mencionados são ainda divididos em subgrupos (*AISI/Steel Grades*) baseado na composição química da liga, que conseqüentemente caracterizam propriedades químicas e físicas.

A *International Standards Organization* (ISO), agregada as recomendações da *Federation Dentaire Internationale* (FDI), Organização Mundial de Saúde (OMS) e a *American Dental Association* (ADA) aprovou a especificação de número 28, que estabelece a classificação de diversas normas referentes às características químicas, físicas e geométricas do instrumentos (MCKENDRY & KRELL, 1997). Definiu-se que instrumentos odontológicos devam ser fabricados a partir de ligas de aço-carbono ou aço inoxidável do tipo austenítico.

Os aços inoxidáveis austeníticos são definidos por apresentarem um estrutura cristalina austenítica cúbica de face centrada, em função do teor de níquel agregado (8 a 20%). Em média apresentam 18 a 25% de cromo e baixo teor de carbono. Frequentemente, apresentam adições de molibdênio, nióbio ou titânio e cobre. São altamente resistentes a corrosão e apresentam ainda grande ductilidade. Esses aços encruam rapidamente e apresentam elevado alongamento uniforme quando submetidos a esforço trativo. Em outras

palavras, ocorre endurecimento do metal por deformação plástica tendendo a aumentar a resistência do mesmo (CALLISTER, 1990).

Darabara e colaboradores (2004), descreveram as características metalúrgicas de diferentes instrumentos de aço inoxidável utilizados na endodontia. Todos os instrumentos foram fabricados a partir de fios de aço inoxidável austeníticos de dois diferentes tipos, AISI 303 e 304. Os aços da série 300 são descritos como Ligas cromo-níquel austeníticos de baixo teor de carbono, as subdivisões 303 e 304, também, conhecidas como ligas A1 e A2, respectivamente, diferenciam-se basicamente em razão da presença de molibdênio, presente no tipo 303 (A1), que pouco interfere nas propriedades mecânicas dos instrumentos. De fato, quando analisados cinco diferentes marcas de instrumentos endodônticos do tipo K-File, ambos se enquadravam dentro das características de ligas da série 300, e apenas um tipo de instrumentos analisado foi descrito como AISI 303.

Quanto às características dimensionais, as normas de padronização definiram um sistema numérico para indicar, em centésimos de milímetro, o diâmetro da ponta do instrumento no primeiro ângulo de inclinação, denominado como D1, e o diâmetro no final da parte ativa, denominado D16, definindo, portanto, que a diferença do diâmetro entre D1 e D16 fosse sempre 0,32mm em todos os instrumentos, e a progressão de D1 até o diâmetro seguinte, a cada um milímetro, tivesse um aumento de 0,02mm, conferindo uma forma cônica ao instrumento. A parte ativa, ou seja, a parte do instrumento que contém as lâminas de corte é marcada por um comprimento total de 16 mm, que representa a distância entre D1 e D16, embora existam instrumentos em três diferentes comprimentos finais: 21, 25 e 31 milímetros. Essa diferença se dá em função da haste, ou seja, a parte não ativa até o cabo do instrumento.

Os instrumentos K-File são fabricados a partir da torção de fios de aço inoxidável austeníticos série 300 de seção transversal quadrangular. Apresentam lâminas quase perpendiculares ao longo eixo, o que confere alto poder de corte, e distância uniforme entre cada ângulo helicoidal (ângulo formado por uma reta tangente a lâmina de corte que intersecta outra coincidente com o longo eixo do instrumento). A ponta padrão possui corte, o que eventualmente leva ao transporte do canal na região apical (WILDEY *et al.*, 1992). A seção quadrangular dos instrumentos K-File aumentam sua resistência torcional e flexural e os quatro pontos de contato da seção transversal com a parede do canal aumentam a percepção tátil do operador, tornando-os, em especial os de menor diâmetro, ideais para exploração e negociação do canal radicular.

Embora os instrumentos de aço inoxidável sejam essenciais na clínica endodôntica, muitos erros indesejáveis ainda são atribuídos a sua elevada rigidez (ROANE *et al.*, 1985). Numa



tentativa de superar essas limitações muitas técnicas foram propostas, contudo nenhuma trouxe mais benefícios que os instrumentos fabricados a partir de fios de Níquel-Titânio (NiTi).

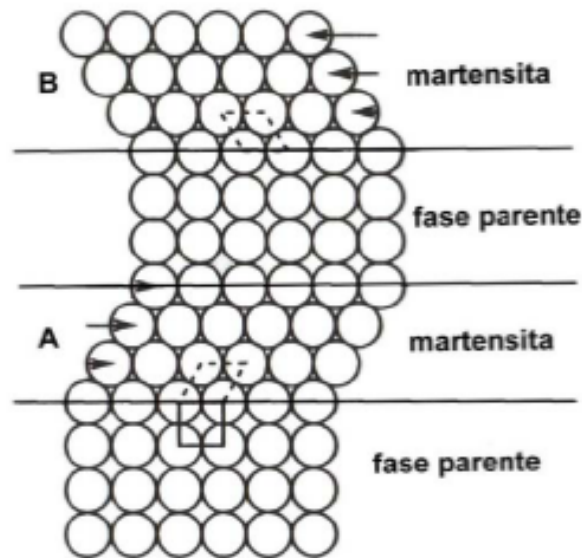
### **2.3. Propriedades da Liga NiTi: Transformações Martensítica e Reversa, Efeito Memória de Forma e Superelasticidade**

As ligas níquel-titânio foram desenvolvidas por W. F. Buelher no início dos anos 60, no *Naval Ordnance Laboratory* para a aplicação em peças destinadas ao programa espacial (Melton, 1990; Auricchio et al., 1997; Thompson, 2000). Atualmente, em razão de duas propriedades especiais: a superelasticidade (SE) e o efeito memória de forma (EFM) são amplamente utilizadas nas mais diversas áreas, desde a engenharia às especialidades médica e odontológica (THOMPSON, 2000; KUHN *et al.*, 2001).

Tanto o efeito memória de forma quanto a superelasticidade estão associadas à mudança de fase denominada transformação martensítica (TM), mudança essa que ocorre entre uma estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (estrutura B2) de alta simetria e estável em condições de baixa tensão e alta temperatura, denominada austenita, para uma fase de mais baixa simetria, estável em baixas temperaturas e altos valores de tensão estrutura B19', chamada martensita, (AURICCHIO *et al.*, 1997; OTSUKA & WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000).

A transformação martensítica é uma transformação de fase adifusional, em que os átomos se movem cooperativamente por um mecanismo do tipo cisalhamento, sem alterar a composição química da matriz, e são rearranjados em uma nova estrutura cristalina mais estável, seja pela redução da temperatura ou imposição de tensão. Embora a movimentação atômica seja muito pequena, uma alteração macroscópica é observada na forma original do material (OTSUKA & WAYMAN, 1998).

Assim, quando o material é resfriado abaixo de uma determinada temperatura, a TM tem início, e regiões martensíticas de mesma estrutura cristalina se formam em distintas orientações espaciais e são chamadas de variantes de martensita (Figura 2). Por outro lado, a martensita induzida por tensão consiste de uma única variante preferencialmente orientada de acordo com a tensão aplicada, uma vez que somente uma variante de martensita é formada na martensita induzida por tensão, existe uma mudança de forma (alongamento) que é completamente recuperada sob a liberação da tensão. Esta situação é diferente da martensita térmica, onde devido à auto-acomodação não existe mudança de forma global acompanhando a formação das muitas variantes de martensita (KENNON & DUNNE, 1981; OTSUKA & WAYMAN, 1998).



**Figura 2.** Modelo simplificado da transformação martensítica

Fonte: OTSUKA & WAYMAN, 1998.

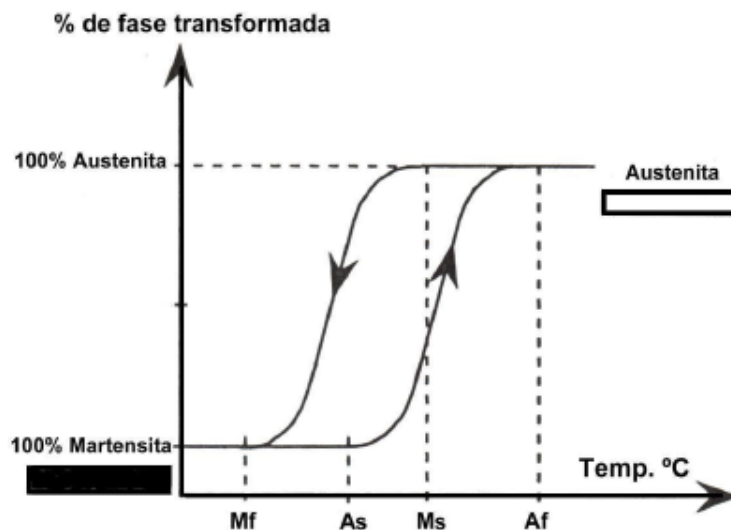
Portanto, o EMF é capacidade de se recuperar grandes deformações através de um aquecimento moderado, apesar de o material ter sofrido uma deformação aparentemente permanente. A SE por sua vez, é um caso particular do EMF em que a recuperação ocorre apenas em função da retirada da tensão, sem necessidade de aquecimento.

Sob condições adequadas é possível recuperar de 6 a 8% de deformação induzida por dobramento, torção, tração e compressão pelo aumento da temperatura, usualmente menos de 50° C acima da temperatura de deformação (KENNON & DUNNE, 1981). A esse processo de recuperação da fase martensítica para fase austenítica, seja pela retirada da tensão ou pelo aquecimento, convencionou-se chamar de transformação reversa (TR).

Em geral, tanto a TM quanto a TR oriundas de condições térmicas, ocorrem em intervalos de temperatura definidos, independente do tempo de exposição. Entretanto, esses intervalos podem variar de acordo a composição química, características de fabricação e tratamento termomecânico de cada liga (AURICHIO *et al.*, 1997; OTSUKA & WAYMAN, 1998; THOMPSON, 2000).

Os intervalos de temperatura são marcados como martensite start (Ms), temperatura em que a martensita começa a se formar com o resfriamento da austenita e torna-se completamente formada numa temperatura denominada martensite finish (Mf). De acordo com o aquecimento da martensita, estável em baixa temperatura, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita, chamada de austenite

start ( $A_s$ ) e torna-se completamente austenítico na temperatura austenite finish ( $A_f$ ). Entre  $A_s$  e  $A_f$ , ambas martensita e austenita estão presentes (KUHN *et al.*, 2001). 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 da  $A_f$  (Figura 3).

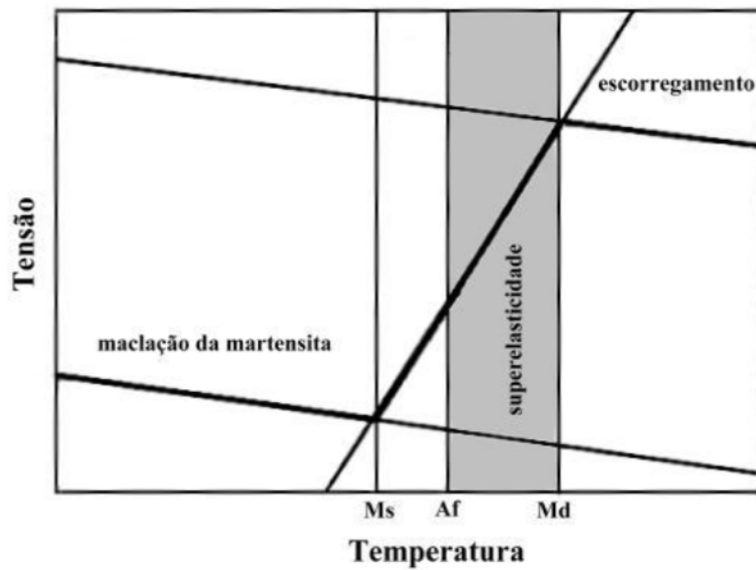


**Figura 3.** Representação esquemática da transformação martensítica e reversa

Fonte: KUHN *et al.*, 2001

Numa faixa de temperatura acima de  $M_s$ , a TM também ocorre pela aplicação de tensão. A temperatura máxima em que a martensita pode ser induzida por tensão é chamada  $M_d$ . A tensão crítica para a indução de martensita aumenta proporcionalmente ao aumento da temperatura.

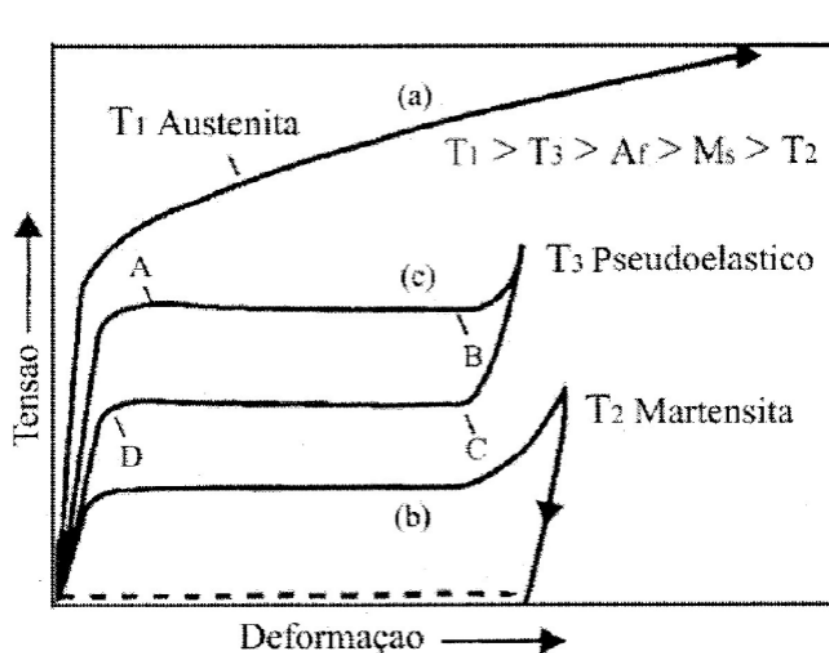
A martensita, assim formada, é chamada martensita induzida por tensão (MIT) (WAYMAN & DUERIG, 1990; OTSUKA & WAYMAN, 1998; OTSUKA & REN, 2005) (Figura 4). A superelasticidade só pode ocorrer se a temperatura do material estiver abaixo de  $M_d$  e acima de  $A_s$ . De fato, para a expressão completa da superelasticidade é necessário a aplicação da tensão em uma temperatura acima de  $A_f$ . Entre  $M_s$  e  $A_f$  a martensita é induzida por tensão, porém em uma condição de estabilidade; entre  $A_f$  e  $M_d$  a martensita induzida por tensão torna-se instável durante a descarga e a SE é observada. Acima de  $M_d$  a martensita não pode mais ser induzida por tensão, o que conseqüentemente leva a uma deformação plástica da liga (DUERIG & ZADNO, 1990).



**Figura 4.** Diagrama tensão-temperatura ilustrando a faixa de temperatura em que ocorre a superelasticidade, entre as temperaturas Af e Md. Abaixo da temperatura Ms, a deformação da martensita ocorre por maclação, e acima de Md a deformação aplicada é acomodada através de escorregamento.

Fonte: DUERIG & ZADNO, 1990.

As ligas NiTi, na fase austenítica, se comportam como um metal convencional, com escoamento e deformação plástica iniciada com nível de tensão normalmente baixo em temperaturas suficientemente acima de Af (Figura 5 (a)). A austenita instável em temperaturas abaixo de Ms, se transforma em variantes de martensita auto-acomodadas. Em um nível baixo de tensão, as variantes de martensita mais favoravelmente orientadas crescem a expensas das outras, resultando em uma grande deformação, e uma quantidade considerável desta deformação permanece após a descarga, podendo ser recuperada pelo aquecimento e conseqüente transformação reversa a fase austenítica (Figura 5 (b)). Em temperaturas ligeiramente acima de Af a austenita transforma-se para martensita pela aplicação de tensão, e sofre grandes deformações em uma tensão constante (A-B). Durante a descarga, a martensita induzida por tensão reverte à austenita em nível de tensão inferior, com completa recuperação da deformação, caracterizando a superelasticidade (Figura 5 (c)) (WILKES & LIAW, 2000). No entanto, alguma deformação plástica sempre permanece após a transformação reversa. A quantidade de deformação residual é decorrente do teor de níquel na liga, da temperatura de teste e do tipo de ciclagem termomecânica atribuída ao material (OTSUKA & REN, 2005).



**Figura 5.** Curvas tensão-deformação para (a) austenita estável, (b) martensita induzida por temperatura, e (c) martensita induzida por tensão, onde A-B é a deformação sofrida pelo material durante a transformação de fase e C-D a recuperação da forma original com a transformação reversa.

Fonte: WILKES & LIAW, 2000.

É possível variar a composição da liga NiTi de forma a obter fios com características de EMF ou SE. As diferenças estarão no seu conteúdo de níquel e na faixa de temperatura da TM (THOMPSON, 2000). Um aumento no teor de níquel leva a uma diminuição drástica nas temperaturas de transformação (OTSUKA & REN, 2005). Existe um interesse pelas ligas NiTi ricas em Ni devido ao controle das temperaturas de transformação através do teor de níquel na liga (MIYAZAKI *et al.*, 1982). As propriedades mecânicas e físicas dos fios são também influenciadas pela composição química, características de produção e o tratamento térmico aplicado (THOMPSON, 2000; KUHN *et al.*, 2001). Esse controle permite adquirir fios com características desejáveis para as mais diferentes áreas do conhecimento. Na Odontologia, em especial na Endodontia, a liga NiTi foi introduzida por Walia e colaboradores (1988) como um material alternativo para a confecção de instrumentos endodônticos.

#### 2.4. Instrumentos Endodônticos de NiTi

A liga NiTi usada na Endodontia contém aproximadamente 56% em peso de níquel e 44% de titânio, resultando em uma combinação aproximadamente equiatômica dos principais componentes (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON, 2000). Em amostras de instrumentos

endodônticos de NiTi da série ProFile foi reportado que as temperaturas de TM e TR dos instrumentos são em média: 18,2°C para Ms; 2,3°C para Mf, 3,4°C para As e 22,9°C para Af (BAHIA, 2004). A liga encontra-se totalmente austenítica à temperatura ambiente, conseqüentemente apresentando comportamento superelástico, ou seja, induzindo a TM exclusivamente sob a tensão gerada no interior do canal radicular, e retornando à forma original assim que a carga de deformação é removida (SERENE *et al.*, 1995; THOMPSON 2000, BAHIA, 2004).

Decorrente da SE da liga os instrumentos de NiTi são basicamente produzidas por um complexo processo de usinagem, que indesejavelmente resulta em superfícies com alta concentração de defeitos tais como rebarbas, cavidades, riscos de usinagem e bordas cortantes embotadas, que podem comprometer a habilidade de corte e facilitar a corrosão do instrumento, além de agirem como áreas concentradoras de tensão (SERENE *et al.*, 1995; SCHÄFER, 1997; THOMPSON, 2000; KUHN, 2001; TRIPI, 2001; MARTINS, 2002; MELO *et al.*, 2002; CHEUNG, 2005). Porém, um novo método sugere a fabricação dos instrumentos endodônticos através de torção do fio associado a um tratamento térmico específico, com o objetivo de superar os possíveis defeitos oriundos do processo de usinagem (GAMBARINI *et al.*, 2008; MOUNCE, 2008; LARSEN *et al.*, 2008).

O baixo módulo de elasticidade da liga NiTi possibilita que o instrumento seja distendido muito mais vezes que o aço inoxidável, sem ser submetido a deformação plástica (GLOSSON *et al.*, 1995; LUITEN *et al.*, 1995). Devido à sua flexibilidade aumentada, os instrumentos de NiTi têm a vantagem de causarem menos transporte do canal durante a instrumentação (SERENE *et al.*, 1995). A Tabela 1 mostra algumas propriedades das ligas NiTi, comparando-as com as do aço inoxidável (BEHNKE, 2001).

**Tabela 1.** Comparação entre algumas propriedades das ligas NiTi de composição aproximadamente equiatômica e do aço inoxidável.

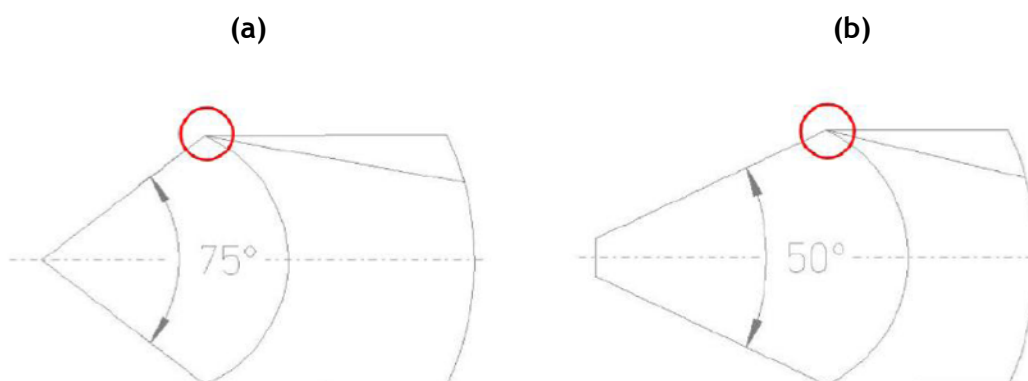
Propriedade	NiTi	Aço Inoxidável
Deformação recuperável	8%	0,8%
Biocompatibilidade	Excelente	Boa
Módulo de elasticidade	48 GPa	193 GPa
Densidade	6,45g/cm <sup>3</sup>	8,03/cm <sup>3</sup>
Magnetismo	Não	Sim
Limite de resistência	1240 MPa	760 MPa
Resistividade elétrica	80 – 100 μΩcm	80 – 100 μΩcm

Fonte: BEHNKE, 2001.

A maioria dos sistemas rotatórios de NiTi são disponíveis comercialmente com taper maior que o padrão de 2% proposto pela ISO, o que representa um forma mais rápida de obter uma conicidade regular e aumentada do conduto radicular, com menores diâmetros na região apical. Os diversos sistemas também variam de acordo com o design da seção transversal, lâminas de corte, e quanto ao processo de confecção e acabamento a que são submetidos (SHAFER & VLASSIS, 2004). São também comercializados de acordo com o propósito para o qual foram planejados, que vão desde indicações para retratamento e formatação, e para a etapa de exploração e negociação dos canais radiculares, também chamada de “*glide path*”.

#### 2.4.1. Sistema PathFile

Os erros de procedimento mais comuns durante a terapia endodôntica, podem frequentemente ocorrer durante processo inicial de exploração e negociação, seguido de uma pré-dilatação inicial dos canais radiculares (JAFARZADEH *et al.*, 2007). É sugerido que o cateterismo e pré-dilatação inicial dos canais criam um trajeto sem interferências, *glide path*, que conseqüentemente garante uma passagem segura dos instrumentos de formatação subsequentes, além de fornecer uma sensação tátil que proporciona uma ideia do trajeto anatômico do canal (BERUTTI *et al.*, 2009). Considerando a superior flexibilidade e resistência mecânica dos instrumentos de NiTi comparados aos instrumentos de aço inoxidável, diferentes sistemas rotatórios estão disponíveis para realizar o glide path. O Sistema PathFile (Dentsply-Maillefer) consiste de três instrumentos com diâmetro de ponta 13, 16 e 19 milímetros, ambos com taper .02, e seção transversal quadrangular. Além disso, os instrumentos PathFile apresentam redução no ângulo de transição, referente a transição entre a ponta e a primeira estria de corte, o que reduz a possibilidade de transporte e desvios, associada à uma ponta inativa (Figura 6).



**Figura 6.** Esquema ilustrando a redução do ângulo de transição e alteração da ponta entre os instrumentos K-File (a) e PathFile (b)

Berutti e colaboradores (2009) concluíram que os instrumentos PathFile proporcionam maior segurança e facilidade na realização do *glide path*, principalmente por não causarem alteração no trajeto original dos canais radiculares e erros indesejáveis de instrumentação quando comparados aos instrumentos de aço inoxidável, mesmo quando realizado por clínico sem experiência com o sistema. Nakagawa e colaboradores (2014), evidenciaram através de um estudo comparativo entre diferentes sistemas rotários e manual a superior flexibilidade dos instrumentos PathFile, sugerindo que os instrumentos rotatórios, embora apresentem menor resistência torcional quando comparados aos de aço inoxidável, são melhores indicados para realizar o *glide path* com subsequente manutenção do trajeto radicular original.

#### **2.4.2. Sistema RaCe**

RaCe (FKG Dentaire) é um acrônimo para *Reamer with Alternated Cutting Edges* (alagador com lâminas de cortes alternadas), o que representa uma característica peculiar destes instrumentos representada por duas lâminas de cortes seguida por um parte reta, a qual são creditadas duas funções importantes: eliminar o efeito de parafusamento e travamento no interior do canal devido a rotação contínua e reduzir o torque necessário para a ação do instrumento. Apresentam ainda seção transversal triangular, que garante a eficiente evacuação de debris e raspas de dentina do interior do canal (SCHÄFER & VLASSIS, 2004).

A ponta dos instrumentos RaCe é modificada, sem ângulo de transição, e funciona apenas como guia, o que permite a passagem suave do instrumento ao longo do canal com um mínimo de pressão apical, e evita desvios e transportes, consequentemente respeitando a trajetória anatômica do canal. Entretanto, o ponto mais atrativo atribuído ao sistema RaCe é o polimento eletrolítico a que são submetidos os instrumentos durante a fase de acabamento, com o objetivo de reduzir os defeitos e irregularidades deixados sobre a superfície após o processo de usinagem. Estes defeitos superficiais funcionam como concentradores de tensão e podem agir como agentes iniciadores de micro trincas, o que consequentemente predispõe o instrumento à fratura por fadiga, em outras palavras, o tratamento eletrolítico tende a aumentar a resistência à fadiga dos instrumentos RaCe (ANDERSON *et al.*, 2007).

O polimento eletrolítico nada mais é que um processo químico controlado no qual o instrumento (anodo do processo químico) é mergulhado em uma solução eletrolítica (catodo). Assim que um baixo nível de corrente elétrica passa pela solução, uma condição de estabilidade é atingida entre a formação de uma camada passiva e a dissolução da superfície no eletrólito, ocorrendo subsequente, a remoção seletiva de defeitos de



superfície com nivelamento e alisamento das imperfeições, na proporção de 3,5 µm por minuto (POHL *et al.*, 2004).

Os instrumentos RaCe estão disponíveis nos mais diversos calibre de ponta e tapers, duas séries são disponibilizadas exclusivamente à realização do *glide path*, a RaCe ISO 10 e a Scout RaCe. O instrumentos da série ISO 10 consistem de três instrumentos com calibre de ponta padrão ISO #10, e tapers .02, .04 e .06. Já os instrumentos da série Scout, são formados por três instrumentos com calibre de ponta padrão ISO #10, 15 e 20 e taper .02. Tanto os instrumentos da série ISO 10 quanto da Scout apresentam todas as características do sistema RaCe acima descritas, exceção no que diz respeito a seção transversal dos instrumentos RaCe ISO 10/.02 e toda série Scout RaCe, que apresentam seção quadrangular (NAKAGAWA *et al.*, 2014).

Uma importante recomendação para o uso seguro e efetivo da instrumentação com sistemas mecanizados de NiTi, especialmente em canais curvos, é a realização prévia do *glide path* ao uso dos instrumentos de formatação (DI FIORE *et al.*, 2007; RUDDLE, 2005). AJUZ e colaboradores (2013), mostraram que os instrumentos Scout RaCe causarem menor modificação no trajeto de canais artificiais com dupla curvatura quando comparados a PathFile, mesmo considerando o maior diâmetro dos instrumentos Scout RaCe, os autores sugerem como justificativa a diferença geométrica dos instrumentos da série RaCe, descritas anteriormente.

#### **2.4.3. Sistema Mtwo**

Uma das principais razões para se utilizar a liga NiTi superelástica na confecção de instrumentos endodônticos é sua grande flexibilidade, três vezes maior que a do aço inoxidável, o que proporciona consideráveis vantagens durante o uso clínico (WALIA *et al.*, 1988; SERENE *et al.*, 1995), e como dito anteriormente, diversos sistemas estão disponíveis para diferentes etapas do tratamento. O Sistema Mtwo (VDW) é formado por 8 instrumentos com taper variando de .04 a .07 e diâmetro de ponta de 10 a 40 milímetros. A serie básica e inicial é composta pelos instrumentos 10/.04, 15/.05, 20/.06 e 25/.06. O sistema apresenta ponta inativa e seção de corte transversal de lâminas duplas, em formato de “S”, com ângulo de corte positivo somado a um aumento progressivo do espaço entre as lâminas de corte, no sentido da ponta ao final da parte ativa do instrumento. Ambas características somadas, favorecem a efetividade no corte de dentina e reduzem a chance de parafusamento e travamento no interior do canal radicular, além de prover espaço suficiente para eliminação de debris, evitando extravasamento em sentido apical (VELTRI *et al.*, 2005; SCHAFER *et al.*, 2006 parte 1 e 2; PLOTINO *et al.*, 2007). De acordo com o fabricante, a série Mtwo é usada seguindo a técnica de formatação contínua, em que todos

os instrumentos, do menor para o maior calibre, são utilizados até atingirem o comprimento de trabalho dando sequência ao instrumento seguinte. Segundo Kukezani e colaboradores (2009) a técnica de instrumentação no sentido coroa-ápice é desnecessária uma vez que cada instrumento cria um trajeto sem interferências para o instrumento seguinte.

De modo geral, os instrumentos endodônticos fabricados a partir de fios de NiTi trouxeram grandes vantagens, em especial devido a sua alta flexibilidade, por outro lado, fraturas inesperadas dentro do canal radicular podem ocorrer durante o uso clínico, sejam elas decorrentes de fadiga torcional ou flexural. Tal situação representa um desafio, e muitas vezes um grande inconveniente, para terapia endodôntica, já que a fratura pode ocorrer sem qualquer sinal visível de deformação plástica (PRUET *et al.*, 1997; SATAPAN *et al.*, 2000; PATINO *et al.*, 2005).

## **2.5. Fratura por Torção**

A fratura por torção dos instrumentos endodônticos ocorre após a apreensão da ponta ou qualquer outra parte do instrumento às paredes do canal, enquanto a haste continua girando. Como consequência, o limite elástico do metal é excedido e o instrumento sofre deformação plástica podendo esta ser seguida de fratura (SERENE *et al.*, 1995; BAHIA *et al.*, 2006). A fratura ocorre no momento em que a tensão máxima sobre o instrumento, na região onde se encontra preso, for maior que a resistência torcional do mesmo (PETERS & BARBAKOW, 2002; YARED, 2004).

A resistência torcional é avaliada através das medidas de torque máximo, entende-se como torque o produto de uma unidade de força e uma unidade de distância, normalmente expresso em N.cm; e a deflexão angular até a fratura, ou seja, o número de graus que instrumento girou até o momento de fratura (BOLGER & GOUGH, 1985). Caso o nível de torque aplicado ao instrumento seja igual ou superior ao valor de torque máximo suportado, o instrumento poderá se deformar e/ou romper no interior do canal (GAMBARINI, 2001; PETERS & BARBAKOW, 2002; YARED & SLEIMAN, 2002; BAHIA *et al.*, 2006).

Os valores de torque gerados durante o preparo dos canais dependem de vários fatores relacionados a geometria dos instrumentos e a diferentes condições clínicas. O torque máximo suportado pelo instrumento tende a ser maior de acordo com o aumento do diâmetro e da área da secção transversal do instrumento (WOLCOTT & HIMEI, 1997; YARED *et al.*, 2003; ULMANN & PETERS, 2005; BAHIA *et al.*, 2006; MELO *et al.*, 2008). Adicionalmente, instrumentos com menor ângulo helicoidal tendem a se parafusar e conseqüentemente se tornarem mais propensos à fratura (DIEMER & CALAS, 2004).

A velocidade de rotação também pode influenciar a resistência à torção, quando utilizados em velocidade muito alta, maior é o risco do instrumento se prender nas paredes do canal, predispondo à fratura. Por outro lado, quando o instrumento é utilizado em velocidade menor que a ideal, ele tende a perder a eficiência de corte e a progressão contínua ao longo do canal decresce, levando o operador a exercer maior força apical, aumentando o risco de travamento e consequente fratura (GAMBARINI, 2001; YARED & SLEIMAN, 2002; RUDDLE, 2003).

A força apical exercida e a extensão da área de contato entre o instrumento e as paredes dentinárias são outros fatores associados a resistência torcional (BOOTH *et al.*, 2003, BAHIA *et al.*, 2006). Peters e colaboradores (2003) demonstraram que os valores de torque se correlacionam não apenas à força apical exercida, mas também ao volume anatômico do canal a ser preparado. A instrumentação de canais estreitos e constrictos submete os instrumentos rotatórios a maiores cargas torcionais. De forma similar, a pressão apical exercida tende a aumentar simultaneamente durante o preparo de canais mais atrésicos (PETERS *et al.*, 2003).

De fato, a anatomia dos canais também tem um papel determinante na resistência torcional dos instrumentos rotatórios de NiTi. Booth e colaboradores. (2003) compararam o torque até a fratura em três sistemas rotatórios de NiTi utilizados em canais artificiais com curvaturas agudas e graduais. Seus resultados mostraram que a fratura ocorreu com um menor valor de torque naqueles canais onde a curvatura era mais aguda. Além disso, foi ratificada a tendência de que instrumentos de menor diâmetro fraturam com menor torque se comparadas as instrumentos de maior volume.

Yared (2004), Bahia e colaboradores (2006) e Vieira e colaboradores. (2009) sugerem ainda que a fadiga flexural poderia facilitar a nucleação e propagação de trincas transversais e, como consequência, reduzir os valores de torque máximo e deflexão angular máxima suportados pelos instrumentos usados, precipitando a fratura dos mesmos. Ainda, foi observada a presença de trincas longitudinais no longo eixo de instrumentos de NiTi, decorrentes da fadiga torcional, levando à uma redução significativa da resistência à fadiga flexural sem contudo, afetar a resistência em torção dos instrumentos (TRIPI *et al.*, 2006; BAHIA *et al.*, 2008; VIEIRA *et al.*, 2008).

Enfim, o desenvolvimento da instrumentação rotatória NiTi modificou a Endodontia nos últimos anos, tornado o processo de limpeza e formatação mais rápida, segura e previsível. Entretanto é sabido que riscos de fratura dos instrumentos no interior do canal radicular é algo passível de acontecer no dia-a-dia clínico, considerando que a reutilização é uma prática comum, é essencial uma avaliação criteriosa referente ao uso clínico múltiplo, e

ainda a influência do *glide path* realizado de forma mecanizada ou manual sob a resistência torcional dos instrumentos de formatação.

### 3. OBJETIVOS

#### 3.1. Objetivo Geral

- Avaliar a influência de diferentes instrumentos de exploração e negociação (*Glide Path*) K-File, PathFile e Scout RaCe no comportamento em torção dos instrumentos de formatação Mtwo após o uso clínico múltiplo.

#### 3.2. Objetivo Específicos

Os objetivos aqui descritos são referentes aos instrumentos de aço inoxidável K-File e aos instrumentos de NiTi PathFile, Scout RaCe e Mtwo abordados no presente estudo.

- Avaliar as características geométricas e dimensionais dos instrumentos, através do diâmetro a cada milímetro da ponta e comprimento da distância entre cada lâmina de corte (*pitch*);
- Avaliar o raio e ângulo de curvatura dos molares superiores e inferiores humanos formatados com os instrumentos utilizados neste estudo;
- Avaliar a resistência à torção em ensaios de torção até a ruptura dos instrumentos PathFile e Scout RaCe novos e após o uso clínico múltiplo, realizados de acordo com a norma ISO 3630-1;
- Avaliar a resistência à torção em ensaios de torção até a ruptura dos instrumentos Mtwo novos e após o uso clínico múltiplo, divididos em três diferentes grupos, conforme o tipo de instrumento de *glide path* utilizado (K-File, PathFile e Scout RaCe), realizados de acordo com a norma ISO 3630-1;
- Avaliar os defeitos de superfície, através de Microscopia Eletrônica de Varredura após uso clínico múltiplo dos instrumentos analisados;
- Avaliar a possível influência do processo de esterilização no comportamento em torção dos instrumentos PathFile, Scout RaCe e Mtwo após o uso clínico múltiplo.

#### 4. METODOLOGIA

Todos os instrumentos utilizados no presente trabalho foram analisados e ensaiados no Laboratório de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia e nos Laboratórios do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais.

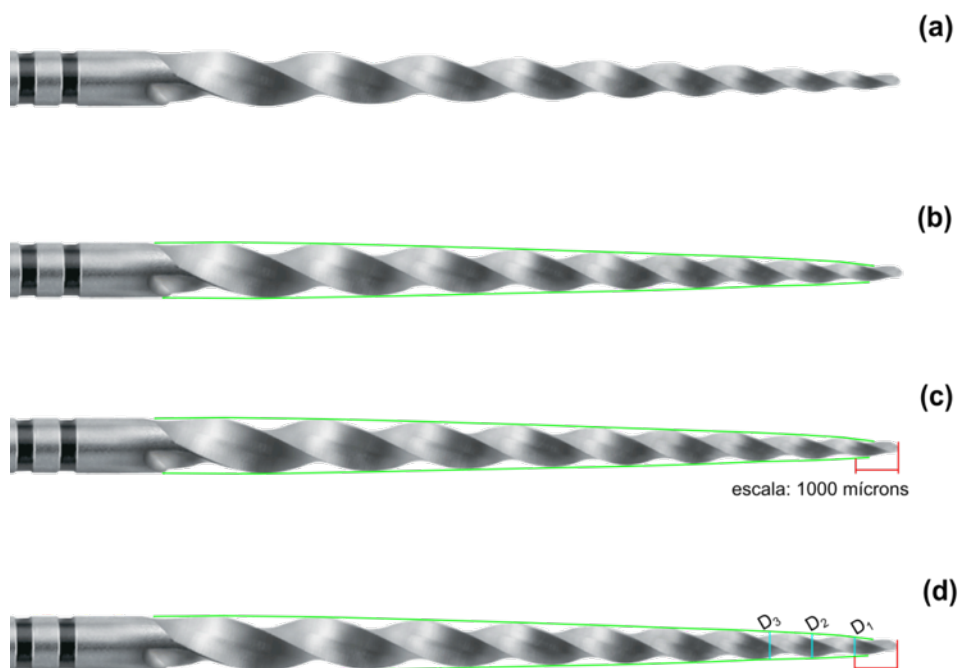
Os seguintes instrumentos foram adquiridos diretamente dos respectivos representantes comerciais, e divididos nos seguintes grupos:

- K-File (Dentsply-Maillefer) diâmetro de ponta e *taper* 08/.02, 10/.02 e 15/.02;
- PathFile (Dentsply-Maillefer) diâmetro de ponta e *taper* 13/.02, 16/.02 e 19/.02;
- Scout RaCe (FKG Dentaire) diâmetro de ponta e *taper* 10/.02, 15/.02 e 20/.02;
- Mtwo (VDW) diâmetro de ponta e *taper* 10/.04, 15/.05, 20/.06 e 25/.06.

##### 4.1. Caracterização Dimensional dos Instrumentos

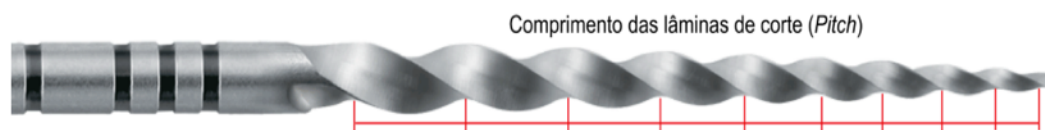
###### 4.1.1. Análise do Diâmetro e do comprimento das Lâminas de Corte (*Pitch*)

Para mensurar o diâmetro a cada milímetro da parte ativa dos instrumentos a partir da ponta, 10 instrumentos (n=10) de cada diâmetro de ponta e *taper* dos seguintes sistemas K-File, PathFile, Scout RaCe e Mtwo (total = 130 instrumentos) foram selecionados aleatoriamente e fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital de alta resolução Canon EOS 20D (Canon Inc., Japão). As imagens obtidas foram analisadas e mensuradas individualmente através do software ImagePro Plus 6.0 (Media Cybernetics, EUA). Inicialmente, considerando somente a parte ativa, o ponto mais extremo da borda do instrumento foi delimitado por linhas tangentes paralelas ao eixo longitudinal (Figura 7b). Em seguida, linhas perpendiculares, limitadas pelo traçado paralelo descrito anteriormente, foram desenhadas em intervalos de 01 mm (1000 microns) da ponta ao final da parte ativa (Figura 7c), delimitando assim o diâmetro a cada milímetro a partir da ponta (Figura 7d).



**Figura 7.** Esquema ilustrando a medida do diâmetro a cada milímetro dos instrumentos analisados: (a) imagem do instrumento, (b) linhas tangentes paralelas ao eixo longitudinal, (c) escala de 1000 micrômetros a partir da ponta e (d) diâmetro  $D_1$ ,  $D_2$  e  $D_3$ .

De forma semelhante, o comprimento das lâminas de corte (*pitch*) foi mensurado de forma que a linha traçada respeitasse o limite entre cada lâmina de corte (Figura 8).



**Figura 8.** Esquema ilustrando a análise do comprimento das lâminas de corte

#### 4.2. Análise de Ângulo e Raio de Curvatura dos Canais

A análise de ângulo e raio de curvatura dos canais preparados foi realizada a partir de mensurações de imagens radiografadas na fase inicial dos tratamentos endodônticos incluídos no presente estudo (150 tratamentos realizados: 50 dentes por grupo, sendo 5 por cada set de instrumentos). O trabalho foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (número registro ETIC 40/08) e os instrumentos utilizados neste estudo foram divididos em três grupos experimentais:

- K-File (Dentsply-Maillefer) 10 sets, compostos individualmente por cada diâmetro de ponta e taper de instrumentos K-File (08/.02, 10/.02 e 15/.02) e Mtwo (10/.04, 15/.05, 20/.06 e 25/.06);
- PathFile (Dentsply-Maillefer) 10 sets, compostos individualmente por cada diâmetro de ponta e taper de instrumentos PathFile (13/.02, 16/.02 e 19/.02) e Mtwo (10/.04, 15/.05, 20/.06 e 25/.06);
- Scout RaCe (FKG Dentaire) 10 sets, compostos individualmente por cada diâmetro de ponta e taper de instrumentos Scout RaCe (10/.02, 15/.02 e 20/.02) e Mtwo (10/.04, 15/.05, 20/.06 e 25/.06).

Os canais de todos os dentes, em ambos os grupos foram previamente negociados até o comprimento de trabalho provisório (CTP), com um instrumento de aço inoxidável K-File 10/.02, de acordo com protocolo técnico sugerido. Em seguida uma radiografia periapical foi realizada para a odontometria e obtenção dos comprimentos de patência (CPC) e de trabalho (CT) (Primeira fase).

Na segunda fase do tratamento cada set K-File, PathFile e Scout RaCe, anteriormente descritos, foram utilizados clinicamente na exploração e negociação do canal radicular (*glide path*) e por fim realizado a formatação do canal (terceira e última fase) utilizando os instrumentos Mtwo acima citados.

Todos os tratamentos realizados foram utilizados seguindo a técnica de comprimento único de trabalho sugerida pelos fabricantes, na qual todos os instrumentos são usados no comprimento de trabalho de forma sequencial. Para manter a padronização os valores de velocidade e torque foram mantidos constantes em todos os instrumentos (350 RPM e 4 Ncm).



A imagem radiográfica obtida na odontometria foi digitalizada e referenciada com uma escala de 500 micrometros, Posteriormente, o ângulo e raio de curvatura foram mensurados de acordo a metodologia proposta por Pruet e colaboradores (1997), utilizando ferramentas especificas no software ImageJ - *Image Processing and Analysis in Java* (National Institutes of Health, EUA).

### **4.3. Ensaio Mecânico dos Instrumentos**

Foram selecionados 10 instrumentos novos (n=10) de cada diâmetro de ponta e taper dos seguintes sistemas rotatórios de NiTi PathFile, Scout RaCe e MTwo (Grupo Controle) e ensaiados em torção até a ruptura de acordo com a especificação ISO 3630-1 (*International Organization for Standardization*, 1992). Após o uso clínico em 5 molares, os mesmos instrumentos, que compõem cada set acima descritos e detalhados, foram ensaiados em torção (Grupo Experimental) para avaliar a influência dos instrumentos de exploração no comportamento em torção dos instrumentos Mtwo, totalizando 280 ensaios mecânicos. Os instrumentos K-File foram excluídos, uma vez que o índice de deformação plástica entre cada utilização é alta, impossibilitando o uso seguro de um único instrumento em 5 molares humanos.

Os ensaios de torção foram realizados em uma máquina de torção para testes em bancada (Analogica Ltda, Brazil) de acordo com a Especificação nº28 da ANSI/ADA. O fornecimento e monitoramento do torque instantâneo são realizados por um indicador de processo (Eurotherm 24089i, exatidão de 1% e reprodutibilidade melhor que 0,1% da faixa) e os valores correspondentes à deflexão angular são fornecidos e monitorados por um controlador de processo (Eurotherm 2416, com linearidade de 0,5%, reprodutibilidade de 0,01%, rotação máxima de cinco rotações e resolução melhor que 500 pontos por rotação). A aferição do torque foi realizada utilizando-se uma célula de carga com capacidade de até 500 gf conectada ao indicador de processo, que através de um braço de alavanca mede o torque sobre o eixo que suporta a ponta fixa do instrumento. O ângulo de rotação, por sua vez, é mensurado e controlado através de um transdutor de posição angular do tipo resistivo, conectado ao controlador de processo.

Todos os instrumentos tiveram o ponto de união entre o cabo e a haste seccionados de forma que somente a haste fosse introduzida na garra de acionamento. A ponta do instrumento foi posicionada na garra de apreensão do lado oposto, conectada a célula de carga, a uma distância de 3 mm limitada por um batente usinado na parte inferior da garra. Para auxiliar no aprisionamento dos instrumentos, uma lâmina de cobre recozido de 0,3mm de espessura foi posicionada entre o instrumento e a garra. Subsequentemente, foram reguladas a velocidade de rotação angular no controlador de rotação (2 rpm no

sentido horário) e a carga máxima de segurança da célula de carga no indicador de carga (de acordo com diâmetro do instrumento). A aquisição, o processamento de dados e o registro de torque máximo e deflexão angular até a ruptura foram realizados por um programa específico que faz a comunicação com os instrumentos de leitura de carga e ângulo de rotação.

#### **4.4. Análise dos Defeitos de Superfície**

Três sets de cada instrumento PathFile, Scout RaCe e Mtwo foram selecionados aleatoriamente e analisados qualitativamente por MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura) antes e após o uso clínico, com o objetivo de analisar possíveis defeitos de superfície relacionados ao uso clínico múltiplo. Cada instrumento foi examinado em todo o comprimento da parte ativa, com análise detalhada nos 5 milímetros a partir da ponta.

#### **4.5. Análise dos Dados**

Todos os resultados dos parâmetros analisados referentes aos diferentes instrumentos foram tabulados em planilhas digitais, analisados isoladamente e comparados entre si. A análise estatística dos valores médios foi realizada através do teste ANOVA, uma vez que os dados apresentaram uma distribuição normal. O coeficiente de confiabilidade empregado nos testes de hipóteses realizados no presente estudo foi  $\alpha = 95\%$ . Os resultados referentes às características dimensionais e a presença dos defeitos de superfície, gerados durante o uso clínico, foram correlacionados com os valores de torque máximo, obtidos nos ensaios de torção, no sentido de avaliar o comportamento em torção de diferentes sistemas de Glide Path após o uso clínico múltiplo e a influência dos mesmos no comportamento em torção dos instrumentos de formatação Mtwo.

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1. Características Dimensionais dos Instrumentos

#### 5.1.1. Análise do Diâmetro e Comprimento das Lâminas de Corte (*Pitch*) dos Instrumentos

Os valores médios e desvio padrão do diâmetro a 3 milímetros da ponta (D<sub>3</sub>) estão mostrados na Tabela 2 e detalhados no Apêndice A. A distância média de aproximadamente 3 milímetros a partir da ponta coincide com a região aproximada em que são concentradas as maiores tensões durante o uso clínico dos instrumentos, associado ao fato de que este ponto (D<sub>3</sub>) é sugerido como referência para a realização de testes de flexibilidade e resistência à torção, de acordo com Especificação ISO 3630-1.

**Tabela 2:** Valores médios (desvio padrão) do diâmetro a 3 mm da ponta (D<sub>3</sub>) dos instrumentos K-File, PathFile, Scout RaCe e Mtwo.

Instrumentos	Valor Nominal de Diâmetro a 3 mm da ponta (D <sub>3</sub> ) (mm)	Valor Medido Diâmetro a 3 mm da ponta (D <sub>3</sub> ) (mm)
K-File 08	0,140	0,155 (0,007)
K-File 10	0,160	0,171 (0,006)
K-File 15	0,210	0,220 (0,006) a
PathFile 13/.02	0,190	0,196 (0,007)
PathFile 16/.02	0,220	0,233 (0,007)
PathFile 19/.02	0,250	0,246 (0,009)
Scout RaCe 10/.02	0,160	0,161 (0,006)
Scout RaCe 15/.02	0,210	0,220 (0,007) a
Scout RaCe 20/.02	0,260	0,278 (0,013)
Mtwo 10/.04	0,220	0,231 (0,024)
Mtwo 15/.04	0,270	0,311 (0,021)
Mtwo 20/.06	0,380	0,393 (0,020)
Mtwo 25/.06	0,430	0,440 (0,021)

Os resultados indicados por letras iguais não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os instrumentos de Glide Path ( $p \geq 0,05$ ).

As características geométricas e dimensionais dos instrumentos endodônticos têm uma estreita relação com seu comportamento mecânico, influenciando a flexibilidade, resistência torcional e a fadiga flexural, além da capacidade de corte dos mesmos. Os parâmetros associados ao comportamento mecânico são: o diâmetro ao longo da parte ativa, a profundidade e distância entre as lâminas de corte (*pitch*), o desenho geométrico e área da seção transversal, os ângulos de ponta, helicoidal, transição e de corte, e por fim, a presença ou ausência de plano radial (BERUTTI *et al.*, 2003; DIEMER & CALAS 2004; MIAYI *et al.*, 2006; TRIPI *et al.*, 2006; XU & ZENG 2006; RAY *et al.*, 2007). De fato, Nakagawa e colaboradores (2014) mostraram que os valores de torque máximo crescem proporcionalmente de acordo com diâmetro e área da seção transversal dos instrumentos K-File, PathFile, Scout RaCe e Race ISO 10. Resultados similares, abordando variados instrumentos, foram anteriormente apresentados por outros pesquisadores (MELO *et al.*, 2008; VIANA *et al.*, 2010).

Sustentada pela necessidade de estabelecer padrões para a fabricação de produtos odontológicos consistentes e confiáveis, a Especificação n° 101 da ANSI/ADA estabelece parâmetros referentes aos instrumentos endodônticos manuais e acionados a motor, relativos à geometria, dimensões ou materiais não contemplados nas Especificações da ANSI/ADA n°28 e 58, incluindo instrumentos de conicidade diferente de .02 e instrumentos de diferentes seções transversais. Instigado pela necessidade de avaliar as características geométricas e dimensionais dos mesmos, associada ao comportamento mecânico durante o uso, o presente estudo usou como referência as especificações acima mencionadas.

Os resultados do presente estudo apresentam aumento gradual do diâmetro desde a ponta até o final da parte ativa, resultando em instrumentos com maior diâmetro em sua porção próxima à haste. A maioria dos instrumentos apresentou valores ligeiramente maiores que os valores nominais, entretanto, a diferença encontrada estava dentro dos limites de tolerância de acordo com a especificação anteriormente citada. Zinelis e colaboradores (2002) relataram que os instrumentos K-File 08, 10 e 15 estavam acima dos valores nominais, embora também dentro dos limites de tolerância, corroborando os achados do presente estudo. A análise estatística realizada entre os pares de instrumentos com diâmetro de ponta semelhantes não apresentou diferença estatisticamente significativa entre K-File 15 e Scout RaCe 15/.02 ( $p = 1,000$ ), resultado previsível, uma vez que são instrumentos com características geométricas e dimensionais semelhantes (Tabela 2).

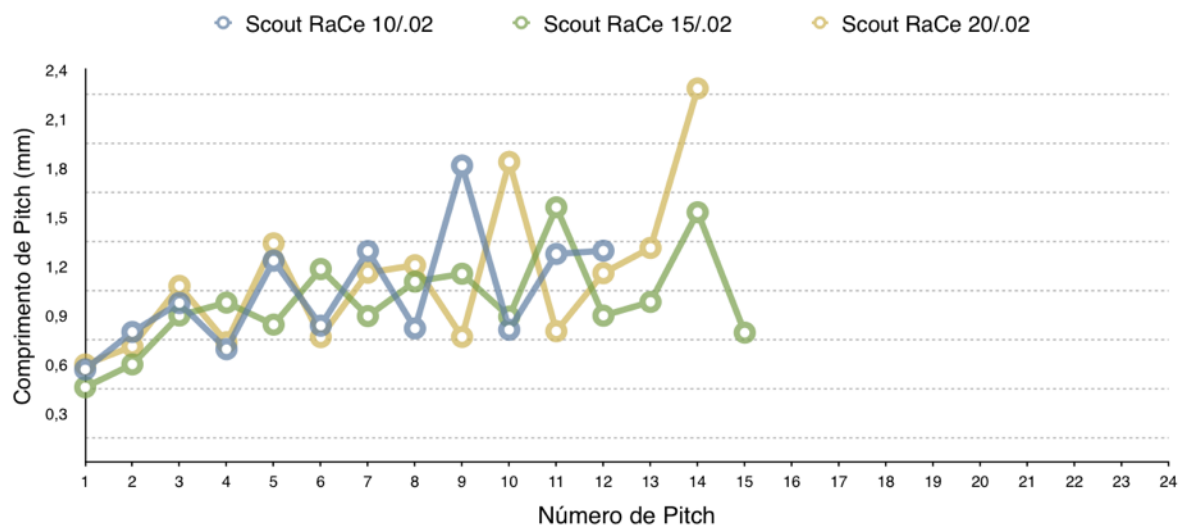
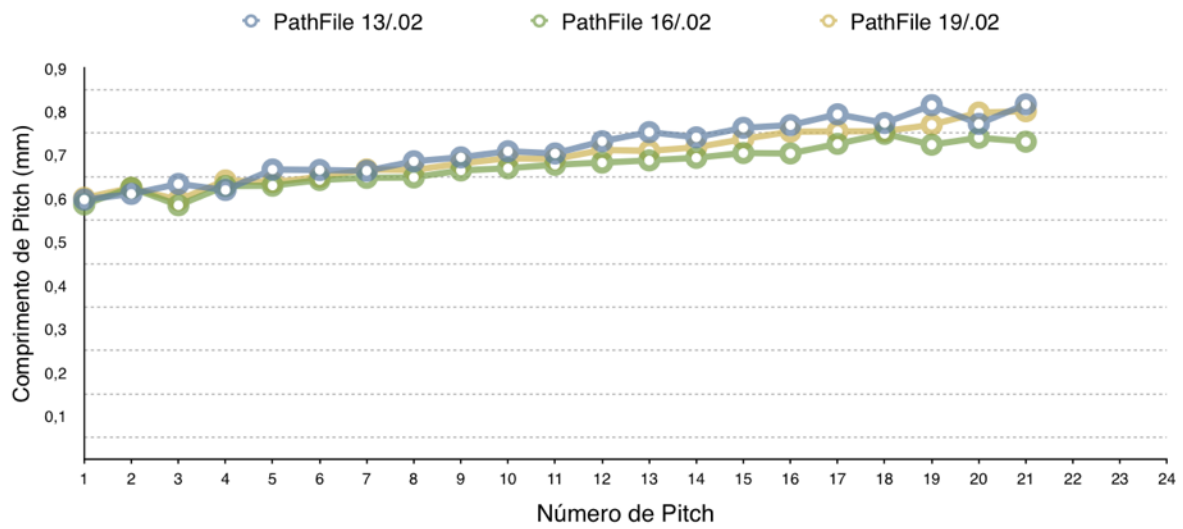
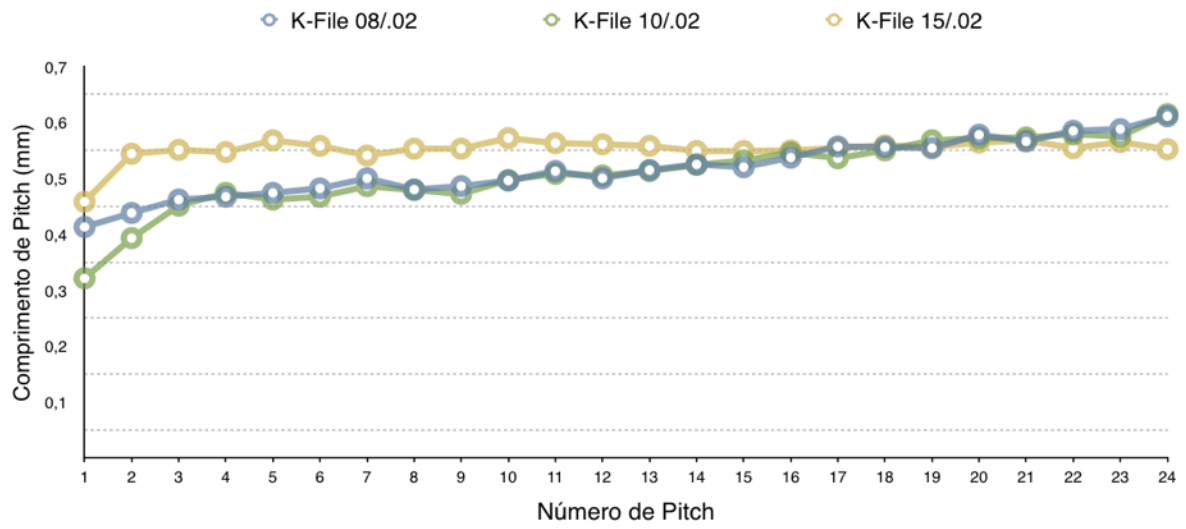
Na prática clínica, principalmente durante a instrumentação de canais radiculares constrictos e curvos, é comum o clínico encontrar dificuldade em prosseguir com um instrumento subsequente ao instrumento anteriormente utilizado, ficando a aproximadamente 2 a 3 mm aquém do comprimento de trabalho, o que pode resultar em erros de procedimento. Quando

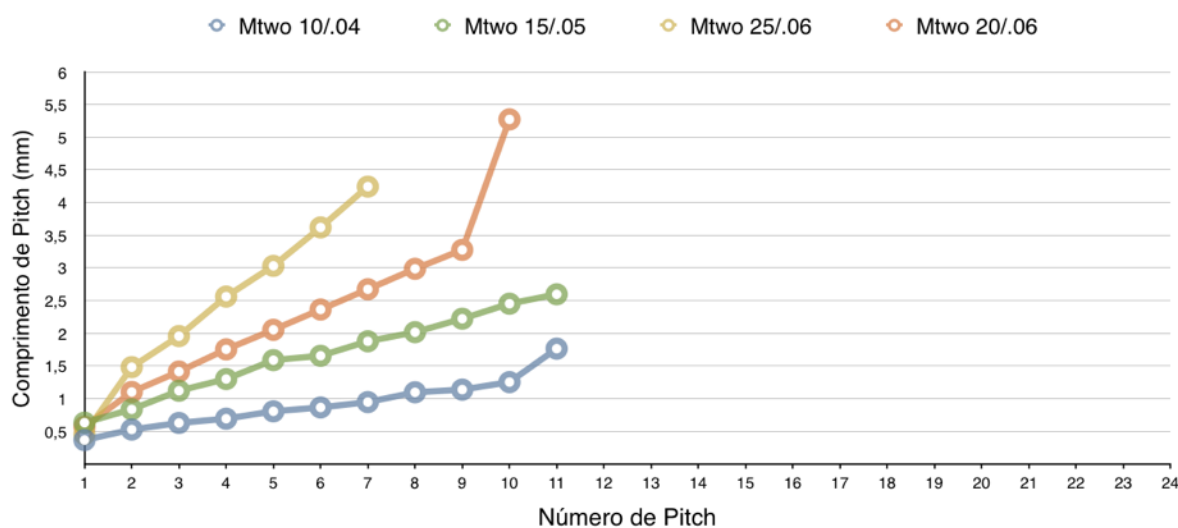
o profissional, na tentativa de progredir com o instrumento, tende a forçá-lo no sentido apical, pode provocar o desvio do trajeto original, ou muitas vezes levá-lo à fratura (ZINELLIS *et al.*, 2002). Normalmente, a progressão dificultada do instrumento ao longo do trajeto do canal está associada à complexidade anatômica do canal ou quase sempre às características dimensionais do instrumento. O limite de tolerância de  $\pm 0,02$  milímetros referente aos valores de diâmetro tem sido identificado como parte do problema (STENMAN *et al.*, 1993).

Quando o valor de diâmetro de um instrumento está abaixo do valor nominal e o instrumento seguinte está acima, a diferença entre eles se torna muito grande o que, conseqüentemente, dificulta a progressão do último. Uma situação contrária resultaria em sobreposição do instrumento, ou seja, pouco ou nenhum trabalho clínico seria observado no que se refere à formatação do canal radicular (ZINELLIS *et al.*, 2002). Uma terceira condição ocorre quando ambos os instrumentos estão acima dos valores nominais e, principalmente, dos limites de tolerância, o que reflete em uma grande diferença entre eles dificultando a progressão dos instrumentos seguintes, além da tendência ao transporte do canal. Considerando que a rigidez do instrumento tende a aumentar com o seu diâmetro, uma vez inseridos no canal radicular, especialmente nos curvos, o instrumento tende a retornar à sua forma reta original, inclusive aqueles flexíveis, como os fabricados de NiTi, propriedade esta descrita como Força de Restauração (ROANE *et al.*, 1985; WILDEY *et al.*, 1992; KYOMEN *et al.*, 1994; ZINELLIS *et al.*, 2002).

No presente trabalho, uma vez que os instrumentos abordados apresentaram aumento gradual do primeiro ao último dentro da mesma série K-File, PathFile, Scout Race e Mtwo, (Tabela 2) nenhuma complicação clínica pode ser associada à conicidade dos mesmos, baseada na condições acima descritas.

Os valores médios do comprimento das lâminas de corte (*pitch*) estão ilustrados na Figura 9 e detalhados no Apêndice B.





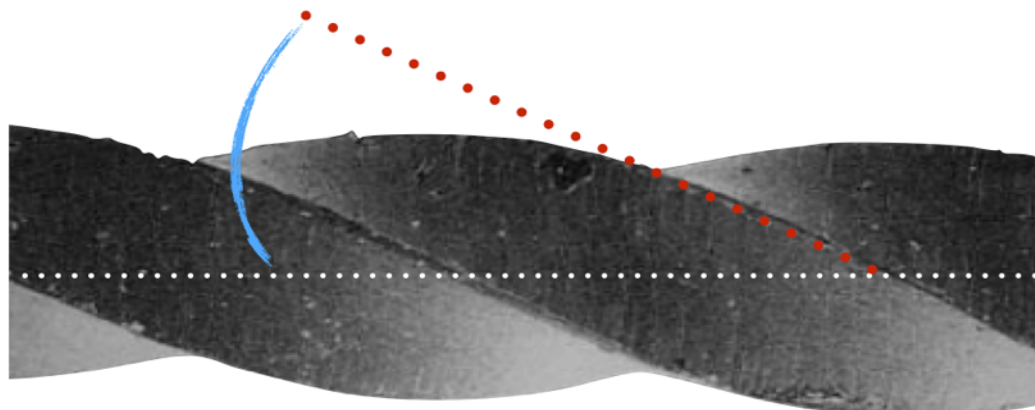
**Figura 9:** Valores médios do comprimento entre as lâminas de corte (*Pitch*) dos instrumentos K-File, PathFile, Scout RaCe e Mtwo.

Em geral, os instrumentos mostraram características distintas entre si; os da série K-File exibiram um aumento gradual no comprimento do primeiro *pitch* até o terceiro e depois mantiveram uma relativa constância nos valores médios, de acordo com as características descritas para os instrumentos endodônticos confeccionados em aço inoxidável. Os instrumentos PathFile mantiveram um aumento pequeno e uniforme nos comprimentos de *pitch* da ponta até o final da parte ativa, semelhante aos instrumentos K-File.

Todos os instrumentos Scout RaCe apresentaram características semelhantes, um aumento da distância do primeiro ao terceiro *pitch*, seguido de uma redução dos valores, ou seja, um *pitch* de comprimento maior seguido por um ligeiramente menor, característica dos instrumentos RaCe, denominada *Alternating Cutting Edges*, ou seja, lâminas de corte alternadas. Segundo o fabricante esse padrão é fundamental para diminuir o efeito de parafuso do instrumento e aumentar a evacuação de raspas de dentina durante o uso clínico. Diemer e Calas (2004) também enfatizaram essa preocupação quanto ao comprimento de *pitch*, citando que instrumentos com comprimentos de *pitch* regulares e ângulo de corte positivo tendem a parafusar no canal, predispondo à fratura, em especial por torção. Já os instrumentos Mtwo apresentaram aumento gradual durante toda a parte ativa, tendendo a um ligeiro aumento de acordo com o aumento do diâmetro de ponta do instrumento.

Um comprimento de *pitch* maior reduz o efeito de parafuso, pois reflete uma redução do ângulo helicoidal, que corresponde ao ângulo formado entre a lâmina de corte e o longo eixo do instrumento (Figura 10). A medida que o comprimento de *pitch* aumenta, a flexibilidade do instrumento aumenta. Por outro lado, a resistência torcional sobre o instrumento tende a

diminuir. Em outras palavras, quanto menor o comprimento de *pitch*, maior a resistência torcional dos instrumentos endodônticos, embora exibam menor flexibilidade (SCHAFER & TEPEL, 2001; MOUNCE, 2003; DIEMER & CALAS, 2004).



**Figura 10:** Esquema ilustrativo do ângulo helicoidal

## 5.2. Análise de Ângulo e Raio de Curvatura

O planejamento e execução do tratamento endodôntico é primeiramente baseado no diagnóstico preciso e no conhecimento da morfologia interna e externa do elemento dental. Diversos erros durante a terapia endodôntica são associados à diversidade e à complexidade anatômica de cada dente, principalmente tratando-se de molares (PETERS, 2004; FAVIERI *et al.*, 2006).

Diversos trabalhos têm utilizado blocos ou dentes de resina, dentes ou cortical óssea bovino no intuito de padronizar os grupos experimentais. Embora válidas, essas alternativas desconsideram características particulares e exclusivas do dente natural humano, principalmente *in vivo*, como dureza da dentina e características físico-químicas, tal como a hidratação do tecido (SEAGO *et al.*, 2015). De fato, Peters e colaboradores (2001), descreveram que a variabilidade anatômica do canal radicular é o fator que mais interfere na conformação final do preparo, mais que as técnicas de instrumentação propriamente ditas.

Os molares humanos são frequentemente estudados em razão de sua complexidade anatômica, referente ao arranjo do sistema de canais e a presença frequente de curvatura (FILHO *et al.*, 2009). Portanto, com o objetivo de refletir uma condição real a qual são submetidos os instrumentos endodônticos, o presente trabalho optou por tratamento clínico, ciente da variabilidade anatômica dos dentes que compõem os grupos experimentais.



Os dentes abordados neste estudo são primeiro e segundo molares superiores e inferiores, distribuídos randomicamente em três diferentes grupos. Os valores médios de ângulo e raio de curvatura dos canais radiculares estão apresentados na Tabela 3 e detalhados no Apêndice C.

**Tabela 3.** Valores médios (desvio-padrão) de ângulo e raio de curvatura dos canais formatados divididos de forma randômica em três grupos.

Grupos Experimentais	Ângulo Curvatura (°)	Raio Curvatura (mm)
Grupo K-File - Mtwo	31,76 (5,95)	4,78 (0,98)
Grupo PathFile - Mtwo	34,93 (7,41) a	4,31 (1,22) b
Grupo Scout RaCe - Mtwo	34,38 (5,57) a	4,45 (1,16) b

Os resultados indicados pela mesma letra (a, b) não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $p \geq 0,05$ ).

Os grupos PathFile e Scout RaCe - Mtwo não apresentaram diferenças estatisticamente significativas para ambos os parâmetros analisados ângulo ( $p= 0,53$ ) e raio de curvatura ( $p= 0,38$ ). De modo geral, todos os dentes abordados no presente estudo mantiveram um perfil muito semelhante, mesmo do grupo K-File - Mtwo, que embora estatisticamente distinto dos demais apresentou valores próximos aos grupos PathFile e Scout RaCe - Mtwo. Ressalta-se a importância do perfil geométrico dos dentes abordados serem semelhantes, uma vez que reduz a possibilidade de um viés de interpretação referente a influência da característica geométrica da dentição humana no comportamento mecânico dos instrumentos.

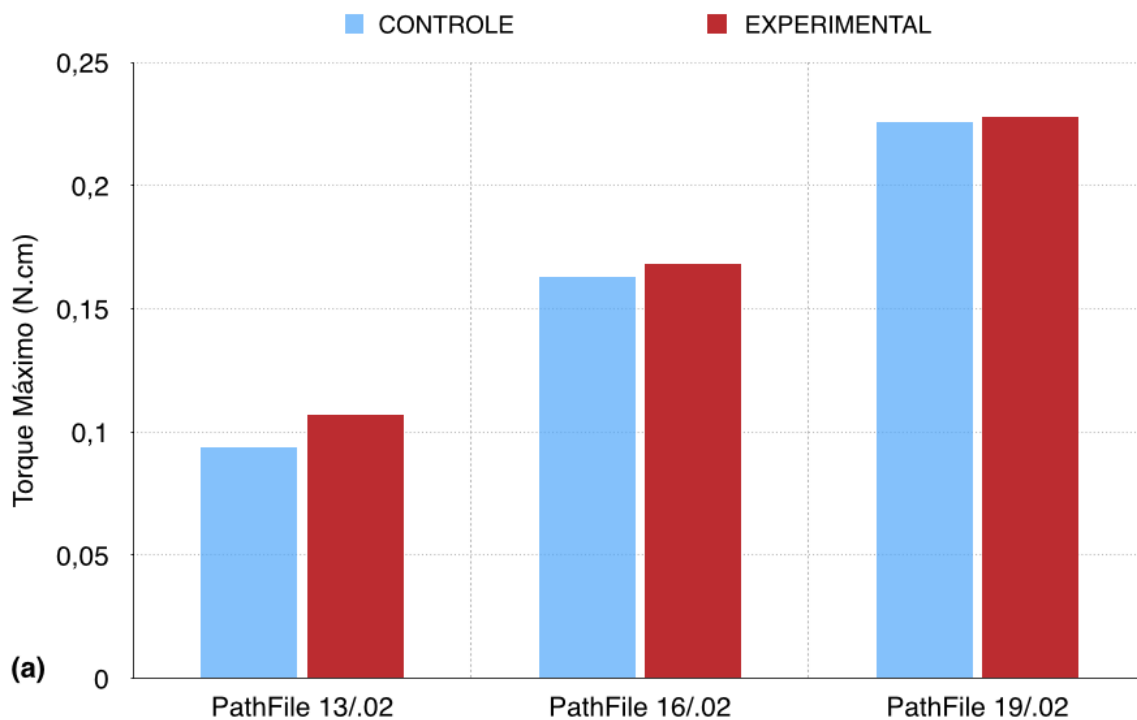
### 5.3. Ensaio de Torção

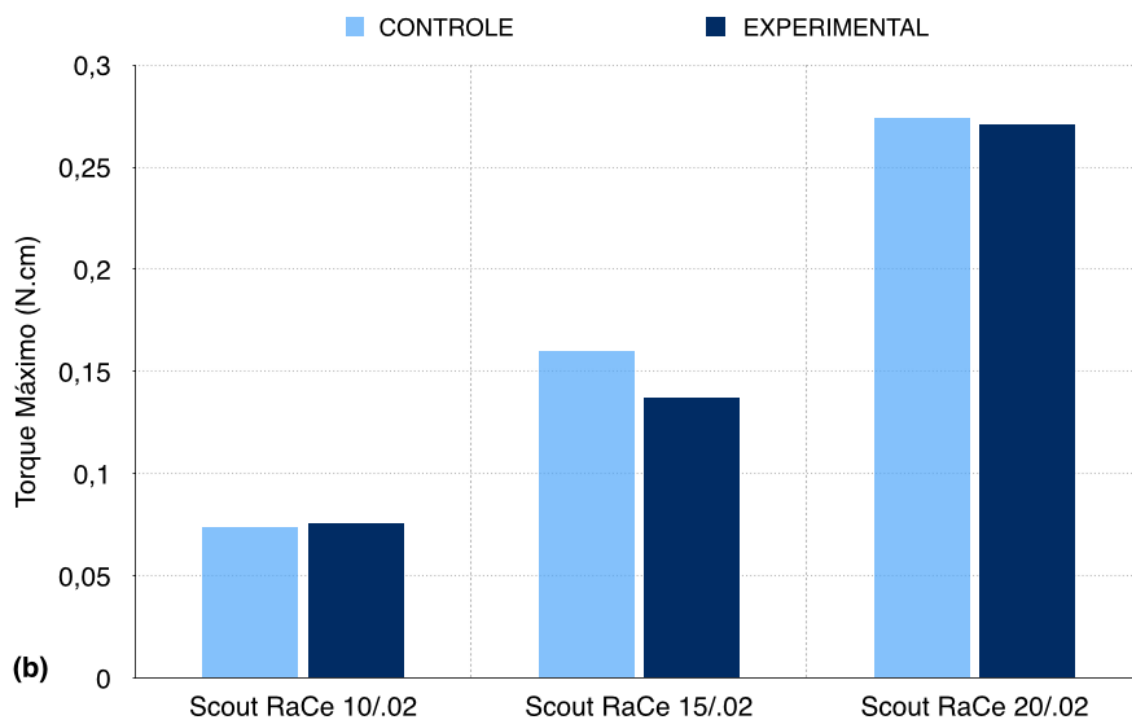
O comportamento em torção dos instrumentos endodônticos é relacionado às suas características geométricas (TURPIN *et al.*, 2000; KIM *et al.*, 2009), bem como composição da liga e o processo termomecânico ao qual são submetidos durante a fabricação (KELL *et al.*, 2009). Os resultados da resistência torcional, avaliada através dos valores médios de torque máximo e deflexão angular até a fratura, dos instrumentos novos (Grupo Controle) e após o uso clínico no preparo mecânico de cinco molares (Grupo Experimental), são apresentados na Tabela 4 e Tabela 5, e Figuras 11 e 12, respectivamente; e detalhados no Apêndice D.

**Tabela 4:** Valores médios (desvio padrão) do torque máximo e deflexão angular até a fratura dos instrumentos de exploração PathFile e Scout RaCe novos e após uso clínico, ensaiados em torção até a ruptura.

	Torque máximo (N.cm)		Deflexão angular até a fratura (°)	
	Controle	Experimental	Controle	Experimental
PathFile 13/.02	0,094 (0,01) a	0,107 (0,02) a	585 (75) f	657(77) f
PathFile 16/.02	0,163 (0,01) b	0,168 (0,03) b	632 (63)	768 (99)
PathFile 19/.02	0,226 (0,01) c	0,228 (0,02) c	643 (90) g	655 (70) g
Scout RaCe 10/.02	0,074 (0,01) d	0,076 (0,02) d	517 (39) h	493 (62) h
Scout RaCe 15/.02	0,160 (0,03)	0,137 (0,01)	550 (96)	468 (68)
Scout RaCe 20/.02	0,274 (0,04) e	0,271 (0,04) e	599 (84)	462 (50)

Os resultados indicados pela mesma letra não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $p \geq 0,05$ ).



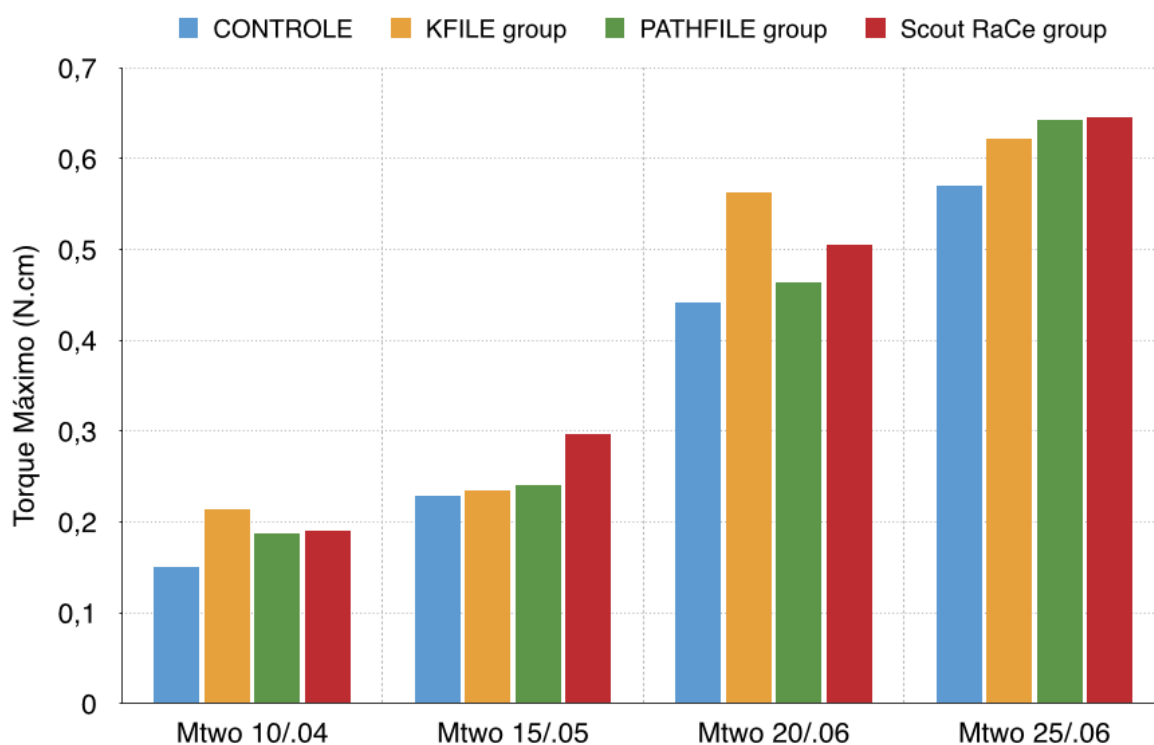


**Figura 11:** Valores médios do torque máximo dos instrumentos PathFile (a) e Scout RaCe (b) novos (Controle) e após o uso clínico (Grupo Experimental).

**Tabela 5:** Valores médios (desvio padrão) do torque máximo e deflexão angular até a fratura dos instrumentos Mtwo, novos e após a formatação dos canais explorados pelos diferentes sistemas K-File, PathFile e Scout RaCe, ensaiados em torção até a ruptura.

		Torque máximo (N.cm)	Deflexão angular (°)
<b>Grupo Controle</b>	Mtwo 10/.04	0,150 (0,03)	448 (82) b
	Mtwo 15/.06	0,229 (0,04)	407 (99) c d e
	Mtwo 20/.06	0,441 (0,14)	360 (115) f g h
	Mtwo 25/.06	0,570 (0,93) a	440 (60) i j
<b>Grupo K- File</b>	Mtwo 10/.04	0,214 (0,09)	387 (82) b
	Mtwo 15/.06	0,234 (0,07)	422 (59) c
	Mtwo 20/.06	0,563 (0,13)	356 (55) f
	Mtwo 25/.06	0,622 (0,11)	385 (53) i
<b>Grupo PathFile</b>	Mtwo 10/.04	0,188 (0,05)	535 (80)
	Mtwo 15/.06	0,240 (0,04)	357 (74) d
	Mtwo 20/.06		386 (55) g
	Mtwo 25/.06	0,643 (0,69)	400 (31)
<b>Grupo Scout RaCe</b>	Mtwo 10/.04	0,190 (0,07)	504 (54)
	Mtwo 15/.06	0,297 (0,09)	407 (72) e
	Mtwo 20/.06	0,505 (0,07)	394 (60) h
	Mtwo 25/.06	0,646 (0,06) a	463 (96) j

Os resultados indicados pela mesma letra apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( $p \geq 0,05$ ).



**Figura 12:** Valores médios do torque máximo até a fratura dos instrumentos Mtwo (Controle) e após o uso clínico, utilizando a exploração com os diferentes sistemas K-File, PathFile e Scout RaCe (Grupos Experimentais).

Da análise das tabelas acima, verifica-se uma tendência de aumento dos valores médios de torque máximo com o aumento do diâmetro para todos os tipos de instrumentos avaliados. Esta tendência está de acordo com estudos anteriormente descritos na literatura (SATTAPAN *et al.*, 2000; PETERS e BARBAKOW, 2002; BAHIA *et al.*, 2006; VIEIRA *et al.*, 2009). A Figura 11 permite uma análise comparativa facilitada da resistência torcional de todos os instrumentos PathFile (Figura 11a) e Scout RaCe (Figura 11b), avaliados em testes de torção até a ruptura.

Uma relação direta entre os valores médios de torque máximo ( $M_T$ ) e aqueles de diâmetro a 3 mm da ponta ( $D_3$ ), está de acordo com a tendência previamente relatada na literatura (YARED 2001; PETERS e BARBAKOW 2002; YARED 2004; BAHIA *et al.*, 2006; MELO *et al.*, 2008; CÂMARA *et al.*, 2009; PEIXOTO *et al.*, 2010, NAKAGAWA *et al.*, 2014). No que diz respeito à deflexão angular até a fratura, não foi possível estabelecer, neste estudo, qualquer relação direta entre os valores de deflexão angular e o diâmetro dos instrumentos avaliados em testes de torção até a ruptura (Tabela 5 e 6). Resultados semelhantes foram encontrados por outros autores (BAHIA *et al.*, 2006, MELO *et al.*, 2008, VIEIRA *et al.*, 2009).

Se comparados os instrumentos novos PathFile e Scout RaCe entre si, pode ser observado que os instrumentos PathFile 13/.02 apresentam resistência torcional maior que os instrumentos Scout RaCe 10/.02, uma vez que apresentam maior massa em razão do maior diâmetro. Raciocínio semelhante pode ser feito com relação aos instrumentos Scout RaCe 20/.02, quando comparados aos instrumentos PathFile 19/.02. Entretanto, Nakagawa e colaboradores (2014) sugerem compensação do valores entre área da seção transversal e diâmetro a 3 mm da ponta, uma vez que, embora os valores de  $D_3$  dos instrumentos PathFile 16/.02 tenham sido superiores aos dos instrumentos Scout RaCe 15/.02, os valores de área da seção transversal são consideravelmente inferiores. Isso justifica os valores de torque máximo tão próximos obtidos nesse estudo. De fato, como dito acima, as propriedades mecânicas dos instrumentos endodônticos dependem simultaneamente do diâmetro, da geometria da seção transversal e da liga da qual são confeccionados (PETERS & BARBAKOW, 2002; PETERS *et al.*, 2003).

Em geral, os instrumentos PathFile e Scout RaCe do Grupo Experimental não apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparados aos instrumentos correspondentes novos (Grupo Controle). Apenas o par Scout RaCe 15/.02 novo/ usado apresentou diferença significativa ( $p=0,031$ ), com ligeira redução do valor de torque máximo apresentada pelo instrumento usado. Nos demais instrumentos, embora nenhuma diferença estatisticamente significativa tenha sido ressaltada, os instrumentos de ambos os grupos experimentais apresentaram ligeiro aumento do valor de torque máximo, quando comparados àqueles do grupo controle (instrumentos novos). Possivelmente, esse achado pode estar associado à uma recuperação através da reorganização das deslocções em nível de sub-células, ou pelo encruamento da liga. Em outras palavras, esse ligeiro aumento seja o resultado do endurecimento por deformação, que resulta em aumento da resistência torcional do metal. Essa tendência também se repetiu nos instrumentos Mtwo e será discutida adiante.

A Tabela 5 e Figura 12 apresentados acima ilustram o aumento dos valores de torque máximo com o aumento do diâmetro, tanto para instrumentos Mtwo novos (Grupo Controle) quanto para os usados na formatação dos canais radiculares após o emprego de diferentes sistemas de exploração K-File, PathFile e Scout RaCe (Grupos Experimentais).

O conhecimento da resistência mecânica dos instrumentos endodônticos é de fundamental importância, uma vez que a possibilidade de fratura dos mesmos faz parte da prática clínica. Sattapan e colaboradores (2000) reportaram que as fraturas por fadiga torcional representam 55,7% do total, enquanto que as decorrentes de sobrecarga flexural representam 44,3%. Diversos estudos têm demonstrado que o índice de fratura está relacionado, na maioria dos casos, ao uso incorreto como pressão apical excessiva. A

complexa anatomia radicular, o número de usos e, conseqüente, a negligência no descarte dos instrumentos são descritos como fatores que precipitam a fratura dos instrumentos durante a prática clínica (SATTAPAN *et al.*, 2000; GAMBARINI, 2001).

A exploração e alargamento prévios dos canais radiculares (*Glide Path*), associado ou não ao alargamento cervical, têm sido descritos como procedimentos cruciais para o uso seguro dos instrumentos de formatação, uma vez que eliminam as interferências anatômicas desde a porção cervical até o terço apical (PATINO *et al.*, 2005). Esta monobra clínica reduz a magnitude das tensões a que os instrumentos de formatação serão submetidos e, conseqüentemente, a probabilidade de fratura dos mesmos.

Patino e colaboradores (2005) descreveram uma redução significativa na incidência de fratura com diferentes sistemas rotatórios de NiTi, utilizados após a realização do *glide path* com instrumentos de aço inoxidável. Resultados similares mostraram que a incidência de fratura dos instrumentos Mtwo, principalmente nos instrumentos de calibre 10/.04 e 15/.05, foi reduzida, quando a exploração radicular e alargamento cervical foram realizados previamente à formatação radicular (EHRHARDT *et al.*, 2012). Baseado na literatura, fica evidente que o *glide path* tende a aumentar a previsibilidade do uso clínico dos instrumentos de formatação, entretanto, ainda é carente de informações no que diz respeito à influência de diferentes técnicas e sistemas de exploração no comportamento mecânico destes instrumentos.

No presente estudo, os instrumentos Mtwo foram utilizados em tratamentos endodônticos de 5 molares superiores e/ou inferiores. A escolha de instrumentar 5 molares foi baseada nos resultados de estudos que descrevem essa a média como segura e efetiva antes do descarte dos instrumentos (YARED *et al.*, 1999, GAMBARINI, 2001, BAHIA & BUONO, 2005, VIEIRA *et al.*, 2008, VIEIRA *et al.*, 2009, UROZ-TORREZ *et al.*, 2009).

Os resultados do presente estudo mostram que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência torcional dos instrumentos Mtwo após serem utilizados em 5 molares humanos, subsequente a três diferentes técnicas de *glide path*: técnica manual com instrumentos de aço inoxidável tipo K-File e técnica mecanizada com instrumentos de NiTi PathFile e Scout RaCe (Grupos Experimentais K-File, PathFile e Scout RaCe) comparados aos instrumentos novos (Grupo Controle). Exceção foi observada na comparação entre os instrumentos Mtwo 25/.06 novos e após uso clínico (Mtwo 25/.06 Grupo Experimental Scout RaCe), quando o *glide path* foi realizado com os instrumentos Scout RaCe, em que foi observada diferença significativa nos valores de torque máximo ( $p = 0,046$ ) (Tabelas 5 e 6). Esse resultado sugere que a técnica de *glide path* ou sequência de instrumentos utilizados

para tal não interfere no resultado final, entretanto, não exclui sua importância clínica por motivos anteriormente descritos.

Berutti e colaboradores (2014), avaliaram a energia consumida pelos instrumentos ProTaper Next após o *glide path* realizado por duas distintas sequências, PathFile e ProGlider. O torque aplicado pelo motor no instrumento em uso rotatório contínuo é proporcional a energia consumida pelo motor; conseqüentemente, essa energia registrada é um parâmetro representativo da resistência em torção do instrumento. Tanto o tempo necessário quanto a energia exigida pelo instrumentos ProTaper Next X1 para alcançar o comprimento de trabalho foi estatisticamente inferior quando realizado o *glide path* pelo instrumento ProGlider comparado aos instrumentos PathFile. O estudo portanto, frisa a importância do *glide path* uma vez que essa manobra cria um canal livre de interferências e previamente alargado, favorecendo o uso dos instrumentos seguintes. Ainda, somado ao o pré-alargamento médio e cervical (*preflaring*), os instrumentos de formatação são conseqüentemente submetidos a menores cargas de tensão durante a instrumentação dos canais radiculares (BERUTTI, *et al.*, 2014).

Contraditoriamente, pode-se observar um pequeno aumento do valor de torque máximo após o uso clínico múltiplo em todos instrumentos Mtwo avaliados, embora não estatisticamente significativo (Tabela 5 e 6). Essa tendência também foi observada na comparação desse parâmetro entre os instrumentos PathFile e Scout RaCe novos e usados. É possível que os processos de esterilização possam influenciar as propriedades da liga.

Iverson e colaboradores (1985) foram os primeiros a descreverem que, após 10 ciclos de esterilização em estufa, os instrumentos de aço inoxidável apresentaram pequeno aumento nos valores de torque máximo, embora não fossem valores estatisticamente expressivos. Resultados semelhantes foram descritos por Silvaggio e Hicks (1997), os autores descreveram que de 10 alterações significativas encontradas nos instrumentos ProFile Series 29, 8 apresentaram aumento da resistência torcional após diferentes ciclos de esterilização, isso corresponde a 96,3% da amostra estudada. Os autores concluem que se ocorrer alguma mudança na resistência torcional dos instrumentos após serem submetidos à esterilização, possivelmente será no sentido de aumentar o valor de torque máximo dos mesmos.

Submeter os instrumentos endodônticos a métodos de esterilização é uma prática exigida pelos conselhos de saúde, baseada na necessidade do controle de higiene e no intuito de evitar a possibilidade de infecção cruzada. De modo geral, os efeitos dos processos de esterilização sobre os instrumentos endodônticos têm mostrado informações diversas, com



alguns estudos não descrevendo mudanças significativas no comportamento dos instrumentos (HILT *et al.*, 2000; CASPER *et al.*, 2011; KING *et al.*, 2012).

De fato, os resultados de Casper e colaboradores (2011) mostram a mesma tendência encontrada no presente estudo. Os instrumentos Twisted File, 10 Series e Profile Vortex não apresentaram diferenças significativas comparados a instrumentos novos depois de submetidos a 1, 2, 3 e 7 ciclos de autoclave. Embora um ligeiro aumento no torque máximo tenha sido observado após o primeiro ciclo em ambos os grupos experimentais.

Canalda-Sahili e colaborades (1998) descreveram um aumento significativo da microdureza e conseqüente redução da flexibilidade de instrumentos K-File fabricados com fios NiTi (NiTiFlex e NaviFlex) submetidos a 10 ciclos de autoclave ou estufa. No geral ambos os instrumentos apresentaram redução significativa da resistência torcional tanto para ciclos de autoclave quanto para estufa. Exceto os instrumentos com diâmetro de ponta 25 e 35 do tipo Naviflex, que mostraram significativo aumento comparado ao controle, os instrumentos restantes não apresentaram qualquer alteração significativa. Todavia, os autores não atribuíram nenhuma justificativa aos achados experimentais.

Outros estudos descrevem aumento significativo na resistência à fadiga flexural de diferentes instrumentos rotatórios submetidos processos de esterilização comuns à prática clínica (VIANA *et al.*, 2006; PLOTINO *et al.*, 2012). Outros trabalhos mostram pequenas alterações das características superficiais e atribuem a redução dos valores de torque máximo, após diversos ciclos de esterilização, ao aumento de corrosão superficial (VALOIS *et al.*, 2008).

Do ponto de vista metalúrgico, as temperaturas usadas nos processos de esterilização (valor médio 170°C), não são suficientes para causar mudanças significativas na microestrutura da liga NiTi, entretanto sugere-se o possível efeito cumulativo dos diversos ciclos aos quais os instrumentos são submetidos (SERENE *et al.*, 1995; MELO *et al.*, 2002). Seago e colaboradores (2015) sugerem que tanto a eficiência de corte quanto a flexibilidade de instrumentos HyFlex tendem a melhorar após o uso clínico múltiplo e repetidos ciclos de esterilização. Esse achado deve-se a uma alteração nas faixas de transformação martensítica/austenítica. Como conseqüência dos ciclos de calor repetidos e cumulativos decorrentes do método de esterilização, o ponto de temperatura de transformação final da austenita (As) tende a aproximar-se da temperatura ambiente, resultado em uma mudança nas proporções entre martensita e austenita na liga dos instrumentos HyFlex. Assim, as propriedades mecânicas desses instrumentos são claramente alteradas (SEAGO *et al.*, 2015).

Outros trabalhos sugerem que as alterações relacionadas à microdureza, eficiência de corte e resistência mecânica podem estar relacionadas à precipitação de  $Ti_3Ni_4$  (KHALIL-ALLAFI *et al.*, 2004, OTSUKA & REN, 2005). É sabido que em ligas NiTi com excesso de Ni em 50% atômica, haverá a tendência da fase  $\beta$  se decompor em  $TiNi_3$ . Esta decomposição geralmente envolve o aparecimento de duas fases intermediárias,  $Ti_3Ni_4$  e  $Ti_2Ni_3$ . As três fases  $Ti_3Ni_4$ ,  $Ti_2Ni_3$  e  $TiNi_3$  aparecem dependendo da temperatura do tempo de recozimento. Isto é, em temperaturas mais baixas e tempos mais curtos de tratamento térmico, predomina a precipitação de  $Ti_3Ni_4$  (OTSUKA & REN, 2005), podendo levar ao aumento de valores de microdureza, eficiência de corte e resistência flexural dos instrumentos de NiTi (VIANA *et al.*, 2006). Diante desse fato, considera-se mais uma vez a possibilidade de que ciclos consecutivos de esterilização resultem em aumento dos parâmetros mencionados anteriormente (VIANA *et al.*, 2006).

Considerando que nenhum tratamento térmico foi aplicado aos instrumentos do presente estudo após o processo de usinagem, ou seja, tanto os instrumentos PathFile e Scout RaCe quanto os instrumentos Mtwo são fabricados a partir de fios de NiTi convencional, em que a fase austenítica é estável à temperatura ambiente; é plausível considerar que tanto a superfície quanto sub-superfícies contenham martensita induzida por tensão, com variável densidade de deslocamentos, somada ainda à martensita estabilizada, que não sofreu transformação reversa após cada ciclo de utilização.

Assim, os ciclos cumulativos de esterilização podem recuperar tais deslocamentos e proporcionar a transformação reversa da martensita estável ao estado austenítico original, uma vez que estes ciclos estão acima da temperatura final de transformação autêntica ( $A_f$ ) para ligas NiTi convencionais. De tal modo, é sugestivo que os meios de esterilização sejam aptos a mudar a superfície e sub-superfície da microestrutura da liga favorecendo suas propriedades mecânicas (BAHIA *et al.*, 2005; VIANA *et al.*, 2006).

De um modo geral, espera-se que as propriedades físicas dos instrumentos endodônticos, tal como eficiência de corte, flexibilidade, resistência torcional e flexural não devam ser significativamente alteradas pelos processos de esterilização. É sugestivo que se o processo não exerce influência favorecendo as propriedades, também não deve resultar em qualquer efeito deletério no comportamento mecânico (CANALDA-SAHILI *et al.*, 1998).

Ainda é considerado que um possível encruamento da liga poderia também justificar os achados do presente trabalho. Entende-se como encruamento o endurecimento e consequente aumento da resistência mecânica através da reorganização e movimentação das deslocamentos devido a difusão dos átomos na estrutura cristalina do material em função

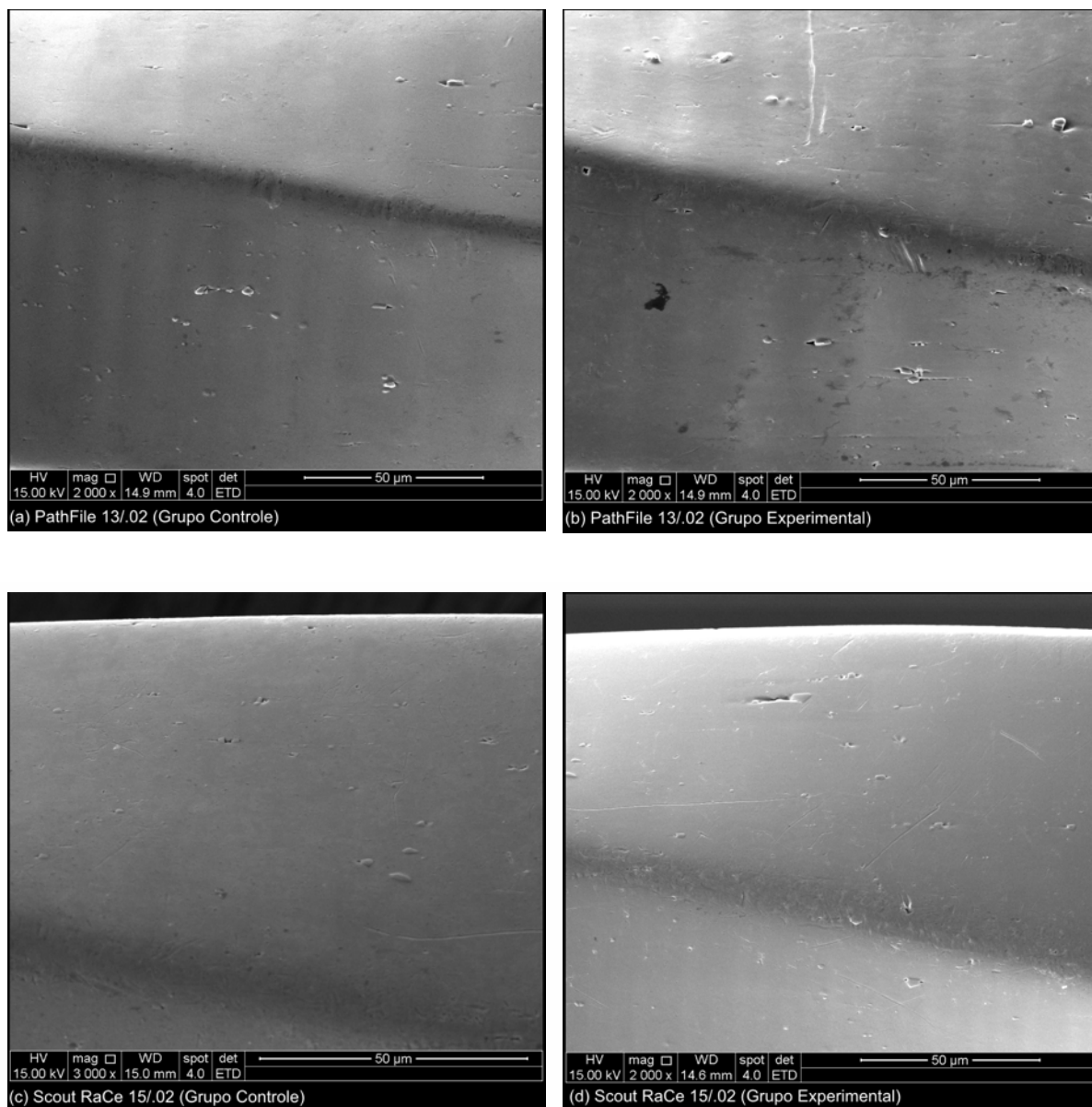
da deformação plástica (SMITH e HASHEMI, 2006). Embora alguns trabalhos sugerem a forte influência do uso clínico múltiplo no processo de transformação da fase austenítica para fase martensítica, resultando no possível encruamento, ainda é pouco preciso a análise uma vez que os ensaios de DSC (*Differential Scanning Calorimetry*) ainda são pouco efetivos, quando se trata de instrumentos endodônticos, devido à geometria assimétrica. De fato, Kell e colaboradores (2009) sugerem que o aumento dos valores de torque dos instrumentos GT Series X, após múltiplo uso clínico, são decorrentes de encruamento, sem entretanto fazerem uma análise precisa.

#### **5.4. Análise dos Defeitos de Superfície**

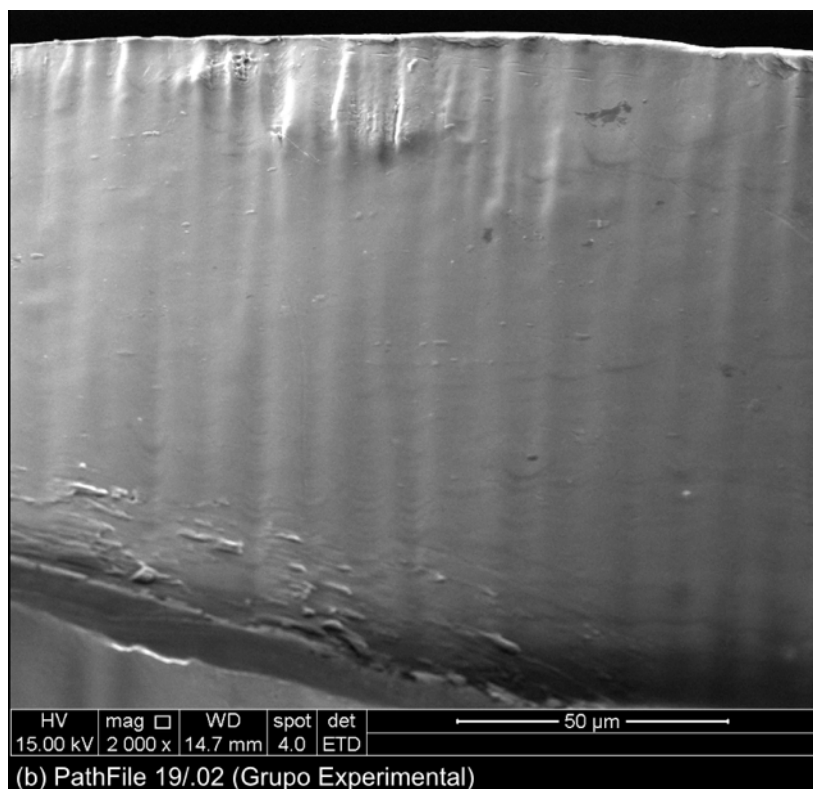
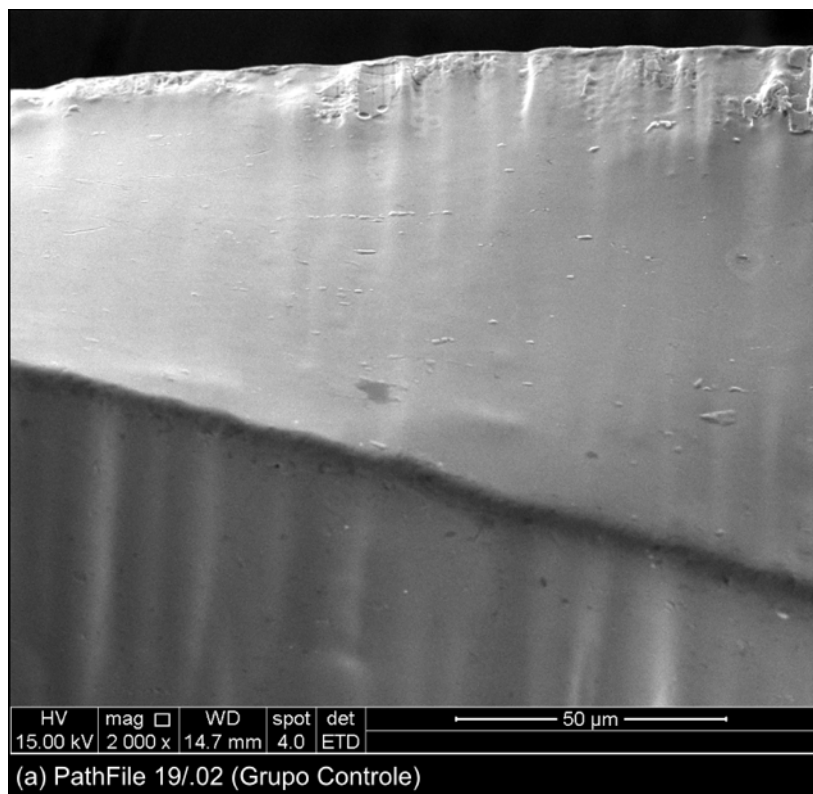
Embora os fatores associados à fratura dos instrumentos endodônticos possam ser controlados, os danos estruturais na superfície, decorrentes do processo de fadiga associado ao uso repetido dos mesmos, são frequentemente observados (PARASHOS e MESSER, 2006).

Os resultados referentes aos valores de torque máximo após uso clínico múltiplo relativos aos instrumentos PathFile, Scout RaCe e Mtwo (Grupos Experimentais), apresentados pelo presente estudo, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas comparados aos instrumentos novos (Grupo Controle). Entretanto, os resultados referentes à análise de defeitos na superfície dos instrumentos usados exibiram características distintas quando comparados aos instrumentos novos.

Os instrumentos PathFile e Scout RaCe não exibiram nenhum dano superficial visível referente ao perfil de trinca, que será discutido mais adiante (Figura 13). Entretanto, pequenas áreas de deformação da lâmina de corte puderam ser observadas em determinadas regiões ao longo da parte ativa do instrumento (Figura 14). Clinicamente, esse padrão de deformação da lâmina de corte tende a interferir na eficiência de corte dos instrumentos (SEAGO *et al.*, 2105).

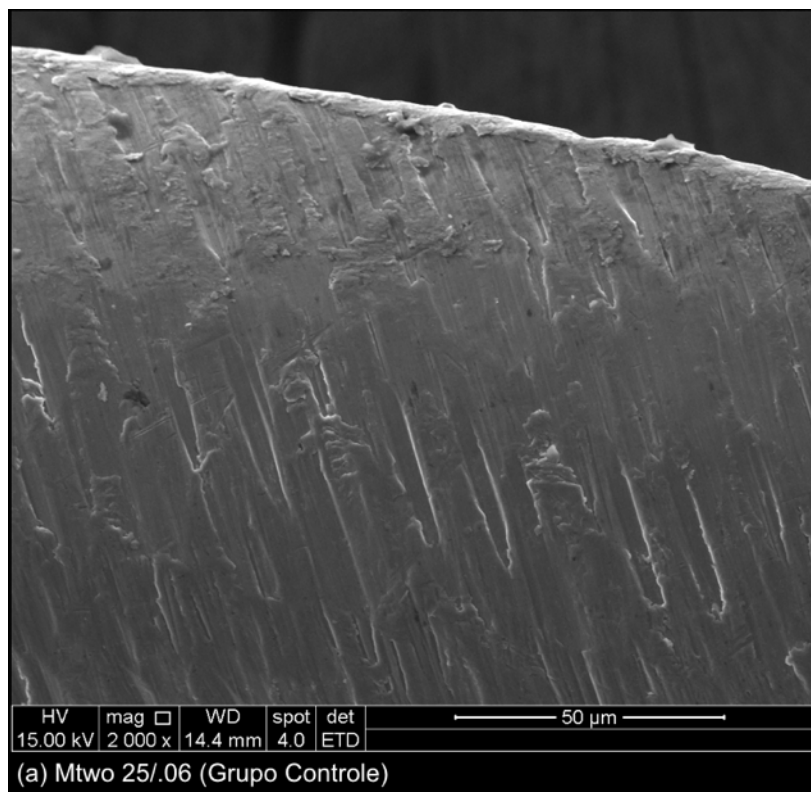


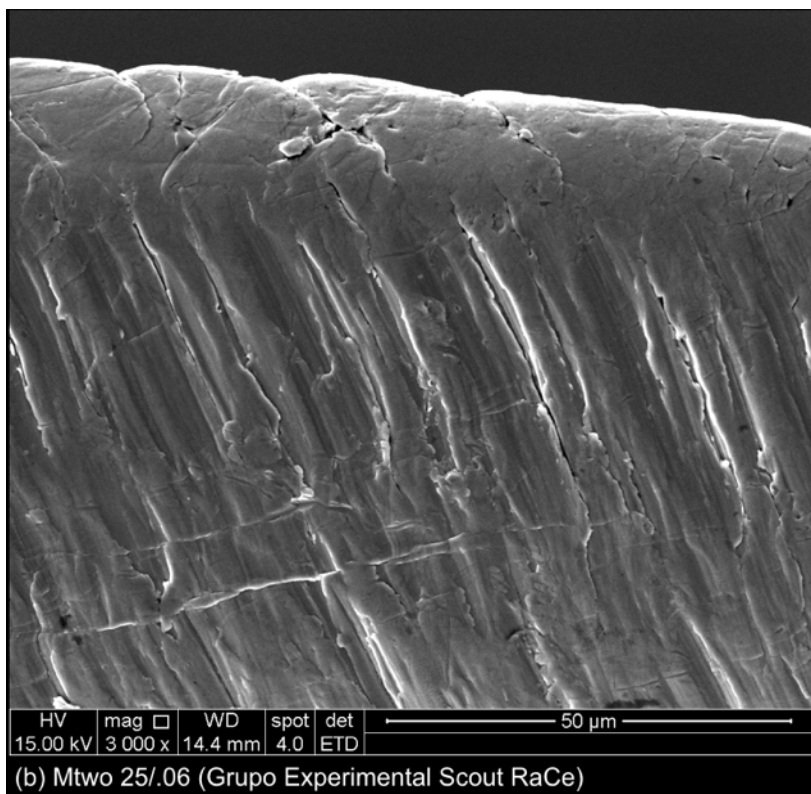
**Figura 13:** Imagens mostrando a superfície de instrumentos novos (Grupo Controle) PathFile (a) e Scout RaCe (c) e após uso clínico (Grupos Experimentais) PathFile (b) e Scout RaCe (d).



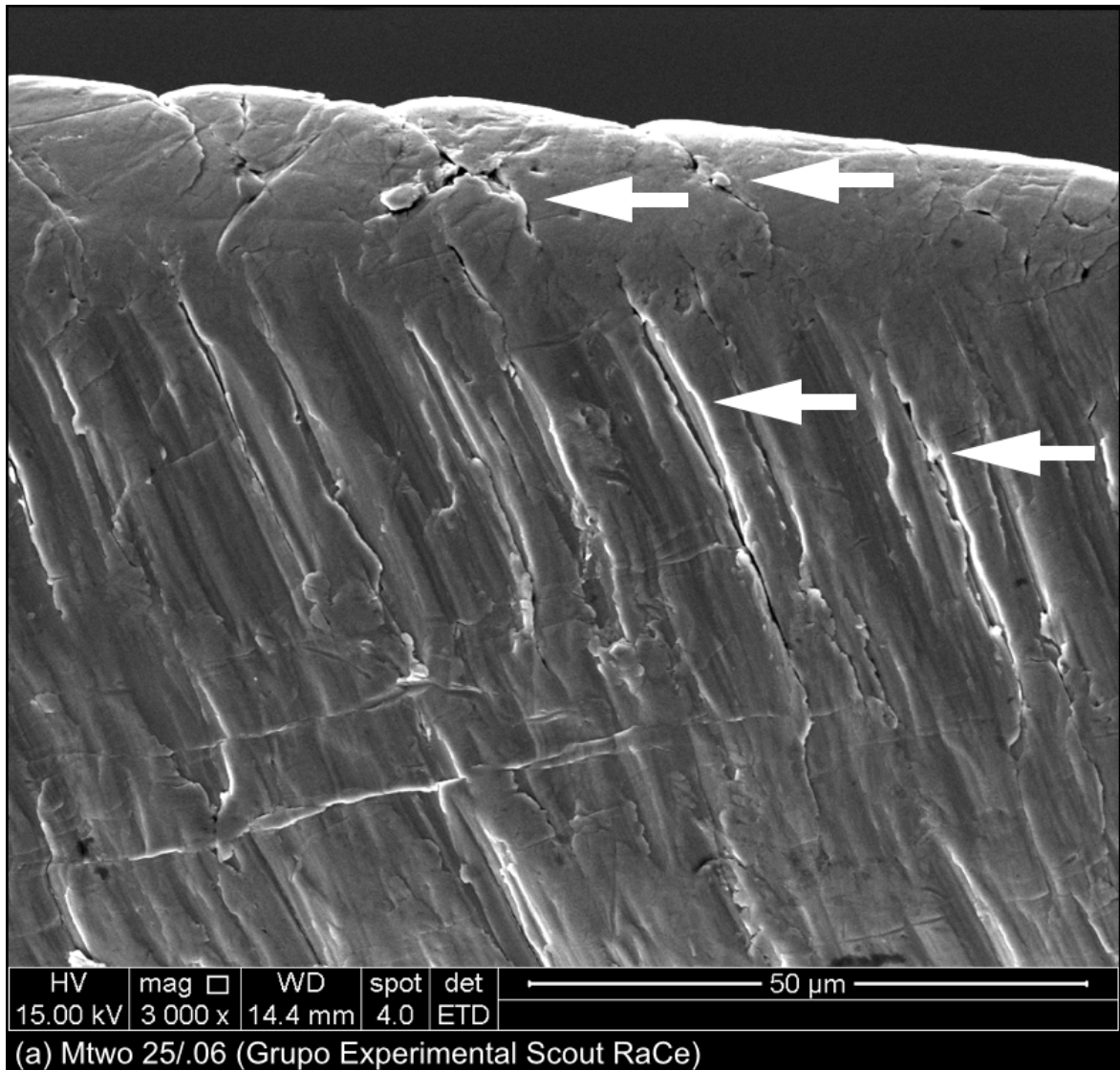
**Figura 14:** Imagem exibindo o perfil da lâmina de corte no instrumento PathFile 19/.02 novo (a) e no instrumento usado (b).

As imagens obtidas por MEV referentes aos instrumentos Mtwo, após o uso clínico, evidenciam defeitos de superfície em todos os instrumentos de todos os grupos analisados (Grupos Experimentais K-File, PathFile e Scout RaCe). As microtrincas transversais presentes ao longo da parte ativa são decorrentes das tensões flexurais a que foram submetidos os instrumentos, principalmente no ponto de curvatura máxima dos canais radiculares. O aparecimento de trincas longitudinais em adição às trincas transversais nas superfícies dos instrumentos utilizados clinicamente está associado à fadiga torcional, evidenciando que, durante a formatação dos canais radiculares, os instrumentos foram submetidos tanto a tensões cíclicas flexurais como torcionais. A comparação das características superficiais entre instrumentos novos e após o uso clínico pode ser observada de forma ampla na Figura 15 e detalhada e ampliada nas Figuras 16 e 17.

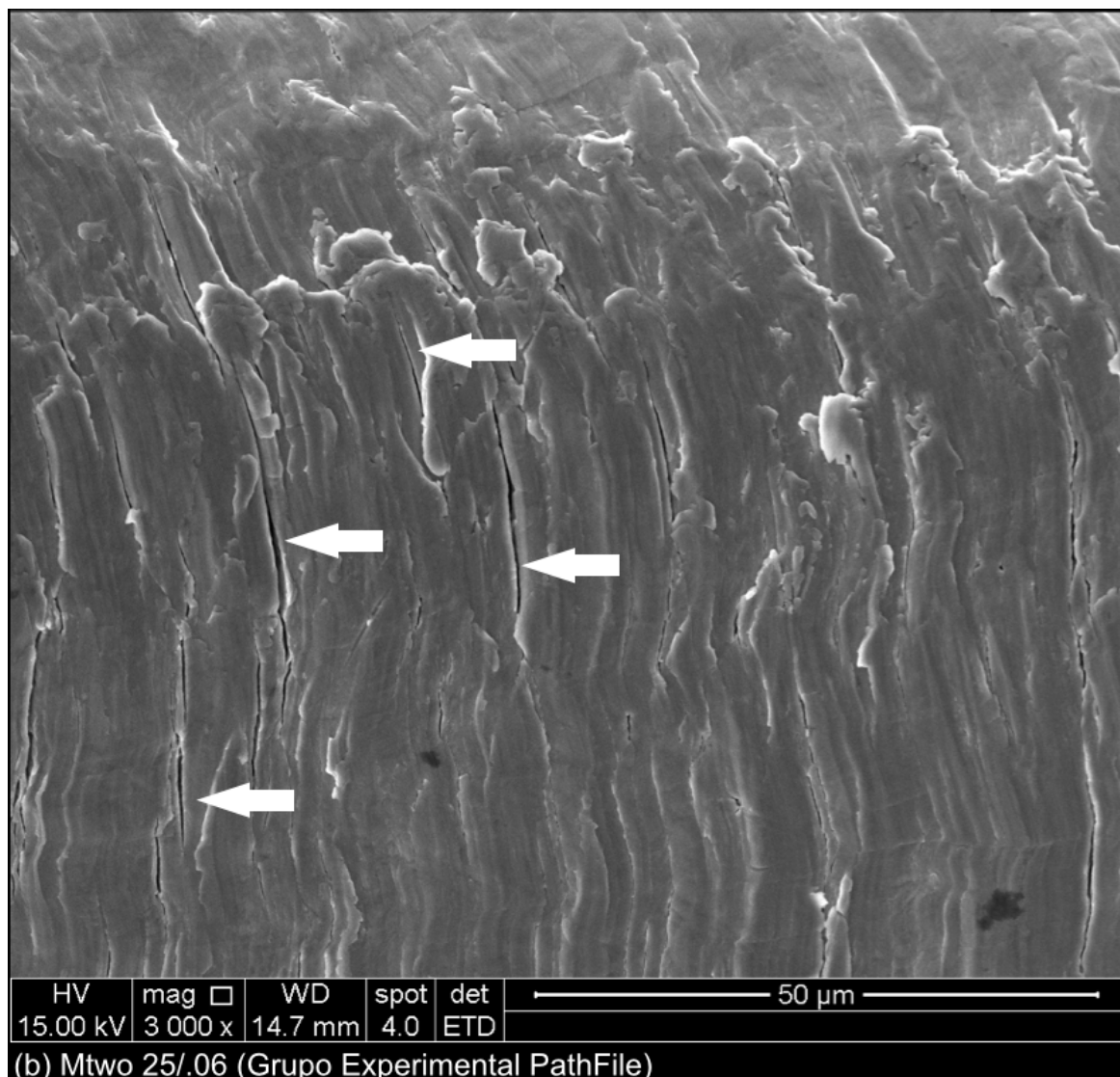




**Figura 15:** Imagens de instrumentos Mtwo 25/.06 - Grupo Controle (a) e com a presença de trincas transversais e trincas longitudinais após o uso clínico em cinco molares - Grupo Experimental Scout RaCe (b).

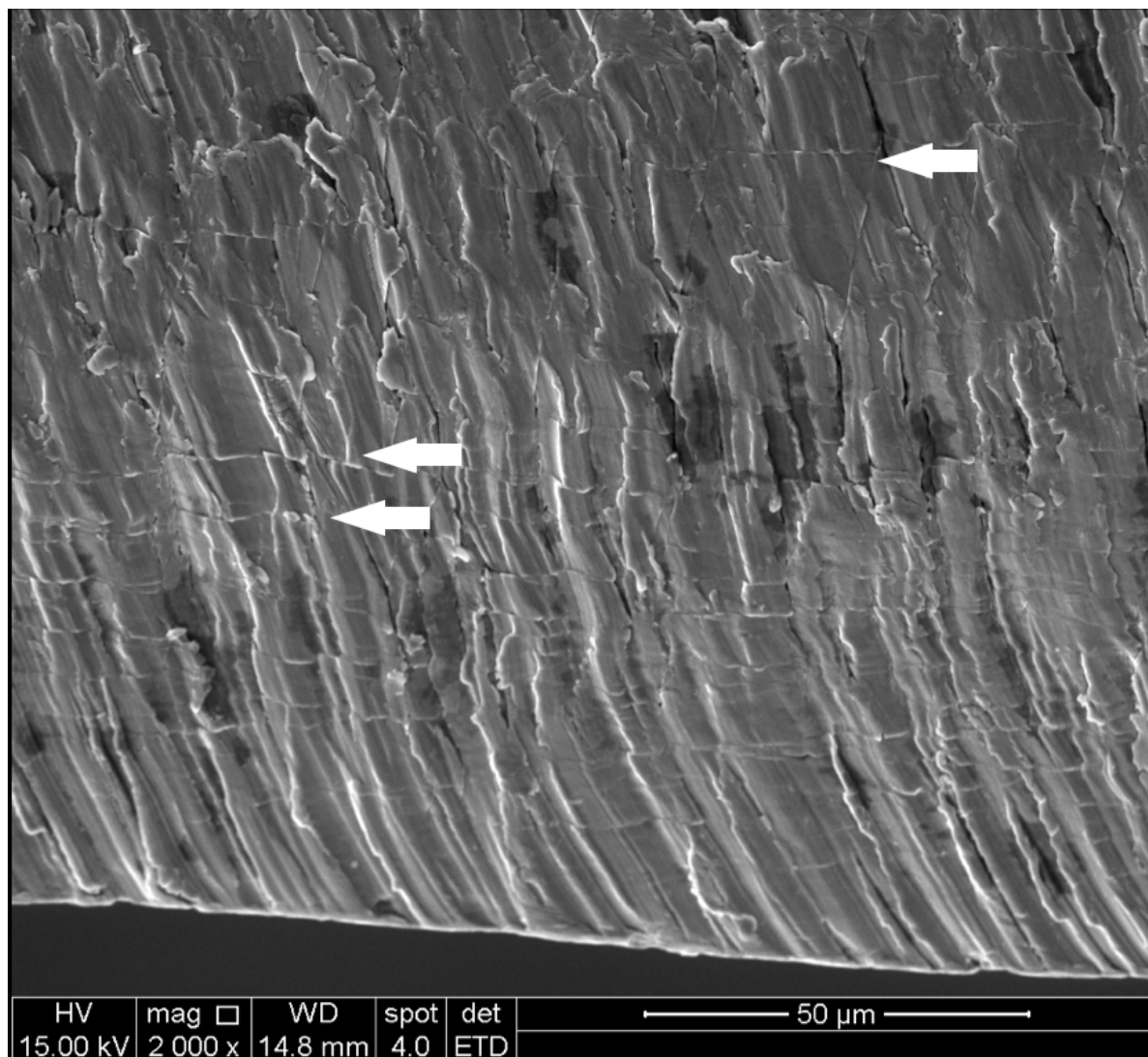






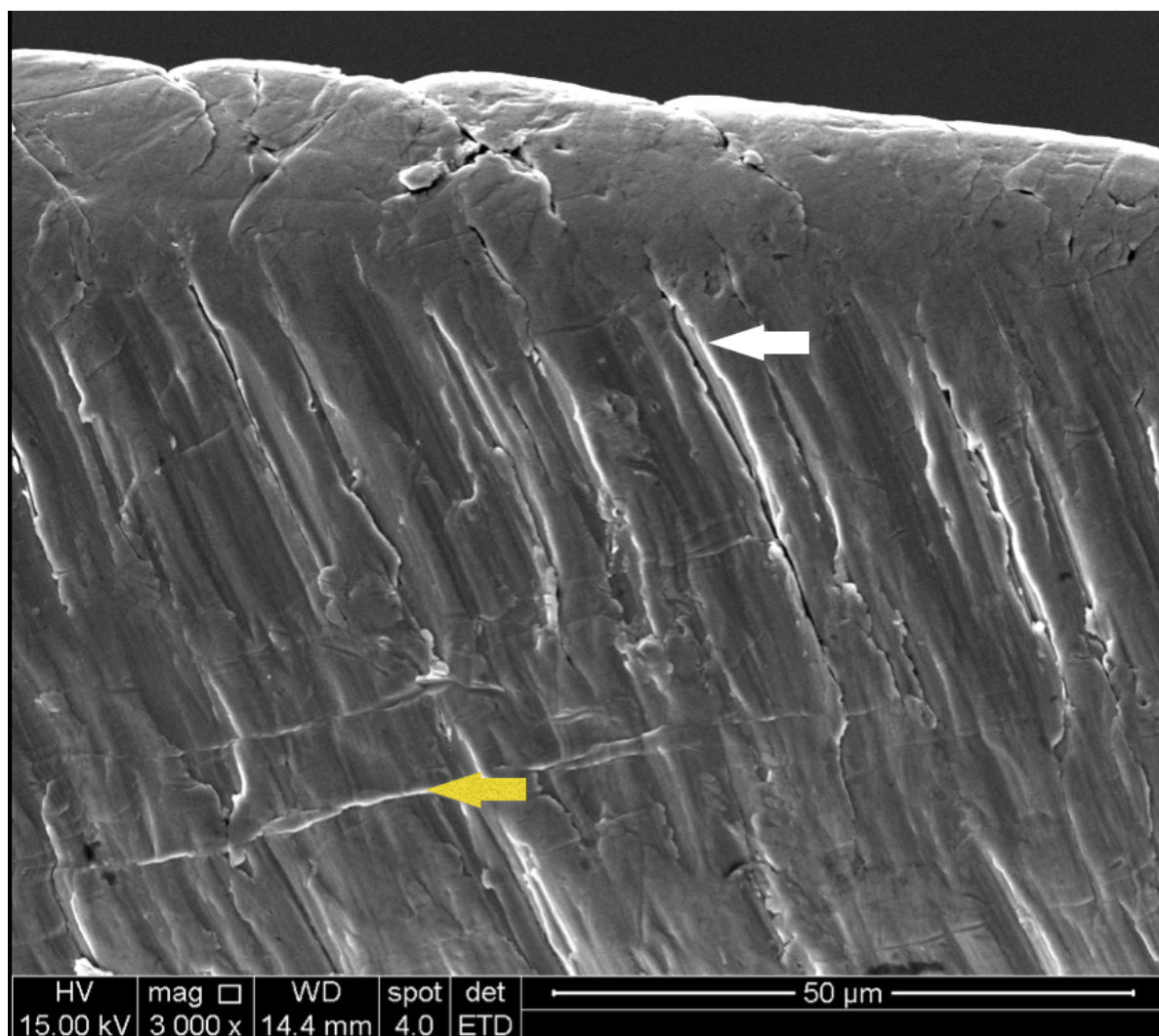
**Figura 16:** Instrumento Mtwo 25/.06 após uso clínico em cinco molares e precedido por exploração realizada por instrumentos Scout RaCe (a) e PathFile (b), apresentando microtrincas transversais (Setas brancas).

De padrão semelhante, foram observadas microtrincas longitudinais, com direção de propagação no longo eixo do instrumento, sugerindo o reflexo de tensões torcionais repetidas sobre a superfície dos instrumentos (Figura 17). Resultados semelhantes foram descritos anteriormente (ALAPATI *et al.*, 2003; PENG *et al.*, 2005; TRIPI *et al.*, 2006; VIEIRA *et al.*, 2008; BAHIA *et al.*, 2008).



**Figura 17:** Instrumento Mtwo 10/.04 após uso clínico em cinco molares e precedido por exploração realizada por instrumentos de aço inoxidável K-File, apresentando microtrincas longitudinais (Setas brancas).

De fato, a presença de trincas transversais e longitudinais (Figura 18) são o resultado de ambos carregamentos repetidos de tensões flexural e torcional durante o uso clínico (BAHIA *et al.*, 2008). Vieira e colaboradores (2008) observaram que após o uso clínico em cinco e oito molares, os instrumentos ProTaper Universal apresentaram trincas transversais somadas às trincas longitudinais, ambas trincas sugestivas de refletirem a direção das tensões a que são submetidos os instrumentos durante o uso clínico múltiplo. De fato, ambas as trincas são o resultado de fadiga flexural e torcional simultâneas (VIEIRA *et al.*, 2008).

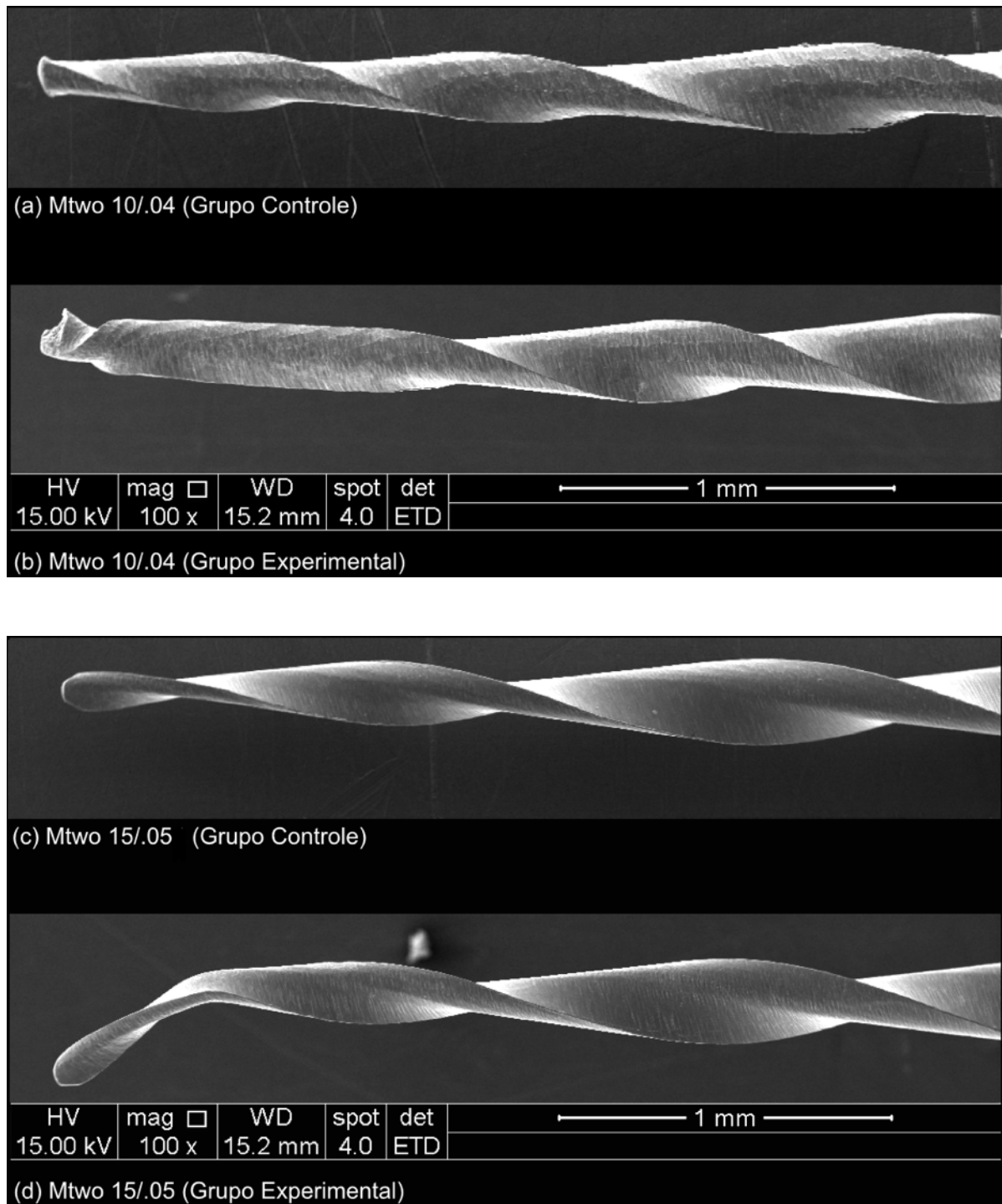


**Figura 18:** Instrumento Mtwo 25/.06 após uso clínico em cinco molares e precedido por exploração realizada por instrumentos de NiTi Scout RaCe (3000x), apresentando microtrincas transversais (Seta branca) e longitudinais (Seta amarela).

Os resultados de Bahia e colaboradores (2008) relataram que as trincas longitudinais, resultado de carregamento cíclico torcional, não alteraram a resistência torcional dos instrumentos rotatórios K3 avaliados, mas diminuíram consideravelmente a resistência à fadiga flexural dos mesmos. Ressalta-se que o processo de fratura por fadiga flexural é decorrente de tensões de compressão na região da parede interna da curvatura, e de tração na parede externa a que são submetidos os instrumentos. Este ciclo contínuo de forças de tração e compressão produz uma forma de carregamento cíclico das mais destrutivas. A repetição cíclica destas tensões induz a nucleação de trincas que crescem, coalescem e se propagam até a fratura final. Assim, as trincas longitudinais oriundas de tensões torcionais agem como pequenas áreas de nucleação, facilitando a propagação das trincas transversais cada vez que há intercessão de ambas, transversal e longitudinal. De fato, as trincas

longitudinais não poderiam reduzir a resistência torcional considerando que não reduzem significativamente a área da seção transversal do instrumento (BAHIA *et al.*, 2008).

Shen e colaboradores (2007) frisam que instrumentos com menor diâmetro são mais propensos a deformação e portanto à fratura por torção. De fato, Iran & Gonulol (2009, ressaltam que os instrumentos Mtwo 10/04 e 15/05 estão mais propensos à deformação decorrente do carregamento torcional. Esses resultados foram corroborados pelos achados do presente trabalho, onde foi observada uma maior incidência de deformação nos instrumentos Mtwo de menor diâmetro (Figura 19). Os autores associam não apenas ao fato do menor diâmetro dos instrumentos, mas ao fato de que a sequência clínica Mtwo não é composta por nenhum instrumento destinado ao preparo do terço cervical e médio, e que todos instrumentos são utilizados seguindo a técnica de comprimento único ao invés de um movimento coroa-ápice que tende a aumentar o raio de curvatura minimizando a tensão a que são submetidos os instrumentos.



**Figura 19:** Imagens de instrumentos Mtwo 10/.04 (a) e 15/.06 (c) novos e deformação de ponta dos instrumentos Mtwo 10/.04 (b) e 15/.06 (d) após uso clínico em cinco molares e precedido por exploração realizada por instrumentos PathFile e RaCe, respectivamente.

Ehrhardt e colaboradores (2012) relataram que o alargamento cervical realizado previamente ao uso dos instrumentos Mtwo reduziu o índice de fratura consideravelmente, ressaltando assim a importância de tal manobra clínica. Wolcott e colaboradores (2006) ressaltaram a complexidade da anatomia radicular principalmente na região apical, onde a curvatura é mais acentuada. Assim, os autores justificam a importância do *glide path*, uma vez que a manobra resulta em um trajeto livre de interferência e um canal previamente ampliado, minimizando as tensões sob os instrumentos de formatação subsequentes. Berutti e colaboradores (2015), relaram ainda que tanto a energia exigida pelos instrumentos de formatação, quanto o tempo gasto para instrumentar os canais radiculares até o comprimento de trabalho são estatisticamente menores quando realizado o *glide path*.

Em linhas gerais é evidente que, embora as três diferentes técnicas de exploração (*glide path*) abordadas no presente estudo (K-File, PathFile e Scout RaCe) facilitem a ação dos instrumentos de formatação Mtwo, não foi observada nenhuma diferença estatisticamente significativa referente à resistência torcional desses instrumentos após o uso clínico múltiplo. Entretanto, trincas no sentido longitudinal e transversal ao longo eixo dos instrumentos foram observadas em todos os instrumentos Mtwo, utilizados após a exploração pelos diferentes tipos de instrumentos. Ressalta-se assim que falhas nos instrumentos endodônticos são resultados de processos repetidos e cumulativos de cargas torcionais e flexurais concomitantes e de demais fatores como geometria do instrumento, resistência da liga, complexidade da anatomia radicular, experiência clínica do operador e técnica utilizada.

Assim, o presente estudo enfatiza a necessidade de uma avaliação clínica prévia da anatomia do sistema de canais radiculares e geometria da curvatura, que sustente decisões objetivando minimizar erros de procedimento e aumentar a previsibilidade e o sucesso da terapia endodôntica, reduzindo assim o índice de fraturas dos instrumentos.

## 6. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho dão suporte às seguintes conclusões:

- Todos os instrumentos avaliados apresentaram características dimensionais consistentes com as informações fornecidas pelos fabricantes.
- Os valores de torque máximo apresentaram relação direta com o diâmetro dos instrumentos, ou seja, a resistência torcional tende a aumentar de acordo com o aumento do diâmetro.
- Não foram observadas diferenças estatísticas nos instrumentos PathFile, Scout RaCe e Mtwo após utilizados em 5 molares, em relação a sua resistência torcional.
- Considerando que o *glide path* reduz a tensão sobre os instrumentos de formatação e favorece a manutenção do trajeto original do canal, é aconselhável o preparo do mesmo previamente ao uso dos instrumentos de formatação.
- Ressalta-se a importância do *glide path* independente do tipo de instrumento de escolha, uma vez que, não foi relatado diferença estatisticamente significativa do valor de torque máximo dos instrumentos Mtwo após a utilização dos instrumentos K-File, PathFile ou Scout RaCe.
- Os padrões de controle de infecção utilizados rotineiramente na prática clínica não afetam adversamente a resistência mecânica dos instrumentos de NiTi, se alguma mudança for observada, esta tende a favorecer as propriedades mecânica dos mesmos.
- Após a utilização na formatação dos canais radiculares de 5 molares, os instrumentos Mtwo apresentaram defeitos de superfície e a presença de trincas transversais e longitudinais, que podem comprometer outras propriedades mecânicas que não a resistência torcional.

**7. REFERÊNCIAS**

ALAPATI, S.B.; BRANTLEY, W.A.; SVEC, T.A.; POWERS, J.M.; MITCHELL, J.C. Scanning electron microscope observations of new and used nickel-titanium rotary files. *Journal of endodontics*, v.29, p.667-669.

ANDERSON, M.E.; PRICE, J.W.H.; PARASHOS, P. Fractures resistance of eletropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.33, p.1212-121, 2007.

AURICCHIO, F.; TAYLOR, R.; LUBLINER, J. Shape memory alloys: macrodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engeneering*, v. 146, p.281-312, 1997.

AJUZ, N.C.C.; ARMANDA, L.; GONÇALVES, L.S.; DEBELIAN, G.; SIQUEIRA JR, J.F. Glide path preparation in S-shaped Canals with rotary pathfinding Nickel-Titanium instruments. *Journal of Endodontics*, v.39, p.534-537, 2013.

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

BAHIA, M.G.A. & BUONO, V.T.L. Decrease in fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery Oral Medical Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v.100, p. 249-255, 2005.

BAHIA, MGA; MARTINS, R.C; GONZALEZ, B.M.; BUONO, V.T.L. Physical and mechanical characterization and influence of cyclic loading on the behavior of nickel-titanium wires employed in manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.38, p.765-801, 2005.

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

BAHIA, M.G.; MELO, M.C.; BUONO, V.T. Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. *International Endodontic Journal*, v.47, p.883-891, 2008.



BERUTTI, E.; ALOVISI, M.; PASTORELLI, M.; CHIANDUSSI, G.; SCOTTI, N.; PASQUALINI, D. Energy consumption of ProTaper Next X1 after glide path with PathFiles and ProGlider. *Journal of Endodontics*, In Presss, 2014.

BERUTTI, E.; CANTATORE, G.; CASTELLUCCI, A.; CHIANDUSSI, G.; PERA, F.; MIGLIARETTI, G.; PASQUALINI, D. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *Journal of Endodontics*, v. 35, p. 408-412, 2009.

BERUTTI, E.; CHIANDUSSI, G.; GAVIGLIO, I.; IBBA, A. comparative analysis of torsional and bending stress in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: Protaper versus Profile. *Journal of Endodontics*, v.29, p.15-19, 2003.

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

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

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

CALLISTER, W.D.; *Materials Science and Enginnering - An Introduction*. John Wiley & Sons Inc. 1990.

CAMARA, A.S.; MARTINS, R.C.; VIANA, A.C.D.; LEONARDO R.T.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Flexibility and torsional strength of Protaper and Protaper Universal rotary instruments assessed by mechanical test. *Journal of Endodontics*, v.35, p.13-116, 2009.

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

CAMPS, J.J. & PERTOT, W.J. Torsional and stiffness properties of nickel-titanium K-Files. *International Endodontic Journal*, v.28, p.239-243, 1995.

CAMPS, J.J.; PERTOT W.J.; LEVALLOIS, B. Relationship between file size and stiffness of stainless steel instruments. *Endodontics & Dental Traumatology*, v.11, p.2670-273, 1995.

CANADA-SHALI, C.; BRAU-AGUADE, E. SENTIS-VITALTA, J. The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-Files manufactured with different metallic alloys. *International Endodontic Journal*, v.31, p.48-52, 1998.

CASPER, R.; ROBERTS, H.; ROBERTS, M; HIMEL, V. T.; BERGERON. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *Journal of endodontics*, v.37, p.1572-1575, 2011.

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

COLEMAN, C.L.; SVEC, T.A. Analysis of NiTi versus stainless steel instruments in resin simulated canals. *Journal of Endodontics*, v.23, p.232-235, 1997.

CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. Physical properties of stainless steel endodontic files and reamers. *Oral Surgery Oral Medical Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v.16, p. 206, 1963.

DARABARA, M., BOURITHIS, L., ZINELIS, S., PAPADIMITRIOU, D. Assessment of element composition, microstructure, and hardness of stainless steel endodontic files and reamers. *Journal of Endodontics*, v.30. p.523-526, 2004.

DIEMER, F.; CA'AS, P. Effect of pitch length on behavior of rotary triple helix root canal instruments. *Journal of Endodontics*, v.30. p.716-718, 2004.

DI FIORE, PM. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *Journal of American Dental Association*, v.138. p.196-201, 2007.

DUERIG, T.; ZADNO, G.R. An engineer perspective of pseudoelasticity. *Engineering aspects of shape memory alloys*. London: Butterworth-Heinemann, p. 369-393, 1990.

EGGELER, G.; HORNBOGEN, E.; YAWNY. Structural and functional fatigue of NiTi shape memory alloys. *Materials Science and Engineering*, v.378, p.24-33, 2004.

EHRHARDT, I.C.; ZUOLO, M. L.; CUNHA, R.; DE MARTIN, A.; KHERLAKIAN, D.; CARVALHO, M. C.; BUENO, C. E. S. Assessment of the separation incidence of Mtwo Files used with preflaring: prospective clinical study. *Journal of Endodontics*, v.38. p.1078-1081, 2012.

FAVIERI, A.; BARROS, F.G.B.; CAMPOS, L.C. Root canal therapy of maxillary first molars with five root canals: case report. *Brazilian Dental Journal*, v.17, 75-8, 2006.

FERRA, J.A.; PECORA, J. D. Three-rooted mandibular molars in patients of asian, caucasian and negro origin. *Brazilian Dental Journal*, v. 3, p.113-117, 1993.

FIFE, D.; GAMBARINI, G.; BRITTO, L.R. Cyclic fatigue testing of Protaper rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery Oral Medical Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v.97, p. 251-256, 2004.

FILHO, B. F.; ZAITTER, S.; HARAGUSHIKU, G. A.; CAMPOS, E. A.; ABUABARA, A.; CORRER, G. M. Analysis of the internal anatomy of maxillary first molars by using different methods. *Journal of Endodontics*, v.35, p-337-342, 2009.

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

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

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

GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*, v.34, p.386-389, 2001.

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

GERGI, R.; RJEILY, J. A.; SADER, J.; NAAMAN, A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, PathFile- Protaper system, and stainless steel hand files K-Files by using computed tomography. *Journal of Endodontics*, v.36, p.904-907, 2010.

GLOSSON, C.R.; HALLER, R.H.; DOVE, S.B.; DEL RIO, C. A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven and K-Flex endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.21, p.146-151, 1995.

GREEN E. Microscopic investigation of root canal file and reamer widths. *Oral Surgery Oral Medical Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v.10, p.532-540, 1957.

GROVE, C.J.: A single acceptable procedure for treatment and filling of root canals. *Journal American Dental Association*, v.17, p.1634, 1930.

HAICKEL, Y.; SERFATY, R.; BATEMAN, G.; SENGER, B.; ALLEMANN, C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-drive rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.25, p.434,440, 1999.

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

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

HORNBOGEN, E. Review Thermo-mechanical fatigue of shape memory alloys. *Journal of Endodontics*, v.26, p.76-80, 2000.

INAN, U. & GONULOL, N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*, v.35, p.1396-1399, 2009.

INGLE, J.I. The need for endodontic instrument standardization. *Oral Surgery*, v.8, p.1211, 1955.

IVERSON, G.; VON FRAUNHOFER, J.; HERMMANN, J. The effects of various sterelization methods on the torsional strenght of endodontic files. *Journal of endodontics*, v.11, p. 266-268, 1985.

JAFARZADEH, H. ABBOTT, P.V. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *Journal of Endodontics*, v.33, p.1155-1168, 2007.

JASPER, E.A. Root canal treatment in modern dentistry. *Dental Cosmos*, v.75, p. 823, 1933.

KAZEMI, R.B.; STENMAN, E.; LARS S.W. A comparison of stainless steel and nickel-titanium h-type instrument of identical design: torsional and bending tests. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, V.90, P.500-506, 2000.

KELL, T.; AZARPAZHOOH, A.; PETERS, O.A.; EL-MOLWAFY, O.; TOMPSON, B.; BASRANI, B. Torsional profiles of new and used 20/.06 GT series X and GT rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, V.35, p.1278-1281.

KENNON, N.F. & DUNNE, D.P. Shape memory behavior. *Metals Forum*, v.4, p.130-134, 1981.

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

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

KRAUSS, G., *Steels, Heat Treatment and Processing Principles*. ASM International, 1990.

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

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

KUZEKANANI, M.; WALSH, L.J.; YOUSEFI, M.A. Cleaning and shaping curved root canals: Mtwo vs Protaper instruments, a lab comparison. *Indian Journal Dentist Research*, v.20, p. 268-70, 2009.

KYOMEN, S.M.; CAPUTO, A.A.; WHITE, S.N. Critical analysis of the balanced force technique in endodontics. *Journal of Endodontics*, v. 20, p. 332-337, 1994.

LACOMBE, P., BAROUX, B., BERANGER, G.; *Stainless Steel*. Les Editions de Physique, 1993.

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

LEONARDO., R.T; BAHIA, M.G.A.; PUENTE, C.G.; JAIME, A. In: LEONARDO, R.T. & LEONARDO, M.R. *Endodontia: Conceitos Biológicos e Recursos Tecnológicos*, São Paulo: Artes Médicas, p.266, 2009.

LUITEN, D.J.; MORGAN, L.A.; BAUMGARTNER, J.C. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. *Journal of Endodontics*, v.21; p.23-32, 1995.

MARTIN, B.; ZELADA,G.; VARELA, P. Factors influencing the fracture of nickel-titanium Rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.36, p.262-266, 2003.

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

MCKENDRY, D.J. & KRELL, K.V. Instrumental Endodôntico. In: WALTON, R.E. & TORABINEJAD, M. *Princípios e Prática em Endodontia*. São Paulo: Santos, 1997.

MELO, M.C.C.; BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, v.28, p.768-769, 2002.

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

MELTON, K.N. NiTi based shape memory alloys. *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, eds. T. W. Duerig et al., London: Butterworth-Heinemann, p.21-35, 1990.

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

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

MISERENDINO, L.J. Instruments, materials and devices, In: COHEN, S. & BURNS, R.C. Pathways of the pulp, St. Louis: Mosby, p. 377-413, 1991.

MIZE, S.B.; CLEMENT, D.J.; PRUETT, J.P.; CARNES, D.L.; Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. Journal of Endodontics, v.24, p. 843-847, 1998.

MOUNCE, R.E. The K3 nickel-titanium file system. The Dental Clinics of North America, v.48, p.137-157, 2003.

MOUNCE, R.E. Rotary nickel-titanium instrumentation revolutionized: the twisted file. Oral Health, v.5, p.6-9, 2008.

NAKAGAWA, R.K.L.; ALVES, J.L.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Flexibility and torsional behaviour of rotary nickel-titanium PathFile, RaCe ISO 10, Scout RaCe and stainless steel K-File hand instruments. International Endodontic Journal. v.47, p.290-297, 2014.

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

OTSUKA, K. & WAYMAN, C.M. Shape Memory Materials. Cambridge: Cambridge University Press, p.1-26, 1998.

OUNSI, H.F.; SALAMEH, Z.; AL-SHALAN, T.; FERRARI, M.; GRANDINI, S.; PASHLEY, D.H.; TAY, F.R. Effect of clinical use of the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. Journal of Endodontics, v.35, p.737-741, 2007.

PABLO, O. V.; ESTEVEZ, R.; SANCHEZ, M. P.; HEILBORN, C.; COHENCA, N. Root anatomy and canal configuration of the permanent mandibular first molar: a systematic review. Journal of Endodontics, v. 36, p.1919-1931, 2010.

PATINO, P.V. BIEDMA, B.M.; LIEBANA, C.R.; CANTATORE, G.; BAHILLO, J.G. The influence of manual glide path on separation rate of NiTi rotary instruments. Journal of Endodontic, v.31, p.114-116, 2005.

PARASHOS, P. & MESSER, H.H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. Journal of Endodontics, v.32, p.1031-1043, 2006.

PARK, H. Comparison of Greater Taper files, Profiles, and stainless steel file to shape curved root canal. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* v. 91, p.715-718, 2001.

PEIXOTO, I.F.C.; PEREIRA, E.S.J.; SILVA, J.G.; VIANA, A.C.D.;BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Flexural fatigue and torsional resistance of Profile GT and Profile GT series X instruments. *Journal of Endodontics*, v.35, p.741-744, 2010.

PENG, B.; SHEN, Y.; CHEUNG, G.S.P; XIA, T.J. Defects in Protaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International Endodontic Journal*, v.38, p.550-557.

PETERS, O.A. Current challenges and concepts in the preparation of root canal system: a review. *Journal of Endodontics*, v.30, p.559-567, 2004.

PETERS, O.A. & BARBAKOW, F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *International Endodontic Journal*, v.35, p. 379-389, 2002.

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

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

PLOTINO, G.; CONSTANZO, A.; GRANDE. N. M.; PETROVIC, R.; TESTARELLI, L.; GAMBARINI, G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.38, p. 222-225, 2012.

PLOTINO, G.; GRANDE, N.M.; FALANGA, A.; DI GIUSEPPE, I.L.; LAMORGESE, V.; SOMMA, F. Dentine removal in the coronal portion of root canals following two preparation techniques. *International Endodontic Journal*, v.40, p.852-858, 2007.

PLOTINO, G.; GRANDE, N.M.; SORCI, E.; MALAGNINO, V.A.; SOMMA, F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo NiTi Rotary instruments. *International Endodontic Journal*, v.39, p.716-723, 2006.



POHL, M.; HELßING, C.; FRENZEL, J. Electrolytic processing of NiTi shape memory alloys. *Material Science Engineer*, v.378, p.191-199, 2004.

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

RAY, J.J.; KIRKPATRICK, T.C.; RUTLEDGE, R.E. Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*, v.33, p.1469-1472, 2007

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

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

RUDDLE, C.J. The Protaper Technique. *Endodontic Topics*, v.10, p.187-190, 2005.

SATAPAN, B.; NERVO, G.; PALAMARA, J.; MESSER, H. Defects in nickel-titanium endodontic rotary files after clinical use. *Journal of Endodontics*, v.26, p. 161-168, 2000.

SCHAFFER, E. Root canal instruments for manual use. *Endodontics & Dental Traumatology*, v. 13, p.51-64, 1997.

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

SCHAFFER, E., ERLER, M., DAMMASCHKE, T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mwto instruments: part 1 - shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, v.39, p.196-202, 2006.

SCHAFFER, E., ERLER, M., DAMMASCHKE, T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mwto instruments: part 2 - cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, v. 39, p.203-212, 2006.

SCHAFFER, E. & FLOREK, H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal*, v.36, p.199-2007, 2003.

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

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

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinic of North America*, v.18, p. 5-14, 1974.

SCHNEIDER, S.W. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology & Endodontology*, v.32, p. 271-275, 1971.

SEAGO, S.T.; BERGERON, B. E.; KIRKPATRICK, T.C.; ROBERTS, M.D.; ROBERTS, H.W.; HIMEL, V.T.; SABEY, K.A. Effect of repeated simulated clinical use and sterilization on the cutting efficiency and flexibility of Hyflex CM nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v.41, p.725-728.

SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A. Nickel-Titanium instruments: Applications in *Endodontics*, p.112, 1995.

SHEN, Y.; COIL, J.M.; HAAPASALO, M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from a undergraduate clinic. *Journal of Endodontics*, v.35, p.193-196, 2009.

SILVAGGIO, J.; HICKS, M. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *Journal of Endodontics*, v.23. p.731-733, 1997.

SMITH, W.F.; HASHEMI, J. *Foundations of materials science and engineering*. 4th ed, McGraw-Hill, 2006

SONG, Y.L.; FAN, B.; FAN, M.W.; GUTMANN, J.L.; PENG, B. A comparison of instrument-centering ability within the root canal for three contemporary instrumentation techniques. *International Endodontic Journal*, v. 37, p.3265-271, 2004.

STENMAN, E.; SPANGBERG, L. Root canal instruments are poorly standardized . *Journal of Endodontics*, v. 19, p.327-332, 1993

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

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

TRIPI, T.R.; BONACCORSO, A.; TRIPI, V.; CONDORELLI, G.G.; RAPISARDA, E. Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study. *Journal of Endodontics*, v.27, p.782-785, 2001.

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

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

UROZ-TORRES, D.; GONZALEZ-RODRIGUEZ, M. P, FERRER-LUQUE, C.M. Effectiveness of a manual glide path on the preparation of curved root canals by using Mtwo rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v.35. p.699-702, 2009.

VALOIS, C.; SILVA, L.; AZEVEDO, R. Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *Journal of Endodontics*, v.34, p. 859-862, 2008.

VELTRI, M.; MOLLO, A.; MANTOVANI, L.; PINI, P.; BALLERI, P.; GRANDINI, S. A comparative study of Endoflare-Hero Shaper and Mtwo NiTi instruments in the preparation of curved root canals. *International Endodontic Journal*, v.38, p.610-616, 2005.

VIANA, A.C.D.; GONZALEZ, B.M.; BUONO, V.T.L.; BAHIA, M.G.A. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, v.39, p.709-715, 2006.

VIANA, A.C.D.; MELO, M.C.C.; BAHIA, M.G.A.; BUONO, V.T.L. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, v.110, p.527-533, 2010.

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

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

WALIA, H.T.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, v.14, p.346-351, 1988.

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

WEINE, F.S. *Tratamento Endodôntico*. São Paulo: Santos. 1998.

WILDEY, W.L.; SENIA, E.S.; MONTGOMERY, S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology and Endodontology*, v.74, p.499-507, 1992.

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

WOLCOTT, S.; WOLCOTT, J.; ISHLEY, D. Separation incidence of protaper rotary instruments: a large cohort clinical evaluation. *Journal of Endodontics*, v.32, p.1139-1141, 2206.

WOLCOTT, J.; HIMEL, V.T. Torsional properties of nickel-titanium versus stainless steel endodontic files. *Journal of Endodontics*, v.23, p.217-220, 1997.

WU, J.; LEI, G.; YAN, M.; YU, Y.; YU, J.; ZHANG, G. Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *Journal of Endodontics*, v. 37, p.758-763.

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

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

YARED, G.M.; BOU DAGHER, F.E.; MACHTOU, P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on Profile failures. *International Endodontic Journal*, v.34, p.115-119.

YARED G.M, et al. Influence of rotational speed torque and operator's proficiency an ProFile failures. *International Endodontic Journal* v.34, n.1, p.47-53, 2001

YARED, G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, v.30, p.410-412, 2004.

YARED, G.; BOU DAUGHER, F.E.; MACHTOU, P.; KULKARNI G.K. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper Files. *International Endodontic Journal*, v.35, p.7-12, 2002.

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

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

ZHANG, E.; CHEUNG, G.; ZHENG, Y. Influence of Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *Journal of Endodontics*, v.36, p.1394-1398, 2010.

ZINELIS, S.; MAGNISSALIS, E.A.; MARGELOS, J.; LAMBIRANIDIS, T. Clinical relevance of standardization of endodontic file dimensions according to the ISO 3630-1 Specification. *Journal of Endodontics*, v.28, p.367-370, 2002.

**8. ANEXOS****8.1. Apêndice A****Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>K-File 08/.02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,127	0,125	0,125	0,119	0,119	0,125	0,115	0,128	0,154	0,114	0,125	0,010
0,148	0,150	0,145	0,130	0,145	0,140	0,135	0,139	0,164	0,125	0,142	0,010
0,163	0,155	0,155	0,161	0,145	0,155	0,145	0,154	0,170	0,151	0,155	0,007
0,173	0,170	0,165	0,166	0,161	0,180	0,155	0,170	0,186	0,187	0,171	0,009
0,193	0,195	0,185	0,187	0,187	0,190	0,170	0,185	0,196	0,187	0,188	0,007
0,204	0,210	0,200	0,208	0,203	0,205	0,185	0,201	0,212	0,208	0,204	0,007
0,229	0,230	0,202	0,229	0,224	0,220	0,205	0,216	0,228	0,218	0,220	0,009
0,250	0,245	0,235	0,244	0,244	0,235	0,225	0,237	0,244	0,250	0,241	0,007
0,260	0,265	0,255	0,260	0,265	0,265	0,245	0,257	0,255	0,276	0,260	0,007
0,285	0,275	0,275	0,281	0,281	0,275	0,255	0,273	0,281	0,281	0,276	0,008
0,306	0,300	0,290	0,302	0,302	0,295	0,275	0,299	0,287	0,312	0,297	0,010
0,321	0,320	0,310	0,317	0,312	0,315	0,305	0,319	0,319	0,322	0,316	0,005
0,352	0,350	0,335	0,333	0,349	0,375	0,320	0,340	0,340	0,349	0,344	0,013
0,367	0,375	0,355	0,354	0,364	0,355	0,345	0,360	0,351	0,385	0,361	0,011
0,392	0,400	0,375	0,375	0,385	0,380	0,365	0,376	0,372	0,406	0,383	0,012
0,367	0,430	0,390	0,406	0,411	0,415	0,385	0,407	0,393	0,406	0,401	0,016

**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>K-File 10/02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,140	0,145	0,139	0,139	0,122	0,132	0,130	0,140	0,131	0,127	0,135	0,006
0,156	0,161	0,159	0,144	0,142	0,148	0,145	0,16	0,151	0,142	0,151	0,007
0,177	0,177	0,175	0,175	0,158	0,163	0,175	0,175	0,166	0,168	0,171	0,006
0,197	0,187	0,195	0,190	0,178	0,183	0,185	0,185	0,181	0,183	0,186	0,005
0,218	0,213	0,211	0,201	0,204	0,204	0,210	0,210	0,207	0,193	0,207	0,006
0,224	0,239	0,226	0,226	0,214	0,219	0,220	0,220	0,227	0,219	0,223	0,006
0,250	0,244	0,247	0,232	0,244	0,234	0,245	0,250	0,247	0,234	0,243	0,006
0,265	0,265	0,268	0,252	0,260	0,260	0,255	0,270	0,257	0,250	0,260	0,006
0,286	0,291	0,283	0,273	0,265	0,275	0,265	0,280	0,277	0,265	0,276	0,008
0,307	0,302	0,309	0,293	0,285	0,280	0,290	0,305	0,298	0,290	0,296	0,009
0,333	0,322	0,319	0,304	0,306	0,311	0,315	0,320	0,318	0,306	0,315	0,008
0,349	0,343	0,335	0,329	0,331	0,326	0,330	0,335	0,338	0,326	0,335	0,007
0,364	0,364	0,355	0,355	0,352	0,357	0,355	0,365	0,353	0,346	0,357	0,006
0,309	0,390	0,376	0,366	0,362	0,367	0,370	0,390	0,373	0,372	0,376	0,010
0,406	0,411	0,402	0,391	0,392	0,387	0,395	0,405	0,399	0,403	0,399	0,007
0,432	0,437	0,412	0,422	0,423	0,418	0,430	0,420	0,449	0,418	0,426	0,010

**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>K-File 15/02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,186	0,186	0,176	0,186	0,188	0,188	0,183	0,183	0,183	0,197	0,186	0,005
0,202	0,212	0,191	0,207	0,199	0,204	0,204	0,204	0,198	0,213	0,203	0,006
0,217	0,227	0,202	0,227	0,219	0,219	0,219	0,219	0,222	0,224	0,220	0,006
0,232	0,247	0,222	0,237	0,234	0,234	0,234	0,234	0,232	0,244	0,235	0,006
0,247	0,252	0,242	0,257	0,255	0,255	0,260	0,255	0,252	0,270	0,255	0,007
0,262	0,277	0,262	0,272	0,270	0,270	0,270	0,275	0,267	0,291	0,272	0,008
0,287	0,298	0,272	0,287	0,290	0,290	0,290	0,29	0,292	0,307	0,290	0,008
0,313	0,308	0,292	0,313	0,316	0,311	0,306	0,311	0,302	0,328	0,310	0,008
0,328	0,333	0,313	0,323	0,321	0,326	0,326	0,326	0,326	0,338	0,326	0,006
0,348	0,348	0,333	0,353	0,341	0,345	0,341	0,346	0,341	0,359	0,346	0,007
0,368	0,368	0,353	0,368	0,367	0,352	0,357	0,362	0,361	0,369	0,363	0,006
0,383	0,383	0,363	0,383	0,392	0,392	0,372	0,387	0,386	0,39	0,383	0,008
0,409	0,414	0,399	0,409	0,413	0,403	0,398	0,403	0,401	0,416	0,407	0,006
0,444	0,439	0,409	0,419	0,433	0,413	0,423	0,423	0,420	0,432	0,426	0,010
0,449	0,449	0,434	0,454	0,459	0,454	0,454	0,449	0,450	0,447	0,450	0,006
0,489	0,464	0,464	0,489	0,474	0,469	0,464	0,479	0,460	0,479	0,473	0,010



**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>PathFile 13/02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,147	0,165	0,158	0,160	0,160	0,171	0,155	0,160	0,165	0,147	0,159	0,007
0,176	0,180	0,168	0,190	0,180	0,192	0,180	0,180	0,180	0,171	0,180	0,007
0,196	0,200	0,193	0,200	0,200	0,213	0,195	0,185	0,185	0,196	0,196	0,007
0,215	0,215	0,219	0,225	0,215	0,229	0,220	0,205	0,220	0,210	0,217	0,006
0,225	0,240	0,244	0,240	0,230	0,250	0,235	0,230	0,240	0,235	0,237	0,007
0,250	0,255	0,260	0,275	0,255	0,271	0,265	0,255	0,250	0,245	0,258	0,009
0,259	0,270	0,275	0,280	0,265	0,296	0,280	0,265	0,285	0,274	0,275	0,010
0,284	0,310	0,295	0,305	0,295	0,312	0,305	0,290	0,300	0,289	0,298	0,008
0,308	0,320	0,311	0,315	0,315	0,317	0,325	0,305	0,320	0,313	0,315	0,005
0,328	0,320	0,336	0,330	0,335	0,343	0,330	0,330	0,345	0,333	0,333	0,007
0,352	0,350	0,357	0,365	0,355	0,359	0,350	0,355	0,355	0,352	0,355	0,004
0,362	0,360	0,377	0,380	0,375	0,390	0,365	0,360	0,375	0,372	0,372	0,009
0,377	0,395	0,398	0,400	0,395	0,390	0,400	0,400	0,395	0,392	0,394	0,006
0,372	0,415	0,413	0,410	0,405	0,411	0,410	0,405	0,420	0,411	0,407	0,012
0,436	0,425	0,428	0,435	0,430	0,432	0,430	0,430	0,435	0,431	0,431	0,003
0,544	0,525	0,449	0,455	0,475	0,458	0,445	0,440	0,460	0,455	0,471	0,032

**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>PathFile 16/02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,190	0,195	0,203	0,183	0,178	0,192	0,193	0,199	0,190	0,173	0,190	0,008
0,210	0,215	0,224	0,204	0,209	0,213	0,209	0,224	0,210	0,193	0,211	0,008
0,245	0,235	0,244	0,229	0,229	0,224	0,234	0,229	0,235	0,224	0,233	0,007
0,255	0,250	0,270	0,255	0,260	0,250	0,255	0,260	0,250	0,234	0,254	0,008
0,280	0,265	0,281	0,265	0,265	0,270	0,270	0,290	0,270	0,255	0,271	0,009
0,300	0,275	0,302	0,285	0,285	0,296	0,280	0,306	0,275	0,275	0,288	0,011
0,315	0,305	0,322	0,306	0,306	0,317	0,301	0,316	0,310	0,295	0,309	0,007
0,330	0,330	0,343	0,331	0,321	0,328	0,316	0,326	0,330	0,311	0,327	0,008
0,355	0,340	0,349	0,346	0,341	0,354	0,336	0,362	0,345	0,336	0,346	0,008
0,385	0,360	0,369	0,362	0,362	0,364	0,362	0,372	0,375	0,352	0,366	0,008
0,395	0,385	0,395	0,382	0,398	0,380	0,382	0,387	0,390	0,362	0,386	0,009
0,410	0,390	0,416	0,403	0,403	0,406	0,413	0,408	0,410	0,372	0,403	0,012
0,430	0,420	0,421	0,413	0,423	0,421	0,418	0,438	0,425	0,408	0,422	0,008
0,450	0,435	0,468	0,443	0,443	0,442	0,464	0,443	0,445	0,428	0,446	0,011
0,465	0,460	0,479	0,454	0,464	0,463	0,459	0,469	0,465	0,449	0,463	0,007
0,485	0,465	0,500	0,475	0,479	0,489	0,489	0,489	0,480	0,474	0,483	0,009

**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>PathFile 19/02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,209	0,199	0,190	0,192	0,191	0,214	0,216	0,210	0,202	0,201	0,202	0,009
0,234	0,219	0,210	0,216	0,215	0,229	0,242	0,230	0,232	0,23	0,226	0,009
0,239	0,250	0,245	0,230	0,240	0,244	0,262	0,260	0,242	0,245	0,246	0,009
0,275	0,270	0,260	0,259	0,254	0,260	0,273	0,275	0,277	0,264	0,267	0,007
0,290	0,285	0,275	0,283	0,274	0,280	0,288	0,280	0,292	0,279	0,283	0,006
0,306	0,306	0,300	0,302	0,303	0,311	0,319	0,310	0,318	0,299	0,307	0,006
0,326	0,321	0,330	0,322	0,328	0,336	0,340	0,320	0,323	0,323	0,327	0,006
0,346	0,357	0,340	0,331	0,338	0,352	0,350	0,335	0,353	0,343	0,345	0,008
0,367	0,367	0,350	0,360	0,357	0,357	0,376	0,360	0,373	0,348	0,362	0,008
0,382	0,377	0,370	0,375	0,382	0,387	0,391	0,380	0,388	0,382	0,381	0,006
0,403	0,403	0,395	0,394	0,397	0,408	0,407	0,395	0,404	0,397	0,400	0,005
0,418	0,413	0,410	0,413	0,416	0,408	0,433	0,410	0,449	0,411	0,418	0,012
0,438	0,433	0,440	0,432	0,460	0,433	0,458	0,430	0,444	0,451	0,442	0,010
0,464	0,459	0,460	0,451	0,455	0,454	0,458	0,465	0,469	0,46	0,460	0,005
0,469	0,469	0,460	0,480	0,465	0,469	0,489	0,475	0,494	0,475	0,475	0,010
0,505	0,500	0,495	0,538	0,540	0,505	0,515	0,500	0,520	0,524	0,514	0,014

## Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)

Scout RaCe 10/.02											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV
0,125	0,120	0,122	0,117	0,113	0,128	0,112	0,113	0,102	0,110	0,116	0,007
0,151	0,160	0,148	0,158	0,153	0,139	0,148	0,149	0,132	0,145	0,148	0,008
0,171	0,170	0,153	0,158	0,158	0,170	0,158	0,159	0,153	0,160	0,161	0,006
0,192	0,200	0,193	0,183	0,188	0,190	0,193	0,185	0,193	0,190	0,191	0,004
0,208	0,210	0,204	0,188	0,203	0,206	0,204	0,185	0,199	0,190	0,200	0,008
0,234	0,235	0,229	0,234	0,232	0,226	0,229	0,237	0,219	0,225	0,230	0,005
0,255	0,245	0,244	0,239	0,247	0,242	0,239	0,237	0,229	0,235	0,241	0,006
0,281	0,265	0,270	0,250	0,272	0,257	0,270	0,252	0,255	0,270	0,264	0,009
0,291	0,290	0,290	0,265	0,292	0,293	0,295	0,268	0,301	0,275	0,286	0,011
0,302	0,310	0,301	0,301	0,306	0,309	0,295	0,278	0,301	0,290	0,299	0,009
0,322	0,325	0,311	0,306	0,321	0,314	0,321	0,309	0,311	0,315	0,316	0,006
0,338	0,345	0,346	0,316	0,346	0,345	0,352	0,335	0,331	0,335	0,339	0,009
0,369	0,340	0,372	0,357	0,356	0,360	0,372	0,350	0,336	0,355	0,357	0,011
0,385	0,375	0,382	0,362	0,376	0,376	0,372	0,366	0,362	0,370	0,373	0,007
0,395	0,415	0,413	0,387	0,391	0,396	0,398	0,381	0,392	0,380	0,395	0,011
0,411	0,445	0,341	0,392	0,420	0,407	0,398	0,427	0,398	0,355	0,399	0,028

**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>Scout RaCe 15/.02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,179	0,181	0,190	0,181	0,170	0,196	0,185	0,177	0,175	0,185	0,182	0,007
0,204	0,194	0,209	0,213	0,203	0,209	0,198	0,201	0,206	0,198	0,203	0,005
0,222	0,225	0,228	0,225	0,203	0,224	0,222	0,226	0,213	0,216	0,220	0,007
0,246	0,250	0,247	0,250	0,241	0,254	0,253	0,238	0,238	0,247	0,247	0,005
0,259	0,256	0,260	0,275	0,253	0,366	0,365	0,262	0,253	0,259	0,281	0,259
0,290	0,300	0,291	0,300	0,285	0,291	0,290	0,262	0,294	0,284	0,289	0,284
0,303	0,325	0,310	0,313	0,310	0,317	0,315	0,293	0,300	0,284	0,307	0,011
0,333	0,325	0,335	0,331	0,310	0,335	0,327	0,323	0,325	0,321	0,327	0,007
0,352	0,369	0,348	0,350	0,340	0,369	0,352	0,354	0,331	0,340	0,350	0,011
0,364	0,388	0,367	0,375	0,354	0,380	0,364	0,360	0,350	0,377	0,368	0,011
0,377	0,419	0,338	0,381	0,373	0,392	0,383	0,366	0,369	0,383	0,378	0,019
0,401	0,431	0,411	0,419	0,411	0,411	0,420	0,402	0,400	0,401	0,411	0,009
0,420	0,438	0,447	0,425	0,430	0,437	0,430	0,415	0,419	0,407	0,427	0,011
0,444	0,450	0,449	0,444	0,430	0,456	0,457	0,451	0,438	0,426	0,444	0,009
0,451	0,481	0,462	0,488	0,445	0,487	0,469	0,457	0,435	0,463	0,464	0,016
0,469	0,556	0,443	0,525	0,448	0,513	0,574	0,451	0,469	0,488	0,494	0,042

**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>Scout RaCe 20/.02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,219	0,244	0,231	0,220	0,232	0,237	0,244	0,244	0,234	0,247	0,235	0,009
0,247	0,275	0,263	0,253	0,250	0,253	0,259	0,269	0,246	0,272	0,259	0,009
0,264	0,300	0,275	0,278	0,268	0,283	0,254	0,282	0,279	0,298	0,278	0,013
0,292	0,325	0,300	0,290	0,299	0,316	0,306	0,314	0,310	0,308	0,306	0,010
0,309	0,338	0,319	0,296	0,323	0,329	0,325	0,337	0,317	0,321	0,321	0,011
0,326	0,358	0,344	0,337	0,329	0,349	0,350	0,346	0,354	0,340	0,343	0,009
0,343	0,375	0,369	0,370	0,354	0,368	0,369	0,359	0,367	0,364	0,364	0,009
0,360	0,388	0,388	0,377	0,372	0,382	0,394	0,378	0,386	0,383	0,381	0,009
0,368	0,394	0,400	0,407	0,396	0,421	0,400	0,404	0,411	0,407	0,401	0,013
0,405	0,406	0,413	0,407	0,409	0,434	0,419	0,436	0,418	0,414	0,416	0,010
0,427	0,438	0,431	0,426	0,433	0,441	0,438	0,436	0,438	0,438	0,435	0,005
0,433	0,469	0,487	0,463	0,445	0,461	0,463	0,468	0,462	0,475	0,462	0,014
0,455	0,494	0,506	0,469	0,463	0,480	0,481	0,487	0,494	0,493	0,482	0,014
0,478	0,513	0,519	0,488	0,488	0,500	0,513	0,454	0,506	0,516	0,497	0,019
0,517	0,512	0,531	0,500	0,506	0,526	0,531	0,523	0,519	0,506	0,517	0,010
0,539	0,550	0,563	0,549	0,537	0,546	0,538	0,551	0,532	0,549	0,545	0,008

**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>Mtwo 10/.04</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,138	0,156	0,145	0,125	0,107	0,151	0,156	0,156	0,127	0,143	0,140	0,015
0,164	0,208	0,179	0,178	0,178	0,210	0,212	0,204	0,208	0,176	0,191	0,017
0,207	0,260	0,213	0,210	0,223	0,269	0,243	0,266	0,210	0,208	0,230	0,024
0,242	0,304	0,264	0,236	0,276	0,296	0,275	0,311	0,256	0,241	0,270	0,025
0,277	0,347	0,316	0,256	0,316	0,328	0,325	0,346	0,328	0,326	0,316	0,027
0,320	0,400	0,350	0,309	0,379	0,401	0,350	0,382	0,382	0,365	0,363	0,029
0,354	0,486	0,384	0,342	0,450	0,427	0,400	0,408	0,427	0,410	0,408	0,040
0,389	0,547	0,427	0,375	0,495	0,480	0,418	0,471	0,418	0,436	0,445	0,049
0,415	0,600	0,470	0,407	0,522	0,539	0,481	0,515	0,522	0,469	0,494	0,055
0,476	0,653	0,512	0,453	0,580	0,572	0,506	0,542	0,653	0,508	0,545	0,065
0,528	0,686	0,547	0,493	0,651	0,618	0,537	0,568	0,528	0,554	0,571	0,058
0,554	0,747	0,581	0,519	0,696	0,671	0,575	0,622	0,595	0,580	0,614	0,066
0,580	0,791	0,623	0,552	0,732	0,710	0,600	0,640	0,623	0,632	0,648	0,070
0,632	0,826	0,658	0,598	0,781	0,763	0,650	0,693	0,763	0,665	0,702	0,071
0,658	0,895	0,709	0,625	0,850	0,809	0,700	0,728	0,852	0,717	0,754	0,086
0,701	0,956	0,743	0,678	0,901	0,861	0,718	0,773	0,901	0,736	0,796	0,093

**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>Mtwo 15/05</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,190	0,186	0,174	0,157	0,171	0,163	0,181	0,163	0,194	0,177	0,175	0,011
0,259	0,266	0,267	0,236	0,245	0,236	0,253	0,245	0,233	0,245	0,248	0,011
0,286	0,328	0,368	0,298	0,298	0,309	0,305	0,306	0,318	0,300	0,311	0,021
0,381	0,382	0,401	0,359	0,359	0,354	0,357	0,381	0,357	0,375	0,370	0,014
0,429	0,426	0,441	0,412	0,394	0,418	0,422	0,436	0,422	0,422	0,422	0,012
0,463	0,462	0,468	0,456	0,464	0,481	0,487	0,470	0,467	0,475	0,469	0,008
0,518	0,506	0,502	0,526	0,517	0,527	0,525	0,538	0,519	0,525	0,520	0,009
0,572	0,560	0,555	0,587	0,578	0,590	0,564	0,572	0,564	0,586	0,572	0,011
0,606	0,613	0,616	0,657	0,622	0,627	0,629	0,620	0,636	0,640	0,626	0,014
0,640	0,666	0,669	0,666	0,692	0,690	0,675	0,681	0,668	0,688	0,673	0,014
0,668	0,711	0,723	0,736	0,745	0,700	0,701	0,729	0,720	0,729	0,716	0,021
0,736	0,755	0,770	0,789	0,780	0,781	0,759	0,784	0,759	0,790	0,770	0,016
0,756	0,800	0,803	0,824	0,833	0,827	0,798	0,825	0,805	0,831	0,810	0,022
0,811	0,862	0,850	0,885	0,868	0,881	0,844	0,886	0,857	0,865	0,860	0,021
0,872	0,933	0,910	0,912	0,929	0,936	0,883	0,909	0,889	0,927	0,910	0,021
0,893	0,960	0,950	1,000	0,982	0,954	0,909	0,936	0,922	0,940	0,944	0,030
0,961	1,013	1,004	1,017	1,026	1,009	0,941	0,990	0,935	0,995	0,989	0,030
0,975	1,022	1,037	1,052	1,052	1,027	1,025	1,063	0,993	1,063	0,103	0,027
1,002	1,066	1,058	1,105	1,114	1,090	1,025	1,081	1,051	1,090	1,060	0,033
1,118	1,102	1,104	1,184	1,157	1,127	1,103	1,136	1,097	1,138	1,120	0,021
1,111	1,155	1,131	1,192	1,201	1,190	1,149	1,172	1,149	1,186	1,160	0,020

**Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)**

<b>Mtwo 20/06</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,285	0,280	0,264	0,274	0,252	0,284	0,279	0,283	0,286	0,284	0,277	0,010
0,388	0,369	0,345	0,349	0,339	0,37	0,362	0,369	0,378	0,374	0,364	0,014
0,377	0,372	0,423	0,421	0,424	0,389	0,380	0,377	0,381	0,381	0,393	0,020
0,486	0,476	0,433	0,442	0,435	0,477	0,480	0,475	0,478	0,484	0,467	0,020
0,490	0,489	0,534	0,537	0,528	0,491	0,487	0,486	0,483	0,492	0,502	0,021
0,603	0,591	0,539	0,560	0,541	0,593	0,594	0,587	0,590	0,595	0,579	0,022



0,607	0,601	0,622	0,620	0,644	0,603	0,600	0,591	0,600	0,607	0,610	0,015
0,718	0,708	0,660	0,675	0,658	0,705	0,675	0,715	0,708	0,702	0,692	0,022
0,733	0,720	0,672	0,684	0,676	0,716	0,732	0,724	0,724	0,722	0,710	0,022
0,741	0,736	0,790	0,799	0,787	0,752	0,738	0,755	0,734	0,747	0,758	0,023
0,864	0,840	0,797	0,807	0,791	0,848	0,865	0,841	0,854	0,865	0,837	0,027
0,872	0,850	0,845	0,818	0,870	0,861	0,870	0,853	0,863	0,878	0,858	0,017
0,883	0,880	0,934	0,945	0,937	0,921	0,896	0,880	0,882	0,901	0,906	0,025
1,011	0,980	0,955	0,955	0,945	1,009	1,026	0,989	0,999	1,025	0,989	0,028
1,018	1,000	0,977	0,981	0,993	1,014	1,022	0,996	1,006	1,034	1,004	0,017
1,012	1,015	1,108	1,110	1,098	1,051	1,031	1,003	1,016	1,042	1,049	0,040
1,167	1,152	1,113	1,117	1,114	1,136	1,184	1,129	1,154	1,172	1,144	0,024
1,166	1,156	1,128	1,123	1,147	1,150	1,194	1,134	1,173	1,198	1,157	0,025
1,180	1,165	1,216	1,189	1,288	1,170	1,191	1,152	1,183	1,210	1,194	0,036
1,182	1,284	1,268	1,303	1,293	1,308	1,250	1,209	1,236	1,239	1,257	0,040
1,508	1,489	1,283	1,361	1,271	1,502	1,448	1,510	1,490	1,489	1,435	0,089
1,505	1,497	1,456	1,504	1,393	1,534	1,517	1,517	1,521	1,528	1,497	0,040

## Diâmetro a cada milímetro da ponta (mm)

Mtwo 25/06											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV
0,267	0,288	0,259	0,268	0,284	0,259	0,239	0,266	0,292	0,281	0,270	0,015
0,352	0,352	0,364	0,382	0,347	0,370	0,349	0,366	0,383	0,366	0,363	0,012
0,437	0,490	0,420	0,445	0,430	0,425	0,417	0,431	0,438	0,469	0,440	0,022
0,507	0,562	0,476	0,516	0,500	0,509	0,465	0,486	0,511	0,535	0,507	0,027
0,564	0,605	0,553	0,587	0,576	0,564	0,527	0,550	0,566	0,600	0,569	0,023
0,620	0,649	0,637	0,643	0,625	0,629	0,602	0,614	0,666	0,657	0,634	0,019
0,697	0,713	0,707	0,707	0,694	0,722	0,671	0,678	0,703	0,713	0,701	0,015
0,747	0,807	0,778	0,735	0,756	0,814	0,746	0,733	0,767	0,769	0,765	0,027
0,830	0,850	0,820	0,820	0,819	0,861	0,815	0,779	0,863	0,854	0,831	0,025
0,881	0,858	0,876	0,891	0,861	0,953	0,876	0,844	0,917	0,901	0,886	0,030
0,944	0,973	0,918	0,969	0,965	0,972	0,931	0,908	0,972	0,967	0,952	0,023
0,972	1,038	0,974	1,011	1,027	1,027	1,006	0,963	1,027	1,032	1,008	0,027
1,043	1,088	1,058	1,061	1,058	1,055	1,075	1,018	1,082	1,098	1,064	0,022
1,120	1,175	1,121	1,110	1,125	1,092	1,116	1,091	1,178	1,154	1,128	0,029
1,163	1,218	1,149	1,153	1,180	1,148	1,164	1,100	1,205	1,201	1,168	0,033
1,205	1,276	1,226	1,209	1,222	1,203	1,246	1,165	1,246	1,239	1,224	0,029
1,276	1,298	1,247	1,266	1,263	1,231	1,26	1,211	1,315	1,305	1,267	0,031
1,395	1,348	1,303	1,337	1,284	1,268	1,301	1,256	1,315	1,389	1,320	0,045
1,452	1,399	1,331	1,358	1,354	1,305	1,369	1,339	1,369	1,408	1,368	0,040
1,543	1,478	1,380	1,408	1,381	1,342	1,376	1,394	1,383	1,464	1,415	0,058

## 8.2. Apêndice B

Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)

K-File 08/02											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV
0,322	0,390	0,474	0,376	0,412	0,438	0,454	0,458	0,458	0,347	0,413	0,05
0,401	0,380	0,479	0,479	0,425	0,469	0,357	0,479	0,468	0,449	0,439	0,04
0,453	0,439	0,530	0,474	0,474	0,443	0,449	0,427	0,489	0,449	0,463	0,03
0,453	0,450	0,500	0,463	0,453	0,474	0,408	0,520	0,500	0,454	0,468	0,03
0,505	0,505	0,484	0,469	0,458	0,454	0,500	0,447	0,479	0,438	0,474	0,02
0,494	0,445	0,494	0,474	0,479	0,500	0,505	0,500	0,458	0,474	0,482	0,02
0,442	0,596	0,525	0,510	0,500	0,459	0,500	0,500	0,510	0,459	0,500	0,04
0,463	0,480	0,510	0,438	0,458	0,454	0,520	0,520	0,458	0,500	0,480	0,03
0,567	0,475	0,561	0,484	0,453	0,515	0,449	0,427	0,510	0,423,5	0,493	0,04
0,453	0,500	0,474	0,520	0,510	0,474	0,510	0,510	0,510	0,500	0,496	0,02
0,500	0,495	0,572	0,510	0,525	0,505	0,474	0,510	0,552	0,489	0,513	0,03
0,526	0,485	0,525	0,489	0,474	0,501	0,479	0,479	0,510	0,530	0,500	0,02
0,546	0,475	0,546	0,525	0,520	0,479	0,515	0,531	0,531	0,484	0,515	0,02
0,510	0,500	0,541	0,515	0,536	0,545	0,530	0,500	0,562	0,515	0,525	0,02
0,505	0,530	0,572	0,536	0,494	0,484	0,510	0,562	0,520	0,484	0,520	0,03
0,541	0,535	0,556	0,546	0,561	0,476	0,525	0,531	0,562	0,535	0,537	0,02
0,578	0,525	0,601	0,546	0,536	0,530	0,607	0,541	0,572	0,535	0,557	0,03
0,557	0,540	0,572	0,510	0,582	0,551	0,525	0,541	0,589	0,551	0,552	0,02
0,567	0,535	0,618	0,572	0,525	0,535	0,556	0,572	0,552	0,510	0,554	0,03
0,531	0,555	0,597	0,571	0,572	0,581	0,581	0,583	0,604	0,602	0,578	0,02
0,599	0,555	0,608	0,572	0,561	0,556	0,545	0,520	0,562	0,556	0,563	0,02
0,562	0,563	0,634	0,567	0,592	0,602	0,571	0,593	0,572	0,596	0,585	0,02
0,557	0,540	0,644	0,603	0,587	0,612	0,561	0,593	0,625	0,556	0,588	0,03
0,645	0,590	0,644	0,577	0,582	0,591	0,637	0,604	0,645	0,591	0,611	0,03

Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)

K-File 10/02											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV
0,212	0,313	0,409	0,287	0,308	0,282	0,336	0,316	0,357	0,391	0,321	0,05
0,363	0,348	0,429	0,257	0,449	0,449	0,433	0,321	0,474	0,403	0,393	0,06
0,429	0,464	0,459	0,383	0,454	0,429	0,448	0,479	0,430	0,535	0,451	0,04
0,515	0,474	0,510	0,454	0,454	0,462	0,479	0,469	0,484	0,438	0,474	0,02
0,474	0,469	0,464	0,464	0,464	0,459	0,459	0,464	0,443	0,455	0,462	0,01
0,444	0,469	0,484	0,439	0,459	0,429	0,454	0,510	0,479	0,500	0,467	0,02
0,515	0,454	0,444	0,479	0,474	0,500	0,484	0,589	0,469	0,448	0,486	0,04
0,439	0,469	0,515	0,494	0,505	0,459	0,479	0,459	0,494	0,479	0,479	0,02
0,454	0,449	0,459	0,454	0,459	0,469	0,469	0,540	0,484	0,484	0,472	0,02
0,540	0,580	0,469	0,469	0,510	0,469	0,464	0,464	0,500	0,505	0,497	0,04
0,505	0,484	0,530	0,520	0,510	0,484	0,535	0,510	0,448	0,551	0,508	0,03
0,505	0,484	0,515	0,510	0,510	0,520	0,469	0,510	0,530	0,494	0,505	0,02
0,520	0,525	0,505	0,484	0,474	0,489	0,535	0,535	0,525	0,535	0,513	0,02
0,515	0,525	0,535	0,484	0,555	0,515	0,505	0,535	0,520	0,556	0,525	0,02
0,530	0,540	0,515	0,545	0,530	0,580	0,525	0,530	0,510	0,515	0,532	0,02
0,543	0,530	0,555	0,510	0,589	0,545	0,535	0,551	0,561	0,545	0,546	0,02
0,530	0,481	0,550	0,515	0,545	0,570	0,576	0,525	0,500	0,571	0,536	0,03
0,575	0,540	0,555	,550,5	,510,1	0,505	0,551	0,576	0,566	0,571	0,555	0,02
0,540	0,570	0,555	0,530	0,555	0,536	0,586	0,561	0,581	0,666	0,568	0,04
0,501	0,550	0,621	0,585	,540,4	,588,8	,576,5	,591,8	,581,3	,583,7	0,564	0,04
0,575	0,570	0,585	0,550	0,540	0,575	0,617	0,602	0,583	0,532	0,573	0,02
0,585	0,575	0,585	0,560	0,626	0,520	0,561	0,610	0,612	0,556	0,579	0,03
0,585	0,570	0,601	0,506	0,545	0,550	0,612	0,612	0,556	0,617	0,575	0,03
0,580	0,580	0,626	0,565	0,666	0,661	0,596	0,612	0,617	0,642	0,615	0,03

**Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)**

<b>K-File 15/02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,319	0,591	0,265	0,416	0,531	0,436	0,600	0,660	0,286	0,474	0,458	0,13
0,553	0,531	0,535	0,540	0,552	0,557	0,510	0,560	0,533	0,567	0,544	0,02
0,521	0,574	0,581	0,545	0,584	0,547	0,560	0,490	0,520	0,594	0,552	0,03
0,585	0,553	0,520	0,551	0,557	0,573	0,510	0,530	0,526	0,567	0,547	0,02
0,627	0,617	0,500	0,561	0,557	0,568	0,560	0,570	0,588	0,536	0,568	0,03
0,553	0,563	0,571	0,540	0,584	0,557	0,540	0,570	0,572	0,545	0,560	0,01
0,563	0,574	0,500	0,520	0,526	0,584	0,500	0,560	0,552	0,530	0,541	0,03
0,542	0,531	0,612	0,551	0,584	0,563	0,580	0,500	0,536	0,530	0,553	0,03
0,574	0,565	0,540	0,551	0,573	0,578	0,500	0,520	0,557	0,572	0,553	0,02
0,638	0,595	0,561	0,551	0,605	0,542	0,570	0,580	0,551	0,530	0,572	0,03
0,553	0,585	0,612	0,551	0,536	0,594	0,530	0,540	0,578	0,556	0,564	0,02
0,553	0,595	0,530	0,581	0,589	0,573	0,530	0,530	0,583	0,551	0,562	0,02
0,574	0,553	0,551	0,551	0,568	0,563	0,540	0,550	0,562	0,572	0,558	0,01
0,574	0,565	0,551	0,530	0,552	0,573	0,530	0,520	0,572	0,525	0,549	0,02
0,574	0,574	0,540	0,561	0,553	0,557	0,550	0,530	0,536	0,520	0,550	0,02
0,617	0,517	0,530	0,551	0,552	0,557	0,530	0,550	0,546	0,551	0,550	0,02
0,542	0,553	0,591	0,551	0,563	0,589	0,520	0,510	0,583	0,536	0,554	0,03
0,595	0,574	0,520	0,520	0,584	0,563	0,553	0,560	0,536	0,583	0,559	0,02
0,542	0,574	0,551	0,561	0,589	0,547	0,553	0,540	0,571	0,536	0,556	0,02
0,531	0,563	0,581	0,581	0,552	0,557	0,590	0,550	0,583	0,551	0,564	0,02
0,563	0,574	0,571	0,530	0,678	0,578	0,550	0,540	0,567	0,530	0,568	0,04
0,585	0,574	0,520	0,571	0,547	0,557	0,530	0,530	0,531	0,597	0,554	0,02
0,606	0,617	0,530	0,520	0,578	0,584	0,540	0,590	0,562	0,520	0,565	0,03
0,617	0,553	0,530	0,561	0,568	0,573	0,540	0,460	0,583	0,536	0,552	0,04

**Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)**

<b>PathFile 13/02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,622	0,591	0,580	0,632	0,637	0,552	0,599	0,530	0,614	0,615	0,597	0,03
0,632	0,561	0,640	0,622	0,614	0,562	0,653	0,580	0,619	0,622	0,611	0,03
0,612	0,673	0,580	0,642	0,645	0,677	0,618	0,630	0,630	0,627	0,633	0,03
0,653	0,612	0,630	0,600	0,614	0,600	0,584	0,605	0,666	0,60	0,616	0,02
0,642	0,693	0,680	0,714	0,718	0,677	0,643	0,600	0,687	0,602	0,666	0,04
0,693	0,632	0,680	0,693	0,635	0,666	0,678	0,650	0,677	0,652	0,666	0,02
0,632	0,683	0,600	0,653	0,739	0,697	0,590	0,690	0,666	0,671	0,662	0,04
0,724	0,693	0,640	0,693	0,697	0,697	0,693	0,665	0,708	0,642	0,685	0,02
0,683	0,673	0,730	0,704	0,697	0,708	0,648	0,680	0,750	0,671	0,694	0,03
0,734	0,724	0,700	0,704	0,739	0,718	0,683	0,685	0,708	0,686	0,708	0,02
0,693	0,704	0,710	0,714	0,687	0,739	0,712	0,695	0,671	0,705	0,703	0,02
0,734	0,744	0,710	0,704	0,770	0,770	0,742	0,705	0,750	0,686	0,732	0,03
0,734	0,765	0,700	0,744	0,770	0,750	0,600	0,755	0,802	0,802	0,742	0,05
0,755	0,755	0,740	0,795	0,760	0,718	0,712	0,690	0,739	0,735	0,740	0,03
0,734	0,775	0,750	0,724	0,781	0,791	0,732	0,765	0,796	0,774	0,762	0,02
0,758	0,775	0,770	0,806	0,822	0,843	0,752	0,720	0,700	0,686	0,763	0,05
0,775	0,775	0,790	0,775	0,843	0,791	0,777	0,765	0,869	0,769	0,793	0,03
0,816	0,744	0,750	0,795	0,770	0,770	0,787	0,790	0,770	0,735	0,773	0,02
0,795	0,846	0,830	0,816	0,820	0,822	0,767	0,835	0,807	0,803	0,814	0,02
0,836	0,744	0,770	0,836	0,843	0,506	0,806	0,765	0,828	0,774	0,771	0,09
0,785	0,806	0,830	0,759	0,927	0,822	0,767	0,825	0,890	0,745	0,816	0,05

Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)

PathFile 16/02											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV
0,540	0,585	0,600	0,612	0,596	0,588	0,612	0,581	0,568	0,581	0,586	0,02
0,650	0,616	0,645	0,632	0,617	0,635	0,612	0,581	0,598	0,653	0,624	0,02
0,600	0,631	0,595	0,312	0,596	0,635	0,642	0,622	0,598	0,612	0,584	0,09
0,620	0,621	0,625	0,622	0,627	0,666	0,653	0,632	0,588	0,632	0,629	0,02
0,640	0,606	0,600	0,653	0,600	0,600	0,632	0,642	0,627,5	0,622	0,622	0,02
0,640	0,656	0,675	0,637	0,632	0,666	0,612	0,632	0,600	0,663	0,641	0,02
0,640	0,636	0,630	0,663	0,658	0,625	0,704	0,632	0,627	0,653	0,647	0,02
0,650	0,636	0,630	0,653	0,653	0,677	0,632	0,673	0,637	0,642	0,648	0,01
0,700	0,646	0,640	0,663	0,653	0,697	0,653	0,693	0,617	0,683	0,665	0,03
0,660	0,686	0,710	0,658	0,668	0,687	0,683	0,642	0,656	0,642	0,669	0,02
0,700	0,702	0,635	0,693	0,663	0,697	0,683	0,653	0,656	0,693	0,678	0,02
0,670	0,631	0,685	0,668	0,704	0,687	0,714	0,724	0,666	0,673	0,682	0,02
0,700	0,671	0,660	0,729	0,678	0,718	0,653	0,704	0,656	0,704	0,687	0,02
0,710	0,727	0,695	0,683	0,683	0,770	0,673	0,642	0,666	0,683	0,693	0,03
0,700	0,707	0,675	0,683	0,734	0,677	0,724	0,744	0,666	0,734	0,704	0,03
0,730	0,676	0,695	0,704	0,704	0,687	0,704	0,734	0,696	0,704	0,703	0,02
0,760	0,702	0,710	0,714	0,704	0,781	0,734	0,714	0,715	0,714	0,725	0,02
0,720	0,737	0,755	0,775	0,724	0,791	0,826	0,734	0,686	0,734	0,748	0,04
0,730	0,737	0,705	0,719	0,755	0,729	0,693	0,693	0,725	0,744	0,723	0,02
0,720	0,707	0,730	0,750	0,755	0,770	0,693	0,795	0,715	0,755	0,739	0,03
0,734	0,712	0,750	0,734	0,734	0,729	0,755	0,714	0,696	0,744	0,730	0,02

Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)

PathFile 19/02											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV
0,642	0,590	0,602	0,596	0,612	0,612	0,550	0,580	0,645	0,578	0,601	0,03
0,622	0,650	0,642	0,596	0,632	0,642	0,630	0,578	0,625	0,627	0,624	0,02
0,622	0,580	0,612,2	0,586	0,581	0,622	0,570	0,578	0,625	0,588	0,595	0,02
0,632	0,660	0,642	0,615	0,614	0,642	0,670	0,600	0,697	0,598	0,637	0,03
0,693	0,620	0,632	0,605	0,622	0,653	0,630	0,686	0,635	0,598	0,637	0,03
0,642	0,650	0,673	0,625	0,612	0,683	0,630	0,686	0,687	0,607	0,650	0,03
0,693	0,680	0,693	0,615	0,683	0,673	0,670	0,607	0,677	0,666	0,666	0,03
0,663	0,690	0,673	0,634	0,724	0,693	0,610	0,627	0,718	0,617	0,665	0,04
0,693	0,600	0,673	0,711	0,683	0,683	0,720	0,656	0,739	0,647	0,681	0,04
0,724	0,690	0,704	0,615	0,673	0,755	0,660	0,686	0,750	0,666	0,692	0,04
0,704	0,700	0,693	0,634	0,714	0,663	0,780	0,647	0,697	0,666	0,690	0,04
0,724	0,710	0,673	0,711	0,744	0,724	0,660	0,735	0,750	0,676	0,711	0,03
0,744	0,690	0,704	0,615	0,704	0,734	0,750	0,676	0,739	0,735	0,709	0,04
0,734	0,740	0,693	0,633	0,724	0,744	0,690	0,725	0,812	0,676	0,717	0,04
0,755	0,760	0,755	0,644	0,734	0,734	0,790	0,725	0,750	0,715	0,736	0,03
0,744	0,740	0,714	0,721	0,826	0,816	0,740	0,696	0,791	0,745	0,753	0,04
0,836	0,720	0,755	0,701	0,724	0,765	0,750	0,774	0,802	0,715	0,754	0,04
0,755	0,780	0,734	0,711	0,795	0,755	0,780	0,725	0,801	0,705	0,754	0,03
0,785	0,750	0,775	0,682	0,795	0,760	0,780	0,784	0,812	0,764	0,769	0,03
0,816	0,840	0,775	0,730	0,836	0,785	0,800	0,774	0,833	0,784	0,797	0,03
0,785	0,810	0,787	0,740	0,785	0,877	0,820	0,774	0,833	0,794	0,801	0,03



**Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)**

<b>Scout RaCe 10/.02</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,645	0,645	0,494	0,587	0,412	0,698	0,555	0,574	0,626	0,423	0,566	0,09
0,718	1,175	0,592	0,664	0,561	1,086	0,640	0,638	1,186	0,693	0,795	0,23
0,541	0,640	1,226	1,257	1,200	0,750	1,180	1,084	0,712	1,122	0,971	0,25
0,600	0,715	0,731	0,649	0,711	0,658	0,690	0,737	0,666	0,724	0,688	0,04
1,313	1,310	1,247	1,293	0,804	1,336	1,230	1,207	1,318	1,250	1,231	0,14
0,802	0,720	0,814	8,450	1,175	0,836	0,815	0,762	0,803	0,775	1,595	2,18
1,490	0,800	1,557	1,453	1,556	0,801	1,475	1,505	0,742	1,520	1,290	0,32
0,875	0,750	0,742	0,835	0,876	0,862	0,815	0,797	0,792	0,826	0,817	0,04
1,760	1,680	1,701	1,845	1,536	1,750	1,745	1,658	1,752	1,709	1,714	0,07
0,875	0,800	0,927	0,773	0,762	0,775	0,745	0,792	0,808	0,831	0,809	0,05
1,760	1,770	0,752	0,804	1,814	1,775	0,760	0,821	1,686	0,780	1,272	0,47
0,875	0,760	1,783	1,804	0,804	0,755	1,795	1,703	0,848	1,795	1,292	0,46

Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)

Scout RaCe 15/.02											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV
0,368	0,589	0,722	0,462	0,620	0,318	0,395	0,278	0,308	0,506	0,457	0,14
0,456	0,602	0,641	0,612	0,708	0,581	0,580	0,550	0,561	0,683	0,597	0,06
0,743	1,179	1,086	1,175	1,227	0,662	0,641	0,620	0,555	1,075	0,896	0,25
1,162	0,756	0,839	0,781	0,645	1,250	1,098	1,208	1,302	0,708	0,975	0,23
0,731	1,378	1,221	0,712	0,689	0,750	0,740	0,746	0,703	0,734	0,840	0,22
1,262	0,826	0,814	1,256	1,284	1,212	1,271	1,284	1,209	1,379	1,180	0,18
0,762	1,512	0,851	0,806	0,898	0,750	0,839	0,772	0,833	0,898	0,892	0,20
0,825	0,852	1,481	1,543	1,525	0,950	0,777	0,784	0,740	1,557	1,103	0,33
1,550	0,916	0,641	0,818	0,816	1,450	1,444	1,531	1,543	0,797	1,151	0,34
0,837	1,769	0,790	0,793	0,759	0,793	0,777	0,841	0,790	0,746	0,890	0,28
1,693	0,801	1,160	1,800	1,879	1,775	1,790	1,135	1,790	1,746	1,557	0,34
0,812	1,794	0,666	0,768	0,841	0,831	0,851	0,772	0,790	0,822	0,895	0,29
0,850	0,814	0,901	1,793	1,746	0,781	0,679	0,822	0,796	0,607	0,979	0,38
1,787	1,787	1,703	0,806	0,835	1,806	1,790	1,772	1,703	1,278	1,527	0,36
0,756	0,841	0,728	0,806	0,841	0,793	0,765	0,810	0,808	0,759	0,791	0,03

Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)

Scout RaCe 20/.02											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV
0,609	0,587	0,567	0,629	0,604	0,541	0,620	0,606	0,543	0,656	0,596	0,03
0,634	0,662	0,617	1,086	0,598	0,588	0,594	0,543	0,668	0,668	0,666	0,14
1,109	0,113	1,148	0,777	1,191	1,141	1,227	1,220	1,100	0,725	0,975	0,32
0,743	0,725	0,703	0,691	0,716	0,647	0,734	0,762	0,756	0,843	0,732	0,05
0,127	0,135	1,284	1,246	1,339	1,141	1,253	1,329	1,962	1,200	1,102	0,51
0,804	0,700	0,722	0,790	0,753	0,800	0,734	0,737	0,737	0,868	0,765	0,05
0,155	0,887	0,827	1,980	0,722	0,788	0,822	1,712	0,825	1,475	1,019	0,49
0,768	0,144	1,518	0,814	1,543	1,400	1,506	0,700	1,512	0,837	1,074	0,44
0,743	0,762	0,802	0,716	0,827	0,776	0,772	0,787	0,800	0,662	0,765	0,04
0,174	0,189	1,956	1,765	1,777	1,694	2,063	1,643	1,912	1,912	1,509	0,64
0,804	0,762	0,802	0,876	0,802	0,705	0,772	0,906	0,700	0,875	0,800	0,06
0,178	0,725	0,740	16,790	0,740	0,753	0,746	1,937	0,787	1,662	2,506	4,56
0,731	0,178	1,679	0,703	1,679	1,588	1,683	0,662	1,750	0,837	1,149	0,53
0,756	0,912	0,839	0,802	0,839	0,870	0,886	0,837	0,852	0,775	0,837	0,04

**Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)**

<b>Mtwo 10/04</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,207	0,400	0,429	0,289	0,401	0,381	0,425	0,453	0,289	0,381	0,366	0,07
0,744	0,556	0,512	0,491	0,508	0,473	0,437	0,553	0,512	0,473	0,526	0,08
0,675	0,573	0,647	0,543	0,642	0,618	0,637	0,700	0,618	0,618	0,627	0,04
0,623	0,678	0,647	0,728	0,741	0,710	0,650	0,620	0,814	0,710	0,692	0,05
0,813	0,800	0,814	0,771	0,750	0,796	0,875	0,886	0,750	0,796	0,805	0,04
0,744	0,886	0,788	0,894	0,937	0,914	0,743	0,933	0,886	0,914	0,864	0,07
1,021	1,026	0,980	0,929	0,937	0,888	0,943	0,873	0,975	0,888	0,946	0,05
1,056	1,095	1,051	1,078	1,098	1,138	0,975	1,226	1,106	1,138	1,096	0,06
1,056	1,234	1,160	1,061	1,142	1,111	1,106	1,280	1,106	1,111	1,137	0,06
1,264	1,269	1,160	1,228	1,285	1,328	1,187	1,220	1,256	1,328	1,253	0,05
1,298	1,478	1,230	1,263	0,1312	1,519	1,256	1,153	1,519	1,519	2,516	0,52
1,367	1,373	1,435	1,456	0,1437	1,412	1,362	1,426	1,412	1,412	1,280	0,36

**Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)**

<b>Mtwo 15/05</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,572	0,600	0,598	0,802	0,776	0,695	0,448	0,668	0,467	0,681	0,631	0,11
0,772	0,800	0,848	0,973	0,964	0,818	0,610	0,913	0,701	0,947	0,835	0,11
1,227	1,000	1,178	1,072	1,140	1,218	0,967	1,227	0,987	1,186	1,120	0,09
1,209	1,213	1,321	1,335	1,438	1,381	1,207	1,336	1,207	1,343	1,299	0,08
1,518	1,440	1,392	2,881	1,473	1,509	1,331	1,500	1,341	1,493	1,588	0,42
1,709	1,653	1,685	1,578	1,701	1,672	1,603	1,718	1,549	1,684	1,655	0,05
1,909	1,773	1,866	1,980	1,929	2,018	1,733	1,909	1,748	1,909	1,877	0,09
1,990	1,906	1,991	2,118	2,035	2,054	1,889	2,154	1,913	2,106	2,016	0,09
2,281	2,240	2,196	2,197	2,228	2,272	2,194	2,209	2,129	2,270	2,222	0,04
2,463	2,480	2,500	2,434	2,421	2,472	2,324	2,536	2,354	2,536	2,452	0,06
2,645	2,506	2,580	2,644	2,701	2,709	2,376	2,672	2,424	2,706	2,596	0,11

Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)

Mtwo 20/06											
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	MÉDIA	DV
0,617	0,575	0,383	0,375	0,350	0,603	0,731	0,626	0,664	0,767	0,569	0,14
1,097	1,125	1,012	1,097	1,030	1,125	1,133	1,110	1,157	1,126	1,101	0,04
1,464	1,434	1,329	1,327	1,339	1,407	1,477	1,462	1,412	1,474	1,413	0,05
1,769	1,771	1,685	1,729	1,658	1,776	1,785	1,754	1,820	1,784	1,753	0,04
2,146	2,072	1,952	1,975	1,958	2,044	2,109	2,115	2,056	2,102	2,053	0,06
2,399	2,368	2,263	2,294	2,231	2,409	2,393	2,416	2,448	2,411	2,363	0,07
2,734	2,742	2,604	2,614	2,597	2,630	2,718	2,685	2,681	2,726	2,673	0,05
3,012	2,972	2,888	2,943	2,864	3,036	3,076	2,994	3,062	3,011	2,986	0,06
3,347	3,311	3,178	3,206	3,181	3,275	3,295	3,307	3,275	3,382	3,276	0,06
4,780	5,070	6,081	5,794	6,346	5,097	4,831	4,943	4,998	4,785	5,273	0,52

**Comprimento entre as lâminas de corte - *Pitch* (mm)**

<b>Mtwo 25/06</b>											
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>MÉDIA</b>	<b>DV</b>
0,428	0,393	0,404	0,525	0,577	0,451	0,446	0,403	0,498	0,436	0,456	0,05
1,353	1,581	1,423	1,452	1,439	1,425	1,447	1,500	1,641	1,545	1,481	0,08
1,975	1,868	1,979	2,027	2,059	1,951	2,003	1,890	1,911	1,899	1,956	0,06
2,425	2,680	2,517	2,502	2,534	2,504	2,527	2,625	2,719	2,577	2,561	0,08
3,050	2,923	3,025	3,097	3,191	3,023	3,059	2,945	3,005	2,991	3,031	0,07
3,488	3,736	3,556	3,598	3,536	3,653	3,546	3,670	3,762	3,643	3,619	0,08
4,765	4,140	4,385	4,217	3,961	4,231	4,271	4,390	3,765	4,316	4,244	0,24

## 8.3. Apêndice C

## Ângulo (°) e Raio de Curvatura (mm)

GRUPO K-File					GRUPO PathFile					GRUPO Scout RaCe				
Grupo	Dente	Canal	Ângulo	Raio	Grupo	Dente	Canal	Ângulo	Raio	Grupo	Dente	Canal	Ângulo	Raio
1	36	MV	28,1	4,4	1	36	MV	33,1	3,3	1	27	MV	41,7	4,3
		ML	34,7	4,3			ML	17,2	3,9			MV1	29	4,8
	46	MV	42	3,9			D	22,1	4,2			D	38,3	3,2
		ML	34,2	9,5		36	ML	32,7	3,4		16	DV	30	5
	16	MV	29,3	4,1				MV	43,9			4,7		MV
			DV	22,1		5,2	27	DV	32,3		3,4	26	DV	30,4
	47	MV	38,3	4				MV	23,5		5,1			MV
			ML	23,2		4,2	47	MV	35,6		4,5	36	MV	33,2
		D	17,6	5,8				ML	25,7		4,3			ML
	36	MV	28,5	5,1			D	23,6	6,2		37	MV	39,6	4
			ML	28,5		5,1	46	MV	38,7			3,3		ML
		D	31,8	4,7				ML	38,7		3,3	2	36	MV
2	36	MV	20,8	4,9	2	27	DV	41	3,3		ML			25,7
			ML	35,7			4,7		MV	35,6	4,3		D	42,3
	48	DV	58,1	3,1		37	MV	37,1	3,3	26	MV	40,6	3,9	
			ML	43,9			3,2		ML		23,4	4,1		DV
	36	MV	29,3	5,1		16	MV	25,8	5,8	17	DV	29	3,6	
			ML	39			5		DV		24,5	6,1		MV
	26	DV	43,1	4,7		27	MV	29,7	5,4	46	ML	33,9	4,0	
			MV	42			5,2		DV		29,1	5		MV
	16	MV	45,7	3		36	MV	18,7	6,3	26	MV	29	4,2	
			DV	23,8			3,5		ML		29,6	6,1		DV
3	27	MV	32	4	3	16	MV	27,7	4	3	17	DV	37,5	3,9
			DV	19,5			5,4		MV			34,8	4,2	
	26	MV	39,6	6,5		16	MV	40,1	4,7		26	MV	19,2	4,8
			MV'	35,6			5,1		DV			32,5	5,2	



		DV	18,5	6,1		<b>46</b>	MV	19,3	5		<b>37</b>	ML	35,6	3,5
	<b>16</b>	MV	21,3	6,2			ML	22,8	5,9			MV	43,3	4,6
		DV	50,3	5,7		<b>47</b>	D	49,5	2,5		<b>26</b>	DV	25,4	4,4
	<b>17</b>	MV	49,6	3,4			ML	52,7	3,7			MV	36,3	4,7
		DV	30,6	5,8			MV	56,5	4,2		<b>36</b>	ML	36,1	4,5
	<b>37</b>	ML	30,2	5,4		<b>36</b>	MV	41,6	3,3			MV	36,1	4,5
		MV	42,6	5,2			ML	26,1	3,8	<b>4</b>	<b>36</b>	ML	20,9	8,3
<b>4</b>	<b>47</b>	MV	36,8	4,4	<b>4</b>	<b>37</b>	MV	29,3	5,1			MV	44,2	8,8
		ML	26	4,7			ML	39	5,2		<b>37</b>	ML	24,2	4,6
		D	33,1	4,6		<b>17</b>	MV	20,6	4,7			MV	28,6	6,8
	<b>17</b>	MV	38,2	3,1			DV	42,9	4,9		<b>27</b>	MV	42,5	2,2
		DV	32,6	3,3		<b>47</b>	ML	59,5	3,5			DV	38,2	3
	<b>26</b>	MV	21,7	5,8			MV	51,3	4,4		<b>16</b>	MV	26,9	3
		DV	22,8	5,5		<b>27</b>	DV	29,7	5,4			DV	33,2	3
		P	32,3	5			MV	29,1	5		<b>46</b>	MV	32	5,3
	<b>26</b>	DV	29,9	4,8		<b>26</b>	DV	53,3	2,5			ML	22,7	6,3
		MV	37,5	4,9			MV	18	8,2	<b>5</b>	<b>26</b>	MV	30,6	4,5
	<b>46</b>	MV	33,2	4,3	<b>5</b>	<b>26</b>	MV	37,6	3,6			DV	41,3	4
		ML	28,4	3,7			DV	28,8	3,2			P	18,3	4,6
<b>5</b>	<b>26</b>	MV	37	3,9		<b>36</b>	MV	32,1	3,8		<b>16</b>	DV	35,3	3,8
		DV	30,4	3,4			ML	41,8	3,9			MV	53,9	4,4
	<b>46</b>	ML	38,6	3,5		<b>36</b>	MV	19,34	5		<b>26</b>	MV	36,68	5,1
		MV	37,6	4			ML	22,8	5,9			DV	21,4	5,3
	<b>36</b>	MV	40,5	5,1		<b>36</b>	MV	40,5	5,1		<b>36</b>	ML	31,0	5,5
		ML	40,5	5,1			ML	40,5	5,1			MV	34,9	5,2
		D	23,6	4,7			D	23,6	4,7		<b>16</b>	DV	37,9	6,3
	<b>47</b>	MV	33,4	4		<b>36</b>	MV	34,9	2,7			MV	32,7	7
		ML	34,5	4,6			ML	27,2	3	<b>6</b>	<b>26</b>	MV	32,6	5,1
	<b>36</b>	MV	31,4	3,9	<b>6</b>	<b>46</b>	ML	35,7	4,2			MV	32,6	5,1
		ML	37	3,8			MV	35,6	4,3			DV	19,5	5,9
<b>6</b>	<b>26</b>	MV	31,7	3,5		<b>36</b>	ML	35,2	3,5		<b>47</b>	ML	17,2	7

		MV	33,6	4,4			MV	35,2	3,5				MV	27,1	5,5	
	<b>27</b>	MV	29,7	5,4			D	42	2,3				<b>36</b>	MV	32,1	3,8
		DV	29,1	5			<b>46</b>	MV	44,2	2,4				ML	41,8	3,9
	<b>36</b>	MV	18,7	6,3				ML	23,8	3,7			<b>26</b>	DV	25,6	5,6
		ML	29,6	6,1			<b>37</b>	MV	47,3	3,3				MV	32,2	4,8
	<b>46</b>	ML	28,7	5,4				ML	44,4	3,1			<b>27</b>	MV	22,4	2,9
		MV	32,2	6			<b>26</b>	DV	43,1	4,7				DV	28,9	2,1
	<b>46</b>	MV	34,7	4				MV	42	5,2		<b>7</b>	<b>37</b>	ML	26,4	4
		ML	32,1	4,3		<b>7</b>	<b>16</b>	MV	23,6	3,1				MV	15,8	4
<b>7</b>	<b>16</b>	MV	39,8	5,6				DV	27,6	5,5			<b>16</b>	MV	30,3	4
		DV	28,3	5,5			<b>17</b>	MV	45,3	4,6				DV	39,3	4,6
	<b>46</b>	ML	36,9	3,8				D	40,9	4,1			<b>37</b>	D	65,5	3
		MV	24,5	4				DV	26,4	5,1				ML	59,9	2,1
	<b>37</b>	ML	29,3	5,1			<b>48</b>	D	49,5	2,5				MV	56,8	2,9
		MV	39	5,2				ML	52,7	3			<b>36</b>	MV	28,4	3,7
	<b>46</b>	ML	26,5	3				MV	56,5	4,2				ML	37,2	4,2
		MV	19,4	5,6			<b>26</b>	DV	37,4	3,3			<b>36</b>	ML	32,1	3,8
	<b>16</b>	DV	47,5	4,6				MV	45,2	3,3				MV	41,8	3,9
		MV	34,7	5,7			<b>47</b>	D	51,1	2,7		<b>8</b>	<b>46</b>	D	51,4	3,8
<b>8</b>	<b>46</b>	MV	36,9	3,9				ML	51,2	3,9				ML	28,7	4,1
		DV	25,1	4,1				MV	53,9	3,9				MV	41,5	3,4
	<b>26</b>	DV	32	4,5		<b>8</b>	<b>36</b>	MV	39	3,5			<b>27</b>	MV	37,6	3,6
		MV	19,5	5,4				ML	31,1	3,6				DV	28,8	3,2
	<b>26</b>	MV	28,6	5,6			<b>36</b>	ML	32,1	3,8			<b>46</b>	ML	30,8	3,5
		DV	29,7	5,4				MV	41,8	3,9				MV	31	3,6
	<b>16</b>	MV	38,1	2,9			<b>46</b>	ML	17,3	4,7			<b>46</b>	ML	34,1	4,4
		MV2	38,1	2,9				MV	37,1	4,6				MV	30	5
		D	34,8	3,7			<b>36</b>	MV	20,9	8,3			<b>26</b>	MV	31,75	3
	<b>17</b>	DV	17,7	4,8				ML	44,2	8,8				DV	30,36	3,8
		MV	17,8	4,7			<b>36</b>	MV	28,1	4,4		<b>9</b>	<b>47</b>	ML	29,1	5,4
<b>9</b>	<b>47</b>	DV	36,9	3,8				ML	34,7	4,3				MV	36,8	5,9

	MV	24,5	4	
<b>16</b>	DV	33,5	5,4	
	MV	30,3	5,8	
	MV2	26,4	5,7	
<b>47</b>	D	26,2	5,7	
	ML	22,1	5,4	
	MV	22,1	5,4	
<b>46</b>	D	32,1	4,9	
	ML	26,3	6,6	
	MV	45,8	4,8	
<b>36</b>	MV	25,9	5,9	
	ML	34,2	6,3	
<b>10</b>	<b>46</b>	MV	27,5	5
		ML	22,4	5,1
	<b>37</b>	D	30,5	4,8
		ML	42,4	4,6
		MV	44,4	4,4
	<b>16</b>	MV	32,3	4,5
		DV	25,6	5,2
	<b>47</b>	MV	28	4,8
		ML	28,1	4,8
	<b>36</b>	MV	20,9	4,5
		ML	36,6	5,8
	<b>Média</b>	31,76	4,78	
	<b>Desvio-Padrão</b>	5,95	0,98	

<b>9</b>	<b>36</b>	MV	32,1	3,8
		ML	34,6	3,6
	<b>46</b>	MV	34,2	3,9
		ML	43,9	4,3
	<b>16</b>	MV	19,8	4,2
		DV	41,6	3,9
	<b>26</b>	MV	46,1	3,1
		DV	27,3	3,4
		P	45,1	4,7
	<b>36</b>	MV	24,1	3,7
		ML	28,7	4,4
	<b>26</b>	MV	51,7	2,2
		DV	25,2	4
		P	33,3	5,1
<b>10</b>	<b>16</b>	MV	41,9	4,3
		ML	27,8	4,1
	<b>17</b>	MV	14,1	6,1
		ML	38,9	6,3
	<b>28</b>	MV	10,3	6,3
		ML	17,8	7,2
	<b>16</b>	DV	45,4	2,9
		MV	23	4,6
	<b>26</b>	DV	42	2,8
		MV	21	3,6
	<b>Média</b>	34,93	4,31	
	<b>Desvio-Padrão</b>	7,41	1,22	

<b>26</b>	DV	41,7	4,7	
	MV	25,3	5,3	
<b>36</b>	ML	41,6	3,3	
	MV	26,1	3,8	
<b>37</b>	D	48,5	2,3	
	ML	36,4	3,3	
	MV	49,8	3,6	
<b>36</b>	ML	32,1	3,8	
	MV	41,8	3,9	
<b>10</b>	<b>37</b>	MV	47,3	3,3
		ML	44,4	3,1
	<b>47</b>	MV	34,9	3,9
		ML	32,8	4,1
	<b>46</b>	MV	32,2	4,7
		DV	32,2	5,2
	<b>16</b>	MV	28,6	4,5
		DV	36,7	4,9
	<b>46</b>	MV	29,3	5,1
		DV	21,6	5,2
		D	42,1	5,5
	<b>Média</b>	34,38	4,45	
	<b>Desvio-Padrão</b>	5,57	1,16	

## 8.4. Apêndice D

## Torção (N.cm) e Deflexão Angular (°)

	Torção: PathFile					
	NOVOS			USADOS (5x Molar)		
	13/.02	16/.02	19/.02	13/.02	16/.02	19/.02
<b>1</b>	0,086	0,166	0,226	0,103	0,200	0,243
<b>2</b>	0,086	0,186	0,239	0,111	0,168	0,220
<b>3</b>	0,084	0,145	0,234	0,119	0,190	0,219
<b>4</b>	0,091	0,175	0,223	0,170	0,184	0,211
<b>5</b>	0,090	0,180	0,240	0,106	0,178	0,239
<b>6</b>	0,107	0,144	0,217	0,094	0,177	0,261
<b>7</b>	0,099	0,173	0,198	0,106	0,185	0,205
<b>8</b>	0,111	0,147	0,199	0,099	0,185	0,251
<b>9</b>	0,096	0,154	0,236	0,075	0,122	0,229
<b>10</b>	0,085	0,159	0,249	0,085	0,093	0,203
<b>Média</b>	0,094	0,163	0,226	0,107	0,168	0,228
<b>Des Pad</b>	0,010	0,015	0,017	0,026	0,034	0,020

## Deflexão Angular: PathFile

	NOVOS			USADOS (5x Molar)		
	13/.02	16/.02	19/.02	13/.02	16/.02	19/.02
<b>1</b>	517	637	546	666	822	660
<b>2</b>	636	595	559	571	857	710
<b>3</b>	546	691	684	523	593	684
<b>4</b>	479	547	673	762	846	709
<b>5</b>	505	581	515	654	780	600
<b>6</b>	653	636	781	575	725	550
<b>7</b>	611	558	576	702	691	558
<b>8</b>	715	702	666	678	647	685
<b>9</b>	564	643	678	709	882	625
<b>10</b>	625	732	756	732	841	767
<b>Média</b>	585	632	643	657	768	655
<b>Des Pad</b>	75	63	90	77	99	70

**Torção (N.cm) e Deflexão Angular (°)****Torção: Scout RaCe**

	NOVOS			USADOS (5x Molar)		
	10/.02	15/.02	20/.02	10/.02	15/.02	20/.02
<b>1</b>	0,096	0,137	0,307	0,083	0,152	0,300
<b>2</b>	0,076	0,161	0,311	0,057	0,133	0,260
<b>3</b>	0,070	0,174	0,248	0,053	0,123	0,305
<b>4</b>	0,082	0,182	0,274	0,070	0,15	0,298
<b>5</b>	0,070	0,129	0,288	0,090	0,135	0,222
<b>6</b>	0,081	0,179	0,313	0,068	0,143	0,256
<b>7</b>	0,058	0,177	0,304	0,089	0,157	0,305
<b>8</b>	0,068	0,167	0,230	0,086	0,13	0,229
<b>9</b>	0,071	0,182	0,263	0,063	0,117	0,305
<b>10</b>	0,068	0,108	0,205	0,099	0,134	0,225
<b>Média</b>	0,074	0,160	0,274	0,076	0,137	0,271
<b>Des Pad</b>	0,010	0,026	0,037	0,016	0,013	0,036

**Deflexão Angular: Scout RaCe**

	NOVOS			USADOS (5x Molar)		
	10/.02	15/.02	20/.02	10/.02	15/.02	20/.02
<b>1</b>	463	510	522	576	414	421
<b>2</b>	437	487	552	475	439	439
<b>3</b>	518	598	523	439	492	499
<b>4</b>	510	499	637	450	486	451
<b>5</b>	510	595	535	461	433	390
<b>6</b>	535	474	612	450	517	487
<b>7</b>	534	510	661	481	395	462
<b>8</b>	547	522	504	630	630	576
<b>9</b>	553	510	744	462	428	450
<b>10</b>	558	798	702	505	443	445
<b>Média</b>	517	550	599	493	468	462
<b>Des Pad</b>	39	96	84	62	68	50

**Torção (N.cm) e Deflexão Angular (°)**

<b>Torção: Mtwo</b>																
NOVOS				USADOS (K-File)				USADOS (PATHFILE)				USADOS (SCOUT RACE)				
	10./04	15./05	20./06	25./06	10./04	15./05	20./06	25./06	10./04	15./05	20./06	25./06	10./04	15./05	20./06	25./06
<b>1</b>	0,157	0,201	0,529	0,563	0,334	0,182	0,649	0,762	0,287	0,280	0,473	0,710	0,145	0,227	0,597	0,583
<b>2</b>	0,140	0,239	0,620	0,469	0,412	0,281	0,697	0,775	0,167	0,230	0,608	0,624	0,287	0,350	0,571	0,783
<b>3</b>	0,117	0,299	0,469	0,633	0,158	0,309	0,658	0,705	0,175	0,178	0,520	0,640	0,193	0,362	0,610	0,674
<b>4</b>	0,248	0,205	0,283	0,699	0,233	0,232	0,762	0,537	0,111	0,261	0,522	0,645	0,137	0,408	0,431	0,620
<b>5</b>	0,152	0,240	0,322	0,502	0,230	0,202	0,637	0,502	0,256	0,291	0,381	0,639	0,210	0,352	0,417	0,687
<b>6</b>	0,160	0,262	0,340	0,479	0,161	0,145	0,452	0,638	0,204	0,255	0,356	0,657	0,092	0,129	0,457	0,616
<b>7</b>	0,156	0,211	0,730	0,496	0,091	0,270	0,483	0,548	0,175	0,257	0,503	0,681	0,136	0,185	0,457	0,651
<b>8</b>	0,120	0,230	0,470	0,637	0,132	0,197	0,405	0,527	0,247	0,282	0,497	0,749	0,226	0,283	0,481	0,603
<b>9</b>	0,124	0,150	0,328	0,715	0,222	0,371	0,442	0,738	0,139	0,160	0,448	0,593	0,128	0,286	0,550	0,655
<b>10</b>	0,130	0,249	0,323	0,509	0,163	0,152	0,442	0,491	0,121	0,208	0,320	0,491	0,344	0,390	0,479	0,590
<b>Média</b>	0,150	0,229	0,441	0,570	0,214	0,234	0,563	0,622	0,188	0,240	0,463	0,643	0,190	0,297	0,505	0,646
<b>DP</b>	0,038	0,040	0,149	0,093	0,097	0,073	0,130	0,114	0,059	0,045	0,088	0,069	0,079	0,093	0,071	0,060

<b>Deflexão Angular: Mtwo</b>																
NOVOS				USADOS (K-File)				USADOS (PATHFILE)				USADOS (SCOUT RACE)				
	10./04	15./05	20./06	25./06	10./04	15./05	20./06	25./06	10./04	15./05	20./06	25./06	10./04	15./05	20./06	25./06
<b>1</b>	586	143	445	511	264	348	343	421	444	329	297	421	576	402	438	468
<b>2</b>	373	385	163	360	456	457	317	433	577	402	361	433	510	378	449	499
<b>3</b>	428	458	379	444	474	408	406	444	449	427	397	379	534	420	408	486
<b>4</b>	463	491	451	384	385	444	385	402	475	390	376	336	505	463	350	655
<b>5</b>	541	432	409	406	318	475	390	349	480	204	408	420	571	516	355	481
<b>6</b>	349	475	157	385	258	480	270	335	474	404	328	396	450	428	487	511
<b>7</b>	365	402	444	456	372	390	264	317	593	264	486	419	449	419	276	486
<b>8</b>	408	403	409	481	444	433	390	456	564	336	451	408	482	458	402	349
<b>9</b>	534	444	294	547	444	306	390	378	666	427	367	366	545	319	360	331
<b>10</b>	433	439	444	421	453	475	407	319	625	385	390	425	420	266	413	362
<b>Média</b>	448	407	360	440	387	422	356	385	535	357	386	400	504	407	394	463
<b>DP</b>	82	99	115	60	82	59	55	53	80	74	55	31	54	72	60	96